

1. Einleitung

Soll ein neuer Zahnersatz angefertigt werden, so ist es wichtig, die Zeit zwischen der Präparation beziehungsweise zwischen der Abnahme des alten Zahnersatzes und der Eingliederung des neuen mit Hilfe einer provisorischen Versorgung zu überbrücken.

Handelt es sich um den Frontzahnbereich, steht hier für den Patienten vor allem der ästhetische Aspekt im Vordergrund. Ein mangelhafter Zahnersatz kann durch unnatürliche und auffällige Veränderungen der Zähne die Attraktivität des Gesichts mindern [19]. Zahngröße, -form und -stellung sollen mit dem Gesicht harmonisieren, die Oberflächenstruktur natürlich sein und Zahnfarbe und Transluzenz des Provisoriums sollen dem des natürlichen Vorgängers nachempfunden sein. So kann ein ästhetisch ansprechendes, für den Betrachter unauffälliges Ergebnis erzielt werden [104].

Das Provisorium muss jedoch nicht nur den ästhetischen Ansprüchen des Patienten genügen, vielmehr soll es auch gewissen funktionellen Aufgaben nachkommen können. Um den Zahnstumpf vor äußeren Einflüssen zu schützen, Zahnkipnungen und -wanderungen zu vermeiden und Kaufähigkeit und Lautbildung zu gewährleisten, muss das Provisorium bestimmten Anforderungen gerecht werden [49; 59]. Diese bestehen zum einen daraus, eine ausreichende mechanische Materialstabilität aufzuweisen, um den einwirkenden Kaukräften eine ausreichende Gegenkraft entgegenzusetzen. Abrasionen sollen sich auf ein Mindestmaß beschränken [45]. Zum anderen muss das Material bioverträglich sein, um weder den präparierten Zahn durch angeschnittene Pulpenkanälchen hindurch zu schädigen, noch den gesamten Körper durch Auswaschen toxischer Materialbestandteile zu gefährden [79; 95]. Um darüber hinaus den oben schon genannten ästhetischen Vorgaben zu entsprechen, muss das Provisorienmaterial farbstabil sein. Das bedeutet, dass es sich weder leicht durch Nahrungsbestandteile verfärben lässt, noch dass dessen Farbe durch die Verweildauer im Mund ausgewaschen werden kann.

Wenn ein Provisorium all diese Aufgaben erfüllt, ist nicht nur der behandelnde Zahnarzt mit seinem Ergebnis zufrieden. Auch der Patient kann während des Wartens auf seinen neuen Zahnersatz am gesellschaftlichen Leben teilnehmen, ohne

funktionell oder ästhetisch beeinträchtigt zu sein. Letzteres trägt zu einem vertrauensvollen Verhältnis zwischen Patient und Behandler bei [19].

In dieser In vitro-Studie wurden die notwendigen Anforderungen an ein Material für provisorische Kunststoffkronen anhand von Tests an künstlichen Zahnstümpfen überprüft. Auf diese Weise konnte die Farbstabilität nach Lagerung in verschiedenen Flüssigkeiten, die Abrasionsstabilität und die Bruchfestigkeit von sechs verschiedenen Materialien festgestellt und die Werte miteinander verglichen werden.

2. Literaturübersicht

2.1. Anforderungen an ein Provisorium

Für den Zeitraum zwischen der Präparation des Zahnes und der Fertigstellung und Eingliederung des definitiven Zahnersatzes, welcher Tage bis Wochen in Anspruch nehmen kann, ist es dringend erforderlich, eine Interimsversorgung für den Patienten anzufertigen.

Die Aufgaben, die eine provisorische Versorgung zu erfüllen hat, sind mit denen der definitiven prothetischen Versorgung vergleichbar [60].

Zum einen soll der, durch die Präparation und damit die Entfernung der Zahnhartsubstanz, schutzlos gewordene Zahn vor chemisch-toxischen, thermischen, mikrobiellen und mechanischen Reizen geschützt werden [1; 4; 5; 11; 79].

Zum anderen ist das Provisorium dafür verantwortlich, den beschliffenen Zahn, dem nun die approximale Abstützung der Nachbarzähne fehlt, bis zur definitiven Versorgung in seiner ursprünglichen Position zu halten. Dadurch wird zugleich auch für eine mit dem Ausgangszustand vergleichbare Okklusion gesorgt, die wiederum einer Bissenkung und den daraus resultierenden Kiefergelenksbeschwerden entgegenwirken kann [1; 4; 5; 40; 59; 79].

Auch zu diagnostischen Zwecken kann eine Interimsversorgung herangezogen werden [4; 40]. Es kann getestet werden, ob der beschliffene Zahn der Last einer geplanten Konstruktion gewachsen oder gar nicht erhaltungswürdig ist und ob die Anzahl der Pfeilerzähne ausreichend ist. Außerdem kann der Patient prüfen, ob er sowohl mit der Phonetik, als auch mit beabsichtigten Veränderungen, wie einer verbesserten Front-Eckzahn-Führung und mit der Stellung des neuen Zahnersatzes zurechtkommt [4; 5].

Die funktionell wichtigsten Punkte sind wohl die Sicherung des Kauvermögens und des Sprechens [1; 4; 5; 40; 79]. Ohne diese beiden Faktoren müsste der Patient in seinem Alltag und im Umgang mit seinen Mitmenschen mit starken Einschränkungen rechnen.

Nicht zu vergessen ist der Aspekt der wiederhergestellten Ästhetik, der vor allem für den Patienten selbst einen wichtigen Punkt darstellt. Mitunter wird ein ästhetisch

zufriedenstellendes Provisorium als Visitenkarte eines Zahnarztes bezeichnet und sorgt dadurch für eine Verbesserung des Vertrauensverhältnisses zwischen Zahnarzt und Patient [40; 60].

Ebenso kann mithilfe des Provisoriums eine Konditionierung der Weichgewebe des Patienten erfolgen [40].

Zuletzt trägt ein gutes Provisorium zur Aufrechterhaltung der parodontalen Gesundheit bei [65]. Um einer Gingivitis oder daraus resultierenden parodontalen Folgeerkrankungen vorzubeugen, ist es wichtig, darauf zu achten, dass die provisorische Versorgung vor allem im Kronenrandbereich nicht überkonturiert und gut poliert ist. Dadurch wird eine gute Mundhygiene bis zur definitiven Versorgung erleichtert [11]. Ferner muss dafür Sorge getragen werden, keine okklusalen Vorkontakte zu produzieren [60; 68].

2.2. Anforderungen an einen Provisorienkunststoff

Die meisten der oben genannten Anforderungen an die provisorische Versorgung sind nur zu erfüllen, wenn das Material allen Ansprüchen gerecht wird.

Zum einen soll der Kunststoff die Eigenschaften besitzen, die ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis liefern können. Dazu zählen die Farbstabilität und die Nachahmung der natürlichen Fluoreszenz der Zähne [5; 10; 59; 105].

Damit ein Provisorium auch auf dem Röntgenbild zu erkennen ist, ist es außerdem von Vorteil, wenn es Röntgenopazität besitzt.

Um der Pulpa und dem menschlichen Körper an sich nicht zu schaden, muss der Werkstoff unter allen Umständen bioverträglich sein. Das heißt, er darf keine sensibilisierenden oder allergenen, toxischen, kanzerogenen oder mutagenen Stoffe beinhalten. Außerdem soll er möglichst geringe Polymerisationstemperaturen aufweisen, um einer irreversiblen Pulpaschädigung, die ab 42°C eintritt, vorzubeugen [5; 10; 78; 79; 87; 95].

Mundbeständigkeit ist eine weitere wichtige Anforderung an die Provisorienkunststoffe. Das bedeutet, dass der Werkstoff gegen Nahrungsmittel, Medikamente und Zahnpflegemittel resistent sein muss und durch das Mundmilieu nicht abbaubar oder löslich sein darf [79].

Um die Mundphysiologie nicht zu stören, sollte der Werkstoff geruch- und

geschmacklos sein und eine geringe Temperaturleitfähigkeit besitzen [79].

Für eine erfolgreiche Eingliederung eines Provisoriums ist die Passgenauigkeit von immenser Bedeutung. Diese ist wiederum von der Polymerisationskontraktion, von Dimensionsgenauigkeit und Formbeständigkeit abhängig. Ebenso wichtig ist es, dass das Provisorium über eine ausreichende mechanische Festigkeit verfügt, die sowohl Biegebeanspruchungen als auch Abrasionen standhält [5; 23; 40; 42; 79].

Um eine schnelle und erfolgversprechende Verarbeitung zu gewährleisten, soll der Kunststoff leicht misch- und verarbeitbar sein, eine gute Polierbarkeit aufweisen und durch Anpolymerisation reparaturfähig sein [5].

Damit dem Patienten die Pflege seines temporären Zahnersatzes erleichtert wird, sollte das Material leicht zu polieren und sauber zu halten sein. Eine dichte Struktur sorgt außerdem dafür, dass sich Mikroorganismen und ihre Stoffwechselprodukte sowie andere plaquebildende Substanzen nicht leicht am Werkstoff anlagern können [78; 79; 87].

Letztlich ist für die zahnärztliche Praxis auch die Wirtschaftlichkeit entscheidend. Das heißt, das Material darf nicht zu teuer sein und muss über einen gewissen Zeitraum lagerbeständig sein, um eine Entsorgung abgelaufenen Materials zu vermeiden [79]. Auch ein häufiger Bruch der Konstruktionen mit den darauffolgenden Neuanfertigungen ist für den Zahnarzt ein zusätzlicher Kostenfaktor, womit wieder die Bruchfestigkeit der Materialien an Wichtigkeit gewinnt [58; 67].

2.3. Aufbau der Kunststoffe

Kunststoffe sind hochmolekulare Verbindungen, die entweder durch chemische Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen, den Monomeren, produziert werden. Diese sind die kleinsten Baueinheiten, die zusammen die Makromoleküle bilden [26].

Die am häufigsten in der Zahnmedizin verwendete Kunststoffart sind Acrylat-Kunststoffe, auf welche in den folgenden Beschreibungen näher eingegangen werden soll.

Bei den Acrylat-Kunststoffen stellt das Methyl-Methacrylat das Monomer dar, das durch Polymerisation in das Polymer Polymethyl-Methacrylat umgewandelt wird.

Um den Kunststoff widerstandsfähiger gegen einwirkende Kräfte zu machen, können dem Kunststoff andere Monomere, wie das Butyl-Methacrylat oder Hydroxyethyl-Methacrylat beigefügt werden, wodurch ein Copolymer entsteht [14].

Methacrylate können entweder monofunktionell oder multifunktionell sein, je nachdem, wie viele reaktive Gruppen sie besitzen. Bei monofunktionellen Methacrylaten kann das Kettenwachstum nur eindimensional stattfinden, während bei multifunktionellen Methacrylaten die Ketten auch quervernetzt werden und ein dreidimensionales Netz ausbilden können. Daraus ergeben sich unterschiedliche Polymereigenschaften. Kreuzvernetzte Polymere sind zum Beispiel widerstandsfähiger gegen organische Lösungsmittel, Craquelierung und oberflächliche Rissbildung [26].

Je nach Anordnung der Sekundär- und Tertiärstruktur kann sich der Kunststoff zu Thermoplasten, Elastomeren oder Duromeren verbinden. Die Provisorienkunststoffe sind Duromere, welche sich durch ihre Härte, Sprödigkeit und gute mechanische Eigenschaften auszeichnen. Duromere sind stark vernetzte Polymere [26].

2.4. Kunststoffzusammensetzung

Den Hauptbestandteil des Pulvers nimmt das Polymer ein, den der Flüssigkeit das Monomer.

Ein Kunststoff kann durch weitere Bestandteile, wie zum Beispiel anorganische Füllstoffe, Pigmente und Additive in seinen Eigenschaften modifiziert werden [14; 26]. Diese können dem Kunststoff zu speziellen Kennzeichen wie geringerem Abrieb, besserer Farbgebung, höherer Elastizität und Stabilität gegenüber Alterungsprozessen verhelfen [14; 26].

2.4.1. Füllstoffe

Mit Hilfe der Füllstoffe ist es möglich, die Materialeigenschaften der Kunststoffe entscheidend zu verändern. So ergeben sich zum Beispiel Variationen in der Wasseraufnahme und -löslichkeit, in der Transparenz, Farbe, in chemischer Beständigkeit, Aushärtungsschrumpfung, Abrasionsstabilität, Konsistenz, Festigkeit

und in der Oberflächenqualität, die wiederum die Polierbarkeit beeinflusst [26; 93]. Es kann zwischen organischen und anorganischen Füllstoffen unterschieden werden.

Als organische Füllstoffe werden Splitter- oder Perlpolymere verwendet. Diese beiden Arten der Füllstoffe unterscheiden sich in ihrer Herstellungsart, auf die hier nicht näher eingegangen werden soll. Die Korngrößen der Perlpolymere liegen zwischen 20 und 30 μm , die der Splitterpolymere zwischen 2 und 150 μm .

Ihre Aufgabe besteht in erster Linie darin, die Aushärtungsschrumpfung zu reduzieren und die Konsistenz zu beeinflussen [26].

Anorganische Füllstoffe können in drei verschiedene Arten unterteilt werden.

Das Siliziumdioxid ist das feinteiligste von ihnen und bildet kugelförmige Teilchen mit einer Korngröße von 0,005 bis 0,05 μm .

Barium- oder Strontiumaluminiumborosilikatgläser hingegen sind splitterförmige Teilchen mit einem Durchmesser von 1 μm .

Dieselbe Korngröße besitzt das Yttrium- oder Ytterbiumfluorid, mit dem Unterschied, dass es kugelförmige Partikel bildet [26].

Mit anorganischen Füllstoffen kann Röntgenopazität hergestellt, die Wärmeausdehnung reduziert und die Festigkeit und Abrasionsstabilität erhöht werden [26].

Da die organischen Füllstoffe aus den Bausteinen des Hauptkunststoffes aufgebaut sind, ergeben sich hierbei keine Probleme bei der Bildung eines homogenen Stoffgefüges. Anders verhält es sich mit den anorganischen Füllstoffen. Hier liegt eine hydrophile Oberfläche vor, die mit der stark hydrophoben Monomermatrix keine Wechselwirkungen eingehen kann. Somit kann kein einheitlicher Verbundwerkstoff entstehen. Um dieses Problem zu beheben, werden anorganische Füllstoffe durch eine Silanisierung bearbeitet. Silane besitzen sowohl einen organischen als auch einen anorganische Molekülteil, der ein Bindeglied zwischen Füllstoff und Monomermatrix bilden kann [26].

2.4.2. Farbstoffe

Mithilfe von Farbstoffen oder Pigmenten ist es möglich, Transparenz und Farbgebung eines Werkstoffes zu bestimmen.

Während Farbstoffe in gelöstem Zustand eingesetzt werden und nicht so farbecht wie Pigmente sind, liegen Pigmente als organische oder anorganische feste Teilchen mit Korngrößen von 0,01 bis 1 μ vor, die gleichmäßig in der Kunststoffmatrix verteilt werden. Anorganische Pigmente haben in Sachen Farbstabilität und Löslichkeit einen leichten Vorteil gegenüber den organischen Farbstoffen. Heute werden Eisenoxid-Pigmente, Titandioxid und Aluminiumoxid verwendet, wogegen die früher eingesetzten Cadmium-, Blei- und Chrom-Pigmente in Medizinprodukten keine Verwendung mehr finden. Als besondere Kategorie gelten die fluoreszierenden Leuchtpigmente, die die natürliche Fluoreszenz der Zähne durch Absorption von UV-Licht und anschließender Emission weißlichen sichtbaren Lichts imitieren [26; 79].

2.4.3. Additive

Zusätze, die in geringen Mengen den Kunststoffen beigelegt sind und eine Wirkung auf sie ausüben, werden als Additive bezeichnet.

Darunter fallen die Stabilisatoren, die synonym auch Inhibitoren genannt werden. Als Beispiel hierfür ist das Hydrochinon zu nennen. Durch Inhibitoren sollen Monomere vor vorzeitiger Polymerisation geschützt und ihre Lagerstabilität verbessert werden. Sie fangen die Radikale, die bereits bei der Lagerung durch Wärme oder Licht gebildet werden, ab und lassen sie neue Radikale bilden. Diese sind zu reaktionsträge, um die ungewollte Polymerisation weiter vorantreiben zu können [26]. Da Inhibitoren jedoch auch bei der gewünschten Polymerisationsreaktion die Radikale abfangen, und die Reaktion erst ablaufen kann, wenn alle Inhibitoren gebunden sind, darf nur eine geringe Menge an Inhibitor zugesetzt werden [14; 26; 79].

Eine spezielle Gattung der Inhibitoren stellen die UV-Stabilisatoren dar. Sie besitzen die Aufgabe, einfallendes UV-Licht zu absorbieren und damit den Kunststoff vor Gelbfärbung zu schützen. Ein Beispiel hierfür sind die 2-Hydroxybenzophenone [26].

Ebenfalls zu den Additiven werden die Weichmacher gezählt. Externe Weichmacher lassen den Kunststoff weicher und elastischer werden, indem sie die Polymerstruktur durch Aufhebung der Wechselwirkungen der Fadenmoleküle untereinander verändern. Als externer Weichmacher fungiert zum Beispiel das Dibuthylphtalat, eine hochmolekulare Verbindung. Ein Nachteil der externen Weichmacher ist, dass sie im Laufe der Zeit ausgewaschen werden und der Kunststoff seine Elastizität verliert und porös wird [26].

2.4.4. Initiatorsysteme

Um den Polymerisationsprozess zu starten, ist es notwendig, einen Initiator zuzusetzen.

Dazu wird im Fall des PMMA-Kunststoffes häufig ein organisches Peroxid wie das Dibenzoylperoxid verwendet, das entweder durch Erhitzen auf 74°C oder Zugabe eines organischen Beschleunigers (organisches Amin, Barbitursäureverbindungen) in freie Radikale zerlegt wird [26; 79].

Wenn eine Temperaturerhöhung für den Start der Polymerisation verantwortlich ist, bezeichnet man den Kunststoff als Heißpolymerisat, im Fall eines organischen Beschleunigers als Kaltpolymerisat oder chemisch härtenden Kunststoff. Wenn das Licht einer bestimmten Wellenlänge die Polyreaktion auslöst, spricht man von lighthärtenden Materialien. Bei letztgenannten führt das Licht dazu, dass ein Photoinitiator, bei den dentalen Kunststoffen häufig das Campherchinon (dieses zerfällt bei einer Wellenlänge von 460 nm), in Radikale zerfällt und die Reaktion vonstattengehen kann [14; 26; 79].

Da Heißpolymerisate nur im Labor angewendet werden können, sind die Autopolymerisate bei den Provisorienkunststoffen am häufigsten vertreten [79].

Eine Zwischenstellung nehmen dualhärtende Kunststoffe ein. Sie härten sowohl durch Auto- als auch durch Lichtpolymerisation aus. So bildet sich nach dem Anmischen zunächst eine durch Autopolymerisation bedingte elastische Phase. Die Endhärtung erfolgt dann durch Lichtpolymerisation außerhalb des Mundes. Durch diese Teilung des Polymerisationsprozesses kann auch die Reaktionstemperatur aufgeteilt werden, was einen Vorteil für die Bioverträglichkeit darstellt. Die ab

Temperaturen über 42°C auftretenden irreversiblen Pulpaschädigungen können so vermieden werden [79].

2.5. Polyreaktionsprozess

Unter Polyreaktion versteht man die Umwandlung von Monomeren zu Polymeren, was auf unterschiedliche Art und Weise geschehen kann. Abhängig davon, welche Monomere miteinander reagieren, entstehen verschiedene Arten der Verknüpfung. Diese sind für das jeweilige Polymer charakteristisch [26].

Die bei den zahnärztlichen Kunststoffen am häufigsten auftretenden Polyreaktionen sind die Polymerisation, die Polyaddition und die Polykondensation.

2.5.1. Polymerisation

Polymerisation beschreibt im Allgemeinen die Reaktion ungesättigter Verbindungen zu Makromolekülen. Auch das bei den Provisorienkunststoffen verwendete Methylmethacrylat besitzt solche ungesättigten Bindungen [26]. Die Polymerisationsreaktion wird im Folgenden am Beispiel des PMMA beschrieben.

Den Start der Polymerisation bestimmt der Initiator, der durch einen Beschleuniger aktiviert wird und Radikale bildet. Die freien Radikale können nun mit den Doppelbindungen des Methylmethacrylats reagieren und sie aufspalten, so dass diese nun weitere Methylmethacrylat-Moleküle binden können. So entsteht eine immer länger werdende Kette von Monomer-Molekülen, das Polymer [14].

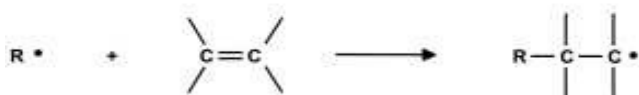


Abb. 1: Kettenstart der radikalischen Polymerisation [26]



Abb. 2: Kettenwachstum [26]

Um diese endlose Reaktion wieder zum Stillstand zu bringen, ist es notwendig, einen Inhibitor oder Stabilisator zuzusetzen, der mit dem letzten freien Radikal reagieren und es in ein stabileres, nicht weiter reagierendes Molekül überführen kann. Diese Aufgabe übernimmt häufig das Hydrochinon. Ein allgegenwärtiger Inhibitor ist auch der Luftsauerstoff, ein Biradikal, das die freien Radikale binden kann und die Sauerstoffinhibitionsschicht ausbildet [26].

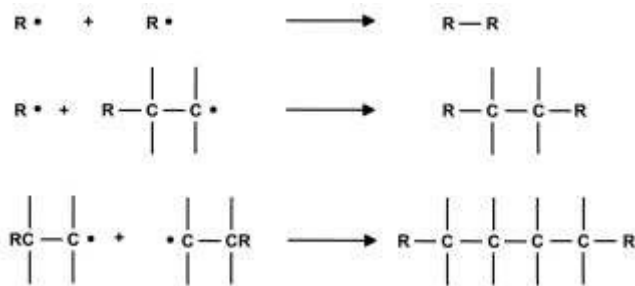


Abb. 3: Kettenabbruch durch Rekombination [26]

2.5.2. Polykondensation und Polyaddition

Das charakteristische an der Polykondensation ist die Verknüpfung zweier Moleküle unter Abspaltung eines dritten. Im Gegensatz zur Polymerisation handelt es sich hierbei nicht um eine radikalische Reaktion. Deswegen wird zum Start der Reaktion ein die Aktivierungsenergie herabsetzender Katalysator und kein Initiator verwendet. Zum Kettenabbruch ist folglich auch kein Radikalfänger notwendig [26].

Bei der Polyaddition reagieren die funktionellen Gruppen zweier Moleküle

miteinander und verbinden sich, ohne ein Molekül abzuspalten. Auch hier geschieht dies wieder ohne die Bildung von Radikalen [26].

Da die Provisorienkunststoffe durch Polymerisation entstehen, wird nicht weiter auf die Polyaddition und -kondensation eingegangen. Hierfür wird auf Fachbücher der Chemie verwiesen.

2.6. Chemischer Aufbau der Provisorienkunststoffe

Grundsätzlich hat man bei der Auswahl des Provisorienkunststoffes die Wahl zwischen PMMA-Kunststoffen und Komposit-basierten Kunststoffen [68; 103].

In Bezug auf die Polymerisationsart lassen sie sich außerdem in rein chemisch härtende und dualhärtende Kunststoffe einteilen. Letztgenannte stellen eine Mischform aus chemischer Härtung und Lichthärtung dar [78].

2.6.1. Kunststoffe auf PMMA-Basis

PMMA-Kunststoffe bestehen zum Großteil aus Polymethylmethacrylat beziehungsweise Methylmethacrylat oder höhermolekularen Mono-Methacrylaten (z.B. iso-Buthylmethacrylat) und liegen als Pulver-Flüssigkeitssysteme vor [5; 103].

Das Pulver besteht aus PMMA-Kügelchen, die einen mittleren Durchmesser von 25 µm aufweisen und durch das polymerisierende MMA in der Flüssigkeit miteinander verbunden werden [79].

Das Verhältnis von Pulver zu Flüssigkeit ist schwer abzumessen, wodurch sich Einbußen in der Qualität ergeben. So lassen sich zum Beispiel häufiger Poren und Festigkeitsmängel feststellen, in denen sich wiederum leichter Verfärbungen festsetzen können. Des Weiteren sind im falschen Verhältnis angemischte Kunststoffe pulpatoxischer, da Monomere die Dentinkanälchen penetrieren und somit zur Pulpa vordringen können. Die Dosierung ist so vorzunehmen, dass das Pulver vom Monomer ausreichend durchfeuchtet ist, jedoch kein Monomerüberschuss herrscht. Wenn die Anquellzeit, während der die Mischung vor einem Abdunsten der Monomerflüssigkeit geschützt werden sollte, abgewartet worden ist und der Kunststoff eine fadenziehende Konsistenz aufweist, kann der Kunststoff verarbeitet

werden [4; 79].

Der Aushärtvorgang läuft bei diesen Kunststoffen immer über einen Autopolymerisationsprozess ab. Da bei Autopolymerisaten auf reiner PMMA-Basis die Reaktionstemperatur bis zu 80°C betragen kann, kommen diese heute eher selten zum Einsatz [60].

Pulver-Flüssigkeits-Systeme enthalten keine anorganischen Füllkörper, weshalb sie sich zwar leichter auf Hochglanz polieren lassen, jedoch einer höheren Polymerisationskontraktion unterworfen und nicht röntgenopak sind. Außerdem weisen sie deswegen eine geringere Abrasionsstabilität auf als Komposit-basierte Kunststoffe [4]. Nach längerem Einsatz im Mund können PMMA-Kunststoffe unangenehm riechen. Weitere Nachteile sind eine geringere Farbstabilität und Härte des Materials [69].

2.6.2. Kunststoffe auf Komposit-Basis

Komposit-Werkstoffe basieren auf di- oder multifunktionellen Methacrylaten wie Bisphenol-A-Glyzidyl-Methacrylat (BisGMA), Urethandimethacrylat (UDMA) oder Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), denen organische oder anorganische Füllstoffe beigesetzt sind [79].

Sie sind oft als Paste-Paste-Systeme (Basis- und Katalysatorpaste) zu erwerben und werden entweder manuell oder, heute häufiger, durch einen Kartuschenaufsatz angemischt. In Doppelkartuschen wird der Kunststoff durch Druck von einem parallelgeführten Stempel in Mischkanülen gepresst, wo er homogen vermischt wird. Durch die automatische Anmischung wird nicht nur die Verarbeitung erleichtert, sondern es kann auch eine homogenere Mischung erzielt werden, als durch ein Anmischen per Hand möglich wäre [4; 5, 79]. Durch die nicht vollständig vermeidbaren Lufteinschlüsse bei der Handmischung des Provisorienkunststoffes muss mit Materialeinbußen gerechnet werden, die bei den Kartuschensystemen ein weitaus geringeres Problem darstellen [78].

Weitere Vorteile der Kartuschensysteme sind ein geringerer Zeitaufwand und die Reproduzierbarkeit der Qualität der Provisorien [111].

Komposit-basierte Kunststoffe härten entweder durch Licht-, Auto- oder chemische

Polymerisation aus und haben anorganische oder organische Füllstoffe beigesetzt. Die Art der Polymerisation wird durch den Initiator bestimmt [103].

Bei der Autopolymerisation steigt die Temperatur, die im Kunststoff gemessen werden kann, auf 40 - 50°C an. Da ein irreversibler Pulpaschaden ab 42°C angenommen wird, ist dieser bei den Komposit-Kunststoffen zwar nicht auszuschließen, jedoch um einiges unwahrscheinlicher als bei den PMMA-Kunststoffen [60].

Wenn man die Materialeigenschaften der PMMA-Kunststoffe und der Komposit-basierten Kunststoffe vergleicht, schneiden letztere in Sachen Biokompatibilität, Röntgenopazität (durch die Beimischung von Bariumgläsern), Polierbarkeit, Verarbeitung, Farbstabilität, Biege- und Druckfestigkeit und Polymerisationskontraktion besser ab [5; 59; 69].

Durch den Einsatz von Fluoreszenzpigmenten (z.B. in Luxatemp Fluorescence) kann darüber hinaus die Fluoreszenz der natürlichen Zähne, wie sie besonders im künstlichen Licht (z.B. Schwarzlicht in der Diskothek) auffällt, nachgeahmt werden und ein besonders ästhetisches Ergebnis erzielt werden [4].

2.6.3. CAD/CAM-Kunststoffe

Eine Neuerung stellen die CAD/CAM-Kunststoffe dar. Sie werden dem Zahnarzt schon auspolymerisiert und als Rohling angeliefert, aus dem das Provisorium heraus geschliffen werden kann. Durch die vorherige Auspolymerisation unter industriellen Bedingungen sind bei diesem Schritt Verarbeitungsfehler ausgeschlossen, Zahnarzt und Patient sind dem allergenen Monomer nicht ausgesetzt und der Restmonomergehalt ist äußerst gering. Im Bereich der Bruchfestigkeit halten die CAD/CAM-Kunststoffe durchschnittlichen Kaukräften von 400 N stand und sind daher auch als Langzeitprovisorien einsetzbar. Während diese Provisorienart früher zu den instabilsten zählte, steht sie heute in der Bruchfestigkeit und Abrasionsstabilität den direkt oder indirekt gefertigten Provisorien um nichts mehr nach [103].

2.7. Materialeigenschaften der Kunststoffe

2.7.1. Festigkeit

Durch das Spannungs-Dehnungs-Verhalten eines Kunststoffes lässt sich dessen mechanische Festigkeit charakterisieren.

Die Kraft, die auf den Querschnitt eines Prüfkörpers einwirkt, wird als Spannung bezeichnet. Ansteigende Spannung führt letztlich zu einer Dehnung des Prüfkörpers, wobei jeder Werkstoff ein für ihn charakteristisches Dehnungsverhalten aufweist [26]. Wenn die Spannung einen bestimmten Wert, den man auch als Versagenspunkt bezeichnet, überschreitet, bricht der Prüfkörper, womit die Biege-, Zug- oder Reißfestigkeit charakterisiert ist [26].

Die Festigkeit eines Werkstoffes wird erheblich durch unterschiedliche Milieus beeinflusst. Die Prüfwerte der bei 37°C wassergelagerten und damit gesättigten Kunststoffe sind am relevantesten, da diese den Umständen im Mund am nächsten kommen [79].

Der Teil im Spannungs-Dehnungs-Diagramm, der linear verläuft, beschreibt das Elastizitätsmodul (E-Modul) eines Werkstoffes. Je steiler die Kurve verläuft, desto höher ist das E-Modul und desto starrer ist der Werkstoff. Je flacher sie verläuft, desto kleiner ist das E-Modul. Im linearen Bereich hat der Werkstoff elastische Eigenschaften, nach Beendigung der Krafteinwirkung geht der Prüfkörper in seinen Ausgangszustand zurück. Krümmt sich hingegen die Kurve, kommt es zur irreversiblen Deformation des Prüfkörpers [26].

Eine Möglichkeit, die Bruchfestigkeit von temporären Restaurationen, insbesondere von Brücken, zu erhöhen, besteht durch die Einarbeitung von Polyester- und Polyamidfasern, Metallgittern oder Glasfaser-verstärktem Kunststoff in die Provisorien. Dadurch ist eine Eignung zum Langzeitprovisorium gegeben [79].

2.7.2. Passgenauigkeit und Schrumpfungsprozesse

Die Passgenauigkeit provisorischer Versorgungen ist zum einen von der Herstellungsmethode, zum anderen von der Polymerisationsschrumpfung abhängig. Wenn bei direkter Provisorienherstellung das Provisorium ohne Reposition auf den Stumpf außerhalb des Mundes und der Abformung im Wasserbad ausgehärtet wird, kann dies zu erheblichen Deformationen führen. Häufige Reposition oder ein Aushärten in der Abformung hingegen erhöhen die Passgenauigkeit, wobei die besten Ergebnisse nach Abnehmen des Provisoriums und einer abschließenden Aushärtung auf dem Stumpf erzielt werden konnten [79; 86].

Provisorienkunststoffe auf Basis von PMMA haben eine Polymerisationskontraktion von 5-7 Vol.-%. Durch Zugabe von Füllstoffen und langkettigen Monomeren kann die Schrumpfung auf 3 Vol.-% reduziert werden. Bei höhermolekularen Acrylaten und Diacrylat-Kompositen liegt der Schrumpfungswert noch niedriger [79].

2.7.3. Oberflächenrauigkeit

Die Qualität der Oberfläche ist unter anderem vom formgebenden Werkstoff abhängig. Wenn eine Alginat- oder Silikonabformung die Form vorgibt, sind die Provisorien von einer Inhibitionsschicht überzogen, die mit Alkohol zu entfernen beziehungsweise wegzupolieren ist. Die kleinste Rautiefe wird unter Verwendung von Tiefziehfolien gemessen. Die Oberflächenrauigkeit kann durch eine fachgerechte Politur verringert werden. Durch Politur mit Discs oder Bürstchen und Polierpaste ist eine Rauigkeit von unter 0,5 µm zu erreichen. Hier sorgt auch der Füllstoffanteil für Rauigkeitsunterschiede. Mikrogefüllte Komposite weisen eine glattere Oberfläche auf, als Hybridkomposite [79; 93].

Innere Porositäten sind vor allem bei Pulver-Flüssigkeits-Kunststoffen zu erwarten, insbesondere bei trockenen Mischungen. Bessere Ergebnisse lassen sich mit Paste-Paste-Präparaten erzielen [79].

2.7.4. Restmonomergehalt

Der Restmonomergehalt beschreibt den Anteil an Monomer, der nach Abschluss des Polymerisationsprozesses noch übrig ist, und liegt zwischen 0,5 und 4 %. Dieser ist damit zu erklären, dass gegen Ende einer Polymerisationsreaktion nur noch wenige Monomermoleküle für die Reaktion zur Verfügung stehen. Diese besitzen zu wenig Bewegungsenergie, um das Makromolekül zu erreichen und mit ihm reagieren zu können und bleiben übrig [26].

Durch eine Erhöhung der Temperatur und durch das Initiatorsystem kann der Restmonomergehalt beeinflusst werden. Spezielle Verarbeitungsweisen können den Restmonomergehalt auf 0 % senken, wie sie beispielsweise bei den Kontaktlinsen Anwendung finden. Eine Umsetzung ist im zahntechnischen Labor jedoch nicht möglich [26].

Bei höhermolekularen Acrylaten konnte ein niedrigerer Restmonomergehalt bestimmt werden als bei PMMA-Kunststoffen [79].

2.7.5. Farbstabilität

Unter Farbstabilität versteht man die Fähigkeit eines Materials, unter bestimmten äußeren Bedingungen seinen Originalfarbton beibehalten zu können [2]. Verschiedene Faktoren haben Einfluss auf die Farbstabilität [81; 109]. Als intrinsische Faktoren werden diejenigen bezeichnet, die zu Veränderungen innerhalb der Kunststoffmatrix oder an der Kontaktfläche zwischen Kunststoffmatrix und den Füllkörpern führen [81].

Ebenso können durch äußere Einflüsse Farbveränderungen hervorgerufen werden, beispielsweise durch die Adhäsion von Molekülen oder Ionen an der Kunststoffoberfläche, die sich in bestimmten Flüssigkeiten befinden. Hierbei wird von externen Verfärbungen gesprochen [81; 109].

Innere Verfärbungen werden zum Beispiel durch UV-Licht ausgelöst und nehmen im Vergleich zu den exogenen Verfärbungen, wie sie beispielsweise durch Lebensmittelfarbstoffe hervorgerufen werden können, eine eher untergeordnete Rolle ein [62].

Die Füllkörper in der Kunststoffmatrix bestimmen nicht nur die

Oberflächenbeschaffenheit der Kunststoffe. Auch ihre Farbstabilität wird, abhängig von der Größe der Füllpartikel, beeinflusst [73]. In Studien wurde bewiesen, dass Materialien mit einer größeren Oberflächenrauigkeit signifikant stärker dunkelten, als das bei glatten Oberflächen der Fall war. Daraus lässt sich schließen, dass sich eine Politur der Oberfläche auch positiv auf das Verfärbungsverhalten von Kunststoffen auswirkt [15].

Färbende Lebensmittel sind beispielsweise Rotwein, Kaffee oder Tee, wobei vor allem Tannin, Koffein, Phenol und Weinsäure die Verfärbungsneigung beeinflussen [105]. Der Verfärbungsgrad hängt auch von der Dauer der Lagerung ab [48].

Verfärbungen können in Kunststoffen ferner durch mangelnde Auspolymerisation, Wasseraufnahme, chemische Reaktionsfähigkeit und die Mundhygiene sowie durch das Ernährungsverhalten des Patienten begünstigt werden [22]. Die Tendenz eines Materials zur Wasseraufnahme wird wiederum durch den Füllstoff- und Restmonomergehalt, den Vernetzungsgrad und die Menge von Lufteinschlüssen beeinflusst [69; 99].

2.7.6. Alterungsprozesse

Alterungsprozesse lassen sich in mechanische, chemische, physikalische und biologische einteilen.

Unter mechanischen Alterungsprozessen versteht man eine Schädigung des Werkstoffes durch Dauerbelastung, wie sie zum Beispiel durch Kaubelastung im Seitenzahnbereich auftritt. Der Defekt entsteht immer in der Polymermatrix oder an der Grenze von Polymermatrix zu Füllstoff und kann entweder durch Rissentwicklung oder Temperaturanstieg, wie er in erster Linie bei den Thermoplasten eine Rolle spielt, in Erscheinung treten. Die Temperaturerhöhung kann wiederum zur Depolymerisation, und diese zu Rissbildungen führen [26].

Physikalische Alterung wird durch Licht- oder Wärmeenergie ausgelöst, wobei vor allem kurzwelliges UV-Licht zu Depolymerisationsprozessen führt. Zunächst tritt nur eine schwach gelbliche, später eine gelb-braune Verfärbung auf. Im Extremfall kann es zu Verkohlungen kommen. Durch Stabilisatoren kann diese Form der Alterung

verlangsamt werden. Auch Kälte schadet dem Kunststoff, indem sich Spannungen ausbilden, die durch unterschiedliche thermische Ausdehnung von Matrix und Füllstoff entstehen und zu Rissbildungen an der Grenze zwischen Polymermatrix und Füllstoff führen [26].

Zu den chemischen Einflüssen zählt zum Beispiel das Wasser. Wasser kann die Festigkeit eines Kunststoffes mindern, indem es die Haftung von Füllstoff und Polymermatrix herabsetzt. Säuren und Laugen bewirken dasselbe, indem sie anorganische Füllstoffe direkt angreifen. Organische Lösungsmittel und Fette können zu Spannungsrisskorrosion führen. Das heißt, dass das Lösungsmittel an sich noch nicht zur Rissbildung führt, letztere jedoch unter zusätzlicher Spannungseinwirkung entsteht [26].

Unter biologischer Alterung leiden vor allem weichbleibende Unterfütterungsmaterialien. Bestimmte Mikroorganismen können externe Weichmacher abbauen und so zu schlechteren Materialeigenschaften führen [26].

2.8. Verfahren zur Provisorienherstellung

Bei der Herstellung von Provisorien kann zwischen direkter und indirekter Herstellung unterschieden werden. Unter direkter Herstellung versteht man die Anfertigung des Provisoriums direkt im Mund des Patienten, wogegen indirekte Provisorien ausschließlich im Labor gefertigt werden. Eine Zwischenstellung nehmen die Arbeiten ein, die sowohl im Labor als auch direkt am Patienten bearbeitet werden [5].

Die Entscheidung für die jeweilige Herstellungsart hängt letztlich davon ab, ob das Provisorium über längere Zeit im Mund verweilen soll. In diesem Fall sind laborgefertigte und deshalb funktionell und ästhetisch anspruchsvollere Provisorien angezeigt. Bleibt das Provisorium nur für wenige Tage im Mund, sind oft weder der Aufwand noch die höheren Kosten für ein indirektes Provisorium gerechtfertigt [4].

2.8.1. Direkte Herstellungsverfahren

2.8.1.1. Abdruckverfahren

Um ein Provisorium aus fließfähigem Kunststoff anzufertigen, muss zunächst eine Hohlform, die mit dem Material befüllt werden kann, vorliegen. Dazu kann vor der Präparation des Zahnes im Patientenmund eine Abformung mit Alginat oder elastischen Abformmaterialien auf Silikon-, Thiokol- oder Polyetherbasis vorgenommen werden. Silikon hat hierbei den Vorteil, dass es, im Gegensatz zu dem nur einmal ausgießbaren Alginat, mehrmals ausgegossen und somit auch für eine wiederholte Anfertigung des Provisoriums im Fall eines Bruches benutzt werden kann [60].

Um die angeschnittenen Dentinkanälchen vor dem Eindringen des Monomers zu schützen und einen Temperaturschaden der Pulpa durch die Abbindewärme zu vermeiden, ist es angebracht, den Zahn vor dem Aufsetzen des mit Kunststoff befüllten Abdrucks mit Vaseline zu isolieren. Auch das Abnehmen des Provisoriums wird durch diese Maßnahme erheblich erleichtert, weswegen dieser Schritt bei jeder Provisorienherstellung zu empfehlen ist und im Folgenden nicht mehr explizit aufgezählt wird [104]. Alternativ zur Vaseline kann auch Glyceringel verwendet werden, welches leichter wieder vom Stumpf zu entfernen ist [11].

Bevor die Abformung für die Provisorienherstellung verwendet wird, ist es günstig, diese erst einmal probeweise auf den beschliffenen Zahnstumpf zu reponieren, um mögliche Störstellen erkennen und eliminieren zu können. Um Bisserrhöhungen zu vermeiden, empfiehlt es sich außerdem, Abflussrillen nach vestibulär und oral anzubringen, damit überschüssiges Material ungestört abfließen kann [11; 40; 60].

Nachdem die Abformung mit ausreichend Material befüllt worden ist, wird sie auf den beschliffenen Zahn gesetzt. Wenn der Kunststoff von der plastischen in die elastische Form übergegangen ist, wird die Abformung mit dem darin befindlichen Provisorium aus dem Mund entfernt und erneut reponiert, um eine genaue Passung zu garantieren. Die Endaushärtung wird außerhalb des Patientenmundes an der Luft oder in einem warmen Wasserbad abgewartet, wodurch der Polymerisationsvorgang

beschleunigt werden kann [11; 104].

Die Vorteile des Abdruckverfahrens liegen darin, dass sich der Patient nicht an eine neue Form der Zahnkrone gewöhnen muss und sich außerdem bei korrekter Vorgehensweise okklusales Einschleifen auf ein Minimum reduzieren lässt [11; 60]. Durch die günstige Wärmeleitfähigkeit und hohe Wärmekapazität der Silikonabdrücke ist durch die Polymerisationstemperatur kein Pulpaschaden zu befürchten [11].

2.8.1.2. Verwendung halbfertiger Provisorien

Ein Beispiel für schon vorgefertigte Einzelkronen sind die Frasaco®-Strip-Kronen (Sachs, Tettang, D). Hierbei handelt es sich um dünne Kunststoffhülsen, die entweder durchsichtig sind und aus Zelluloid bestehen, oder zahnfarben sind und aus Kunststoff gefertigt wurden. Diese Hülsen werden mit einem Kunststoff befüllt, der sich entweder nach der Aushärtung wieder aus der Krone herauslösen lässt (Zelluloid), oder sich direkt beim Polymerisationsprozess mit ihr verbindet (PMMA, Polycarbonat, Polyester). Die Hülse wird zur genauen Passung mit dem Kunststoff befüllt und auf den beschliffenen Stumpf gesetzt [11; 40].

Zervikal müssen die überextendierten Kronen eingekürzt werden, um eine Reizung der Gingiva zu vermeiden und die Okklusion nicht zu stören [79].

Diese Variante wird vor allem dann angewandt, wenn schon vor der Präparation des Zahnes eine weitgehende Zerstörung desselben vorliegt, sodass eine Vorabformung nicht als adäquate Hohlform für das spätere Provisorium zu verwenden ist [60].

2.8.1.3. Umarbeitung alter Kronen

Die Verwendung einer alten Krone als Provisorium stellt nicht nur eine kostengünstige, sondern auch eine sehr stabile und relativ leicht durchzuführende Methode der Provisorienherstellung dar. Voraussetzung hierbei ist allerdings, dass der Patient keinerlei Schwierigkeiten, vor allem in funktioneller Hinsicht, mit dem vorherigen Zahnersatz hatte und sich dieser nach der Auftrennung problemlos wieder auf den Zahnstumpf readaptieren lässt [60].

Zunächst wird die alte Krone vom Zahn entfernt, gereinigt und deren Innenfläche mit einem Aluminiumoxidpulver ausgestrahlt. Der auftretende Spalt, der zwischen dem neu präparierten Zahnstumpf und der alten Krone durch die Präparation entstanden ist, wird mit einem Kaltpolymerisat aufgefüllt. Gleiches geschieht mit dem Einschnitt, der häufig vestibulär und/oder oral an der Krone angebracht wird, um diese problemlos vom Zahnstumpf entfernen zu können. Deformierte Metallteile sollten davor wieder ausreichend an den Zahnstumpf adaptiert werden [60; 104].

Der Vorteil hierbei ist, neben dem Stabilitätsvorteil, die Passgenauigkeit in der Okklusion und an den Approximalkontakten, sowie die Vertrautheit des Patienten mit dem Zahnersatz [60; 104].

2.8.1.4. Verwendung von Tiefziehfolien

Eine weitere Möglichkeit, die Hohlform für den Provisorienkunststoff zu liefern, stellen Tiefziehfolien dar.

Tiefziehfolien sind Polyethylen- oder Azetatfolien, die über einen Gipsausguss tiefgezogen werden. Hierfür ist es vorher notwendig, eine Situationsabformung vom noch nicht präparierten Kiefer vorzunehmen und durch diese ein Gipsmodell anzufertigen.

Die Hohlform wird dann mit einem Kaltpolymerisat aufgefüllt und über dem Zahnstumpf platziert. Da sich Polyethylenfolien und der Provisorienkunststoff bei der Polymerisation nicht miteinander verbinden, lässt sich das Provisorium leicht wieder aus der Form herauslösen [11; 60; 104].

Bei den Folien auf Azetatbasis hingegen polymerisiert der Kunststoff an der Folie fest und verschmilzt mit ihr. Daher muss die Folienstärke als Platzbedarf bei der Planung mit einkalkuliert werden, um später zu starke Okklusionskontakte zu verhindern.

Der Nachteil bei dieser Art der Provisorienherstellung besteht darin, dass immer ein Situationsmodell im Labor hergestellt werden muss.

Ein Vorteil ist, dass sich die tiefgezogenen Folien gut dazu eignen, den Abtrag der Zahnhartsubstanz bei der Präparation zu überprüfen. Darüber hinaus ist es dem

Techniker möglich, durch Radieren des Modells oder Auftragen von Wachs oder Kunststoff auf die Gipszähne, neue Zahnstellungen, die mit der definitiven Versorgung geplant sind, schon im Provisorium umzusetzen und Korrekturen von Form und Okklusion vorzunehmen.

Auch eventuelle, durch Zahnextraktionen entstandene, Zahnlücken können durch ein Wax-Up oder eine Wachsmodellation geschlossen und schon im Provisorium umgesetzt werden [11].

Durch die Verwendung von verbindenden Folien kann außerdem eine erhöhte Stabilität des Provisoriums erreicht werden [11].

Da die Tiefziehschiene durchsichtig ist, ist es hier auch möglich, lichthärtende Materialien einzusetzen. Jedoch ist die Wärmeentwicklung höher als bei Alginat- oder Silikonformen, sodass die Endaushärtung unbedingt außerhalb des Mundes abgewartet werden muss, um eine Pulpaschädigung zu vermeiden [4; 5; 60; 79; 104].

2.8.1.5. Vorgefertigte Kunststoffkronen

Bei dieser Provisorienart handelt es sich um eine relativ neue Entwicklung in der Zahnmedizin. Die Kunststoffkronen (z.B. Protemp Crown) sind in unterschiedlichen Größen erhältlich und besitzen bereits eine vorgegebene Kaufläche. Durch Handwärme lassen sie sich erweichen, formen und an den Zahnstumpf adaptieren. Nachdem die Ränder eingekürzt worden sind, müssen die Kronen nur noch von allen Seiten lichtgehärtet und hochglanzpoliert werden [4].

2.8.2. Indirekte Herstellungsverfahren

2.8.2.1. Schalenprovisorien

Vom Techniker wird anhand eines Wax-up ein Gipsmodell mit der erwünschten Zahnform hergestellt. Von diesem Zahn wird ein Silikonschlüssel angefertigt, der Schicht für Schicht mit Schmelz- und Dentinmasse aufgefüllt und ausgehärtet wird. Dadurch entsteht eine circa 0,5 mm dicke Kunststoffschale in Form des späteren

Zahnes. Form und Farbe können dabei der des gewünschten Zahnes nachempfunden werden. Das Schalenprovisorium wird später auf den präparierten Stumpf gesetzt und mit Kunststoff im Patientenmund unterfüttert [19; 40].

Der Vorteil des Schalenprovisoriums besteht darin, dass durch die individuelle Farb- und Formgestaltung ein ästhetisch höchst anspruchsvolles Ergebnis erzielt werden kann. Im Gegensatz zum Langzeitprovisorium kann dieses jedoch sofort nach der Präparation eingesetzt werden und es ist kein "Übergangsprovisorium" mehr notwendig [104].

Darüber hinaus verfügt das Schalenprovisorium durch die Anfertigung im Labor über sehr gute Materialeigenschaften und Oberflächengüte und ist daher auch für eine Nutzungsdauer von 6-12 Monaten geeignet [19].

2.8.2.2. Langzeitprovisorien

Das Langzeitprovisorium wird im Gegensatz zu den oben beschriebenen Verarbeitungsformen auf dem Modell des bereits präparierten Zahnes angefertigt und kommt der definitiven Versorgung somit am nächsten. Es übertrifft die nur kurz im Mund verweilenden Provisorien an Stabilität. In besonderen Fällen kann dem Kunststoff ein Metall- oder Glasfasergerüst eingelagert sein, um die Stabilität noch weiter zu verbessern.

Der Zahntechniker stellt die Modelle des Patienten im Artikulator ein und modelliert auf dem präparierten Zahn mit Wachs die Form des Provisoriums. Von diesem Wax-Up wird ein Silikonschlüssel angefertigt, welcher daraufhin mit Kunststoff aufgefüllt und auf das Meistermodell gesetzt wird. Hierbei können auch Schmelz- und Dentinmasse verwendet und so die Farbgebung weiter verbessert werden [40; 60; 104].

Ebenso ist es möglich, das Langzeitprovisorium mittels CAD/CAM-System anzufertigen, wobei auf sogenannte Hochleistungspolymere zurückgegriffen werden kann. Hierbei kann eine Rekonstruktion entstehen, die in ihrer Form exakt der späteren definitiven Versorgung entspricht, jedoch relativ kostenintensiv ist [4; 19].

Da das Langzeitprovisorium im Labor hergestellt werden muss und dies auf dem definitiven Modell geschieht, ist es notwendig, dem Patienten für die Wartezeit auf das Langzeitprovisorium ein "Übergangsprovisorium" anzufertigen.

Die Entscheidung, ein Langzeitprovisorium herzustellen, liegt darin begründet, den Patienten an eine neue Gebissssituation zu gewöhnen und die etwas längere Zeit bis zur Fertigstellung einer komplizierten Konstruktion zu überbrücken. Außerdem ist es möglich, die Ästhetik und Phonetik einer neuen Konstruktion vorab zu testen, die Prognose unsicherer Zähne zu bestimmen und das Gewebe nach parodontalchirurgischen Operationen ausreichend lange abheilen zu lassen [104].

2.8.3. Ausarbeitung

Um an den Zähnen parodontale Erkrankungen und eine schnelle Plaqueakkumulation zu vermeiden, ist es wichtig, auf eine ordentliche Ausarbeitung und Politur der Interimsversorgung zu achten [11; 68; 93; 113].

Der Kronenrand des Provisoriums sollte im Idealfall mit der Präparationsgrenze abschließen. Eine Überextension ist in jedem Fall zu vermeiden, um gingivale Reizzustände ausschließen zu können [60].

Damit dem Patienten die Mundhygiene erleichtert wird, sollten die Interdentalräume soweit wie möglich freigeschliffen werden, wobei die mangelnde Elastizität und Stabilität des Kunststoffs den limitierenden Faktor darstellt. Dies trägt auch dazu bei, Entzündungen der Interdentalspapille zu vermeiden.

Des Weiteren wird ein Provisorium durch die Politur mit Fräsen, Polierkörpern und Wollschwabbeln in seiner Ästhetik ansprechender, da die Reflexionseigenschaften natürlicher Zähne nachgeahmt werden können [11].

3. Fragestellung

In dieser In vitro-Studie wurden 6 verschiedene Kunststoffe auf ihre Eignung zur Herstellung von Langzeitprovisorien untersucht.

Dabei wurde hier der Fokus auf die Bruchfestigkeit, die Farbbeständigkeit und Abrasionsfestigkeit der Materialien gelegt.

Im Detail waren folgende Punkte von Interesse:

- Inwiefern wird die Bruchfestigkeit der Kronen durch eine Kausimulation von 5 Jahren beeinflusst und lassen sich Unterschiede zu den nicht belasteten provisorischen Kunststoffkronen feststellen?
- Unterliegen die Provisorien durch die Kausimulation einer sichtbaren Abrasion und besteht ein Zusammenhang zur Bruchfestigkeit?
- Wie leicht lassen sich die Materialien durch eine 3-tägige Lagerung in Kaffee bzw. Rotwein verfärben, welche Flüssigkeit verfärbt stärker und lassen sich die Verfärbungen durch Reinigung mit einer Zahnbürste wieder entfernen?

4. Material und Methode

4.1. Untersuchte Materialien

Material	Hersteller / Chargenr.	Verarbeitung	Indikation	Zusammensetzung	Anmerkung
Protemp™ 4	3M ESPE AG, Seefeld, D 342011	Automix, selbst-härtend	prov. Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Veneers, Langzeitprovisorien, Unterfüllungs-material für vorgefertigte, prov. Kronen aus Composite und Metall, Versorgung für Implantat-abutments	Katalysator: 2,2'-[(1-Methylethyliden)bis(4,1-phenylenoxy)]-bisethyldiacetat, 1-Benzyl-5-phenyl-barbitursäure, Siliziumdioxid mit Silan behandelt (≤ 10 Gew.-%), t-Butylperoxy-3,5,5-trimethyl-hexanoat; Basispaste: Dimethacrylat, Siliziumdioxid mit Silan behandelt (20-30+5-10 Gew.-%), Reaktionsprodukt aus 1,6-diisocyanatohexan mit 2-[(2-methacryloyl)oxy]-ethyl 6-hydroxyhexanoat und 2-hydroxy-ethylmethacrylat	Farbe A2
Luxatemp® Fluorescence	DMG, Hamburg, D 639953	Automix, selbst-härtend	prov. Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, Veneers, Teilkronen, Langzeitprovisorien	Glasfüllstoff in Matrix aus multifunktionellen Methacrylaten, Katalysatoren, Stabilisatoren, Additive; Füllstoffe 43 Gew.-%, 24 Vol.-%, $\varnothing 0,02-1,5\mu\text{m}$	Farbe A2
Protemp™ Crown	3M ESPE AG, Seefeld, D 172400	vorgefertigt, lichthärtend	prov. Einzelzahnkronen auf präparierten Zähnen oder Implantatpfeilern	Keramik mit Silan behandelt (70-80 Gew.-%), Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat, Methacrylatpolymer, Hochdisperse Kieselsäure, Wasser, 2,2'-Ethylendioxydiethylmethacrylat	Kronengröße Lower Molar S, Farbe A2
Eclipse® radica™	Dentsply DeguDent, Hanau, D 70307	Automix, lichthärtend	prov. Kronen, Brücken mit 1 Pontic, Inlays, Onlays, Veneers, Langzeitprovisorien, Zahnaufbau auf Prothesenkunststoff	7,7,9-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diaza-hexadecan-1,16-diol-dimethacrylat (Isomerengemisch), Siliciumdioxid 1-30%, Pigmente, Initiatoren, Stabilisatoren	Dentinmasse, Farbe A2

Signum® Composite	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D 10503	Automix, lichthärtend	Voll- oder Teilverblendung von festsitzendem, metallgestütztem Zahnersatz, kunststoffbasierten Gerüsten, herausnehmbaren Kombinations- arbeiten, Supra-/ Tertiärkonstruktionen bei Implantat- arbeiten, zirkonoxidgestützte Langzeitprovisorien, gerüstfreie Provisorien, Charakterisieren von Prothesenzähnen	Mehrfunktionelle Methacrylsäureester, Fotoinitiatoren, Stabilisatoren, anorganische Pigmente; Füllstoffe: 74 Gew.-% Siliziumdioxid, Siliziumdioxid rheologisch wirksamer Typ, Splitterpräpolymerisate	Dentin- masse, Farbe A2
Sinfony™	3M ESPE AG, Seefeld, D 435407	Automix, lichthärtend	Vollverblendung von festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz auf Metallgerüsten, Herstellung von Inlays, Onlays, Kronen, glasfaserverstärkten Brücken, Veneers, Teleskop-/Konus- kronen, Langzeitprovisorien, Individualisierung von Konfektionszähnen	Glaspulver 30-45 Gew.-%, (Octahydro- 4,7-methano-1H- indendiyl)bis(methylen)diacrylat, Urethandimethacrylat, Glasionomerfüller 1-10 Gew.-%, Siliziumdioxid mit Silan behandelt 1-6 Gew.-%, 2- Hydroxyethylmethacryl at	Farbe A2

Tab.1: Verwendete Kunststoffe [17; 18; 21; 28; 29; 30; 32; 33; 36; 37; 51]

4.2. Aufbau und Ablauf des Bruchfestigkeits- und Abrasionsversuchs

4.2.1. Herstellung konfektionierter Kunststoffzähne

Zunächst wurde ein Zahn aus Palapress vario® (PALA, Heraeus Kulzer, Hanau, D), der durch Duplikation eines natürlichen unteren Molaren entstanden ist, nach den üblichen Regeln der Präparation beschliffen.

Mesial, distal, lingual und bukkal wird von Marxkors ein Substanzabtrag von 1,3 mm empfohlen, da das der Dicke der Zahnhartsubstanz entspricht und außerdem eine ausreichende Schichtdicke für ein Kunststoffprovisorium darstellt. Okklusal wurde um

1,5 mm reduziert [72; 77]. So wurde eine anatoforme Präparation nach diesen Richtlinien vorgenommen. Außerdem wurde die Präparationsgrenze als ausgeprägte Hohlkehle angelegt, um den Kronenrand der Kunststoffprovisorien später nicht zu dünn gestalten zu müssen. Abschließend wurden die Kanten gebrochen und der Zahnstumpf finiert.

Dieser Zahn sollte in allen darauffolgenden Schritten als Prototyp gelten und für alle Duplikationen als Original verwendet werden.



Abb. 4: Präparierter Kunststoffzahn

Der Stumpf wurde mittels Boxingwachs® (KerrHawe, Bioggio, CH) mit der Wurzel nach oben in eine leere Filmdose gehängt. Darauf wurde die Dubliermasse Deguform® (DeguDent, Hanau, D) eingefüllt und der Zahn damit komplett umschlossen. Nach 30 Minuten Aushärtezeit wurde die Masse aufgeschnitten, um den Zahn samt Boxingwachs leicht aus der erstarrten Silikonform entfernen zu können. Dieser Vorgang wurde wiederholt, bis ausreichend viele Dublierformen für die Zahnstümpfe vorlagen.

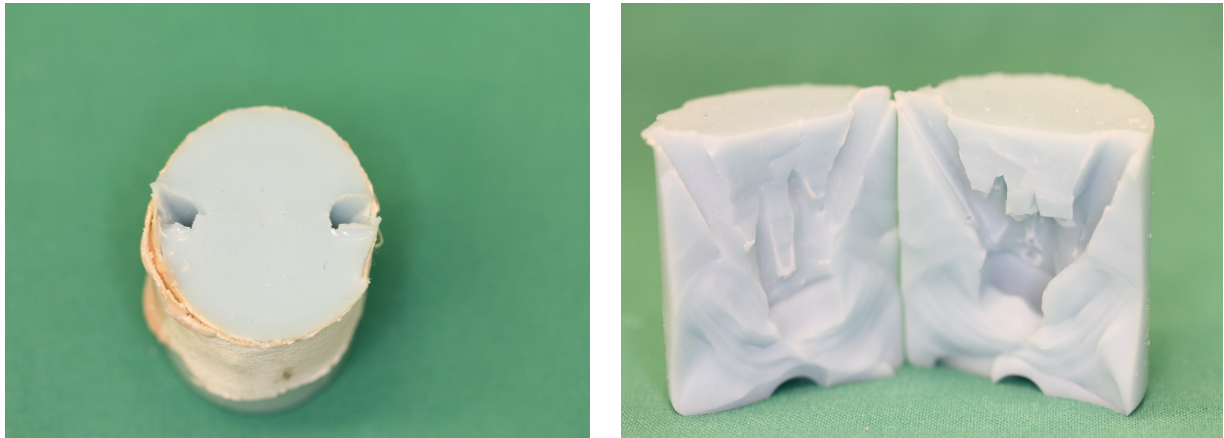


Abb. 5+6: Dublierform für die Kunststoffzähne aus Deguform®

In die Dublierformen wurde daraufhin der rosafarbene Kunststoff Palapress vario® eingefüllt. Die Farbe rosa wurde gewählt, da an dieser der Präparationsrand und eventuelle Luftbläschen, die sich bei der Herstellung bilden könnten, leichter zu erkennen waren, als das bei durchsichtigen Stümpfen der Fall gewesen wäre.

Der Kunststoff wurde im Verhältnis von 8 ml Monomerflüssigkeit zu 10 g Polymerpulver angerührt, in die Form eingegossen und für 15 Minuten bei 55°C und 2 bar in den Drucktopf (Polymax1®, Dreve Dentamid, Unna, D) gegeben. Nach Aushärten des Kunststoffes wurden die neu gewonnenen Zahnstümpfe aus ihrer Form herausgelöst und auf Mängel an der Präparationsgrenze oder am Rest des Stumpfes, sowie auf Ähnlichkeit mit dem Original hin untersucht. Mangelhafte Stümpfe wurden aussortiert. Abschließend wurden die übriggebliebenen Stümpfe mit zahntechnischen Fräsen (Henry Schein, Melville, USA) bearbeitet und finiert. Dieser Vorgang wurde wiederholt, bis eine ausreichende Anzahl von Zahnstümpfen vorhanden war.

Um die natürliche Beweglichkeit eines Zahnes, die bei der Bruchfestigkeit ebenso wie bei der Abrasionsfestigkeit eine Rolle spielt, zu simulieren, wurde durch einen Kunststoffsockel das Alveolarfach und durch eine Impregumschicht das Desmodont nachgebaut.

Als Erstes wurden die Zähne mit ihrer Wurzel in Tauchwachs (Fa. Bredent, Senden, D) eingetaucht. Die dadurch entstandene circa 1 mm dicke Wachsschicht sollte den Desmodontalspalt simulieren und wurde in einem späteren Arbeitsschritt durch

Impregum ersetzt.

Nach Erhärten des Wachses wurden die Zähne mit der Wurzel in einen Sockelformer gesetzt, der daraufhin mit Palapress vario aufgefüllt wurde. Als auch der Sockelkunststoff hart war, wurde der Zahn mit Blaugips (Moldano® blau, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D) gekontert. Der Zahn war nun von der apikalen Seite bis kurz unter die Präparationsgrenze mit Kunststoff, von der koronalen Seite mit Blaugips komplett umschlossen.

Danach wurden die gesockelten Zähne in 90°C heißes Wasser gelegt, so dass sich das Wachs erwärmen konnte und Gips- und Kunststoffsockel mühelos voneinander getrennt werden konnten. Der Zahn steckte nun mit seiner Krone im Gipssockel. Mit Hilfe des Dampfstrahlers (Aquaclean 3, Degussa Dental, Essen, D) wurden Zahn und Sockel von Wachsresten befreit und mit dem Sandstrahler (Harnisch und Rieth, P-G 360/3, Winterbach, D) bei 2 bar Druck und 120 µm Körnung angeraut. Nun wurden Wurzeloberfläche und "Zahnfach" mit Polyetheradhäsiv (3M ESPE AG, Seefeld, D) eingestrichen und die Kunststoffform mit dem Polyether Impregum (Pentamix 2, 3M ESPE AG, Seefeld, D) gefüllt, in welche dann die Zähne mit den Wurzeln voran eingesetzt wurden. Nachdem das Silikon ausgehärtet war, wurde der Gipssockel um die Zahnkrone herum vorsichtig mit der Gipsschere entfernt. Als Letztes wurde nur noch überstehendes Impregum mit dem Skalpell eingekürzt und der Kunststoffsockel erneut gesockelt, um einen für die spätere Kausimulation passgenauen Sockel zu schaffen.

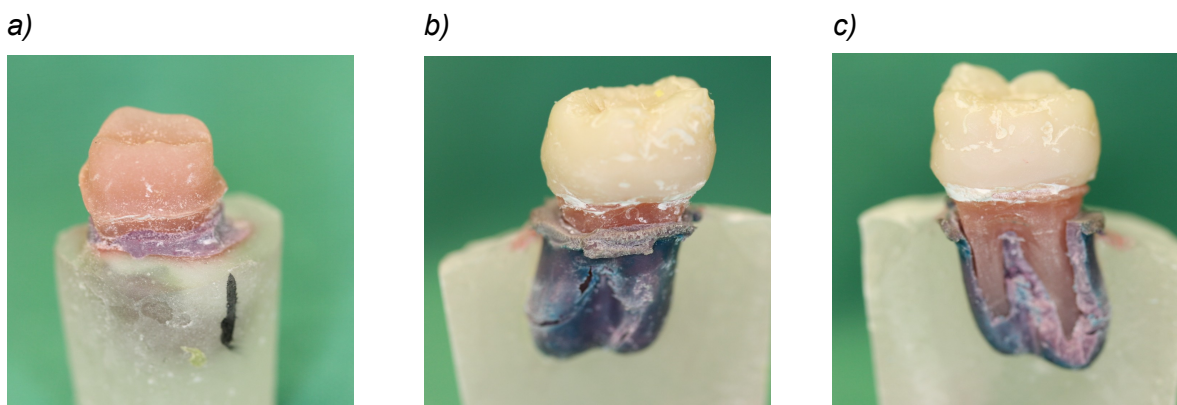


Abb. 7: a) Fertig gesockelter Kunststoffzahn
b) Kunststoffzahn mit Provisorium und auf einer Seite abgetrenntem Sockel
c) Kunststoffzahn mit Provisorium und abgetrenntem Sockel und aufgeschnittenem Impregum-"Desmodont"

4.2.2. Herstellung der Provisorien

Für die anatoforme Gestaltung der Provisorien war es notwendig, von dem unpräparierten Zahn einen Abdruck zu nehmen und eine Hohlform zu schaffen, wobei auf die jeweilige Verarbeitungsweise des Materials Rücksicht genommen wurde. Die provisorischen Kunststoffkronen wurden unter genauer Einhaltung der Herstellerangaben angefertigt. Im Folgenden soll dieser Vorgang für jedes verwendete Provisorienmaterial geschildert werden.

4.2.2.1. Herstellung der Provisorien aus Protemp™ 4

Von dem unpräparierten Originalzahn wurde ein Silikonabdruck genommen, um eine detailgetreue Abbildung des Molaren zu bekommen.

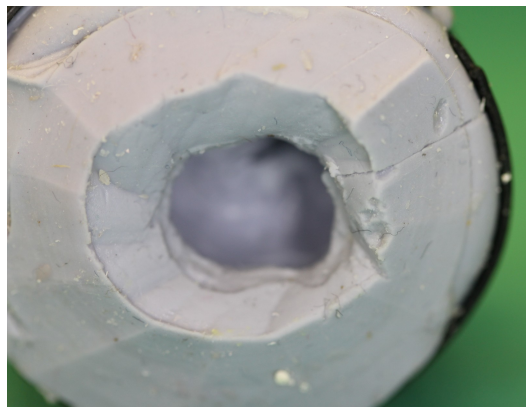


Abb. 8: Silikonabformung des unpräparierten Zahnes

Bei Protemp™ 4 handelt es sich um ein selbsthärtendes temporäres Kronen- und Brückenmaterial auf Basis mehrfacher funktioneller Methacrylsäureester. Da der Zahnstumpf ebenfalls aus Kunststoff gefertigt wurde, war es dringend notwendig, den Stumpf vor dem Kontakt mit dem Provisorienkunststoff mit Vaseline zu isolieren, um eine Anpolymerisation des Provisorienkunststoffes an den Kunststoffstumpf zu vermeiden. Der Silikonabdruck wurde bis zur Hälfte direkt aus der Kartusche mit Material befüllt und über dem Zahnstumpf platziert. Um die Aushärtung des Materials beobachten zu können, wurde eine Materialprobe auf die Arbeitsfläche gespritzt. Als die Materialprobe mit einem Spatel noch leicht zu durchtrennen war, wurde der

Stumpf aus dem Abdruck entfernt und Überschüsse von dem Provisorium, das nun im Abdruck steckte, reduziert. Danach wurde der Abdruck mit dem Provisorium zur Endhärtung nochmals auf den Zahnstumpf zurückgesetzt. Die Schmierschicht, die durch den Luftsauerstoff entstanden war, wurde nach der kompletten Erhärtung des Materials mit Hilfe von Alkohol entfernt und die Provisorien sorgfältig auf mögliche Mängel untersucht. Abschließend folgte die Ausarbeitung und Politur mit kreuzverzahnten Fräsen und Kunststoffpolierern sowie flexiblen Polierscheiben [32].

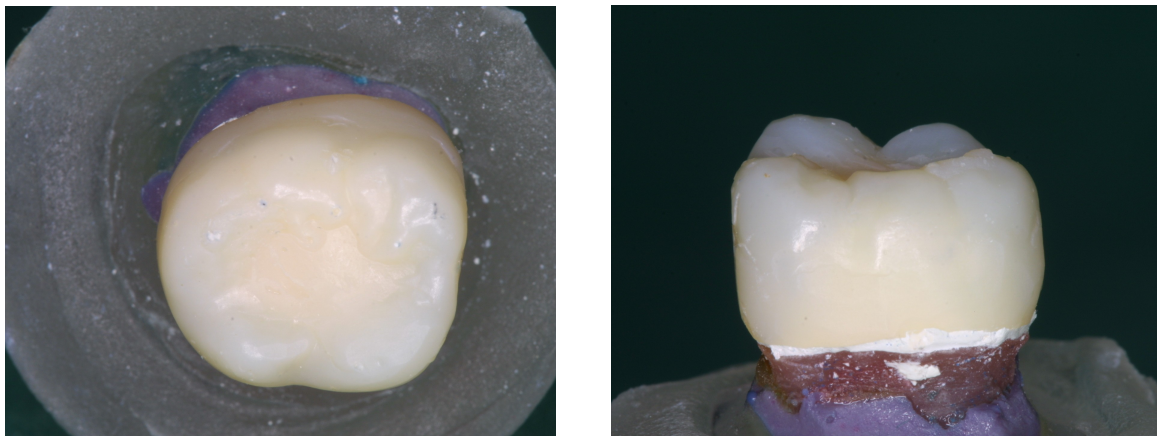


Abb. 9+10: Provisorium mit Protemp™ 4 von okklusal (links) und bukkal (rechts)

4.2.2.2. Herstellung der Provisorien aus Luxatemp® Fluorescence

Von dem unpräparierten Originalzahn wurde zunächst eine Silikonabformung vorgenommen und der Zahnstumpf mit Vaseline isoliert. Der Abdruck wurde bis zur Hälfte mit Luxatemp® Fluorescence aufgefüllt und auf den Zahnstumpf gesetzt. Nach 2 Minuten war das Provisorium durch Autopolymerisation soweit ausgehärtet, dass es vom Stumpf abgehoben und versäubert werden konnte. Daraufhin wurde das Provisorium erneut auf den Stumpf reponiert und die vollständige Aushärtung abgewartet. Danach wurde die Sauerstoffinhibitionsschicht auf dem Provisorium mittels Alkohol entfernt und das Provisorium bearbeitet und finiert. Abschließend überprüfte man die Passung auf einem der duplierten Zahnstümpfe [21].

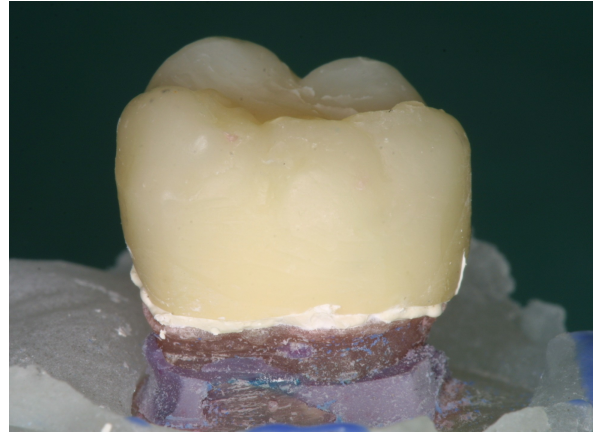
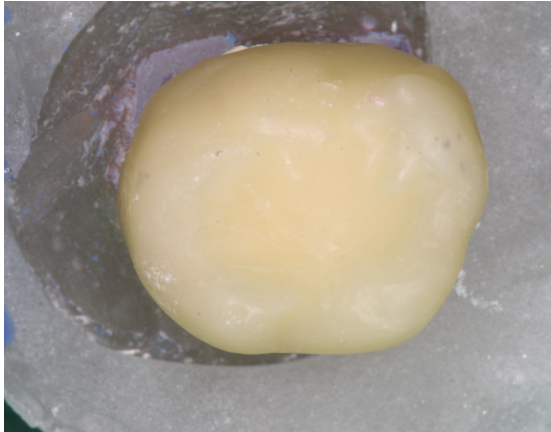


Abb. 11+12: Provisorium mit Luxatemp® Fluorescence von okklusal (links) und bukkal (rechts)

4.2.2.3. Herstellung der Provisorien mit Protemp™ Crown

Da es sich bei den Protemp™ Crowns um bereits vorgeformte temporäre Kunststoffkronen handelt, war eine Vorabformung in diesem Fall nicht nötig.

Um die richtige Größe herauszufinden, wurde mit dem 3M ESPE Kronengrößen-Messinstrument der mesiodistale Durchmesser des Zahnstumpfes ermittelt und letztlich die Größe unterer Molar (klein) gewählt. Danach wurde der Zahnstumpf mit Vaseline isoliert und die Protemp™ Crown aus ihrer lichtdichten Verpackung entnommen. Nun wurde die Protemp™ Crown vorsichtig zwischen den Fingern gerollt und damit angewärmt, so dass sie sich leichter verformen ließ. Durch behutsames Aufsetzen der Krone konnte abgeschätzt werden, um wie viel der Rand der Krone zu lang war. Dieser Teil wurde mit einer Kronenschere eingekürzt. Nun wurde mit der Adaptation der Krone begonnen, indem zuerst okklusal für 3 Sekunden mit einer Lichthärtelampe (3M ESPE Elipar) gehärtet wurde, um eine Anfangsstabilität zu erzielen. Danach wurde von vestibulär über mesial, lingual bis distal jeweils zuerst mit dem Finger die noch biegsame Krone adaptiert und danach für jeweils 3 Sekunden von dieser Seite gehärtet. Abschließend wurde die ganze Krone nochmals für insgesamt 60 Sekunden von allen Seiten, auch von innen, fertig ausgehärtet.

Zuletzt wurde die Krone mit Fräsen bearbeitet, wobei vor allem ein Ausdünnen des

Kronenrandes notwendig war, und eine Abschlusspolitur vorgenommen [29].

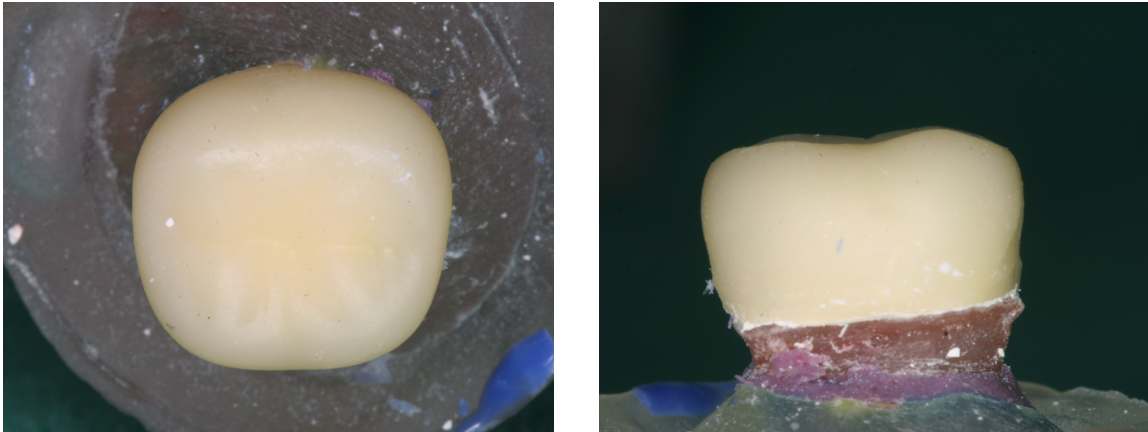


Abb. 13+14: Provisorium mit Protemp™ Crown von okklusal (links) und bukkal (rechts)

4.2.2.4. Herstellung der Provisorien aus Eclipse® radica™

Zunächst wurde mit Hilfe einer über den Originalzahn gezogenen Tiefziehfolie die Schichtstärke des späteren Provisoriums erhöht. Anschließend wurde eine Abformung des unpräparierten Zahnes mit einem Knetsilikon (Fifty-Fifty, Klasse 4, Augsburg, D) vorgenommen. Der Zahnstumpf wurde ebenfalls bis zur Präparationsgrenze mit Knetsilikon gefasst, um zu vermeiden, dass der relativ flüssige Eclipse® radica™-Kunststoff in den "Desmodontalspalt" läuft und sich dort mit dem Zahnkunststoff verbindet.

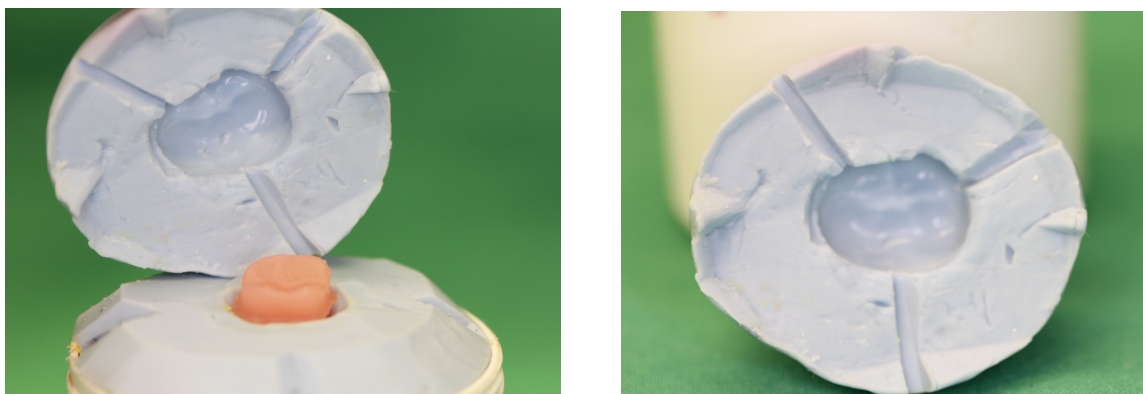


Abb. 15+16: Knetsilikon-Hohlform und Zahn in Knetsilikon verankert mit Zuordnungshilfen

Da die Eclipse® radica™ - Kunststoffmasse in Spritzen und im erhärteten Zustand abgefüllt ist, musste sie vor ihrer Verwendung im Eclipse® radica™-Heizgerät, das vorher über 30 Minuten hinweg auf 64°C aufgeheizt wurde, für 10 Minuten erwärmt werden, um mühelos durch die Spritzen gepresst werden zu können.

Die Abformung wurde bis zur Hälfte mit Eclipse® radica™ -Dentinmasse aufgefüllt. Haben sich Luftblasen in der eingebrachten Masse befunden, war es mit Eclipse® radica™ möglich, diese mit dem zur Ausstattung gehörigen elektrischen Wachsmesser nach Ney zu eliminieren. Danach wurde die Abformung auf den präparierten Zahnstumpf gesetzt und das Material für circa 2 Minuten zum Abkühlen stehen gelassen. Im nächsten Schritt wurde die Abformung abgenommen, überschüssiger Kunststoff entfernt und es wurden erneut Mängel mit dem Wachsmesser behoben. Daraufhin wurde das vorgehärtete Provisorium, noch auf dem Zahnstumpf sitzend, zur Endhärtung ins Eclipse-Polymerisationsgerät gegeben und für 3 Minuten ausgehärtet. Eine erneute Härtung für nochmals 3 Minuten wurde nach Abnehmen des Provisoriums durchgeführt. Abschließend wurde die Passgenauigkeit des Provisoriums überprüft und eine Ausarbeitung sowie eine Politur vorgenommen [17].

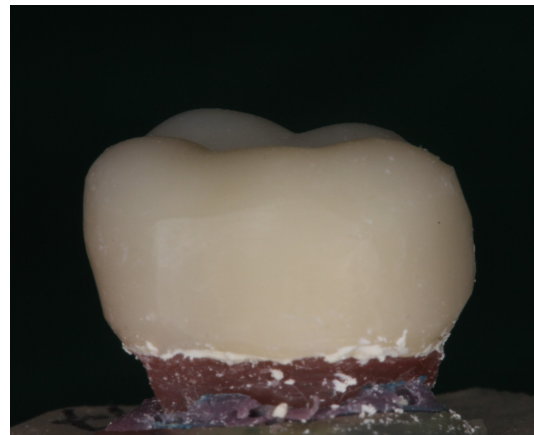
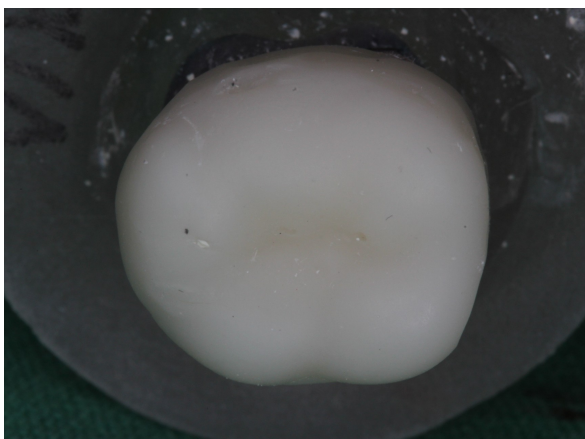


Abb. 17+18: Provisorium mit Eclipse® radica™ von okklusal (links) und bukkal (rechts)

4.2.2.5. Herstellung der Provisorien aus Signum® Composite

Da es sich bei Signum® Composite um ein allein durch Lichthärtung polymerisierendes Material handelt, war es nicht möglich, eine lichtundurchlässige Silikonabformung als Provisorienform zu verwenden. Vielmehr wurde in diesem Fall auf eine durchsichtige Tiefziehfolie, die auf dem unpräparierten Zahnstumpf tiefgezogen wurde, zurückgegriffen.

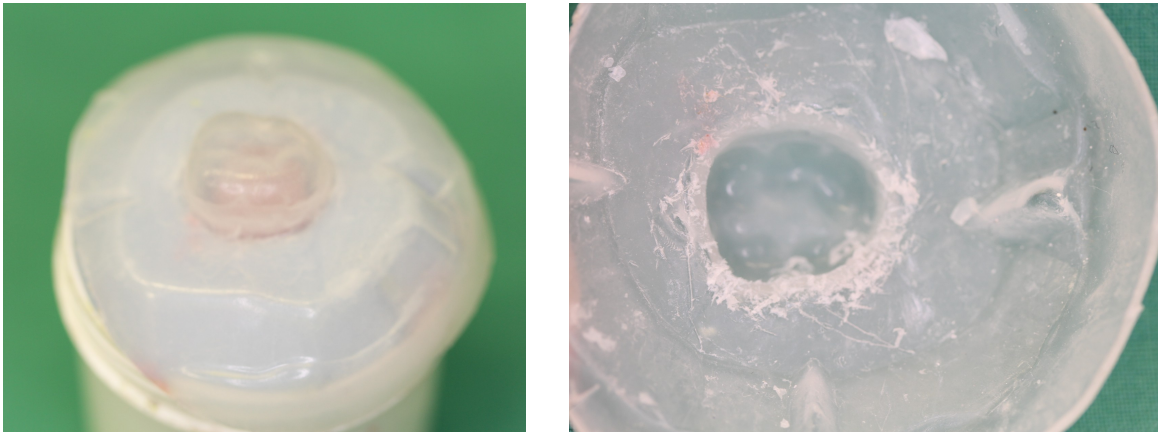


Abb. 19+20: Tiefziehfolie zur Anfertigung der Provisorien

Diese wurde mit Signum® Composite bis zur Hälfte aufgefüllt und auf den beschliffenen Zahnstumpf, der vorher mit Vaseline isoliert worden war, gesetzt. Da die maximale Schichtstärke des Provisoriums 2 mm betrug, wurde, um eine optimale Aushärtung zu erzielen, zunächst 90 Sekunden lang der okklusale Teil des Provisoriums im Dentacolor XS (Kulzer) ausgehärtet. Anschließend wurde im Kronenrandbereich nochmals Dentinmasse nachgelegt und diese wieder für 90 Sekunden auspolymerisiert. Abschließend folgte noch einmal eine Lichthärtung für 180 Sekunden.

Zuletzt wurden auch diese Provisorien auf Mängel geprüft, ihre Passgenauigkeit wurde kontrolliert und eine Politur vorgenommen [52].



Abb. 21+22: Provisorium mit Signum® Composite von okklusal (links) und bukkal (rechts)

4.2.2.6. Herstellung der Provisorien aus Sinfony™

Da Sinfony™ ausschließlich durch Fotopolymerisation ausgehärtet werden kann, wurde, wie schon bei Signum® Composite beschrieben, eine Folie über den unbeschliffenen Originalzahn tiefgezogen und als Form für die Provisorien verwendet.

Die zähflüssige Masse wurde in die Abformung eingebracht, bis diese zur Hälfte gefüllt war. Daraufhin setzte man die Abformung auf den beschliffenen Originalzahn und das Material wurde im Lichthärteofen Dentacolor XS (Kulzer) für 180 Sekunden ausgehärtet. Danach wurde das Provisorium aus der Abformung gelöst, vom Stumpf abgenommen und auch von innen für 180 Sekunden lichtgehärtet. Abschließend folgte eine Untersuchung auf Passgenauigkeit und Mängel sowie die Ausarbeitung der Provisorien [35].

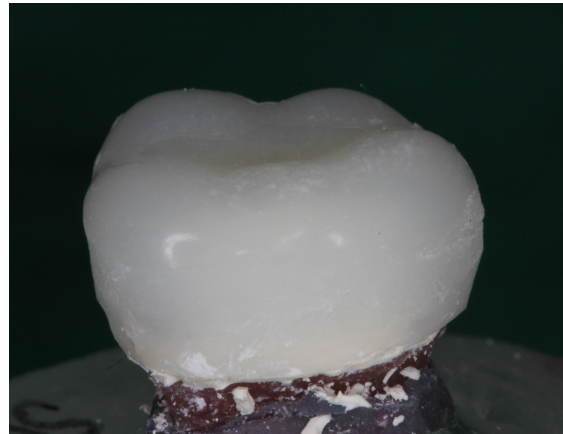
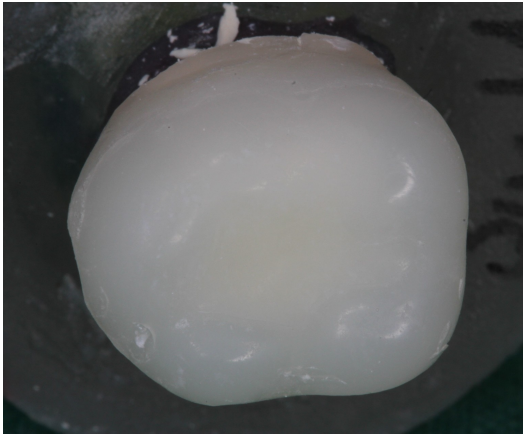


Abb. 23+24: Provisorium mit Sinfony™ von okklusal (links) und bukkal (rechts)

4.2.3. Zementierung der Provisorien

Nach Herstellung der Provisorien erfolgte die Zementierung der Kronen auf die davor angefertigten Kunststoffzahnstümpfe mit einem provisorischen Befestigungszement. In diesem Fall wurde der temporäre, eugenolfreie Zinkoxidzement Rely X Temp NE (Temporary Cement Zinc Oxide Non Eugenol, 3M ESPE, Seefeld, D) ausgewählt. Da die Zahnstümpfe aus Kunststoff gefertigt wurden, war es besonders wichtig darauf zu achten, keinen Zement auf Komposit-Basis zu verwenden.

Vor der Zementierung wurden die Zahnstümpfe sorgfältig mit Alkohol von Schmutz und Fettspuren gereinigt. Rely X Temp NE Catalyst und Base Paste wurden auf einem Anmischblock mit Hilfe eines Spatels homogen im Verhältnis eins zu eins angemischt und in die Provisorien eingebracht. Die Provisorien wurden auf die Stümpfe gesetzt und festgedrückt. Nach der Aushärtung des Zements wurden Überschüsse entfernt und die mit den Provisorien versehenen Stümpfe zur Endhärtung in ein lauwarmes Wasserbad gegeben, um die Mundbedingungen zu simulieren. Abschließend wurden die gesockelten und überkronten Zähne nochmals von Zementresten gesäubert.

4.2.4. Lagerung und Prüfverfahren

Von jedem Material wurden 16 Provisorien hergestellt und auf die Kunststoff-Zahnstümpfe zementiert. Diese wurden alle zur Dokumentation mit einer Digitalkamera (Canon Ixus 55, fünf Megapixel, Tokio, J) fotografiert und für 12 Tage bei 37°C im Brutschrank (Heraeus Kulzer, Hanau, D) wassergelagert, um das Mundmilieu zu simulieren.

Jeweils 8 Provisorien einer Gruppe wurden im Kausimulator (siehe Kapitel 4.4.1.) auf Druck beansprucht, die restlichen 8 Provisorien dienten als Vergleichsgruppe und blieben unbelastet.

Alle für die Kausimulation bestimmten Zähne wurden vor und nach der Kausimulation mit einem Polyether in Doppelmischtechnik (Permadyne® Penta H und Permadyne® Garant, 3M ESPE, Seefeld, D) abgeformt. Die Abformungen wurden mit Twestone® Superhartgips (Kettenbach, D), der im Verhältnis 23 g Gipspulver zu 11 ml Wasser im Vakuumanrührbecher angemischt wurde, ausgegossen. Die Modelle dienten zur Untersuchung des Abrasionsverhaltens während der Kausimulation.

Um auch minimale Abrasionen erkennen zu können, wurden die Modelle mit Hilfe eines 3-D-Scanners fotografiert und vergrößert. Danach wurden die Abriebflächen zum leichteren Auffinden mit einem Kreis markiert und deren Größe miteinander verglichen. Hierbei war lediglich die Größe der Abriebfläche, nicht aber das Abriebvolumen von Interesse.

Nach der Kausimulation wurden die Provisorien wieder mit der Digitalkamera fotografiert und anschließend mit dem Universalprüfgerät Zwick bis zum Bruch belastet. Abschließend folgte erneut eine Fotodokumentation.

Die Vergleichsgruppe wurde nach Wasserlagerung mit Hilfe des Universalprüfgerätes Zwick bis zum Bruch belastet und abschließend fotografiert.

Die Bruchwerte wurden mit denen der Kausimulatorgruppe verglichen.

4.3. Aufbau und Ablauf des Farbstabilitätstests

4.3.1. Herstellung der Farbprüfkörper

Zum Test der Farbstabilität wurden von jedem Provisorienkunststoff 10 Prüfkörper hergestellt. Dafür wurde in eine vorher angefertigte Silikonform aus Dubliermasse (Deguform, Fa. DeguDent) der entsprechende Kunststoff eingebracht und nach Herstellerempfehlung verarbeitet. Die Prüfkörper hatten eine zylindrische, leicht konisch zulaufende Form von 5 mm Höhe und einem Durchmesser von 1 cm.

Abschließend wurde die Oberseite der Prüfkörper mit Schleifpapier der Körnung 1000 und 4000 unter Wasserkühlung an der Schleifmaschine poliert. Dies sollte für gleichmäßig glatte Oberflächen sorgen und die durch die Polymerisation entstehende Sauerstoffinhibitionsschicht sowie Verunreinigungen entfernen [62; 69].

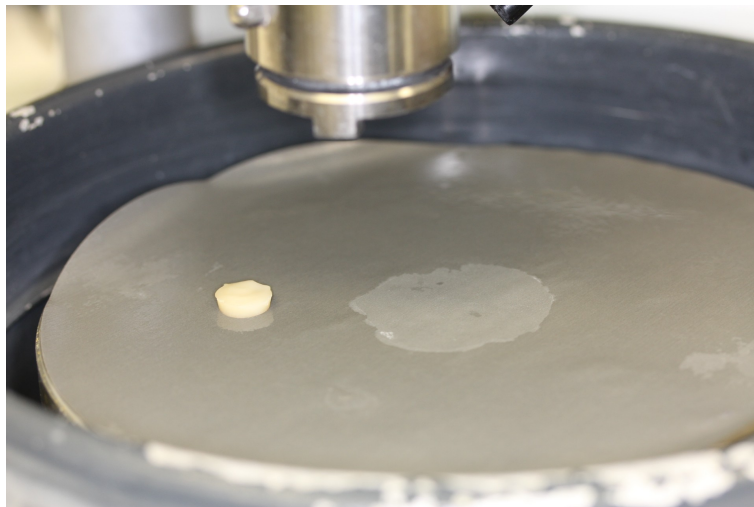


Abb. 25: Farbprüfkörper auf der Schleifmaschine

4.3.2. Farbprüfverfahren

Nach der Herstellung der Farbprüfkörper wurden diese zuerst mit Ethanol und danach mit destilliertem Wasser intensiv gereinigt, um Schleifstaub und Fettrückstände zu entfernen. Anschließend wurden sie im Spectrophotometer Minolta

vermessen und ihre Ausgangsfarbe bestimmt.

Um festzustellen, wie sehr sich die Provisorienkunststoffe durch natürliche Färbemittel in Nahrungsmitteln anfärben lassen, wurden von den 10 Prüfkörpern pro Kunststoff je 5 in abgekühlten Filterkaffee (Tchibo Feine Milde, 40 g Kaffee auf 1 l kochendes Wasser), die anderen 5 in handelsüblichen Rotwein (Wappentrunk Rotwein, lieblich, 10 Vol.-%, Brand Solutions GmbH, Bornheim, D) eingelegt.

Dafür wurden die Probekörper am Boden einer Wellplatte (24-Well Tissue Culture Plate, Sarstedt) befestigt. Um eine exakte Unterscheidung der Prüfkörper zu ermöglichen, wurde jeder in seine eigene Kammer geklebt und diese beschriftet. Anschließend wurden jeweils 5 ml Wein beziehungsweise Kaffee zupipettiert und 72 Stunden lang inkubiert. Die Behälter wurden im Schüttelinkubator Orbital Shaker (Thermo Forma) in gleichmäßigen Bewegungen mit 59 Umdrehungen pro Minute bei 37°C geschwenkt, was ein Absinken der Flüssigkeitsbestandteile verhindern sollte.

Nach Ablauf dieser Zeit wurden Kaffee beziehungsweise Wein abgesaugt, mit Pufferlösung neutralisiert und es wurde erneut mit dem Spectrophotometer die Farbe der Prüfkörper bestimmt.

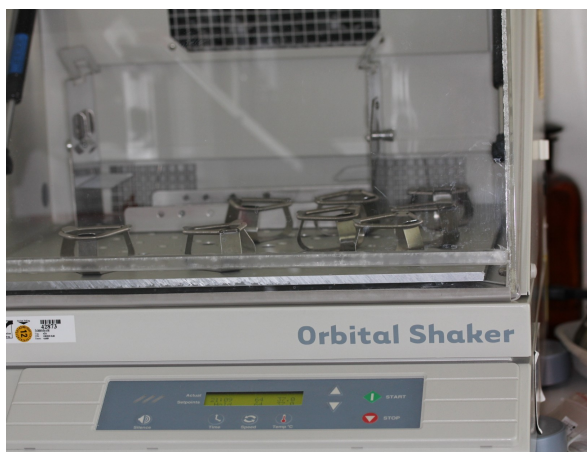


Abb. 26: Schüttelinkubator Orbital Shaker

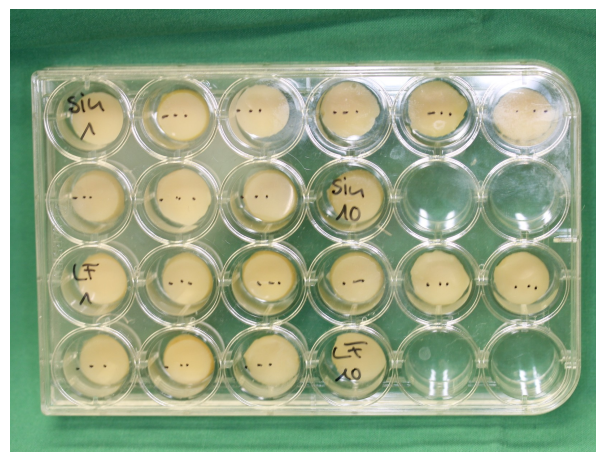


Abb. 27: Farbprüfkörper in der Wellplatte

Danach wurden die Prüfkörper mit einer einmal verwendbaren Handzahnbürste (Med-Comfort), deren Borsten mit einer durch Wasser aufschäumenden, getrockneten Zahnpasta imprägniert waren, je 20 Sekunden auf der polierten

Oberseite, der Unterseite und an ihren Seitenwänden gebürstet. Nach 10 Prüfkörpern wurde die Zahnbürste gewechselt, um Abnutzungserscheinungen und damit unzureichendes Putzen zu verhindern. Nach erneuter Reinigung mit Alkohol und destilliertem Wasser wurden die Prüfkörper wie zu Beginn im Spectrophotometer Minolta vermessen und diese Werte mit den Anfangswerten verglichen.

4.4. Verwendete Apparaturen

4.4.1. Regensburger Kausimulator

In dieser Studie war von Interesse, inwieweit das feuchte und Temperaturschwankungen unterworfenen Milieu im Mund ebenso wie die Kaubelastung die Struktur der Kunststoffprovisorien beeinflussen kann.

Der Regensburger Kausimulator wurde in Anlehnung an schon bestehende Kausimulationssysteme wie beispielsweise von DeLong und Douglas oder Krejci et al. konstruiert [91; 92].

Mithilfe des Regensburger Kausimulators werden die Bedingungen im Mund nachgeahmt, wobei nicht nur Kaukraft, thermische und hydrolytische Belastungen simuliert werden können, sondern auch die natürlichen Mahlbewegungen des Menschen mit ihrer physiologischen Zahnbeweglichkeit [91]. Durch einen angeschlossenen Rechner können die vorher auszuwählenden Parameter wie Kaukraft und Dauer der hydrolytischen und thermischen Belastung konstant gehalten werden. Der Antagonist ist an einem pneumatischen Zylinder am oberen Teil der Simulationseinheit angebracht, wobei entweder Echtzähne oder verschiedene Arten von Belastungsstempeln verwendet werden können. Die Probe hingegen wird an der Unterseite der Simulationseinheit auf einer kugelgelagerten und um 15° geneigten schiefen Ebene befestigt. Durch diese bewegliche Lagerung ist eine Abgleitbewegung und laterale Auslenkung, wie sie auch im Mund stattfindet, möglich. Die Rückstellung erfolgt über eine Feder. Als Kaukraft ist bei einem Luftdruck von 4,5 bar eine Größe zwischen 10 und 300 N auszuwählen, die Kaufrequenz kann zwischen 0 und 2 Hz eingestellt werden [92].

Da auch das Mundmilieu zur Schwächung eines Werkstoffes beiträgt, wird die

Temperatur und die Zusammensetzung des Speichels versucht zu simulieren. Dem Speichel ähnelt in seinen Eigenschaften am ehesten destilliertes Wasser, welches eine Temperatur zwischen 5 und 55°C aufweist. Das destillierte Wasser wird in der gewünschten Frequenz in die Kammern mit den Prüfkörpern gefüllt und wieder abgepumpt [91; 92].

Durch die mechanische und thermodynamische Wechselbelastung (TCML = thermally cycled and mechanically loaded) wurde an den entsprechenden Prüfkörpern eine künstliche Alterung vorgenommen.

In dieser Studie wurde als Antagonist eine Keramikugel mit 12 mm Durchmesser verwendet. Es wurde eine Belastung von 50 N ausgewählt, die in einer Frequenz von 1,6 Hz auf die Provisorien einwirkte, da diese Frequenz der natürlichen Kaufrequenz am ehesten entspricht [92]. Insgesamt wurden 1200000 Kauzyklen und 2 mal 3000 Thermozyklen durchgeführt.

Die Temperaturunterschiede im Mund wurden simuliert, indem destilliertes Wasser von 5 beziehungsweise 55°C Temperatur die Zähne umspülte, wobei die Temperatur alle 2 Minuten wechselte.

Insgesamt wurden die Provisorien 8,3 Tage im Kausimulator belastet, was einer natürlichen Tragedauer von fünf Jahren entspricht.

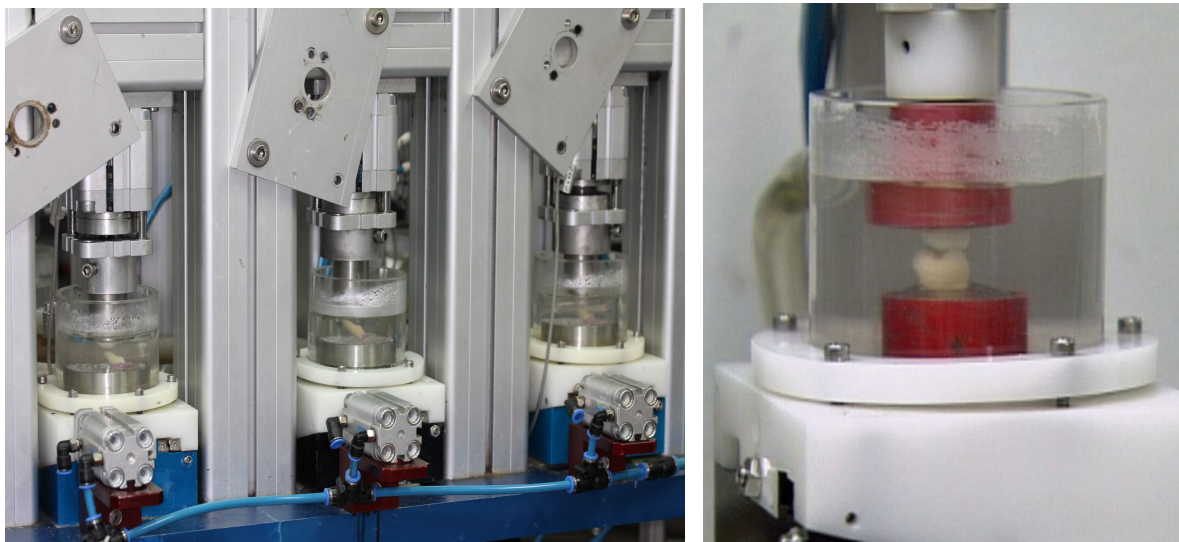


Abb. 28+29: Regensburger Kausimulator

4.4.2. Universalprüfmaschine Zwick

Die Bruchwerte der Kunststoffprovisorien wurden mit der Universalprüfmaschine Zwick 1446 (Zwick, Ulm, D) ermittelt.

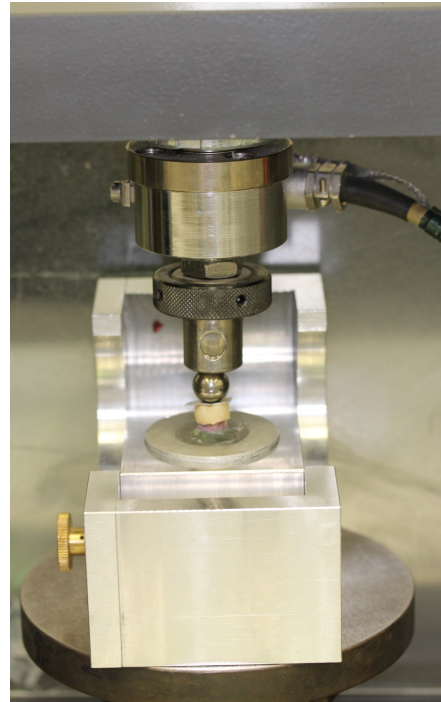
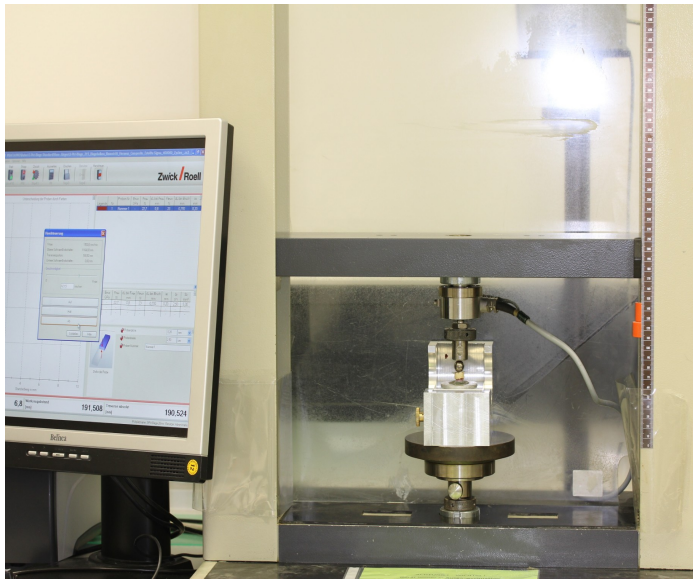


Abb. 30+31: Universalprüfmaschine Zwick

Hierfür wurden die Zahnstümpfe fest in eine Halteapparatur eingeschraubt, um der später einwirkenden Kraft nicht ausweichen zu können.

Die Kraft wurde von der Universalprüfmaschine durch einen an einer Traverse befestigten Stahlzylinder, der sich mit der konstanten Geschwindigkeit von 1 mm/min nach unten bewegte, über eine Stahlkugel mit 12,5 mm Durchmesser auf die Krone übertragen. Um zu verhindern, dass die Kugel im Zahnrelief leicht abrutschte, wurde eine 0,3 mm starke Zinnfolie als ausgleichendes Element dazwischengelegt.

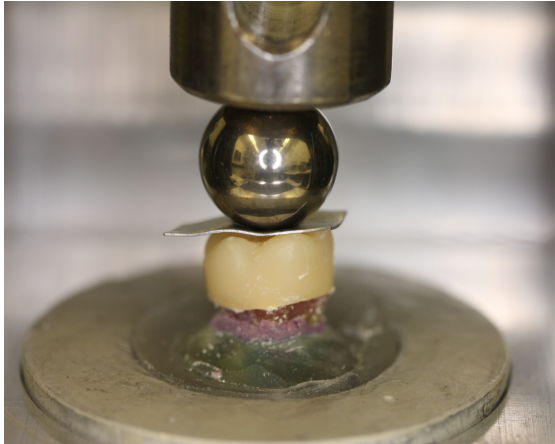


Abb. 32+33: Prüfkörper in der Universalprüfmaschine (links) und zerbrochenes Provisorium (rechts)

Die Kraft wurde kontinuierlich gesteigert, bis die Krone zu Bruch ging.

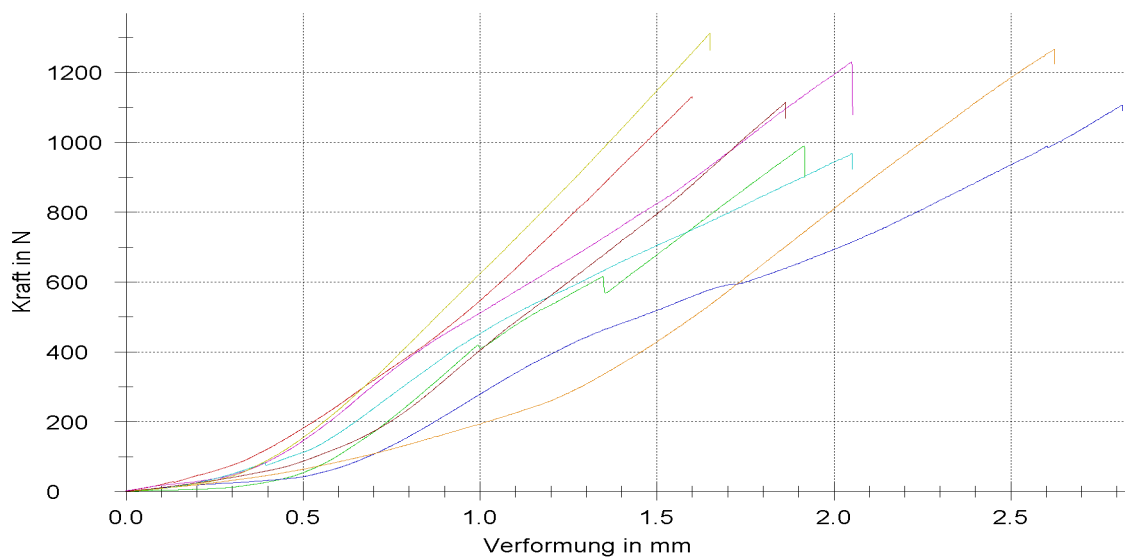
Der Bruch wurde von der Universalprüfmaschine durch einen Kraftabfall von über 10 % des aktuellen Wertes erkannt und ein weiterer Kraftaufbau abgebrochen. Der an die Maschine angeschlossene Rechner zeichnete während des Bruchversuches die Kraft-Verformungskurve auf und errechnete außerdem die Maximalkraft F_{\max} und die Bruchkraft F_{bruch} .

Prüfparameter fürs Protokoll:

Vorkraft : 1 N
 Geschwindigkeit E- : 1 mm/min
 Modul
 Prüfgeschwindigkeit : 1 mm/min

Ergebnistabelle:

Legende	Nr	E _{mod} GPa	F _{max} N	dL bei F _{max} mm	F _{Bruch} N	dL bei Bruch mm
	1	32,76	1131	1,598	1125	1,599
	5	24,34	990	1,916	898	1,918
	7	12,65	1107	2,815	1089	2,816
	8	10,37	1267	2,623	1223	2,624
	13	36,44	1230	2,051	1078	2,053
	14	26,47	967	2,051	922	2,053
	17	39,15	1313	1,650	1262	1,651
	20	19,05	1114	1,864	1067	1,864



Statistiktabelle:

Gruppe n = 8	E _{mod} GPa	F _{max} N	dL bei F _{max} mm	F _{Bruch} N	dL bei Bruch mm
x	25,15	1140	2,071	1083	2,072
s	10,66	124	0,435	128	0,436
□	42,38	10,92	21,02	11,78	21,02

Abb. 34: Beispiel eines Ergebnisses des Bruchversuches, von oben nach unten: Prüfparameter; Ergebnistabelle mit Maximal- und Bruchkraft; Kraft-Verformungsdiagramm des Bruchversuches, Statistiktabelle des Bruchversuches mit Durchschnittswerten;

4.4.3. Spectrophotometer Minolta



Abb. 35+36: Minolta CM 3500d Spektrophotometer

Mit dem Spektralfarbmessgerät Minolta CM 3500d (Minolta, Japan) kann die Farbe eines Körpers nach dem CIELab-Farbsystem eingeordnet werden [62]. Dieses Farbsystem wurde 1978 von der Comission Internationale d'Eclairage entwickelt, um Farbtöne im Farbraum zu bestimmen, die dem menschlichen Farbempfinden entsprechen [48; 93].

Der $L^*a^*b^*$ -Farbraum, der dabei verwendet wird, verfügt über drei Achsen, durch die ein dreidimensionaler Farbraum geschaffen wird. Die vertikale Achse L (= Luminanz) ist ein Maß für die Helligkeit, wobei der Höchstwert mit 100 weiß, der niedrigste mit 0 schwarz beschreibt. Die beiden horizontalen Achsen a und b ordnen dem Prüfkörper die Farbgebung zu, wobei die a-Achse von rot nach grün verläuft und die b-Achse von gelb nach blau. Geht der a-Wert mehr in Richtung negativer Werte, ist der Farbton mehr grün, in positiver Richtung vermehrt rot. Der b-Wert beschreibt durch negative Werte blaue Farbtöne, je positiver die Werte werden, desto gelber werden die Farbtöne [48; 62; 82; 93].

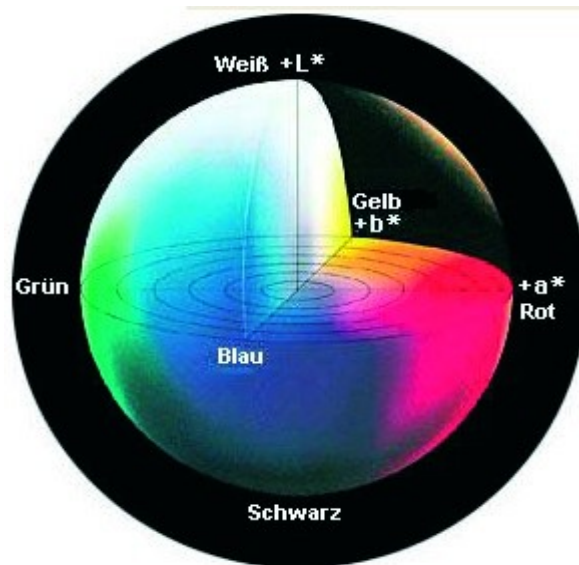


Abb. 37: Darstellung des CIELab-Farbraumes [64]

Durch den Raumvektor E^* wird die genaue Lage eines Farbtones im dreidimensionalen Farbraum bestimmt. ΔE^* zeigt die Farbveränderung an und wird durch folgende Formel beschrieben:

$$\Delta E^* = [(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2]^{1/2}$$

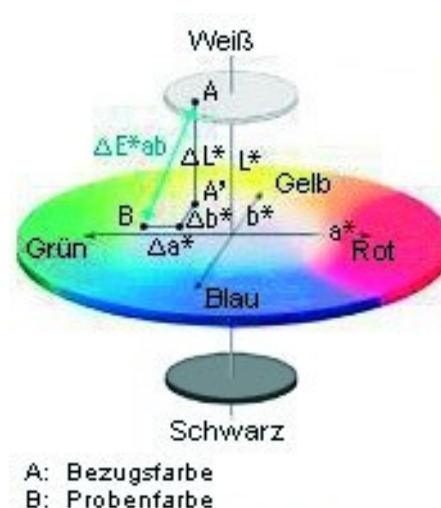


Abb. 38: Darstellung von ΔE^* im CIELab-Farbraum [64]

Durch den Farbunterschied ΔE wird der Unterschied, mit dem verschiedene Farben differenziert werden können, quantifiziert. Ab einem Wert ΔE von unter 1 kann der Farbunterschied mit dem menschlichen Auge nur noch sehr schwer wahrgenommen werden [62; 93; 112].

Bei zahnärztlichen Werkstoffen gilt ein Wert für ΔE unter 3,3 [22; 62] beziehungsweise 3,7 [48] als ästhetisch akzeptabel.

Nachdem das Farbmessprogramm des Spectrophotometers gestartet wurde, musste das Farbmessgerät zunächst mit schwarzem, dann mit weißem Hintergrund kalibriert werden. Danach konnte mit dem Messen der Proben begonnen werden.

Eine Probe nach der anderen wurde auf die Blende gelegt, wobei darauf zu achten war, dass der Prüfkörper die Blende komplett bedeckte und zentral auf der Blende lag. Die Lichtart wurde auf D 65 eingestellt. Um eine Verfälschung der Messergebnisse durch das Umgebungslicht zu vermeiden, wurde über Prüfkörper und Blende ein schwarzer, lichtdichter Zylinder gesetzt, der sich mithilfe einer Nut im Spectrophotometer arretieren ließ.

Der Rechner zeigte dann die Werte für L^* , a^* und b^* an, woraus sich dann E^* beziehungsweise die Differenzwerte errechnen ließen.

4.4.4. 3-D-Scanner

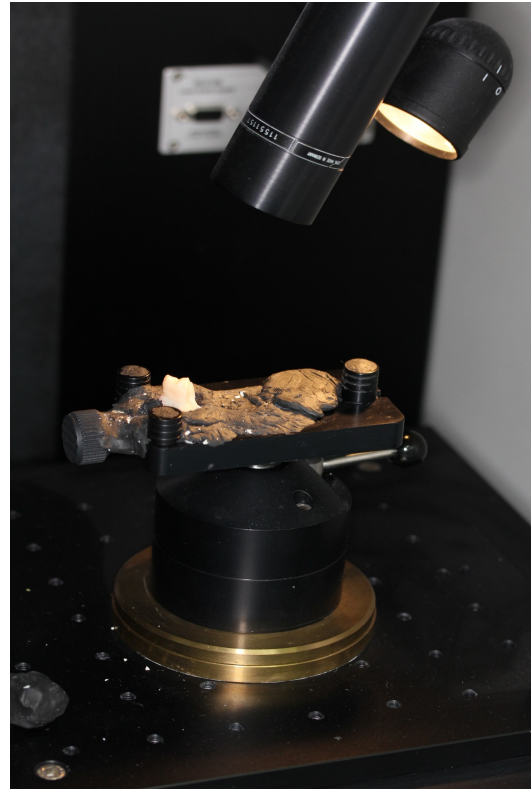


Abb. 39+40: 3D-Pro 3-D-Scanner

Während bisher zu Dokumentationszwecken Fotografien mit einer Digitalkamera ausreichten, war es bei der Beurteilung der Abrasionserscheinungen nach der Kausimulation notwendig, ein exakteres Fotografieverfahren zu verwenden.

Mit dem 3-D-Scanner (3D-Pro, WILLYTEC, SD Mechatronik, Feldkirchen Westerham, D) war es möglich, vergrößerte Scan-Bilder der Gipsausgüsse zu erhalten, die jeweils von Abdrücken vor und nach der Kausimulation gewonnen wurden. Diese wurden in Tabellen nebeneinander aufgestellt und waren so direkt miteinander vergleichbar.

4.5. Statistische Auswertung

In dieser Arbeit waren die Bruch- und Abrasionsfestigkeit sowie die Farbstabilität von sechs verschiedenen Provisorienmaterialien von Interesse.

Die statistische Auswertung der ermittelten Bruch- und Verfärbungswerte wurde mit

Hilfe des Statistik-Programms PASW Statistics 17.0.2. und des Tabellenkalkulationsprogramms Excel (Version 7, Microsoft, Redmond, USA) vorgenommen.

Durch Boxplot-Diagramme konnten die Ergebnisse übersichtlich dargestellt werden. Ein Boxplot besteht aus der Box, in der 50 % aller mittleren Werte angesiedelt sind, welche zwischen dem 25 %- und dem 75 %-Perzentil oder -Quartil liegen. Der Median, oder auch 50 %-Perzentil genannt, teilt das Diagramm in zwei Hälften, in denen jeweils 50 % der Verteilung liegen und gibt die zentrale Tendenz an. Durch die horizontalen Querstriche, die auch als Whisker bezeichnet werden, wird das Diagramm oben und unten begrenzt. Sie stellen außerdem den jeweils größten (Maximum) und kleinsten (Minimum) nicht-extremen Wert dar. Extreme Werte werden durch ein Sternchen beschrieben. Ein Wert, der um das 1,5- bis 3-fache der Boxhöhe vom 25 %- bzw. 75 %-Perzentil entfernt liegt, wird als Ausreißer bezeichnet und im Diagramm mit einem kleinen Kreis gekennzeichnet.

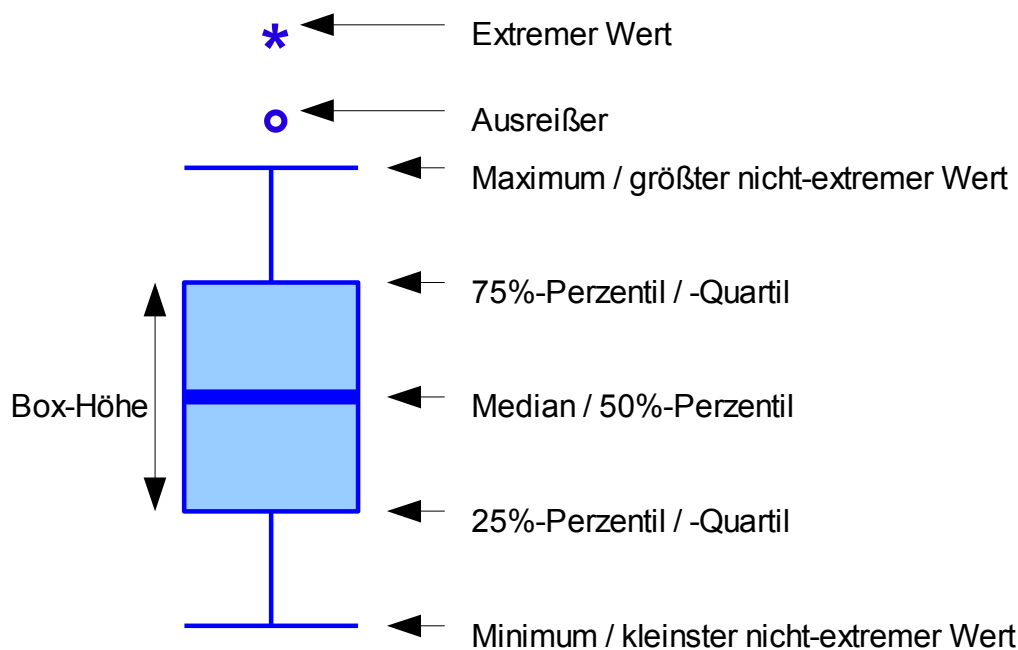


Abb. 41: Erläuterung der Boxplot-Darstellung

Die paarweise Untersuchung der Versuchsgruppen auf signifikante Unterschiede wurde mit Hilfe des Mann-Whitney U-Tests durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde bei 0,05 festgelegt.

5. Ergebnisse

5.1. Vergleich der Bruchwerte mittels Boxplot und Signifikanztest

Alle 96 Provisorien wurden nach ihrer Vorbehandlung mit der Universalprüfmaschine Zwick gebrochen. Dabei war zum einen von Interesse, inwieweit sich die Materialien unterschieden, und zum anderen, in welchem Ausmaß die Bruchfestigkeit der Provisorien von der Vorbehandlung, einer vorhergehenden thermomechanischen Wechselbelastung, beeinflusst wurde. Pro Material wurden, wie oben bereits beschrieben, 16 Provisorien angefertigt, von denen je 8 im Kausimulator belastet und die anderen 8 keiner Vorbehandlung unterzogen wurden.

In dem unten dargestellten Diagramm sind auf der X-Achse die verschiedenen Materialien (Sinfony™, Signum® Composite, Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ 4, Eclipse® radica™, Protemp™ Crown) aufgetragen, auf der Y-Achse die Bruchkraft in Newton.

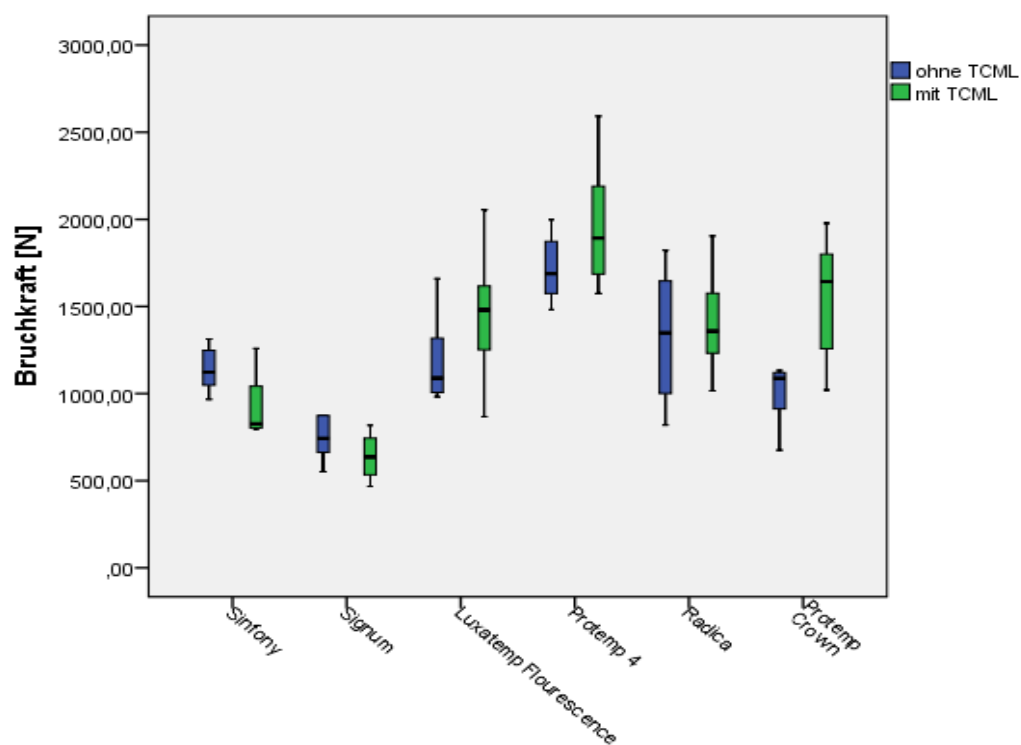


Abb. 42: Boxplot-Darstellung der Bruchkraft der getesteten Provisorienmaterialien mit (grün) oder ohne (blau) thermomechanischer Wechselbelastung

Anschließend wurden die Werte eines Materials mit und ohne TCML mithilfe des Signifikanztestes miteinander verglichen. Auch die Bruchwerte der unterschiedlichen Materialien wurden einem Signifikanztest unterzogen, wobei die Werte mit und ohne TCML getrennt voneinander betrachtet wurden. Das Signifikanzniveau α wurde auf 0,05 festgesetzt.

Die genaueren Werte können im Anhang in den Tabellen I-III und XX-XXV nachvollzogen werden.

5.1.1. Vergleich der Bruchwerte innerhalb eines Materials mit und ohne Kausimulation

Im Vergleich der Bruchfestigkeiten innerhalb eines Provisorienmaterials mit und ohne Kausimulation (also im Vergleich blauer mit grünen Boxplots) zeigten lediglich Sinfony™ und Protemp™ Crown signifikant unterschiedliche Werte. Die Provisorien, die mit Sinfony™ gefertigt wurden, wiesen ohne thermomechanische Wechselbelastung signifikant höhere Bruchwerte auf, als dies mit vorangehender Belastung der Fall war. Bei den Protemp™ Crown-Provisorien hingegen war der Bruchwert ohne TCML signifikant niedriger als mit TCML.

Bei allen anderen Provisorien ließen sich keine signifikanten Unterschiede ausmachen.

Die genauen Signifikanzwerte sind im Anhang in Tabelle I nachzuvollziehen.

5.1.2. Vergleich der Bruchwerte der verschiedenen Materialien untereinander

Es wurden die Bruchwerte der Materialien miteinander verglichen, wobei die Werte der Provisorien, die eine Kausimulation durchlaufen hatten, isoliert von denen ohne Kausimulation betrachtet wurden (also Vergleich blauer mit blauen Boxplots und grüner mit grünen).

Die Signifikanzwerte können in den Tabellen II und III im Anhang nachgelesen werden.

5.1.2.1. Vergleich der Bruchwerte der Provisorien mit Kausimulation

Signum® Composite-Provisorien zeigten im Bruchversuch signifikant niedrigere Bruchwerte als alle anderen Materialien.

Die Sinfony™-Provisorien brachen im Vergleich zu Signum® Composite-Provisorien bei signifikant höheren Werten, im Vergleich zu allen anderen Provisorien jedoch bei signifikant niedrigeren.

Provisorien aus Luxatemp® Fluorescence zeigten signifikant höhere Bruchwerte als Signum® Composite und Sinfony™, jedoch signifikant niedrigere als Protemp™ 4. Zu Eclipse® radica™ und Protemp™ Crown ließ sich kein signifikanter Unterschied feststellen.

Protemp™ 4 -Provisorien wiesen im Vergleich zu allen anderen Materialien signifikant höhere Bruchwerte auf, ausgenommen die Provisorien aus Protemp™ Crown, zu welchen sich kein signifikanter Unterschied nachweisen ließ. Wie die anderen Materialien lag auch Protemp™ Crown unter den Bruchwerten von Protemp™ 4 .

Zwischen den Bruchwerten von Eclipse® radica™ und Protemp™ Crown sowie Eclipse® radica™ und Luxatemp® Fluorescence war kein signifikanter Unterschied erkennbar. Eclipse® radica™ brach jedoch bei signifikant höheren Werten als Sinfony™- und Signum® Composite-Provisorien und bei signifikant niedrigeren Werten als Protemp™ 4 .

Auch Protemp™ Crown wies signifikant höhere Bruchwerte auf als Signum® Composite und Sinfony™, im Vergleich zu den übrigen Materialien ließ sich jedoch kein signifikanter Unterschied erkennen.

Abschließend lässt sich feststellen, dass Signum® Composite-Provisorien signifikant schneller brachen als alle anderen, gefolgt von Sinfony™-Provisorien. Protemp™ 4 hingegen wies signifikant höhere Messwerte auf als alle anderen, abgesehen von Protemp™ Crown, wozu kein signifikanter Unterschied zu verzeichnen war. Alle anderen Materialien zeigten im Vergleich untereinander keinen signifikanten Unterschied.

	Mittelwert der Bruchkraft [N] nach TCML
Sinfony™	925
Signum® Composite	639
Luxatemp® Fluorescence	1449
Protemp™ 4	1963
Eclipse® radica™	1406
Protemp™ Crown	1550

Tab. 2: Übersicht über die mittleren Bruchwerte der Provisorien für jedes Material **nach TCML**

5.1.2.2. Vergleich der Bruchwerte der Provisorien ohne Kausimulation

Bei einem Vergleich der Bruchkräfte der Materialien untereinander ohne TCML ließen sich die folgenden signifikanten Ergebnisse feststellen:

Signum® Composite-Provisorien wiesen im Vergleich mit allen anderen verwendeten Materialien signifikant niedrigere Bruchwerte auf.

Bei den Sinfony™-Provisorien lagen die Bruchwerte zwar signifikant höher als bei Signum® Composite, jedoch signifikant niedriger als bei Protemp™ 4. Zu den anderen Materialien Luxatemp® Fluorescence, Eclipse® radica™ und Protemp™ Crown zeigten sie keinen signifikanten Unterschied.

Auch bei Luxatemp® Fluorescence-Provisorien ließen sich signifikant höhere Werte als bei Signum® Composite und signifikant niedrigere als bei Protemp™ 4-Provisorien erkennen. Der Unterschied zu den übrigen Materialien war nicht signifikant.

Protemp™ 4 -Provisorien hatten signifikant höhere Maximalkraftwerte als alle anderen Materialien.

Eclipse® radica™ wies im Vergleich zu Signum® Composite signifikant höhere, im Vergleich zu Protemp™ 4 signifikant niedrigere Bruchwerte auf und ließ im Vergleich zu den anderen Materialien keinen signifikanten Unterschied erkennen.

Auch bei Protemp™ Crown wurden im Vergleich zu Signum® Composite signifikant höhere, zu Protemp™ 4 signifikant niedrigere Werte gemessen. Im Vergleich mit allen

übrigen Materialien zeigte sich kein signifikantes Ergebnis.

Zusammenfassend lässt sich also bemerken, dass lediglich Signum® Composite und Protemp™ 4 einen signifikanten Unterschied zu allen anderen Materialien aufwiesen, wobei Signum® Composite signifikant niedrigere und Protemp™ 4 signifikant höhere Bruchwerte besaß. Bei den übrigen Materialien Eclipse® radica™, Sinfony™, Luxatemp® Fluorescence und Protemp™ Crown war kein signifikanter Unterschied zu verzeichnen.

	Mittelwert der Bruchkraft [N] ohne TCML
Sinfony™	1140
Signum® Composite	748
Luxatemp® Fluorescence	1126
Protemp™ 4	1719
Eclipse® radica™	1329
Protemp™ Crown	1006

Tab. 3: Übersicht über die mittleren Bruchwerte der Provisorien für jedes Material **ohne TCML**

5.2. Vergleich der Verfärbungsgrade mittels Boxplot und Signifikanztest

Bei diesem Versuch war von Interesse, inwieweit sich die Provisorienmaterialien nach 72-stündiger Lagerung in Rotwein und Kaffee verfärbten und wie stark sich die Verfärbungen mit Hilfe einer Einweg-Zahnbürste wieder entfernen ließen.

Im nachfolgenden Übersichtsdiagramm sind alle Ereignisse zusammengefasst und mittels Boxplot dargestellt. Auf der Y-Achse sind die Werte von ΔE aufgetragen, auf der X-Achse die verschiedenen Materialien mit ihren unterschiedlichen Vorbehandlungsweisen.

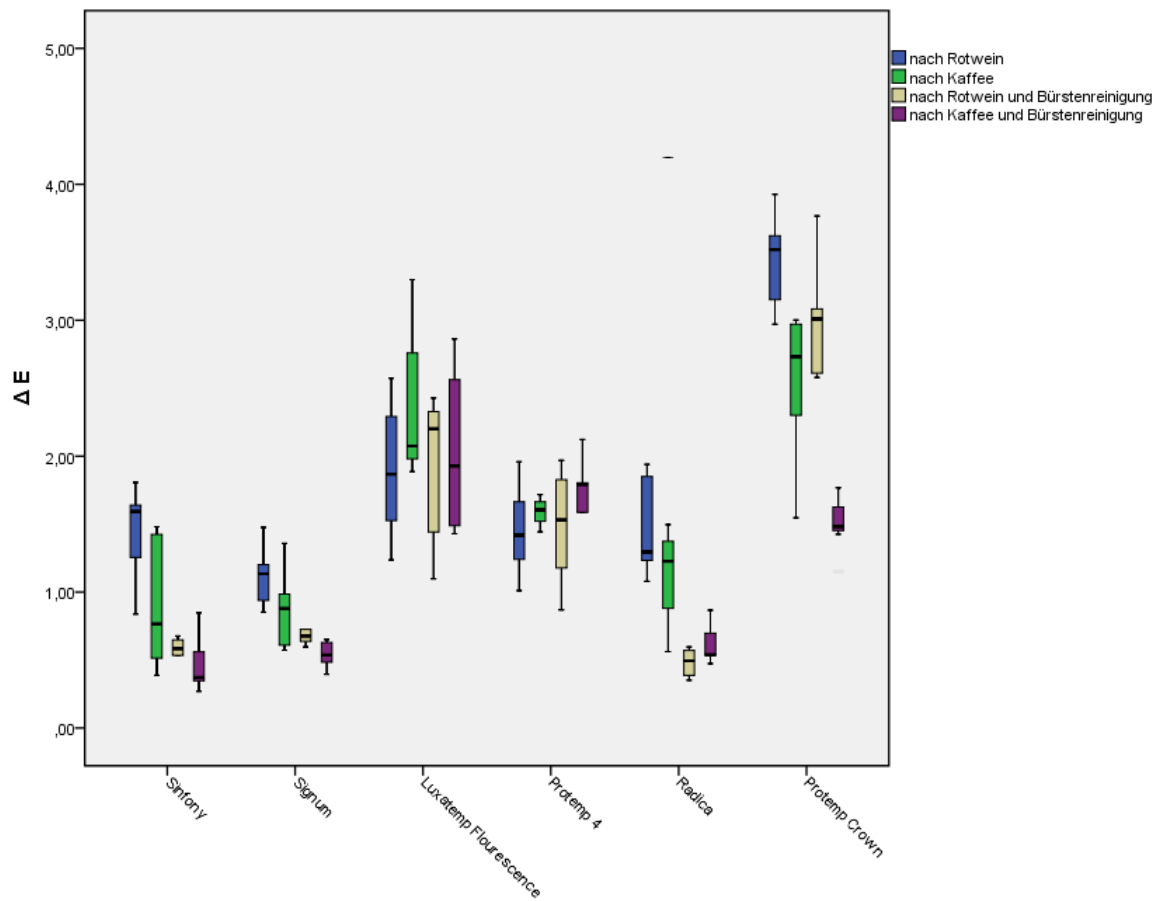


Abb. 43: Diagramm mit Boxplotdarstellung der Werte von ΔE nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen

Zur besseren Übersicht sind im folgenden Diagramm noch die Durchschnittswerte für ΔE dargestellt.

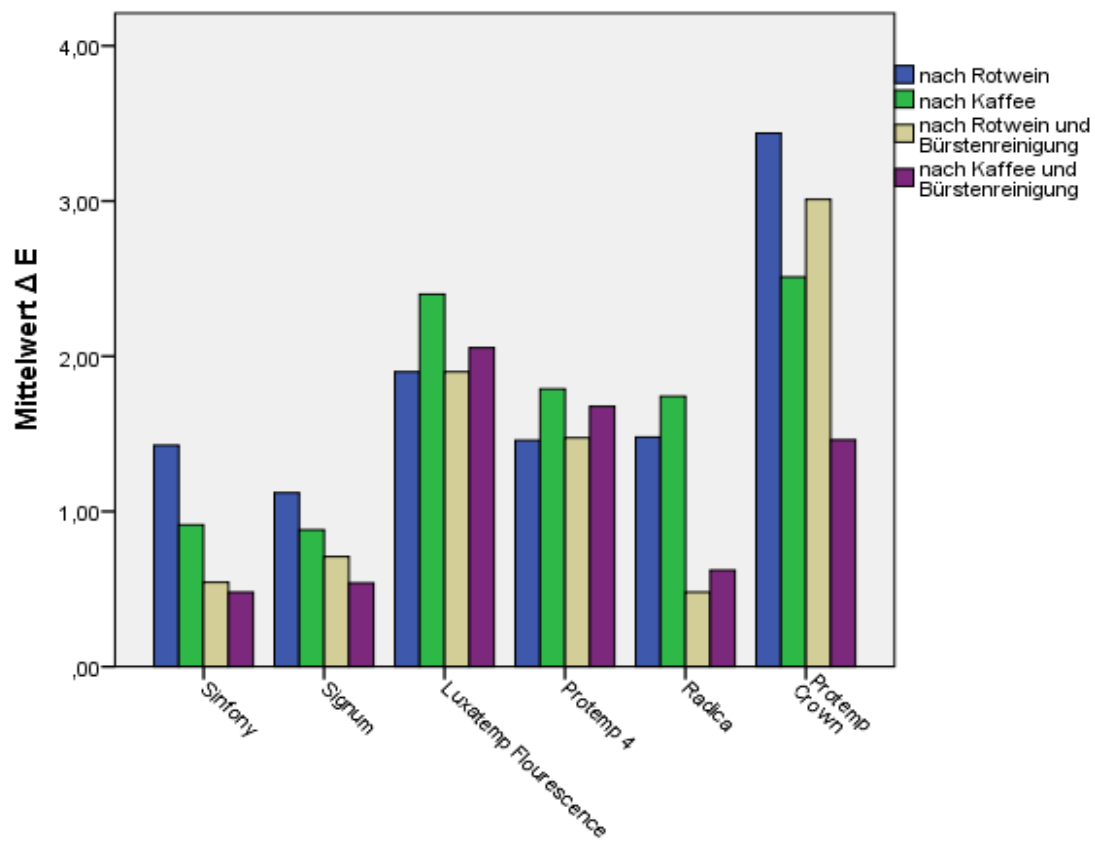


Abb. 44: Säulendiagramm mit den Mittelwerten von ΔE nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen

Alle Werte sind den Tabellen XXVI-XLII im Anhang zu entnehmen.

5.2.1. Verfärbungsgrad nach Rotweinlagerung

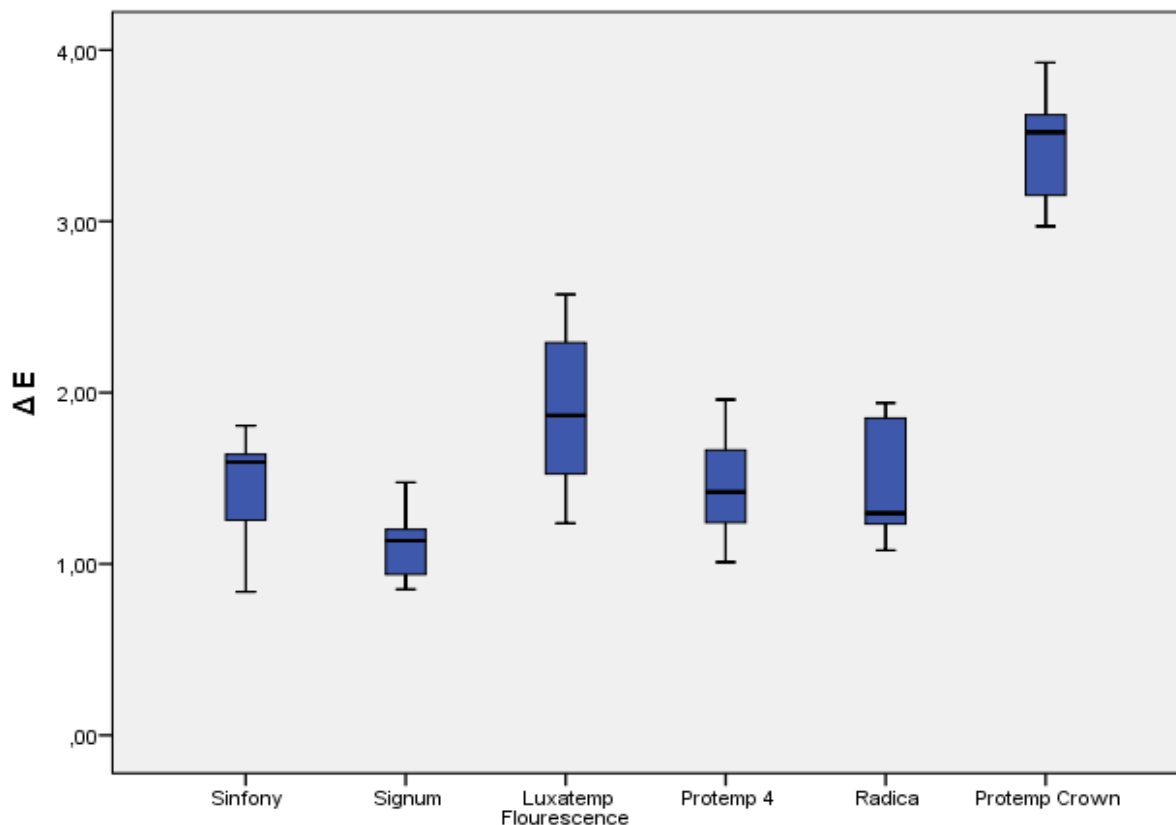


Abb. 45: Diagramm mit Boxplotdarstellung der Werte von ΔE nach Rotweinlagerung

Der Verfärbungsgrad ΔE nach dreitägiger Rotweinlagerung wurde einem Signifikanztest unterworfen und ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde bei 0,05 festgelegt. Die genauen Werte sind der Tabelle IV im Anhang zu entnehmen.

Die Prüfkörper aus Protemp™ Crown-Material wiesen ein signifikant größeres ΔE auf als die Prüfkörper aus Sinfony™, Signum® Composite, Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ 4 und Eclipse® radica™.

Luxatemp® Fluorescence zeigte einen signifikant höheren Verfärbungsgrad als Signum® Composite, im Vergleich zu den anderen Materialien ließ sich kein signifikanter Unterschied erkennen.

Weitere signifikante Unterschiede für ΔE im Vergleich zwischen Sinfony™, Signum® Composite, Protemp™ 4 und Eclipse® radica™ ließen sich nicht feststellen.

Zusammenfassend wies Protemp™ Crown nach Rotweinlagerung den mit Abstand

größten Verfärbungswert auf.

	Mittelwert der Farbdifferenz ΔE E nach Rotweinlagerung
Sinfony™	1,43
Signum® Composite	1,12
Luxatemp® Fluorescence	1,9
Protemp™ 4	1,46
Eclipse® radica™	1,48
Protemp™ Crown	3,44

Tab. 4: Übersicht über die mittleren Werte für ΔE nach Rotweinlagerung

5.2.2. Verfärbungsgrad nach Rotweinlagerung und Bürstenreinigung

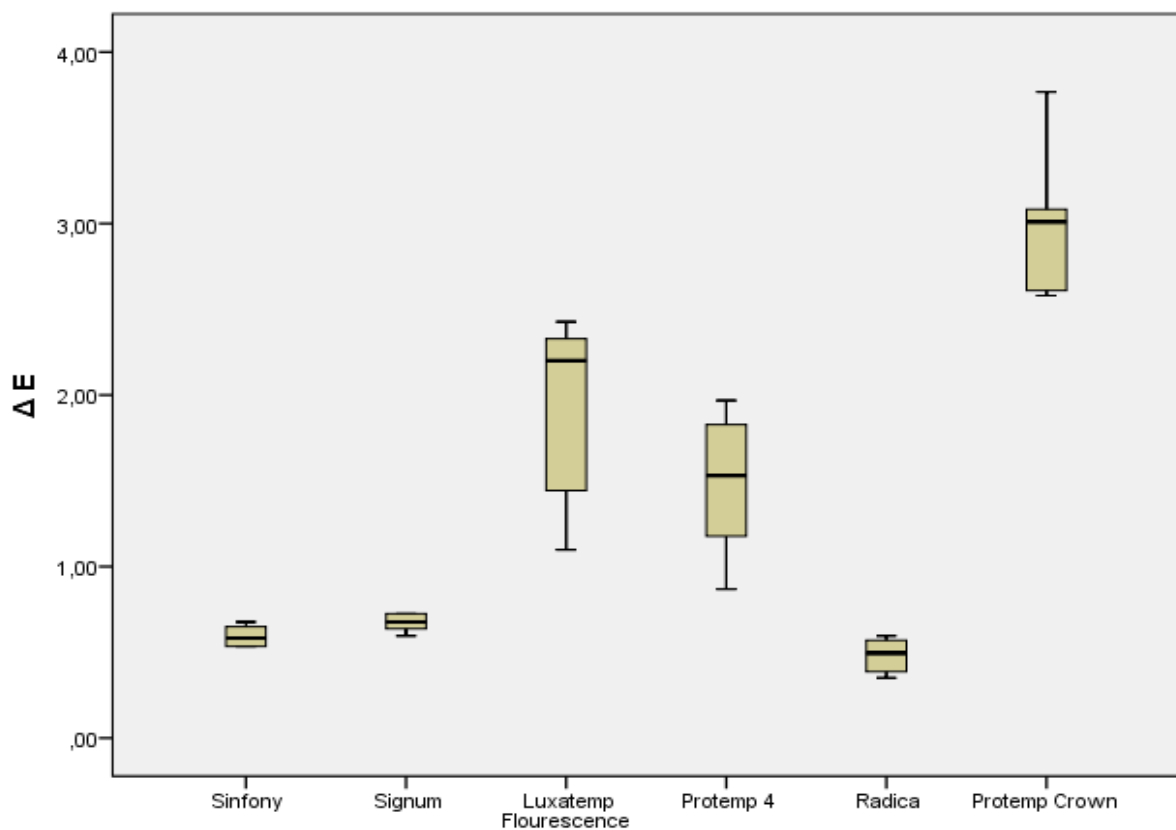


Abb. 46: Diagramm mit Boxplotdarstellung der Werte von ΔE **nach Rotweinlagerung und Bürstenreinigung**

Die genauen Werte der Signifikanzberechnung sind der Tabelle V im Anhang zu entnehmen.

Nach Rotweinlagerung und anschließender Bürstenreinigung zeigten die Prüfkörper aus Sinfony™ im Vergleich zu denen aus Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ 4 und Protemp™ Crown einen signifikant niedrigeren Wert für ΔE . Zu Eclipse® radica™ und Signum® Composite ließ sich kein signifikanter Unterschied feststellen.

Signum® Composite wies einen signifikant niedrigeren Verfärbungswert als Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ 4 und Protemp™ Crown und einen signifikant höheren als Eclipse® radica™ auf. Zu Sinfony™ bestand, wie schon oben beschrieben, kein signifikanter Unterschied.

Luxatemp® Fluorescence besaß nach Protemp™ Crown im Mittel den höchsten Wert für ΔE und unterschied sich von Sinfony™, Signum® Composite und Eclipse® radica™ mit signifikant höheren Verfärbungswerten und von Protemp™ Crown mit signifikant niedrigeren. Gegenüber Protemp™ 4 ließ sich kein signifikanter Unterschied feststellen.

Die gleichen Verhältnisse ließen sich bei Protemp™ 4 erkennen. Auch hier bestand ein signifikant höheres ΔE als bei Sinfony™, Signum® Composite und Eclipse® radica™ und ein signifikant niedrigeres als bei Protemp™ Crown. Zu Luxatemp® Fluorescence ließ sich kein signifikanter Unterschied erkennen, wobei der Mittelwert für ΔE unter dem von Luxatemp® Fluorescence lag.

Eclipse® radica™ wies zu Sinfony™ keinen signifikanten Unterschied auf. Im Vergleich zu den übrigen Materialien jedoch zeigten die Prüfkörper einen signifikant niedrigeren Verfärbungswert an.

Protemp™ Crown zeigte zu allen anderen Materialien signifikante Unterschiede in der Verfärbung, was sich durch einen in allen Fällen signifikant größeren Wert für ΔE darstellen ließ.

	Mittelwert der Farbdifferenz ΔE nach Rotweinlagerung und Bürstenreinigung
Sinfony™	0,54
Signum® Composite	0,71
Luxatemp® Fluorescence	1,9
Protemp™ 4	1,47
Eclipse® radica™	0,48
Protemp™ Crown	3,01

Tab. 5: Übersicht über die mittleren Werte für ΔE nach Rotweinlagerung und Bürstenreinigung

5.2.3. Verfärbungsgrad nach Kaffeelagerung

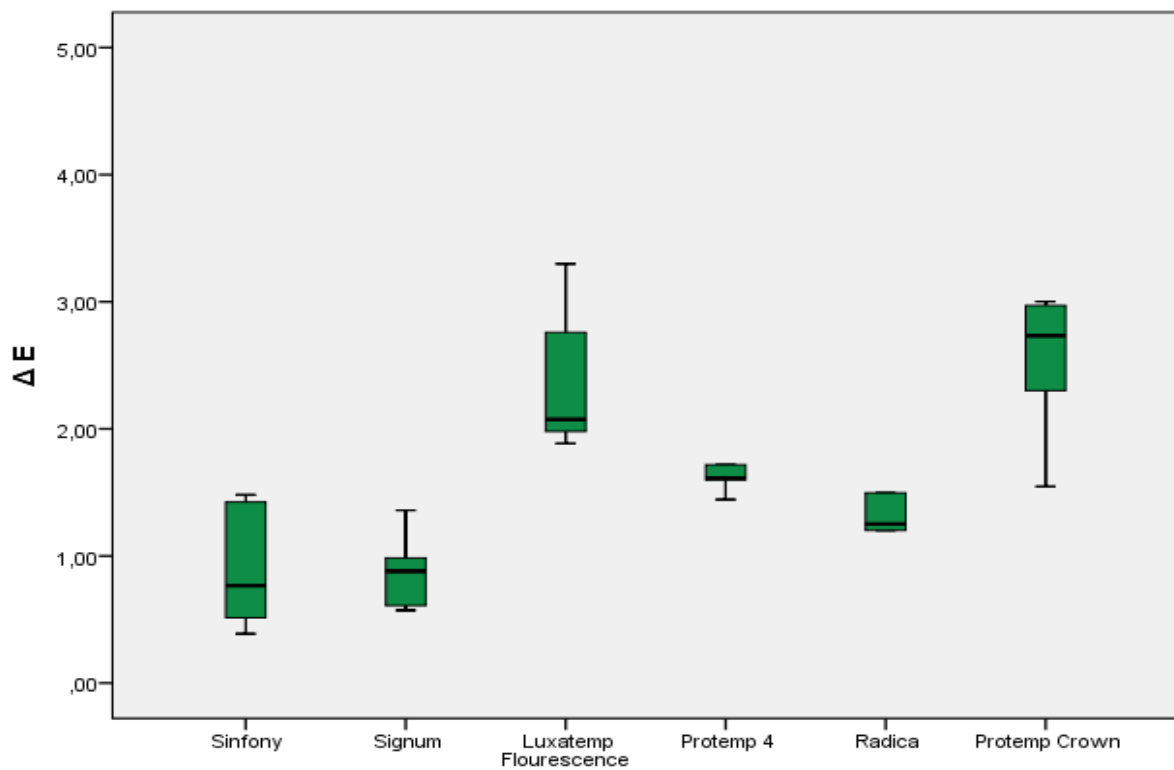


Abb. 47: Diagramm mit der Boxplotdarstellung der Werte von ΔE nach Kaffeelagerung

Die in Kaffee gelagerten Prüfkörper wurden ebenfalls auf ihre Verfärbung hin untersucht und einem Signifikanztest unterworfen, wobei die genauen Signifikanzwerte der Tabelle VI im Anhang zu entnehmen sind.

Die aus Sinfony™ gefertigten Prüfkörper wiesen eine signifikant geringere Verfärbung, also ein niedrigeres ΔE , auf, als die aus Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ 4 und Protemp™ Crown. Zu Signum® Composite und Eclipse® radica™ ließ sich kein signifikanter Unterschied feststellen.

Die Signifikanzwerte von Signum® Composite zeigten ebenfalls ein signifikant niedrigeres ΔE als Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ 4 und Protemp™ Crown und keinen signifikanten Unterschied zu Sinfony™ und Eclipse® radica™.

Eclipse® radica™ unterschied sich zu keinem der anderen Materialien signifikant.

Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ 4 und Protemp™ Crown wiesen die höchsten Werte für ΔE nach Kaffeelagerung auf und unterschieden sich alle drei signifikant von Sinfony™ und Signum® Composite mit den geringsten Werten. Untereinander sowie zu Eclipse® radica™ zeigten sie keinen signifikanten Unterschied.

Signum® Composite und Sinfony™ verfügten also über den geringsten Grad an Verfärbung nach Kaffeelagerung.

	Mittelwert der Farbdifferenz ΔE nach Kaffeelagerung
Sinfony™	0,91
Signum® Composite	0,88
Luxatemp® Fluorescence	2,4
Protemp™ 4	1,79
Eclipse® radica™	1,74
Protemp™ Crown	2,51

Tab. 6: Übersicht über die mittleren Werte für ΔE nach Kaffeelagerung

5.2.4. Verfärbungsgrad nach Kaffeelagerung und Bürstenreinigung

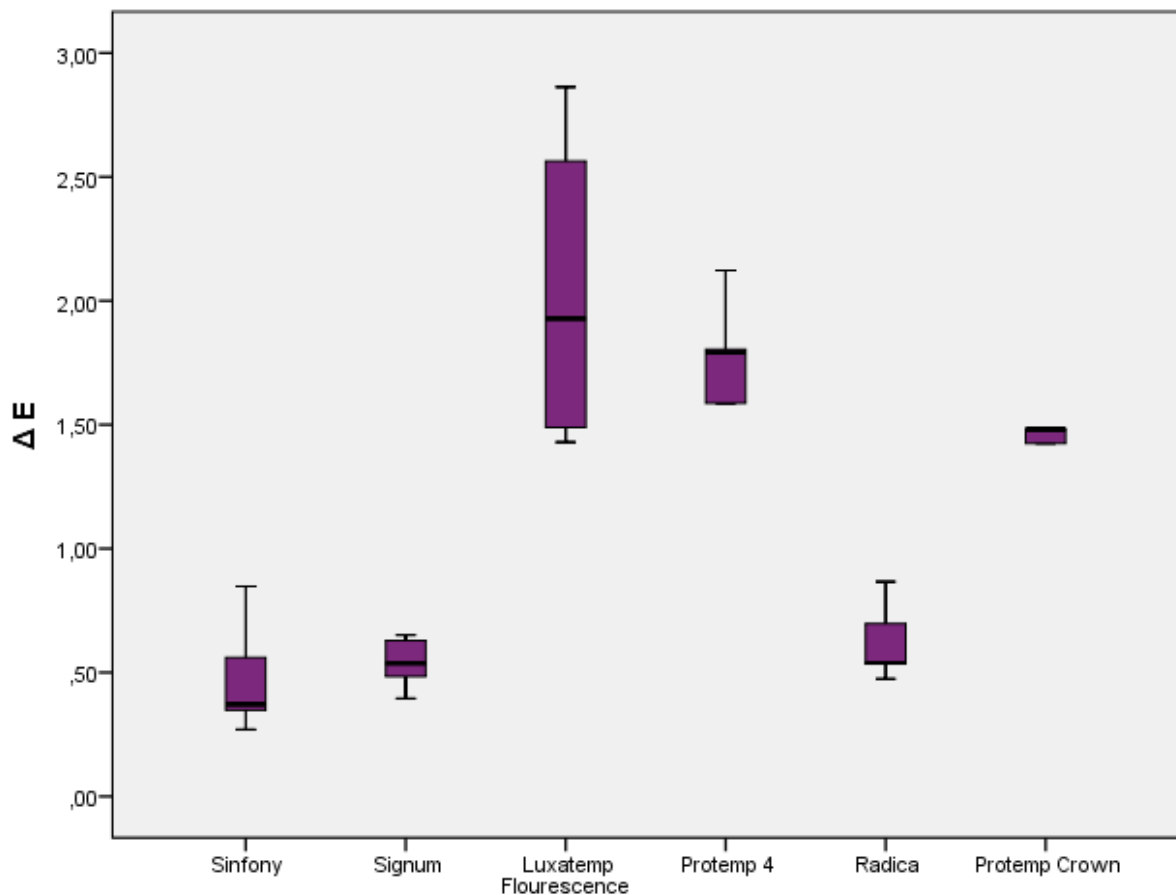


Abb. 48: Diagramm mit der Boxplotdarstellung der Werte von ΔE nach Kaffeelagerung und Bürstenreinigung

Die Werte für den Signifikanztest der Prüfkörperverfärbung nach Kaffeelagerung und Zahnbürstenreinigung sind der Tabelle VII im Anhang zu entnehmen.

SinfonyTM-, Eclipse[®] radicaTM- und Signum[®] Composite-Prüfkörper verfügten über signifikant kleinere Werte für ΔE als Luxatemp[®] Fluorescence, ProtempTM 4 und ProtempTM Crown. Beim Vergleich miteinander ließ sich jedoch kein signifikanter Unterschied ausmachen. Diese drei Materialien besaßen im Mittel die geringste Verfärbung nach Kaffeelagerung und Bürstenreinigung.

Umgekehrt verhielt es sich mit den übrigen Materialien Luxatemp[®] Fluorescence, ProtempTM 4 und ProtempTM Crown. Sie unterschieden sich durch signifikant höhere

Verfärbungswerte von Sinfony™, Eclipse® radica™ und Signum® Composite und lagen mit ihren Werten so dicht beieinander, dass sich zwischen ihnen kein signifikanter Unterschied erkennen ließ.

	Mittelwert der Farbdifferenz ΔE nach Kaffeelagerung und Bürstenreinigung
Sinfony™	0,48
Signum® Composite	0,71
Luxatemp® Fluorescence	2,05
Protemp™ 4	1,68
Eclipse® radica™	0,62
Protemp™ Crown	1,46

Tab. 7: Übersicht über die mittleren Werte für ΔE nach Kaffeelagerung und Bürstenreinigung

5.2.5. Vergleich der Verfärbungen nach unterschiedlichen Vorbehandlungen

5.2.5.1. Verfärbungswerte von Sinfony™

Die Prüfkörper aus Sinfony™ wiesen in ihrer Verfärbung keinen signifikanten Unterschied zwischen einer Lagerung in Rotwein oder Kaffee auf, obwohl der Wert für ΔE nach Rotweinelagerung etwas größer war.

Auch zwischen den Vorbehandlungen Rotweinelagerung+Bürstenreinigung und Kaffeelagerung+Bürstenreinigung bestand kein signifikanter Unterschied.

Die Farbmessergebnisse nach alleiniger Rotweinelagerung ließen jedoch einen signifikant höheren Wert von ΔE erkennen, als das bei den Messergebnissen nach Rotweinelagerung+Bürstenreinigung der Fall war.

Der Unterschied in ΔE zwischen der Messung nach Kaffee und der nach Kaffee+Bürstenreinigung war nicht signifikant, jedoch war ΔE nach Reinigung niedriger als vor der Reinigung.

Die genauen Werte können in der Tabelle VIII im Anhang nachvollzogen werden.

5.2.5.2. Verfärbungswerte von Signum® Composite

Zwischen den Messungen der Signum® Composite-Prüfkörper nach Weinlagerung und nach Kaffeelagerung bestand kein signifikanter Unterschied, wobei der Wert für ΔE nach Weinlagerung etwas höher lag.

Ebenso verhielten sich die Messwerte ΔE nach Weinlagerung+Bürstenreinigung und Kaffeelagerung+Bürstenreinigung.

Vergleicht man den Wert für ΔE , der nach alleiniger Weinlagerung gemessen wurde, mit dem nach Weinlagerung+Bürstenreinigung, bemerkt man einen signifikant höheren Wert bei ersterem Ereignis.

Die Werte nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung lagen zwar höher als die nach Kaffeelagerung allein, waren allerdings nicht signifikant.

Die Werte sind im Anhang in Tabelle IX aufgeführt.

5.2.5.3. Verfärbungswerte von Luxatemp® Fluorescence

Der Wert für ΔE nach Kaffeelagerung der Luxatemp® Fluorescence-Prüfkörper lag höher als der nach Weinlagerung, der Unterschied war jedoch nicht signifikant.

Auch beim Vergleich des ΔE nach Rotweinelagerung+Reinigung und Kaffeelagerung+Reinigung ließ sich kein signifikanter Unterschied feststellen, obwohl der zweite Wert geringfügig höher lag.

Ein Vergleich der Werte nach Rotweinelagerung und Rotweinelagerung+Bürstenreinigung zeigte keinen signifikanten Unterschied.

Der Verfärbungsgrad zwischen Kaffeelagerung und Kaffeelagerung+Bürstenreinigung war bei letzterem etwas niedriger, wies jedoch keinen signifikant niedrigeren Wert auf.

Die Werte sind in der Tabelle X im Anhang nachzuvollziehen.

5.2.5.4. Verfärbungswerte von Protemp™ 4

Der Wert für ΔE nach Weinlagerung lag nur geringfügig niedriger als der nach Kaffeelagerung und zeigte keinen signifikanten Unterschied.

Auch die Verfärbungen nach Weinlagerung+Bürstenreinigung und Kaffeelagerung+Bürstenreinigung ließen im Vergleich keinen signifikanten Unterschied erkennen, wobei die Verfärbung nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung größer war.

Im Vergleich von ΔE nach Rotweinelagerung und Rotweinelagerung+Bürstenreinigung wurde ebenfalls kein signifikanter Unterschied gemessen.

Genauso verhielt es sich mit den Werten nach Kaffeelagerung und nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung.

In der Tabelle XI im Anhang sind die genauen Werte zu finden.

5.2.5.5. Verfärbungswerte von Eclipse® radica™

Der Messwert der Farbveränderung nach Rotweinelagerung lag geringfügig höher als der nach Kaffeelagerung, jedoch war der Unterschied nicht signifikant.

Auch der Wert für ΔE nach Weinlagerung+Bürstenreinigung wies im Vergleich zu dem nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung keinen signifikanten Unterschied auf, hier lag jedoch der nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung etwas höher als der nach Weinlagerung+Bürstenreinigung.

Ein signifikanter Unterschied bestand zwischen den Messwerten nach den Vorbehandlungen Weinlagerung und Weinlagerung+Bürstenreinigung, wobei der letztgenannte Wert signifikant niedriger lag.

Ebenso verhielt es sich bei den Messungen von ΔE nach Kaffeelagerung und denen nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung. Auch hier lag bei der Messung nach alleiniger Kaffeelagerung ein signifikant höherer Verfärbungsgrad vor als nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung.

Die Signifikanzwerte sind im Anhang der Tabelle XII zu entnehmen.

5.2.5.6. Verfärbungswerte von Protemp™ Crown

Die Werte für ΔE nach Rotweinlagerung und nach Kaffeelagerung wiesen einen signifikanten Unterschied auf, wobei die Prüfkörper durch Rotwein signifikant stärker verfärbt wurden als durch Kaffee.

Ebenso lagen die Werte nach Rotweinlagerung+Bürstenreinigung signifikant höher als die nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung.

Zwischen den ΔE -Werten nach Rotweinlagerung und denen nach Rotweinlagerung+Bürstenreinigung ließ sich kein signifikanter Unterschied erkennen, allerdings waren die Prüfkörper nach ausgeführter Bürstenreinigung weniger stark verfärbt als davor.

Auch die Verfärbungswerte nach Kaffeelagerung lagen höher als die nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung, wobei hier eine signifikante Differenz erkennbar war.

In Tabelle XIII im Anhang sind die genaueren Werte aufgeführt.

5.3. Untersuchung der Abrasionen der Kunststoffprovisorien mit Hilfe von 3-D-Scan-Bildern

In dieser Arbeit war auch die Materialstabilität der Provisorienkunststoffe von Interesse, bezogen auf die Abrasion, die durch den Kauvorgang zustande kam.

Der Versuch war so aufgebaut, dass die Provisorien vor und nach der Kausimulation abgeformt und Gipsmodelle angefertigt wurden, die dann mit Hilfe des 3-D-Scanners gescannt wurden. Die Scan-Fotos wurden miteinander verglichen, die visuell erkennbaren Abriebstellen mit einem Kreis markiert und einer optischen Analyse unterzogen. Es sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass lediglich die Abriebflächen, nicht aber das Abriebvolumen zum Vergleich herangezogen wurden. Im Anhang finden sich die Bilder vor und nach Kausimulation in den Tabellen XIV bis XIX.

Da als Antagonist in der Kausimulation eine Keramikugel des Durchmessers 12 mm verwendet wurde, befanden sich die Abnutzungen meist an drei Höckerabhängen,

wobei zwei von diesen auf derselben Seite der Kaufläche, entweder bukkal oder lingual, lokalisiert waren. Weil die provisorischen Kronen auf unterschiedliche Art und Weise hergestellt werden mussten, unterschieden sie sich durch das Relief der Kaufläche und zeigten folglich unterschiedliche Abnutzungsformen. Es wurde bei der Beurteilung der Abrasions-Quantität aber versucht, diese Tatsache außer Acht zu lassen und trotzdem objektiv zu urteilen.

Die Provisorien aus dem Material Protemp™ 4 zeigten häufig recht großflächige Abriebstellen. Diese waren auch im Vergleich zu den anderen Materialien größer, weswegen hier die stärkste Verschleißneigung festgestellt wurde.

Etwas weniger starker Abrieb zeigte sich auf den Provisorien aus Protemp™ Crown. Der Abrieb war zwar durch die flache Gestaltung des Höckerreliefs ohnehin schlechter auszumachen, in der Summe jedoch zeigten die Abrasionsstellen nach Protemp™ 4 die zweitgrößte Fläche.

Geringfügig kleinere Abriebflächen verursachte die Kausimulation bei den Provisorien aus Signum® Composite. Die Abriebstellen waren zwar relativ klein, dafür war die Anzahl der Abriebstellen höher als bei den anderen Materialien, weswegen sich in der Summe die drittgrößten Abriebstellen ergaben.

In etwas größerem Abstand dazu standen die Provisorien aus Luxatemp® Fluorescence, Eclipse® radica™ und Sinfony™.

Luxatemp® Fluorescence wies recht große, jedoch wenige Abriebstellen auf.

Da Sinfony™ und Eclipse® radica™ auf dieselbe Art und Weise hergestellt wurden und über ein sehr ähnliches Oberflächenrelief verfügten, waren sie gut miteinander vergleichbar. Es zeigten sich wenige und im Vergleich kleine Abriebstellen, die, wie bei den anderen Provisorienarten, auf den Höckerabhängen lokalisiert waren. In der Summe wiesen sie die kleinsten Abriebflächen auf.

6. Diskussion

6.1. Diskussion der Methodik

6.1.1. Beurteilung von In vitro-Untersuchungen

Bevor ein Werkstoff oder ein anderes medizinisches Material auf den Markt kommt und somit am Patienten angewendet werden darf, müssen unterschiedliche Tests durchgeführt werden. Die Anforderungen hierfür werden vom Medizinproduktegesetz festgelegt [95]. Die Ergebnisse solcher Tests sind jedoch nicht nur vom Werkstoff, sondern auch von den Testmethoden abhängig. Neben Tierversuchen, klinischen Prüfungen am Menschen und sonstigen Testmethoden werden auch In vitro-Studien zum Testen eines neuen Materials herangezogen. Wichtig bei den Untersuchungen ist ein Ausschluss biologisch negativer Auswirkungen auf den menschlichen Organismus, wie zum Beispiel Kanzerogenität, Mutagenität und Toxizität. Bei zahnärztlichen Werkstoffen sind außerdem mechanische Festigkeit und andere Materialeigenschaften von großer Wichtigkeit [83].

Ein Vorteil von In vitro-Untersuchungen sind die verhältnismäßig niedrigen Kosten, die leichte Reproduzierbarkeit und die einfache Kontrolle der beeinflussenden Faktoren [47]. Außerdem sind die Eigenschaften des Werkstoffes untersuchbar, ohne ein Risiko am Patienten einzugehen, wodurch ethische Fragen umgangen werden können. Darüber hinaus verkürzt sich durch eine mögliche Beschleunigung der Alterungsprozesse der Testvorgang deutlich [16; 106].

Der Nachteil besteht darin, dass eine In vitro-Studie bis zu einem gewissen Grad der Realität fern bleibt und lediglich eine Annäherung an die Umstände im Mund darstellt [76; 106]. So liegt zum Beispiel im Mund ein Zusammenspiel unterschiedlicher Faktoren, wie zum Teil extremen Kaubelastungen, hydrolytischen und thermischen Kräften vor, dessen Komplexität durch einen Aufbau in vitro nur ansatzweise nachgeahmt werden kann. Eine exakte Simulation ist nahezu unmöglich, es kann lediglich Wert auf einen oder einige wenige Aspekte der In vivo-Situation gelegt werden [71; 76; 83].

Wenn aber versucht wird, die Versuchsaufbauten der Mundsituation so gut es geht

anzupassen, lassen sich auch Rückschlüsse auf eine Belastung im Mund ziehen und eine erste Einschätzung kann getroffen werden [83].

6.1.2. Prüfkörperherstellung

Häufig werden in In vitro-Studien extrahierte Human- oder auch tierische Zähne verwendet, da sie der Mundsituation am nächsten kommen und die zu testenden Materialien direkt auf echten Zähnen platziert werden können. Allerdings liegt bei diesen Zähnen keine einheitliche Stumpfgeometrie vor, weswegen sich beispielsweise im Bruchfestigkeitsversuch unterschiedliche Scherspannungen ergeben [6]. Diese sind damit zu erklären, dass extrahierte Zähne jeweils einzeln präpariert werden müssen, wobei die natürliche Zahnform berücksichtigt werden muss, um beispielsweise das Pulpenkavum nicht zu eröffnen oder eine ausreichende Retention durch steilere Präparationswinkel bei kurzen Zahnstümpfen zu schaffen [77].

In dieser Arbeit wurden Kunststoffstümpfe verwendet, die alle Duplikate desselben Originalstumpfes waren. So konnte gewährleistet werden, dass die Kronen später auf jedem Stumpf die gleiche Friktion aufwiesen, an jeder Stelle die gleiche Wandstärke besaßen und somit ideale Vergleichsbedingungen vorlagen. Ein Nachteil an den Kunststoffzähnen war, dass sie sich im Gegensatz zu den Humanzähnen in ihrer Struktur und Festigkeit von den Zahnstümpfen im Mund unterschieden. Bei den in dieser Studie durchgeführten Versuchen stand jedoch ein genauer Vergleich der Materialien unter denselben Ausgangsbedingungen im Vordergrund, weswegen hier Kunststoffstümpfe bevorzugt wurden.

Um den Umständen im Mund noch mehr zu entsprechen, wurde versucht, durch die oben bereits beschriebene Sockelung der Zähne ein künstliches Parodont zu schaffen, das die natürliche Zahnbeweglichkeit bei einer Krafteinwirkung von 50 bis 100 N von 0,05 bis 1,2 mm in horizontaler Richtung und 0,05 und 0,2 mm in vertikaler Richtung nachahmen konnte [92]. Dadurch konnten die bei einer starren Lagerung fälschlicherweise zu hoch ausfallenden Messergebnisse vermieden werden [106].

Durch diese Behandlungen war es möglich, mit dem Mund vergleichbare

Messergebnisse zu erzielen.

Die Prüfkörper für die Farbstabilitätsprüfung wurden als Plättchen angefertigt, da beim Verfärbungsverhalten die Form des Materials nicht entscheidend war und es zudem bei den Plättchen einfacher war, eine leicht reproduzierbare Politur der Oberfläche zu ermöglichen. Darüber hinaus war eine gleichmäßige Reinigung mit der Zahnbürste, die hier ebenfalls von Interesse war, möglich.

6.1.3. Künstliche Alterung

Um die Verweildauer von 5 Jahren im Mund so genau wie möglich zu simulieren, wurde die eine Hälfte der Proben einer thermomechanischen Wechselbelastung unterzogen.

Die Festigkeit von Zahnersatz wird durch starke Temperaturschwankungen, wie sie durch Aufnahme kalter oder heißer Speisen oder Einatmen kalter Luft vorkommen, negativ beeinflusst [83]. Es werden niedrige Werte zwischen -8 bis 0°C und Höchsttemperaturen zwischen 67 und 81°C in der Mundhöhle angegeben, woraus Temperaturen an der Grenzfläche von Restauration und Zahn von 5 bis 55°C resultieren [84; 85; 92; 101].

Um diese Temperaturschwankungen zu simulieren, wurden im Regensburger Kausimulator die Prüfkörper mit abwechselnd 5°C kaltem und 55°C warmem destilliertem Wasser umspült, wobei alle 2 Minuten die Temperatur wechselte. Dieser Rhythmus gewährleistete, dass die Temperatur auch vom Prüfkörper angenommen wurde. Insgesamt wurden zweimal 3000 Thermozyklen durchgeführt und es wurde somit eine Alterung, die 5 Jahren entsprach, simuliert.

Extreme Temperaturschwankungen rufen an den Grenzflächen unterschiedlicher Materialien Spannungen hervor, die aus den verschiedenen Wärmeausdehnungskoeffizienten derselben resultieren. Diese Spannungen führen zunächst zu Mikrorissen, die sich über einen Spalt bis letztlich zum Verlust der Restauration hin ausdehnen können [24; 83]. Dies betrifft jedoch häufiger Metallkeramiken oder adhäsiven Verbund, als die hier untersuchten Provisorienkunststoffe, die einen relativ homogenen Aufbau und hohen Vernetzungsgrad besitzen [9; 50].

Ebenfalls relevant für die Alterung eines Zahnersatzes ist die mechanische Belastung. Beim Kauen, Schlucken oder Sprechen kommt es täglich zu circa 14000 Kontakten zwischen Ober- und Unterkieferzähnen [12; 83]. Darüber hinaus können Parafunktionen wie Bruxismus zu sehr hohen Belastungen führen [83]. Laut Körber liegen die maximal auf Molarenkronen einwirkenden Kaukräfte bei rund 300 N, wogegen die Dauerbelastungskräfte deutlich niedriger liegen [61; 83].

Für diese Studie wurde eine mittlere Krafteinwirkung von 50 N festgelegt, die in einer Kaufrequenz von 1,6 Hz auf die Provisorien einwirkte. Insgesamt wurden 1200000 Kauzyklen durchgeführt, die einer 5-jährigen Belastung im Mund entsprechen.

Neben einer Schwächung des Gefüges kam es bei der Kausimulation zu einer Abrasion des Kauflächenreliefs, die in dieser Arbeit ebenfalls von Interesse war. Die Abnutzungsspuren hängen von der Form des Antagonisten ab, wobei in diesem Fall eine Keramikugel verwendet wurde, die relativ großflächige und deutlich erkennbare Abnutzungsspuren hinterließ.

Auch durch Wasserlagerung allein kommt es zur Alterung von Prüfkörpern. Beide Prüfgruppen, das heißt, die Provisorien, die später im Kausimulator einer Belastung unterzogen wurden, und diejenigen, die direkt gebrochen wurden, wurden für 12 Tage bei 37°C im Brutschrank wassergelagert.

Wasserlagerung kann zu einer Schwächung des Materials führen. Durch das immer feuchte Milieu im Mund können Silanbindungen geschwächt werden und hydrolytische Spaltungen innerhalb des Kunststoffes auftreten, die die Bindungen zwischen der organischen Kunststoffmatrix und den anorganischen Füllstoffen lösen. Letztere müssen kritisch betrachtet werden, da ihre Relevanz in der Schwächung der Kunststoffe umstritten ist. Zum einen wäre hierfür ein größerer Zeitraum zur Penetration des Kunststoffes notwendig und zum anderen liegt die Wasseraufnahme der Kompositkunststoffe, wie sie heute überwiegend verwendet werden, deutlich unter der der PMMA-Kunststoffe, weshalb dieser Faktor in 12 Tagen Wasserlagerung nur unwesentlich zur Materialschwächung beitragen kann [39; 80; 100].

Ein weiterer schwächender Faktor der Wasserlagerung besteht darin, dass der Befestigungszement, der den Raum zwischen Restauration und Zahnstumpf ausfüllt, mit der Zeit ausgewaschen werden kann, wodurch mit Stabilitätseinbußen des gesamten Gefüges gerechnet werden muss. Darüber hinaus kann ein undichter

Rand entstehen, der wiederum als Ursache einer Kariesentstehung genannt werden kann [3].

6.1.4. Untersuchung der Bruchfestigkeit

Um die tatsächliche Bruchfestigkeit der Provisorien ermitteln zu können, wurden die Provisorien unmittelbar nach ihrer Belastung im Kausimulator mithilfe der Universalprüfmaschine Zwick gebrochen. Gleiches geschah mit den Provisorien der Vergleichsgruppe, die keiner thermomechanischen Wechselbelastung ausgesetzt waren. Mit diesem Aufbau lag eine leicht reproduzierbare und standardisierte Methode vor, den Prüfkörpern eine Bruchkraft und eine Maximalkraft, jeweils in Newton angegeben, zuzuordnen [83].

Da alle Provisorien einer Materialgruppe dieselbe Form aufwiesen, war nicht zu befürchten, dass durch Formunterschiede, wie dies bei einem Versuch mit natürlichen Zähnen der Fall wäre, bei Krafteinwirkung unterschiedliche Druck-, Scher- und Zugspannungen auftreten würden und somit die Streuung der Bruchwerte größer war [106].

In dieser Studie wurden die Provisorien in der Universalprüfmaschine Zwick axial mit einer Stahlkugel von 12,5 mm Durchmesser und einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min belastet.

Durch axiale Belastung können die höchsten Bruchwerte erreicht werden, wohingegen eine Belastung in einem Winkel von 45° eine niedrigere Bruchkraft aufweist, da es hier zu Scherkräften kommt [53; 74]. Um weitere Kraftspitzen, die zu falsch niedrigen Bruchwerten führen können, zu vermeiden, ist es notwendig, einen kontinuierlichen Kraftaufbau vorzunehmen [71; 90].

Durch die Verwendung einer Kugel als Antagonisten kam es zu einer 3-Punkt-Abstützung auf der Kaufläche, was eine bei jedem Provisorium ähnliche Krafteinwirkung ohne Spannungsspitzen und folglich eine geringere Streuung der gemessenen Werte zur Folge hatte. Denselben Effekt hatte die Platzierung einer 0,3 mm starken Zinnfolie zwischen Kugel und Krone und eine schwenkbare Halterung, in die der Zahnstumpf eingeschraubt werden konnte. Die Halterung wurde nicht festgezogen, wodurch ermöglicht wurde, dass sich die Kugel bei der Kraftübertragung selbst zentrieren und so eine gleichmäßige Krafteinwirkung

hervorrufen konnte [6; 106; 107].

Wenn die maximale Kraft, die ein Provisorium tragen konnte, überschritten wurde, kam es zu einer Zerstörung der Integrität der Krone, die sich entweder durch einen klar ersichtlichen Bruch oder auch nur durch einen kleinen Sprung äußerte. In jedem Fall wurde der Wert durch einen plötzlichen Kraftabfall von 10 % des Maximalwerts durch die Universalprüfmaschine Zwick detektiert und der Kraftaufbau sofort abgebrochen, wodurch falsch hohe Messergebnisse ausgeschlossen werden konnten.

Der direkte Vergleich des Bruchversuches mit der Situation im Mund ist schwer möglich, da im Patientenmund weder eine sich kontinuierlich steigende statische Kraft auftritt, noch der Patient so kaut, dass keine Kraftspitzen auftreten und die Kraft gleichmäßig auf die ganze Kaufläche verteilt ist. Durch die Mahlbewegungen treten unterschiedliche Kräfte auf, die zwar im Kausimulator weitestgehend simuliert werden, jedoch im Bruchversuch nicht genauer nachgebildet werden können [83].

6.1.5. Beurteilung der Abrasion mit Hilfe von 3-D-Scan-Bildern

Sowohl für die Optik als auch für die Materialstabilität der Provisorien ist die Abrasionsstabilität ein wichtiger Faktor. Ebenso steigt das Risiko einer Anlagerung von Plaquebakterien durch die Abrasion und dem daraus folgendem Abtrag der auf Hochglanz polierten Oberfläche mit ihrer für Bakterien unattraktiven Glätte.

In diesem Versuch wurde, um einen direkten Vergleich zwischen den Provisorien im Neuzustand und denen nach der thermomechanischen Wechselbelastung zu haben, eine Silikonabformung von allen Provisorien vor und nach TCML vorgenommen. Silikon wurde deswegen verwendet, da dieses Oberflächen im Vergleich zu Alginat oder anderen Abformwerkstoffen präziser abformen kann. Die Abformungen wurden anschließend mit einem Superhartgips ausgegossen, mit dem eine detailgetreue Wiedergabe der Ausgangssituation möglich ist. Um die bestmögliche Betrachtung ohne ungünstige Lichtverhältnisse oder Schattenbildungen, welche die Beurteilung der Oberflächen negativ beeinflussen können, gewährleisten zu können, wurden die Gipsausgüsse im 3-D-Scanner unter besten Lichtverhältnissen und mit starker Vergrößerung abfotografiert. Schwarz-weiß sind die Bilder aus dem Grund, weil sich so der Substanzabtrag, auch wenn dieser nur sehr fein ist, besser erkennen lässt.

Durch eine Gegenüberstellung der Bilder vor und nach TCML wurde die Abrasionsstärke analysiert, wobei lediglich die Größe der Abriebstellen registriert, jedoch nicht das Abriebvolumen berechnet wurde.

6.1.6. Verfärbungsversuch

Da sich eine gute Politur und geringe Oberflächenrauigkeit positiv auf das Verfärbungsverhalten von Kunststoffen auswirken, wurden die Prüfkörper mit Schleifpapier bis zur Körnung 1000 an der Poliermaschine hochglanzpoliert, um unvollständig polymerisierte Flächen, die Sauerstoffinhibitionsschicht und Verunreinigungen zu entfernen und eine identische Oberflächenstruktur zu schaffen [62]. Die Poliermaschine garantierte hier eine bei allen Prüfkörpern gleichmäßige Politur.

Die Prüfkörper wurden, um für die späteren Messungen einen Ausgangswert zum Vergleich zu haben, vor der Lagerung in Rotwein beziehungsweise Kaffee mit dem Photospektrometer Minolta vermessen. Damit wurden die Werte für L, a und b bestimmt, woraus wiederum der Farbton E errechnet werden konnte. Die Prüfkörper wurden anschließend für 72 Stunden in Rotwein beziehungsweise Kaffee eingelegt und im Dunklen bei 37°C im Schüttelinkubator gelagert. Der Schüttelinkubator garantierte, dass sich keine Farbstoffe absetzten und zu einer ungleichmäßigen Verfärbung beitragen konnten. Die Lagerung im Dunklen stellte sicher, dass die Verfärbung durch Lichteinstrahlung nicht beeinflusst wurde [94]. Nach der Lagerung wurden die Prüfkörper mit destilliertem Wasser abgespült, um den anhaftenden Flüssigkeitsfilm abzuspülen, und mit einer Pufferlösung neutralisiert. Darauf folgte eine erneute Messung, die die Farbparameter L, a und b nach Lagerung in verfärbender Flüssigkeit anzeigte. Daraus konnte wiederum E berechnet und der Farbunterschied zum vorher gemessenen Ausgangswert ΔE bestimmt werden. Dasselbe wurde nochmals nach der Reinigung mit einer Zahnbürste vorgenommen. Bei der Reinigung war wichtig, dass jedes Provisorium gleich lange pro Seite gereinigt wurde, um keine ungleichen Ergebnisse zu erzielen. Mit der Stoppuhr wurde garantiert, dass jede Seite exakt 20 Sekunden geputzt wurde. Eine Handzahnbürste wurde verwendet, um die Mittel, die auch dem Patienten zur Verfügung stehen, zu nutzen. Durch eine Reinigung sollten externe Verfärbungen im

Kunststoff, die im Gegensatz zu internen Verfärbungen rückgängig gemacht werden können, entfernt werden [62].

Da geringe Farbunterschiede mit dem menschlichen Auge aufgrund der Subjektivität und der geringen Reproduzierbarkeit kaum auszumachen, geschweige denn quantifizierbar sind, war es notwendig, eine Messung mithilfe eines Farbmessgerätes durchzuführen [38; 62; 89]. Die Verwendung des Lab-Farbraumes bot sich besonders an, da hier die gemessenen Farbabstände auch annähernd den empfundenen Farbunterschieden entsprechen [70].

Bei der Farbmessung war es wichtig, das Prüfplättchen exakt auf die Blende zu legen und einen immer gleichen Hintergrund zu verwenden, um Umgebungseinflüsse wie Sonneneinstrahlung, Raumbelichtung oder andere Faktoren, die eine Farbwirkung verändern können, ausschließen zu können. In diesem Fall wurde ein Zylinder, dessen Inneres schwarz gefärbt war, über Blende und Prüfkörper in einer eingepprägten Nut aufgesetzt.

Kunststoffproben, die von Anfang an eine dunklere Zahnfarbe haben, neigen weniger zu einer Verfärbung, als das bei hellen Zahnfarben der Fall ist [7]. Aus diesem Grund wurde in dieser Studie bei allen Proben die Zahnfarbe A2 verwendet.

6.2. Diskussion der Ergebnisse

6.2.1. Bruchfestigkeitsuntersuchung

6.2.1.1. Ergebnisse der Bruchfestigkeitsuntersuchung

Vergleicht man die Werte innerhalb eines Materials mit und ohne vorausgehender TCML miteinander, so fällt auf, dass nur bei Sinfony™ und Protemp™ Crown ein signifikanter Unterschied auftrat. Bei Sinfony™ lag der Wert ohne vorherige Kausimulation mit 1140 N signifikant über dem nach Kausimulation mit 925 N. Die Werte der Kronen aus Protemp™ Crown hingegen lagen ohne Kausimulation im Mittel bei 1006 N und die mit Kausimulation mit 1550 N signifikant höher. Bei den übrigen vier Materialien zeigten die Bruchwerte der Kronen ohne vorhergehende TCML keinen signifikanten Unterschied zu den Werten mit TCML, wobei die Werte nach TCML meist höher lagen als vor TCML.

Im Mund unterliegen Werkstoffe einer mechanischen Alterung, die durch die Kaubelastung hervorgerufen wird. Dadurch kann es zu Defekten in der Polymermatrix oder an der Grenze zwischen Matrix und Füllstoff kommen [26]. Auch eine Lagerung in Wasser kann die Festigkeit mindern, da die Haftung von Füllstoff an der Polymermatrix herabgesetzt werden kann [26]. Vorab wurde in diesem Versuch also mit einer Abnahme der Bruchstabilität nach der simulierten fünfjährigen Tragedauer gerechnet, wie sie auch bei Sinfony™ eintrat. Der Abnahme der Bruchfestigkeit durch die künstliche Alterung kann eine Steigerung der Bruchfestigkeit durch Nachpolymerisation während der thermomechanischen Wechselbelastung entgegengesetzt werden [102]. Letzteres konnte bei den Provisorien aus Protemp™ Crown beobachtet werden.

Der Vergleich der Werte der Materialien nach Kausimulation zeigt, dass die Provisorien aus Signum® Composite mit 639 N den signifikant niedrigsten Bruchwert aufwiesen. Mit 925 N ergab sich für Sinfony der nächst niedrigere Wert, der ebenfalls signifikant unter den Bruchwerten der anderen Materialien lag. Bei Protemp™ 4 wurde mit 1963 N der (außer zu Protemp™ Crown) signifikant höchste Wert gemessen.

Bei den Werten ohne vorherige Kausimulation wies wieder Signum® Composite mit 748 N den signifikant niedrigsten Bruchwert auf und Protemp™ 4 mit 1719 N den signifikant höchsten. Zwischen den anderen Materialien ließ sich kein signifikanter Unterschied feststellen.

Daraus, dass Signum® Composite sowohl ohne, als auch mit vorausgehender Kausimulation den signifikant niedrigsten Bruchwert aufwies, lässt sich schließen, dass das Material im Vergleich zu den anderen untersuchten Materialien über weniger gute mechanische Eigenschaften verfügt. Bei Protemp™ 4 hingegen liegt die Bruchkraft am signifikant höchsten und lässt somit eine bessere Kunststoffstruktur vermuten. Zum genaueren Vergleich muss der genaue Aufbau und die Zusammensetzung der Kunststoffe betrachtet werden.

Alle hier untersuchten Kunststoffe sind Komposite. Dennoch kann durch Variation des Füllstoffanteils und der Füllpartikelgröße die Bruchresistenz beeinflusst werden [26, 93]. Je größer der Anteil der Füllpartikel, umso größer ist in der Regel die Bruchstabilität der Kunststoffe [26]. Den prozentual größten Füllstoffanteil in dieser

Studie besitzen Protemp™ Crown und Signum® Composite mit rund 75 Gew.-%. Die beiden Materialien wiesen im Vergleich zu den anderen aber relativ niedrige Bruchwerte auf. Protemp™ 4 hat mit circa 35 Gew.-% einen wesentlich geringeren Anteil an Füllstoffen, wies aber die höchsten Bruchwerte auf. Der Füllstoffanteil allein kann in diesem Versuchsaufbau also nicht ausschlaggebend für die Bruchstabilität eines Materials gewesen sein. Auch kann beispielsweise die Füllpartikelgröße die Bruchfestigkeit eines Materials beeinflussen [26]. Darüber hinaus werden Biegefestigkeit und Schlagzähigkeit negativ von einem hohen Füllstoffanteil beeinflusst, da mit steigendem Anteil an Füllpartikeln der Werkstoff zunehmend verspröden kann [36]. Das alles sind Aspekte, die zu einer Beurteilung der Bruchfestigkeit in Abhängigkeit von der Zusammensetzung genauer betrachtet werden müssen.

Zur abschließenden Interpretation müssen noch einige Punkte genauer beleuchtet werden.

Es müssen in vivo die maximal mögliche und die übliche Kaukraft unterschieden werden. Die Maximalkraft liegt laut Marx bei 200 N im Frontzahnbereich und zwischen 300 und 400 N im Seitenzahnbereich [92]. Auch Körber geht von einem Maximalwert von rund 300 N aus [6; 61]. Mit 20 bis 160 N liegen die Werte, die normalerweise beim Kauen auftreten, noch deutlich niedriger [92]. In dieser In vitro-Studie liegt der niedrigste aller gemessenen Bruchwerte bei 504 N und wurde bei Signum® Composite nach Kausimulation gemessen. Das heißt, auch bei Auftreten der Maximalkraft im Mund wäre hier ein Bruch des Provisoriums nicht zu befürchten. Eichner untersuchte in einer Studie verschiedene Lebensmittel auf die durchschnittliche Kaukraft, die zu ihrer Zerkleinerung pro Kaubewegung notwendig war und ermittelte für Zwieback einen Wert von 1,685 kp, für Vollkornbrot 2,268 kp und für Dauerwurst 1,709 kp [25]. Bei einem Umrechnungswert von 1 kp gleich 9,806650 N ergibt sich ein Newtonwert für Zwieback von gerundet 16,52 N, für Vollkornbrot 22,24 N und für Dauerwurst 16,76 N. Auch wenn diese Werte nicht auf eine Messart zustande kamen, wie das in dieser Studie der Fall war, und ein Vergleich mit diesen Werten nur schwer durchzuführen ist, so sind diese Werte doch ein Anhaltspunkt dafür, wie viel Kraft vom menschlichen Kiefer aufgewandt werden muss, um gängige Lebensmittel zu zerkleinern. Diese Werte liegen hierfür weit unter

den Maximalwerten, weswegen auch bei der mangelnden Vergleichbarkeit von einer ausreichenden Bruchfestigkeit der in dieser Studie getesteten Materialien ausgegangen werden kann.

Abschließend sei noch einmal darauf hingewiesen, dass in dieser In vitro-Studie eine Kaubelastung von 5 Jahren simuliert wurde, welche weit über die normale Verweildauer eines Provisoriums im Mund hinausgeht und daher eine viel größere Belastung für das Material darstellt. Dabei ist keine einzige der provisorischen Kronen gebrochen. Für eine provisorische Versorgung wie auch zur Verwendung als Langzeitprovisorium sind also alle der hier getesteten Materialien geeignet.

6.2.1.2. Andere Studien über die Bruchfestigkeit provisorischer Kunststoffe

Lang et al. untersuchten 2005 verschiedene provisorische Kunststoffe auf deren Bruchfestigkeit und bemerkten keinen signifikanten Unterschied zwischen den Bruchwerten mit vorhergehender TCML und denen nach alleiniger Wasserlagerung [67]. In dieser Studie wurden unter anderem Luxatemp und Protemp 3 Garant untersucht. Auch in der vorliegenden Arbeit zeigten die meisten Kunststoffe, darunter auch Luxatemp® Fluorescence und Protemp™ 4, welche die jeweiligen Nachfolgegenerationen darstellen, keine signifikanten Unterschiede nach den verschiedenen Vorbehandlungen.

Hader et al. testeten 6 verschiedene Provisorienkunststoffe auf Biegefestigkeit, darunter auch Protemp 3 Garant und Luxatemp® Fluorescence. Bei allen Kronen lag der Bruchwert ohne vorherige Kausimulation über denen mit Kausimulation [43]. Der Unterschied zu dem hier vorliegenden Ergebnis kann durch einen anderen Versuchsaufbau zustande kommen.

In einer Studie von Lang et al. aus dem Jahr 2002 wurden dreigliedrige provisorische Brücken ebenfalls auf Bruchfestigkeit mit und ohne vorhergehende Kausimulation untersucht. Die in dieser Studie unter anderem untersuchten Materialien Luxatemp und Protemp 3 Garant verhielten sich so, dass Protemp 3 Garant die signifikant höchsten Bruchwerte sowohl mit als auch ohne Kausimulation zeigte, Luxatemp lag mit seinen Werten darunter. Die Brüche während der Kausimulation lagen bei den

Protemp 3 Garant-Provisorien am niedrigsten [68]. Auch das in der vorliegenden Studie getestete Protemp™ 4 verfügte, sowohl ohne als auch mit TCML, über die signifikant höchsten Bruchwerte.

2005 untersuchten Lang et al. fünf verschiedene Provisorienmaterialien, darunter Protemp 3 Garant und Luxatemp, auf ihre Bruchfestigkeit nach Wasserlagerung und nach Kausimulation, die eine zweijährige Tragedauer simulierte. Wie in der vorliegenden Studie wurde der Zahnhalteapparat durch spezielle Methoden simuliert. Protemp 3 Garant und Luxatemp unterschieden sich hier weder mit noch ohne Kausimulation signifikant [67]. Dass sich Protemp 3 Garant nicht signifikant von den anderen unterscheidet, Protemp™ 4 in der durchgeführten Studie aber sowohl ohne als auch mit TCML die signifikant höchsten Bruchwerte aufwies, kann zum einen mit einer Verbesserung der Materialstabilität beim Nachfolgerprodukt Protemp™ 4 erklärt werden. Eine andere Erklärung wäre die nur zweijährige Tragedauer. Wenn ein Material nach längerer Dauer signifikant später bricht als alle anderen, zeigt das deutlich dessen Eignung als gutes Material für Langzeitprovisorien.

Hecht et al. maßen für Bis-Acryl-Komposite, unter anderem Luxatemp und Protemp II, höheren Biege- und Bruchwerte als für PMMA-Kunststoffe, mit denen sie verglichen wurden [50; 67].

Von Mayer wurde ebenfalls eine Materialstudie durchgeführt, die unter anderem Luxatemp und Protemp II untersuchte. Die Bis-GMA-Kunststoffe wiesen insgesamt hohe Biegefestigkeiten auf, welche sich durch eine siebentägige Lagerung weiterhin signifikant steigern ließen. Manuell anzumischende Materialien wie Protemp II verfügten über signifikant höhere Biegefestigkeiten als die automatisch anmischbaren wie Luxatemp, obwohl man bei ersterem mehr Porositäten feststellen konnte. Hohe Biegefestigkeitswerte gingen mit einer hohen Oberflächenhärte einher, ließen aber keine Rückschlüsse auf einen höheren Füllstoffgehalt zu, wie es auch in der vorliegenden Studie der Fall war [78].

Luthardt et al. untersuchten provisorische Kronen- und Brückenmaterialien, unter anderem Protemp 3 Garant und Luxatemp auf deren mechanischen Eigenschaften und konnten einen Vorteil der Bis-Acryl-Komposite gegenüber den PMMA-Kunststoffen aufweisen [75].

Von Polansky et al. wurden verschiedene Provisorienkunststoffe, darunter Protemp II und Protemp Garant, auf ihre maximale Bruchkraft, ihr Elastizitätsmodul, ihre

Biegefestigkeit und Bruchspannung hin untersucht. Sie wiesen gute Ergebnisse auf und wurden für eine Nutzung als Provisorienkunststoff als geeignet erklärt, was sich auch mit unseren Ergebnissen bestätigen lässt [87].

Babcic et al. untersuchten die Druckfestigkeit und Materialfestigkeit mehrerer Materialien und konnten für Protemp™ 4 höhere Werte als für Luxatemp® Fluorescence feststellen [31; 34].

In einer anderen Studie zeigte Protemp™ 4 nach zweijähriger Kausimulation eine höhere mechanische Festigkeit als Luxatemp® Fluorescence[34].

Anders et al. untersuchten 1990 diverse Materialien auf deren mechanisch-physikalische Eigenschaften. Protemp wies hierbei die positivsten Werte auf, vor allem im Vergleich mit PMMA-Kunststoffen. Eine Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften nach Wasserlagerung wurde mit einer Lockerung des Kunststoffgefüges erklärt. Dieser Effekt wurde auch in dieser Studie bei den Provisorien aus Sinfony beobachtet. Sie wiesen nach TCML und dem damit einhergehenden Kontakt mit Wasser einen signifikant niedrigeren Bruchwert auf, als ohne TCML. Die Gefahr der Wasseraufnahme ist bei Bis-Acrylaten oder höheren Acrylatsystemen geringer, als das bei linearen Molekülketten, wie sie bei PMMA-Kunststoffen zu finden sind, der Fall ist. Protemp wurde auch für eine längere Tragezeit empfohlen [1].

Koumjian et al. fanden heraus, dass die Biegefestigkeit von Kunststoffen nach 7 Tagen zunahm, unabhängig davon, ob die Proben nass oder trocken gelagert wurden [66].

Es sei abschließend darauf hingewiesen, dass andere Studien meistens einen anderen Versuchsaufbau als den in dieser Arbeit vorliegenden aufwiesen. Der Vergleich mit diesen Studien soll trotzdem der Veranschaulichung und Interpretation der Ergebnisse dienen.

6.2.2. Farbstabilitätsversuch

6.2.2.1. Ergebnisse des Farbstabilitätsversuchs

Beim Vergleich der verschiedenen Materialien miteinander müssen folgende Ergebnisse diskutiert werden:

Mit einem Verfärbungswert von ΔE gleich 3,44 nach Rotweinlagerung lagen die Prüfkörper von Protemp™ Crown signifikant über den Werten der anderen fünf Materialien. Ansonsten unterschieden sich die Materialien nicht signifikant voneinander. Da mit dem menschlichen Auge ein Farbunterschied ab einem Wert ΔE von 1,00 wahrgenommen werden kann, lagen alle Materialien nach der Rotweinlagerung in einem sichtbaren Verfärbungsbereich [62].

Bei den Verfärbungswerten nach der an die Rotweinlagerung anschließenden Zahnbürstenreinigung war mit einem Verfärbungswert von 3,01 erneut Protemp™ Crown das am signifikant stärksten verfärbte Material. Im Verhältnis zu den anderen Materialien ließ es sich vergleichbar gut mit der Zahnbürste reinigen.

Bei der Betrachtung der Werte von ΔE nach dreitägiger Kaffeelagerung ließ sich feststellen, dass der höchste Wert 2,51 bei Protemp™ Crown und der niedrigste Wert 0,88 bei Signum® Composite lag und somit grundsätzlich eine niedrigere Verfärbungstendenz nach Kaffeelagerung als nach Rotweinlagerung vorlag.

Die signifikant höchsten Werte für ΔE nach Kaffeelagerung und anschließender Bürstenreinigung ließen sich bei Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ 4 und Protemp™ Crown messen. Auch nach alleiniger Kaffeelagerung lagen die Verfärbungswerte dieser Materialien über den anderen.

Dass Protemp™ Crown und Luxatemp® Fluorescence nach allen Vorbehandlungen die größte und Signum® Composite, Sinfony™ und Eclipse® radica™ jeweils die geringste Verfärbung aufwiesen, lässt auf die Verfärbungsneigung des jeweiligen Materials Rückschlüsse ziehen und erklärt sich unter anderem durch die unterschiedliche Zusammensetzung und die chemische Struktur der Materialien.

Verfärbungen können durch Additive, den Restmonomergehalt und unverbrauchte Reaktionsbeschleuniger hervorgerufen werden [69]. Der Füllstoffanteil von

Mikrofüllerkompositen ist ebenfalls ein beeinflussendes Kriterium [98]. Hierbei wird nicht nur die Art des Füllstoffes, sondern auch die Füllstoffmenge als verantwortlicher Faktor für hochgefüllte Komposite genannt [27]. Eine geringe Menge an Füllstoff begünstigt eine erhöhte Wasseraufnahme und damit eine erhöhte Verfärbungsneigung [56]. Signum® Composite weist mit einem Füllstoffgehalt von 74 Gew.-% einen vergleichsweise hohen Füllstoffanteil auf und verfärbte sich am wenigsten. Protemp™ Crown hingegen hat einen Füllstoffanteil von 70-80 Gew.-% und verfärbte sich am deutlichsten. Offensichtlich kann der prozentuale Anteil an Füllstoff nicht allein für die Verfärbung von Materialien verantwortlich sein.

Auch durch Erosion der organischen Matrix freigelegte Füllstoffe können für die leichtere Verfärbung verantwortlich gemacht werden. Vor allem bei Makrofüllerkompositen spielt diese eine Rolle [88].

Ebenso entscheidend ist eine Politur der Oberfläche, welche zu einer geringeren Verfärbung führt als eine raue [112]. Andererseits können durch Politur der Bis-GMA-Kunststoffe Füllkörper freigelegt oder ganz herausgelöst werden, und dadurch eine zerklüftete Oberfläche hervorrufen, die wiederum die Anlagerung von Farbstoffen begünstigt [78]. Letzteres wurde auch von Borchers et al. bestätigt, die nach Abtrag von 0,2 mm durch Politur größere Porositäten feststellten als an der unpolierten Oberfläche [10].

Die Oberflächenrauigkeit und Polierbarkeit eines Materials spielen bei der Verfärbung ebenfalls eine große Rolle. Durch chemische Veränderungen der Materialoberfläche im intraoralen Milieu kann es leichter zu oberflächlichen Einlagerungen von Farbpartikeln kommen [57; 62; 70].

Durch perfekte Oberflächenvergütung lassen sich exogene Verfärbungen minimieren. Endogene Verfärbungen verändern die chemische Struktur des Kunststoffes und sind so ebenfalls ein Faktor für die Farbbeständigkeit eines Kunststoffes, obwohl diese im Vergleich zu den exogenen Verfärbungen eine untergeordnete Rolle spielen [68; 97].

Die Verfärbungsneigung hängt ebenso von der Hydrophilie der Kunststoffmatrix und der Wasserabsorption ab. Wenn ein Werkstoff leicht Wasser aufnehmen kann, nimmt er ebenso leicht andere Flüssigkeiten mit eventuell darin befindlichen Farbstoffen auf. Darüber hinaus kann durch Wassersorption das Kunststoffgefüge geschwächt werden und es können Risse entstehen, in die sich wiederum Farbstoffe einlagern

können [56].

Dass die Verfärbungswerte nach Rotweinlagerung alle im sichtbaren Bereich und im Vergleich dazu die Werte nach Kaffeelagerung deutlich darunter lagen, lässt sich durch die unterschiedlichen Flüssigkeiten erklären. Rotwein besitzt einen niedrigeren pH-Wert als Kaffee. Der saure pH-Wert und der Alkohol können die Kunststoffmatrix aufweichen und dadurch die Verfärbungen begünstigen [56; 110]. Darüber hinaus verfügt Rotwein über sehr dunkle Farbpartikel, die generell eine Verfärbung der Kunststoffe erleichtern [56].

Um die Verfärbungen innerhalb eines Materials nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen besser beurteilen zu können, wurden auch die Werte je Material nach Rotweinlagerung, Kaffeelagerung, Rotweinlagerung+Zahnbürstenreinigung und Kaffeelagerung+Zahnbürstenreinigung einander gegenübergestellt und einem Signifikanztest unterworfen.

Zwischen den ΔE -Werten von Sinfony™ bestand lediglich nach Rotweinlagerung und nach Rotweinlagerung+Bürstenreinigung ein signifikanter Unterschied. Das macht deutlich, dass sich Sinfony™-Probekörper von Rotwein signifikant besser reinigen ließen, als das nach einer Kaffeelagerung möglich war. Der Grund hierfür könnte sein, dass Rotwein stärker färbend wirkt als Kaffee und dadurch auch ein merklicher Unterschied in der Säuberung festzustellen ist [56].

Auch bei den Prüfkörpern von Signum® Composite ließ sich nur ein signifikanter Unterschied zwischen Rotweinlagerung und Rotweinlagerung+Bürstenreinigung erkennen.

Bei Luxatemp® Fluorescence und Protemp™ 4 konnte zwischen keinem der Ereignisse ein signifikanter Unterschied erkannt werden.

Signifikante Unterschiede waren bei den Werten der Eclipse® radica™-Prüfkörper in der Verfärbung zwischen Kaffeelagerung und Kaffeelagerung+Bürstenreinigung und zwischen Rotweinlagerung und Rotweinlagerung+Bürstenreinigung zu erkennen, was wiederum auf eine gute Polierbarkeit des Materials schließen lässt.

Bei den Werten von Protemp™ Crown ließen sich signifikante Unterschiede zwischen den Werten nach Kaffeelagerung und Kaffeelagerung+Bürstenreinigung, Weinlagerung und Kaffeelagerung und den Werten nach Kaffeelagerung+Bürstenreinigung und Weinlagerung+Bürstenreinigung erkennen.

Obwohl externe Verfärbungen eigentlich mit Hilfe von Zahnbürstenreinigung zumindest auf eine kleine Restverfärbung reduziert werden sollten, gelang das in unserer Studie wie oben ausgeführt, nur vereinzelt [62]. In diesen Fällen bewegte sich die Verbesserung noch dazu im mit dem menschlichen Auge kaum wahrnehmbaren Bereich.

In der Literatur werden unterschiedliche Werte gefunden, die die subjektive Verfärbungswahrnehmung eines Menschen beschreibt. Setz gibt einen ΔE -Wert von nur 0,4 als gerade noch mit dem menschlichen Auge eines normalsichtigen Beobachters wahrnehmbaren Farbunterschied an. Bei Kappert liegt dieser Wert bei 1,0 und bei Seghi sowie den Kriterien des National Bureau of Standards bei 1,5 [62]. Raecke beschreibt in einer Dissertation, dass erst ab 4,0 von einer sicher festzustellenden Verfärbung gesprochen werden kann [89]. Kuehni, Marcus und Seghi stellten fest, dass bei einem ΔE von 1 zu 50 % eine Verfärbung erkannt werden kann, bei $\Delta E = 2$ sahen sogar 100 % einen Farbunterschied [96; 112]. Verschiedene Publikationen geben einen Verfärbungswert bis 3,3 als bei zahnärztlichen Werkstoffen akzeptabel an, wobei bereits ein Farbunterschied von 1 als solcher erkannt werden kann [27; 62; 68; 70; 98].

Mit einem Wert für ΔE von 3,44 liegt der Wert von Protemp™ Crown nach einer Lagerung in Rotwein als in dieser Studie höchster gemessener mittlerer Wert über dem Toleranzwert für zahnärztliche Restaurationen. Bei den anderen werden zwar mit dem bloßen Auge Verfärbungen erkannt, jedoch nicht als stark störend empfunden. Das zeigt, dass alle Materialien einen sich im akzeptablen Bereich bewegendem Verfärbungsgrad aufweisen und auf Grund ihrer Farbstabilität als Provisorium verwendet werden können.

6.2.2.2. Andere Studien über die Farbstabilität provisorischer Kunststoffe

Buyukyilmaz erreichte bei seinen Probekörpern aus Prothesenbasiskunststoff nach Kaffee- beziehungsweise Teelagerung durch Bürstenreinigung eine Verringerung der Verfärbung bis auf ein akzeptables Niveau [13].

Auch Dietschi stellte eine Reduktion der Verfärbung seiner Komposit-Prüfkörper nach der Reinigung fest, jedenfalls die der externen Verfärbungen [20; 62].

Laut Um können manche Nahrungsmittelverfärbungen durch Reinigungs- und Politurmaßnahmen nicht mehr ganz entfernt werden, da sie auch in tiefere Schichten des Materials eindringen können. Die Tiefe hängt wiederum von der Struktur der Materialien und der Molekülgröße der Farbpartikel ab [62; 108]. Das deckt sich mit den in der vorliegenden Studie erreichten Ergebnissen.

In einer Studie von Kolbeck et al. 2003 wurden nach 10-tägiger Kaffeebeziehungsweise Rotweinlagerung mit ΔE 1,8-7,3 nach Kaffee deutliche stärkere Verfärbungsneigung festgestellt als mit ΔE 1,2-5,8 nach Rotwein. Alle Verfärbungen waren signifikant und lagen im sichtbaren Bereich. Sowohl durch Bürstenreinigung, also auch durch Politur konnte eine signifikante Verbesserung erreicht werden, außer bei Signum® Composite, welches hier ebenfalls getestet wurde [62].

Buler et al. testeten verschiedene Kunststoffe auf deren Verfärbung in Kaffee, Tee, Coca Cola, Rotwein, Wasser und Sauerkirschsaft und maßen, wie in der vorliegenden Studie auch die stärksten Verfärbungen nach Rotweinlagerung [41].

In einer Studie von Hader et al. überwog die Verfärbung nach Kaffeelagerung gegenüber der nach Rotweinlagerung. Die Prüfkörper wurden wie in dieser Studie für 72 Stunden in die jeweilige Flüssigkeit gelegt. Luxatemp® Fluorescence lag mit seinen Verfärbungswerten im mittleren Bereich [44].

In einer anderen Studie zeigte Protemp™ 4 sichtlich weniger Verfärbung nach dreitägiger Kaffeelagerung als Luxatemp® Fluorescence. Außerdem ergab sich bei Protemp 4 eine glattere und feinere Oberflächentopologie als bei Luxatemp® Fluorescence [31].

Begüm Türker et al. hingegen lagerten diverse Provisorienkunststoffe für 30 Tage in Kaffee, Tee, Orangensaft, Coca-Cola und Rotwein und bemerkten die stärkste Verfärbung nach Rotwein- und Teelagerung und die geringste nach Orangensaft. Auch in diesem Versuch übertraf die Rotweinverfärbung deutlich die Kaffeeverfärbung [8].

Lang et al. konnten für die vernetzten Bis-Acrylate Protemp Garant und Protemp II niedrigere Verfärbungswerte nach künstlicher UV-Alterung messen als für die getesteten PMMA-Kunststoffe. Bei weniger vernetzten Strukturen kann UV-Strahlung mit der einhergehenden Katalyse von Pigmenten zu einer oberflächlichen Photolyse der organischen Matrix führen, die sich dann durch Materialverfärbungen äußert [54; 68].

Kolbeck et al. zeigten in einer Studie 2006, dass nach Rotweinlagerung die Verfärbungswerte höher lagen als nach UV-Alterung [63].

Lang et al. untersuchten 1998 verschiedene Provisorien-Kunststoffe auf deren Farbstabilität nach UV-Alterung. Protemp II, Protemp Garant und Protemp Garant NF zeigten die größte Farbstabilität und wurden für eine Verwendung als Langzeitprovisorium als gut befunden [69].

6.2.3. Abrasionsversuch

6.2.3.1. Ergebnisse des Abrasionsversuchs

Der stärkste Abrieb wurde bei den Provisorien aus Protemp™ 4 festgestellt.

Nur etwas weniger Abrasion konnte bei den Provisorien mit Protemp™ Crown beobachtet werden.

Signum® Composite lag mit seinen Abriebflächen nur knapp unter denen von Protemp™ Crown. Luxatemp® Fluorescence wies den nächstkleineren Abrieb auf.

Sinfony™ und Eclipse® radica™ zeigten den wenigsten visuell beurteilbaren Abrieb mit nur sehr geringem Abstand zu Luxatemp® Fluorescence.

Die Abrasionsstabilität dentaler Kunststoffe ist unter anderem von deren Aufbau und dem Aufbau des Antagonisten abhängig. Die relative Härte der Füllpartikel entscheidet über die Abrasion, ebenso die Menge, Größe, und Verteilung der Füllpartikel in der Kunststoffmatrix [23; 36; 55]. Auch die relative Abrasion der Matrix gegen den Füllstoff und die Verschleißfestigkeit der Matrix im Vergleich zu der des Füllers spielen eine Rolle [55]. Die Qualität der Silanisierung kann ebenfalls einen Einfluss auf die Abrasionsstabilität eines Materials haben [36].

Zwischen der Härte, Festigkeit und der Abrasionsstabilität eines dentalen Kunststoffes besteht kein direkter Zusammenhang, was durch diverse Studien in der Vergangenheit bewiesen wurde [23]. Auch in der vorliegenden Arbeit konnte dies gezeigt werden. Protemp™ 4 wies bei der Überprüfung der Bruchfestigkeit die höchste Bruchkraft auf und gehörte zu den stabilsten Provisorien, ließ aber die im Vergleich größten Abriebflächen erkennen. Das zeigt, dass bei einer hohen Bruchfestigkeit nicht automatisch von einer hohen Abrasionsfestigkeit ausgegangen

werden kann.

Der direkte Vergleich der Abrasionen auf den provisorischen Kunststoffkronen war häufig etwas schwierig objektiv zu beurteilen, da die Provisorien oft über unterschiedliche Höckerreliefs verfügten, was mit der unterschiedlichen Herstellungsart zu erklären war.

Darüber hinaus ist die Abrasion ein von vielen Faktoren abhängiger Vorgang, der nur sehr schwer eine Aussage über die Güte eines Materials zulässt. Durch die Komplexität des Abrasionsvorgangs ist es fast unmöglich, diesen in vitro nachzustellen und so mit der klinischen Situation vergleichbare Ergebnisse zu erlangen [76].

6.2.3.2. Andere Studien über die Abrasionsstabilität provisorischer Kunststoffe

Johnsen et al. untersuchten 2011 in ihrer Studie den Einfluss von Füllstoffvolumen und Füllpartikelgröße auf die Abrasionsstabilität und fanden heraus, dass letztere am größten bei mittlerem Füllstoffgehalt (75 %) war und die Füllpartikelgröße keine entscheidende Rolle spielte [55].

Von Yu et al. wurde 2009 der Effekt von Zahnbürstenabrasion und Erosion auf natürlichen Zahnschmelz und dentale Restaurationsmaterialien untersucht. Bei Zahnschmelz wurde grundsätzlich ein höherer Substanzverlust als bei den Materialien gemessen. Kombinierte Erosion und Zahnbürstenabrasion rief am meisten Substanzabtrag hervor, gefolgt von alleiniger Erosion und Abrasion [114].

In einer Studie von Draughn et al. wurde 1978 gezeigt, dass Abrasion dentaler Kunststoffe abhängig von Größe, Härte und Volumenanteil der Füllkörper ist. Bei einem hohen Füllpartikelanteil und großen, harten Füllkörpern ließ sich hier die größte Abrasionsstabilität feststellen [23].

Harrison et al. stellten in einer anderen Studie über dentale Kunststoffe fest, dass Abrasion während des Kauvorgangs ein so komplexer Vorgang ist, dass von einer hohen Abrasionsstabilität keine Rückschlüsse auf die Biegefestigkeit oder die Härte eines Materials gezogen werden können [45].

In einer anderen Studie konnten sie messen, dass die Abrasionen linear zu dem Druck, der durch den Antagonisten ausgeübt wird, anstiegen. Außerdem hing der

Abrasionsgrad von der Abrasionspartikelgröße des Antagonisten ab [47].

Eine weitere Studie untersuchte die Abhängigkeit der Abrasionsstabilität von der Härte, dem E-Modul und der Risstiefe des Materials. Härte und Risstiefe zeigten hier nur einen geringfügigen Einfluss [46].

7. Klinische Schlussfolgerung

Die erfolgreiche Eingliederung eines definitiven festsitzenden Zahnersatzes hängt maßgeblich vom Einsatz eines stabilen und passgenauen Provisoriums ab [15]. Nicht nur der ästhetische Aspekt, unter den auch die farbliche Gestaltung eines Provisoriums fällt, steht hier unter Beobachtung. Für den Behandler mindestens genauso wichtig ist die Bruchfestigkeit des Provisoriums, durch welche die meisten Anforderungen an ein Provisorium, wie Schutz des Zahnes, Sicherung der Zahnstellung, Gewährleistung der Sprech- und Kaufähigkeit et cetera garantiert werden [1; 4; 5; 79]. Die Tragedauer eines Zahnersatzes geht auch immer mit einem zunehmendem Materialverlust, zum Beispiel in Form von Abrasionen, einher [55]. Die Abrasionsfestigkeit beeinflusst indirekt die Bruchfestigkeit, da bei einem sehr großen Substanzverlust von einem niedrigeren Bruchwert ausgegangen werden kann. Darüber hinaus können durch eine abradierte und damit aufgeraute Oberfläche Keimanlagerungen und Farbstoffeinlagerungen begünstigt werden.

Für die in dieser In vitro-Studie auf Farb-, Abrasionsstabilität und Bruchfestigkeit getesteten Materialien Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ 4, Protemp™ Crown, Eclipse® radica™, Signum® Composite und Sinfony™ können für deren klinischen Einsatz folgende Schlüsse gezogen werden:

Keine einzige provisorische Krone frakturierte während der Belastungszeit im Kausimulator. Daraus lässt sich schließen, dass sich alle Provisorienmaterialien als Langzeitprovisorium einsetzen lassen. Mit 504 N lag der niedrigste aller gemessenen Bruchwerte (gemessen bei Signum® Composite nach Kausimulation) immer noch über den von Körper geforderten 300 N Mindestfestigkeit für einen festsitzenden Zahnersatz. Die anderen Bruchwerte lagen noch höher. Auch durch Kausimulation ließen sich die Materialien (außer Sinfony™) nicht so stark schwächen, dass dadurch der Bruchwert signifikant gesenkt wurde. Daraus lässt sich schließen, dass alle Materialien ohne Bedenken für die Herstellung von Langzeitprovisorien verwendet werden können.

Eine für das menschliche Auge erkennbare und somit als störend betrachtete Verfärbung eines Materials ist ab einem Wert von $\Delta E = 1$ erreicht [62]. Nach einer Lagerung in Rotwein lagen alle Materialien über diesem Grenzwert. Einige davon überschritten sogar den für dentale Werkstoffe gerade noch akzeptablen Wert von E

= 3,3 [27; 68; 70; 98]. Nach Kaffeelagerung lagen die Werte ein wenig niedriger, zwei der sechs Materialien lagen sogar unter 1 und die Verfärbungen waren somit kaum auszumachen. Während der Tragedauer eines Kunststoffprovisoriums sollte also besser auf den Genuss färbender Lebensmittel, insbesondere auf Rotwein, verzichtet werden, um unästhetische Verfärbungen zu vermeiden.

Zum Teil ließen sich die Verfärbungen mit einer Zahnbürste entfernen, in einigen Fällen war der Unterschied in Bezug auf die Verfärbung sogar signifikant. Jedoch bewegte sich der ΔE -Wert in einem so geringen Bereich, dass er für das natürliche Auge kaum auszumachen war. Für den Patienten ergibt sich somit der Hinweis, dass sich mit entsprechender Zahnbürstenreinigung Verfärbungen zwar mindern, jedoch nicht ganz rückgängig machen lassen.

Den Abrieb der Provisorien miteinander zu vergleichen gestaltete sich schwierig, da durch unterschiedliche Herstellungsweise der Provisorien diese zum Teil ein unterschiedliches Kauflächenrelief erkennen ließen. Überraschend war die Tatsache, dass mit ProtempTM 4 das Material mit den höchsten Bruchwerten gleichzeitig die objektiv größten Abrasionsflächen erkennen ließ. Die Vermutung, dass eine größere Abrasion und damit ein höherer Substanzverlust zu einer Erniedrigung der Bruchschwelle führten, wurde somit nicht bestätigt. Insgesamt lagen die Abrasionen der Materialien in einem für die provisorische Versorgung akzeptablen Bereich.

8. Zusammenfassung

In der vorliegenden In vitro-Studie wurden die sechs Provisorienmaterialien Luxatemp® Fluorescence, Protemp™ Crown, Protemp™ 4, Eclipse® radica™, Signum® Composite und Sinfony™ hinsichtlich unterschiedlicher Materialeigenschaften getestet und miteinander verglichen.

Hierfür wurden aus jedem Material jeweils 16 provisorische Kronen nach Herstellerangaben angefertigt. Als Stümpfe dienten künstliche präparierte Zähne, welche durch Dublierung eine identische Form aufwiesen. Von diesen 16 zementierten Kronen bildeten jeweils 8 die Kausimulationsgruppe, die übrigen 8 die Vergleichsgruppe. Die thermomechanische Wechselbelastung simulierte eine Belastung im Mund von 5 Jahren, wobei 1200000 okklusale Druckbelastungen und 6000 zwischen 5 und 55°C wechselnde Temperaturwechselzyklen durchgeführt wurden. Anschließend wurden die belasteten, sowie die unbelasteten Provisorien der Kontrollgruppe, in der Universalprüfmaschine Zwick bis hin zum Bruch belastet und die Bruchwerte miteinander verglichen, um die Provisorienstabilität beurteilen zu können.

Im Vergleich der Kausimulationsgruppe mit der Vergleichsgruppe ließen sich in vier Fällen keine signifikanten Unterschiede erkennen. In einem Fall lag der Bruchwert nach der Belastung signifikant über dem ohne Belastung (Protemp™ Crown) und einmal signifikant darunter (Sinfony™). In vivo wird durchschnittlich von einem Maximalkraftwert von 300 N ausgegangen, der durch die Kaumuskulatur aufgebracht werden kann [6; 61]. Der niedrigste in dieser Studie gemessene Bruchwert liegt deutlich über diesem Wert. Daraus ergibt sich eine weit ausreichende Bruchstabilität aller getesteten Materialien für einen Einsatz als Langzeitprovisorium.

Die 8 Provisorien der Kausimulationsgruppe wurden sowohl vor, als auch nach TCML okklusal mit einem Silikon abgeformt und mit Superhartgips ausgegossen. Die Gipsausgüsse wurden mit dem 3-D-Scanner abfotografiert, in einer Tabelle einander gegenübergestellt und die Abrasionsflächen visuell miteinander verglichen. Die objektive Beurteilung ließ jedoch nur so kleine Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien erkennen, dass sich eine Eignung eines jeden Materials für den Einsatz als Provisorium ergibt.

Um die Farbstabilität beurteilen zu können, wurden aus jedem Material jeweils 10

Prüfkörper hergestellt, deren Oberflächen auf Hochglanz poliert waren. Von allen Plättchen wurde durch das Photospektrometer Minolta jeweils der Ausgangswert der Farbe bestimmt. Danach wurden jeweils 5 der 10 Plättchen in handelsüblichen Rotwein und Kaffee eingelegt und 72 Stunden lang inkubiert. Daraufhin wurde erneut die Farbe bestimmt. Nach einer Zahnbürstenreinigung aller Prüfkörper, die jeweils exakt 60 Sekunden pro Prüfkörper in Anspruch nahm, erfolgt eine dritte Farbbestimmung. Durch die Berechnung von ΔE ließen sich jeweils die Farbdifferenzen bestimmen, was zum einen zum Vergleich der Farbveränderungen innerhalb einer Materialgruppe herangezogen wurde. Zum anderen konnten so die Farbunterschiede zwischen den einzelnen Materialgruppen ermittelt werden.

Grundsätzlich lag der Verfärbungswert nach Rotweinlagerung über dem nach Kaffeelagerung, alle Werte lagen jedoch deutlich über dem Wert, der vor jeglicher Lagerung gemessen wurde. Durch Bürstenreinigung ließen sich die Verfärbungen zum Teil signifikant reduzieren, verglichen mit dem Ausgangswert waren die Verfärbungen jedoch immer noch deutlich höher.

Abschließend lässt sich durch diese In vitro-Studie feststellen, dass alle 6 Materialien gut für einen Einsatz als Langzeit-Provisorium geeignet sind. Alle erfüllten die Mindestanforderungen an eine provisorische Kunststoffkrone im Hinblick auf Verfärbung, Bruchstabilität und Abrasionsfestigkeit.

9. Anhang

Tabelle I: Signifikanztest: Vergleich der Bruchfestigkeit **nach** und **ohne** TCML;
(Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Material	Sinfony™	Signum® Composite	Luxatemp® Fluorescence	Protemp™ 4	Eclipse® radica™	Protemp™ Crown
Vergleich mit/ohne TCML	<u>0,021</u>	0,161	0,121	0,130	0,721	<u>0,003</u>

Tabelle II: Signifikanztest: Vergleich der Bruchfestigkeit **nach** TCML;
(Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Material	Sinfony™	Signum® Composite	Luxatemp® Fluorescence	Protemp™ 4	Eclipse® radica™	Protemp™ Crown
Sinfony™						
Signum® Composite	<u>0,002</u>					
Luxatemp® Fluorescence	<u>0,004</u>	<u>0,000</u>				
Protemp™ 4	<u>0,000</u>	<u>0,000</u>	<u>0,014</u>			
Eclipse® radica™	<u>0,002</u>	<u>0,000</u>	0,867	<u>0,003</u>		
Protemp™ Crown	<u>0,001</u>	<u>0,000</u>	0,613	0,065	0,442	

Tabelle III: Signifikanztest: Vergleich der Bruchfestigkeit **ohne** TCML;
(Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Material	Sinfony™	Signum® Compo- site	Luxatemp® Fluores- cence	Protemp™ M 4	Eclipse® radica™	Protemp ™ Crown
Sinfony™						
Signum® Composite	<u>0,000</u>					
Luxatemp® Fluorescence	0,721	<u>0,010</u>				
Protemp™ 4	<u>0,000</u>	<u>0,000</u>	<u>0,002</u>			
Eclipse® radica™	0,505	<u>0,001</u>	0,442	<u>0,038</u>		
Protemp™ Crown	0,130	<u>0,015</u>	0,645	<u>0,000</u>	0,161	

Tabelle IV: Signifikanztest: Vergleich der Δ E-Werte **nach Rotweinlagerung**;
(Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Material	Sinfony™	Signum® Compo- site	Luxatemp® Fluores- cence	Protemp™ M 4	Eclipse® radica™	Protemp ™ Crown
Sinfony™						
Signum® Composite	0,222					
Luxatemp® Fluorescence	0,310	<u>0,016</u>				
Protemp™ 4	1,000	0,151	0,310			
Eclipse® radica™	0,841	0,151	0,222	1,000		
Protemp™ Crown	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	

Tabelle V: Signifikanztest: Vergleich der Δ E-Werte **nach Rotweinlagerung und Bürstenreinigung**; (Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Material	Sinfony™	Signum® Composite	Luxatemp® Fluorescence	Protemp™ ^T 4	Eclipse® radica™	Protemp™ Crown
Sinfony™						
Signum® Composite	0,151					
Luxatemp® Fluorescence	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>				
Protemp™ 4	<u>0,008</u>	<u>0,016</u>	0,310			
Eclipse® radica™	0,421	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>		
Protemp™ Crown	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	

Tabelle VI: Signifikanztest: Vergleich der Δ E-Werte **nach Kaffeelagerung**; (Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Material	Sinfony™	Signum® Composite	Luxatemp® Fluorescence	Protemp™ ^T 4	Eclipse® radica™	Protemp™ Crown
Sinfony™						
Signum® Composite	1,000					
Luxatemp® Fluorescence	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>				
Protemp™ 4	<u>0,016</u>	<u>0,008</u>	0,056			
Eclipse® radica™	0,310	0,310	0,151	0,222		
Protemp™ Crown	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	0,841	0,151	0,151	

Tabelle VII: Signifikanztest: Vergleich der Δ E-Werte **nach Kaffeelagerung und Bürstenreinigung**; (Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Material	Sinfony™	Signum® Composite	Luxatemp® Fluorescence	Protemp™ ^T 4	Eclipse® radica™	Protemp™ Crown
Sinfony™						
Signum® Composite	0,421					
Luxatemp® Fluorescence	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>				
Protemp™ 4	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	0,548			
Eclipse® radica™	0,310	0,548	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>		
Protemp™ Crown	<u>0,008</u>	<u>0,008</u>	0,095	0,222	<u>0,008</u>	

Tabelle VIII: Signifikanztest: Vergleich der Verfärbungen Δ E der **Sinfony™**-Prüfkörper nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen Rotweinlagerung, Rotweinlagerung+ Bürstenreinigung, Kaffeelagerung, Kaffeelagerung+Bürstenreinigung; (Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Vorbehandlung	Rotweinlagerung	Kaffeelagerung	Rotweinlagerung +Bürstenreinigung	Kaffelagerung +Bürstenreinigung
Rotweinlagerung				
Kaffeelagerung	0,095			
Rotweinlagerung +Bürstenreinigung	<u>0,008</u>			
Kaffeelagerung +Bürstenreinigung		0,151	0,548	

Tabelle IX: Signifikanztest: Vergleich der Verfärbungen ΔE der **Signum® Composite**-Prüfkörper nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen Rotweinlagerung, Rotweinlagerung+Bürstenreinigung, Kaffeelagerung, Kaffeelagerung+Bürstenreinigung; (Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Vorbehandlung	Rotweinlagerung	Kaffeelagerung	Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	Kaffelagerung +Bürstenreini- gung
Rotweinlagerung				
Kaffeelagerung	0,310			
Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	<u>0,016</u>			
Kaffeelagerung +Bürstenreini- gung		0,095	0,056	

Tabelle X: Signifikanztest: Vergleich der Verfärbungen ΔE der **Luxatemp® Fluorescence**-Prüfkörper nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen Rotweinlagerung, Rotweinlagerung+Bürstenreinigung, Kaffeelagerung, Kaffeelagerung+Bürstenreinigung; (Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Vorbehandlung	Rotweinlagerung	Kaffeelagerung	Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	Kaffelagerung +Bürstenreini- gung
Rotweinlagerung				
Kaffeelagerung	0,222			
Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	1,060			
Kaffeelagerung +Bürstenreini- gung		0,421	0,690	

Tabelle XI: Signifikanztest: Vergleich der Verfärbungen ΔE der **Protemp™ 4**-Prüfkörper nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen Rotweinlagerung, Rotweinlagerung+Bürstenreinigung, Kaffeelagerung, Kaffeelagerung+Bürstenreinigung; (Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Vorbehandlung	Rotweinlagerung	Kaffeelagerung	Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	Kaffelagerung +Bürstenreini- gung
Rotweinlagerung				
Kaffeelagerung	0,310			
Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	1,000			
Kaffeelagerung +Bürstenreini- gung		1,000	0,690	

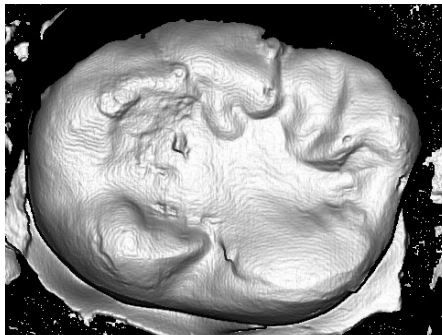
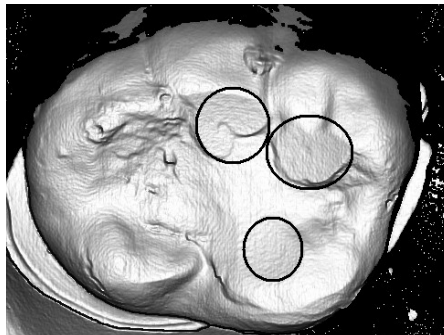
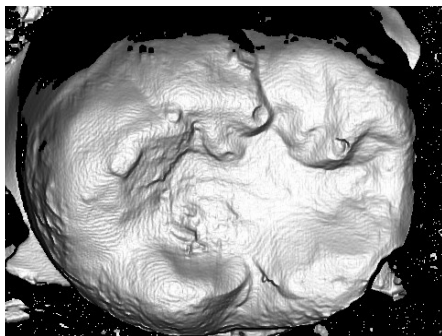
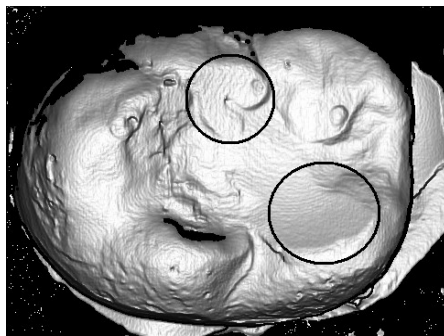
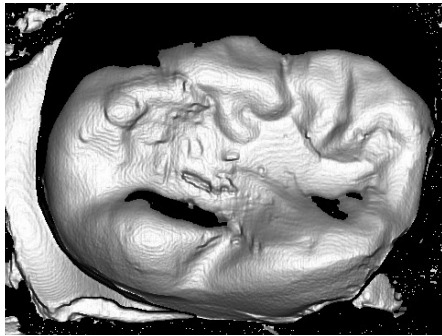
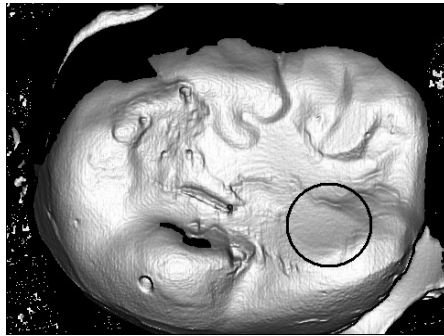
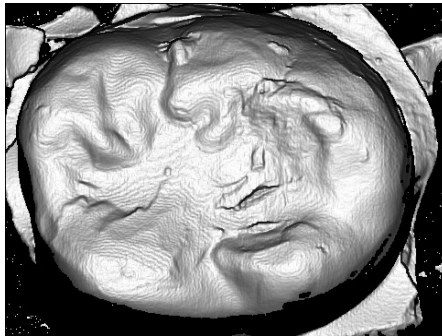
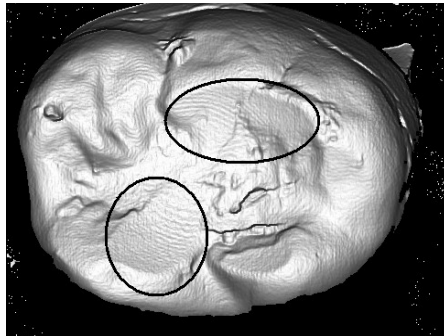
Tabelle XII: Signifikanztest: Vergleich der Verfärbungen ΔE der **Eclipse® radica™**-Prüfkörper nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen Rotweinlagerung, Rotweinlagerung+Bürstenreinigung, Kaffeelagerung, Kaffeelagerung+Bürstenreinigung; (Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Vorbehandlung	Rotweinlagerung	Kaffeelagerung	Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	Kaffelagerung+ Bürstenreini- gung
Rotweinlagerung				
Kaffeelagerung	0,841			
Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	<u>0,008</u>			
Kaffeelagerung +Bürstenreini- gung		<u>0,032</u>	0,310	

Tabelle XIII: Signifikanztest: Vergleich der Verfärbungen ΔE der **Protemp™ Crown**-Prüfkörper nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen Rotweinlagerung, Rotweinlagerung+Bürstenreinigung, Kaffeelagerung, Kaffeelagerung+Bürstenreinigung; (Signifikanzniveau 0,05; signifikanter Unterschied unterstrichen)

Vorbehandlung	Rotweinlagerung	Kaffeelagerung	Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	Kaffelagerung+ Bürstenreini- gung
Rotweinlagerung				
Kaffeelagerung	<u>0,016</u>			
Rotweinlagerung +Bürsten- reinigung	0,222			
Kaffeelagerung +Bürstenreini- gung		<u>0,016</u>	<u>0,01</u>	

Tabelle XIV: Gegenüberstellung der 3-D-Scans der Protemp™ 4 -Provisorien vor und nach Kausimulation

Vor Kausimulation		Nach Kausimulation	
Protemp™ 4 Nr. 1			
			
Protemp™ 4 Nr. 2			
			
Protemp™ 4 Nr. 3			
			
Protemp™ 4 Nr. 4			
			

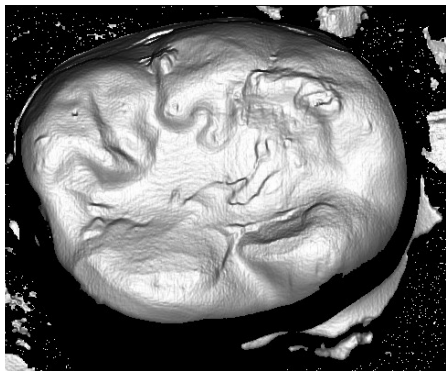
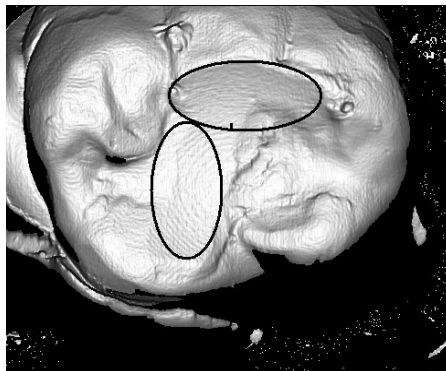
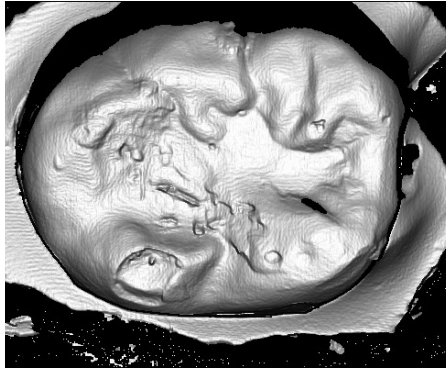
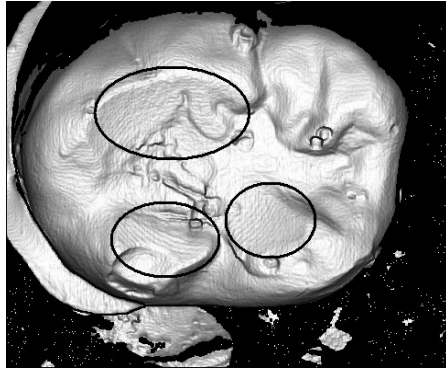
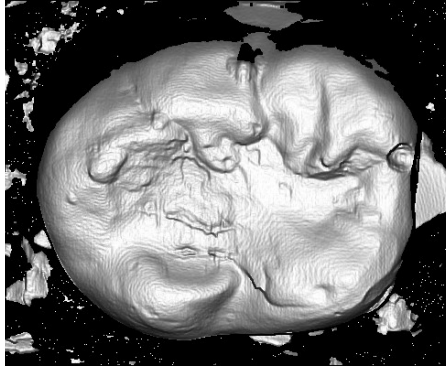
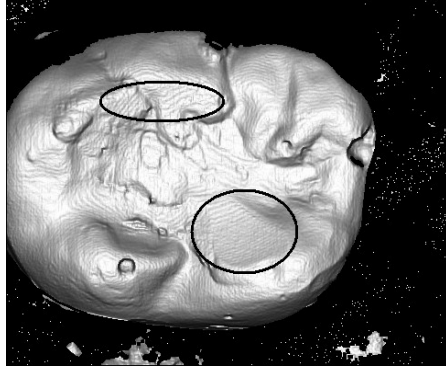
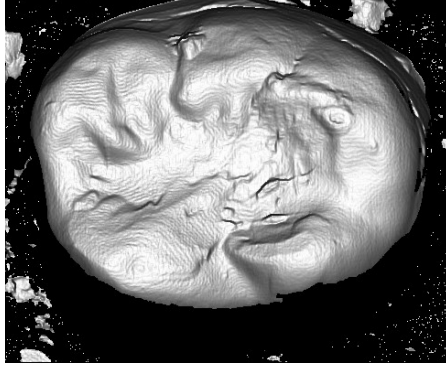
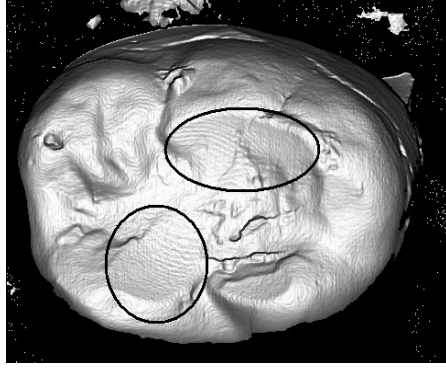
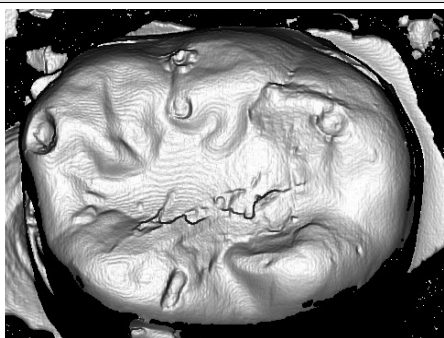
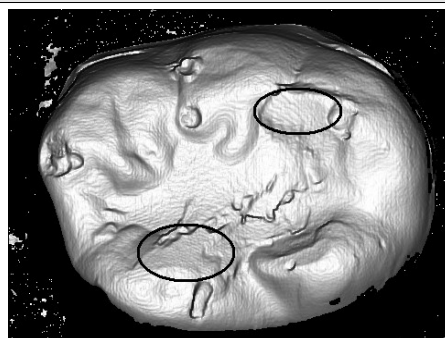
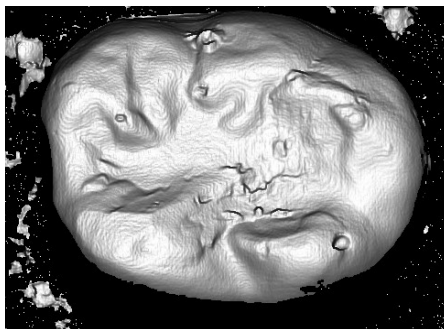
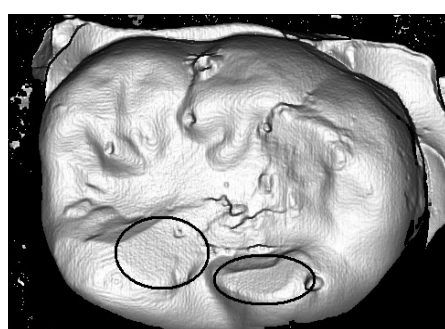
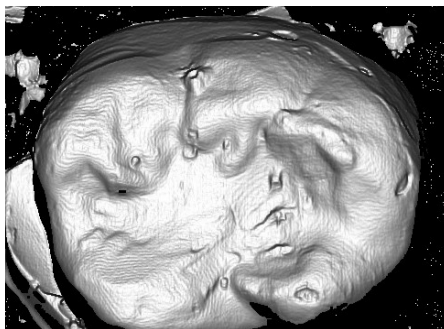
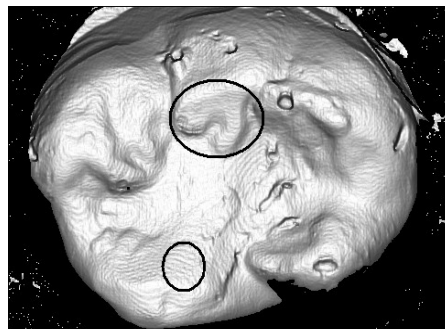
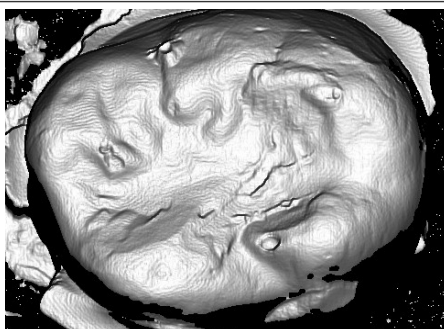
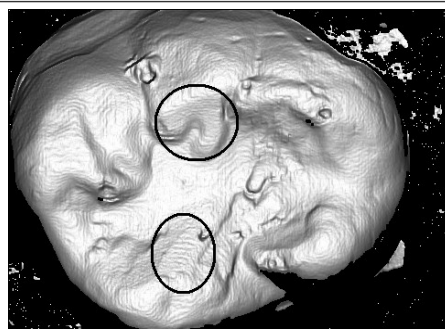
Vor Kausimulation	Nach Kausimulation
Protemp™ 4 Nr. 5	
	
Protemp™ 4 Nr. 6	
	
Protemp™ 4 Nr. 7	
	
Protemp™ 4 Nr. 8	
	

Tabelle XV: Gegenüberstellung der 3-D-Scans der Luxatemp® Fluorescence-Provisorien vor und nach Kausimulation

Vor Kausimulation		Nach Kausimulation	
Luxatemp® Fluorescence Nr. 1			
			
Luxatemp® Fluorescence Nr. 2			
			
Luxatemp® Fluorescence Nr. 3			
			
Luxatemp® Fluorescence Nr. 4			
			

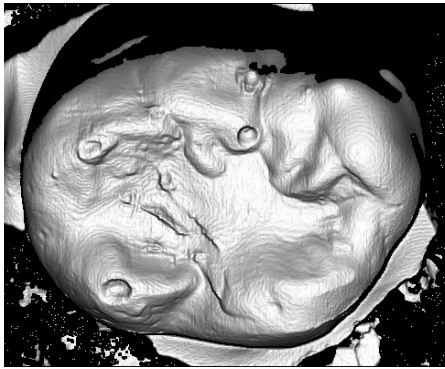

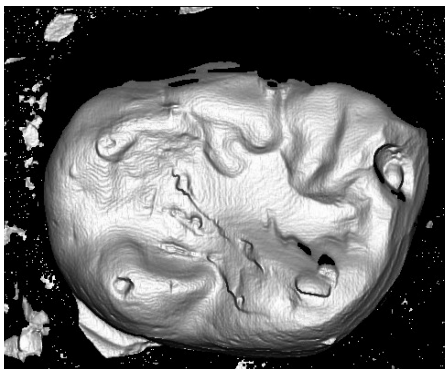
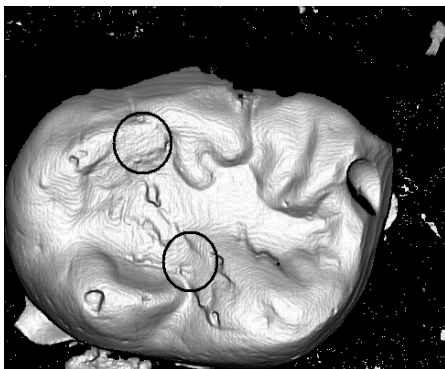
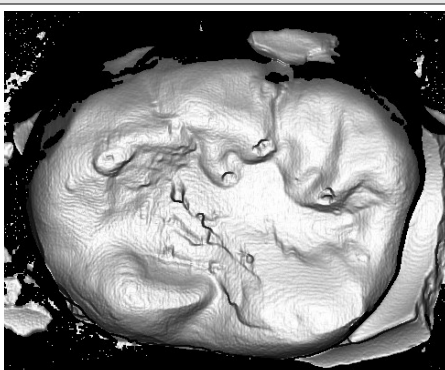
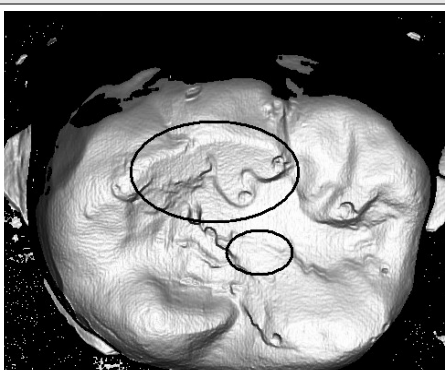
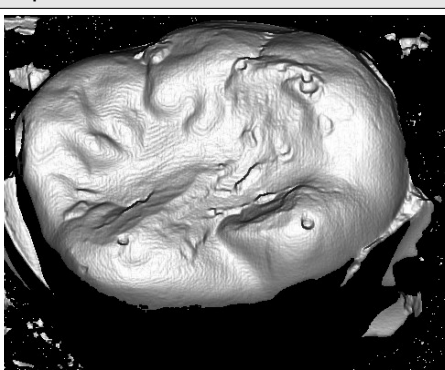
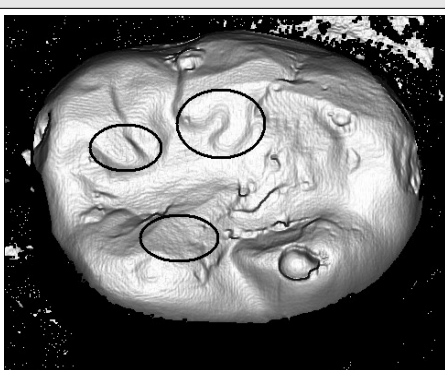
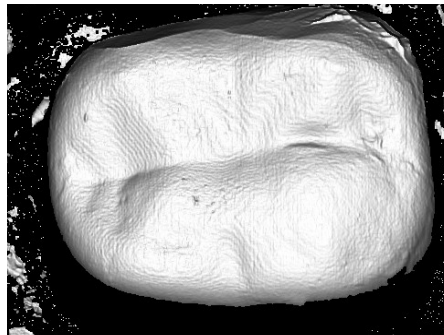
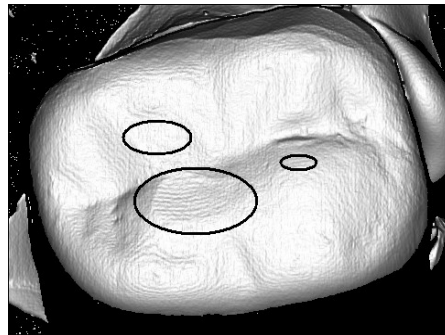
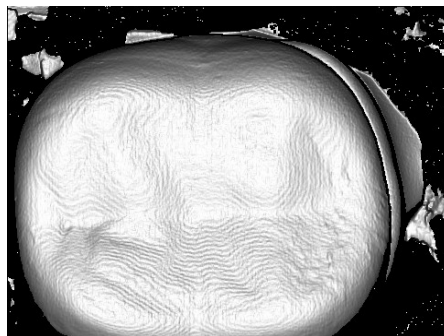
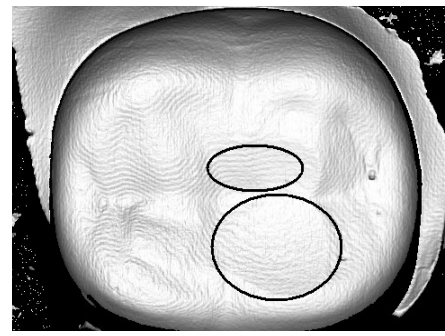
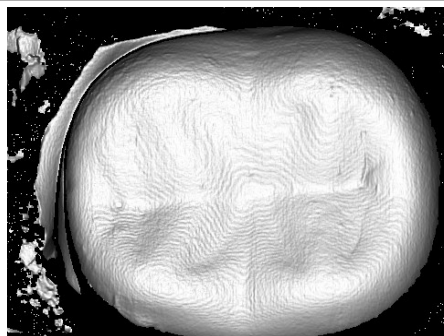
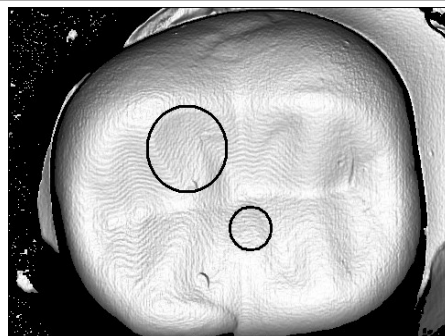
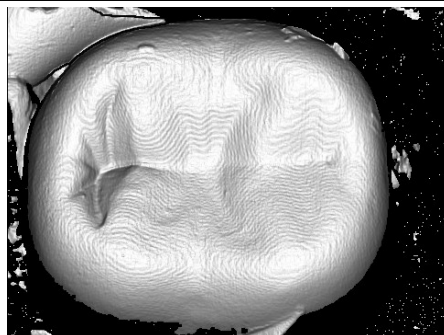
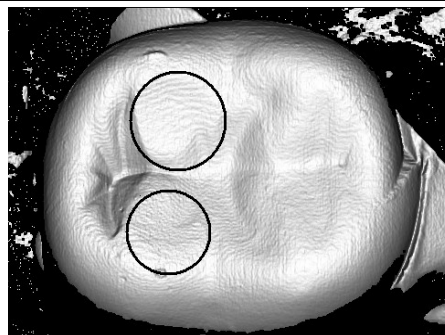
Vor Kausimulation	Nach Kausimulation
Luxatemp® Fluorescence Nr. 5	
	
Luxatemp® Fluorescence Nr. 6	
	
Luxatemp® Fluorescence Nr. 7	
	
Luxatemp® Fluorescence Nr. 8	
	

Tabelle XVI: Gegenüberstellung der 3-D-Scans der Protemp™ Crown-Provisorien vor und nach Kausimulation

Vor Kausimulation		Nach Kausimulation	
Protemp™ Crown Nr. 1			
			
Protemp™ Crown Nr. 2			
			
Protemp™ Crown Nr. 3			
			
Protemp™ Crown Nr. 4			
			

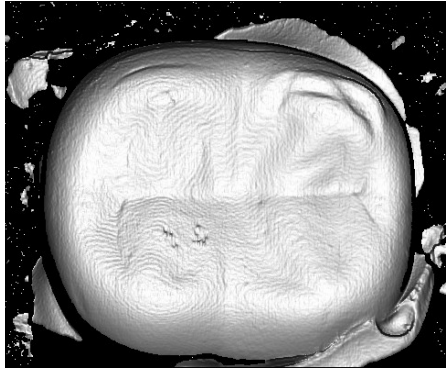
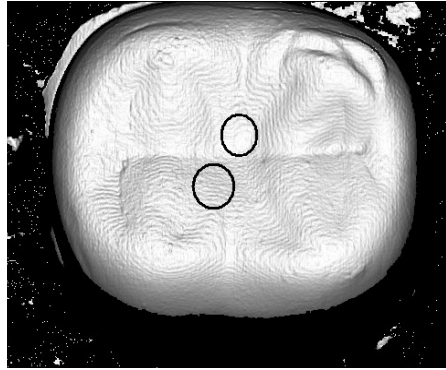
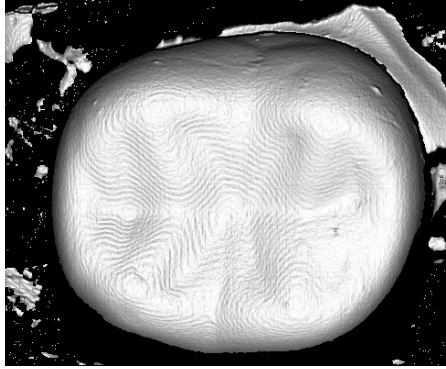
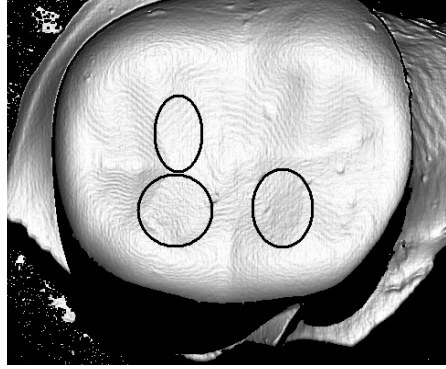
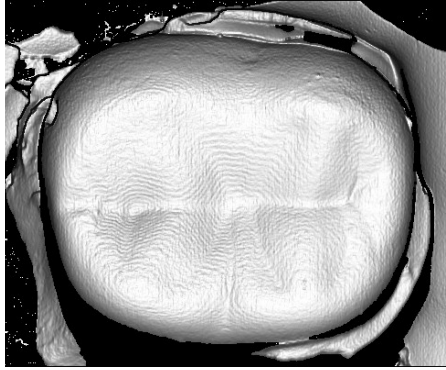
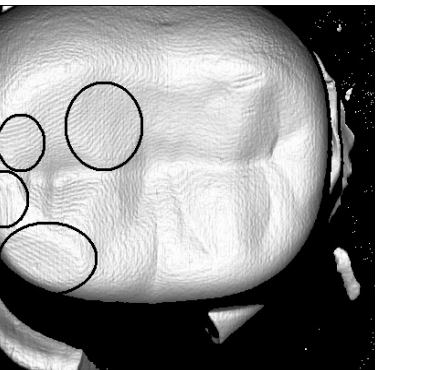
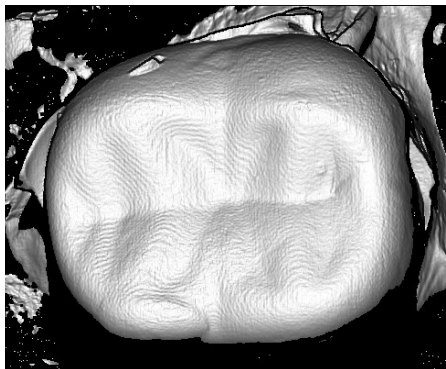
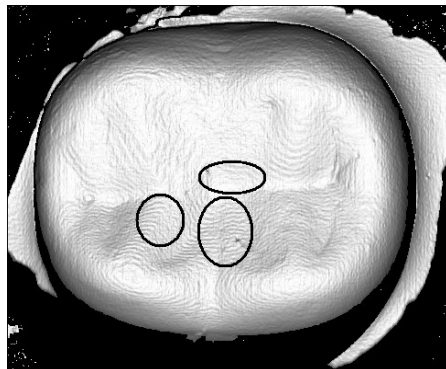

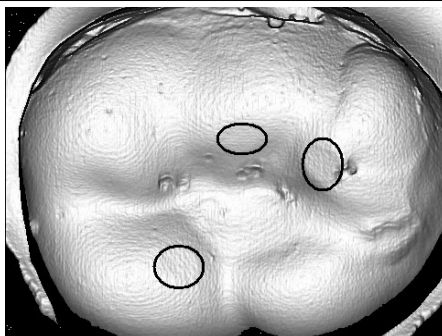
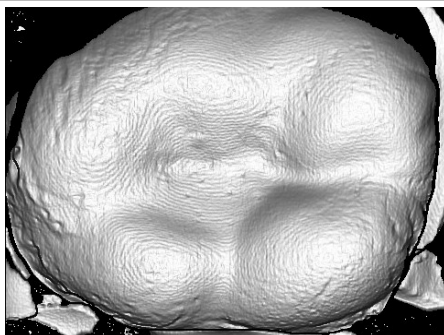
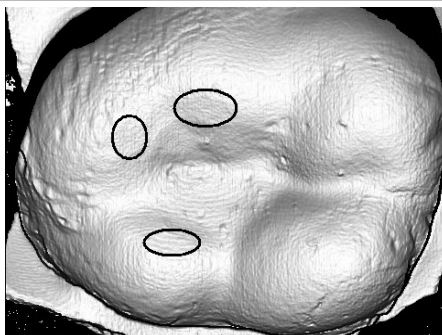
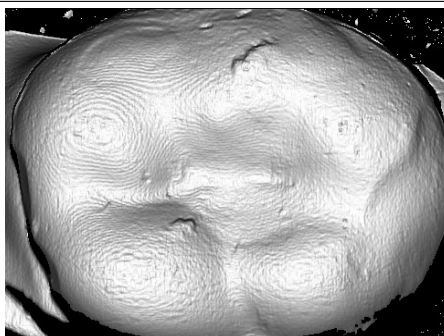
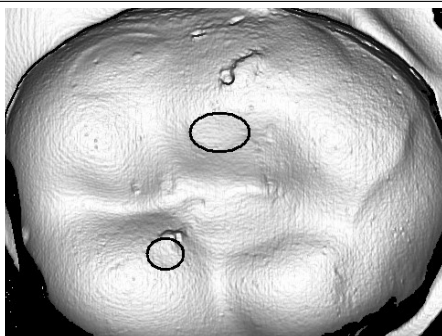
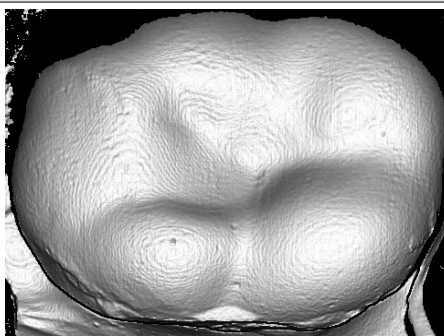
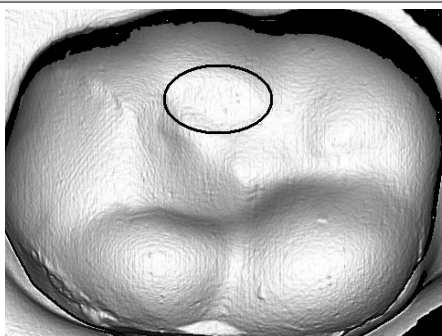
Vor Kausimulation	Nach Kausimulation
Protemp™ Crown Nr. 5	
	
Protemp™ Crown Nr. 6	
	
Protemp™ Crown Nr. 7	
	
Protemp™ Crown Nr. 8	
	

Tabelle XVII: Gegenüberstellung der 3-D-Scans der Eclipse® radica™-Provisorien vor und nach Kausimulation

Vor Kausimulation		Nach Kausimulation	
Eclipse® radica™ Nr. 1			
			
Eclipse® radica™ Nr. 2			
			
Eclipse® radica™ Nr. 3			
			
Eclipse® radica™ Nr. 4			
			

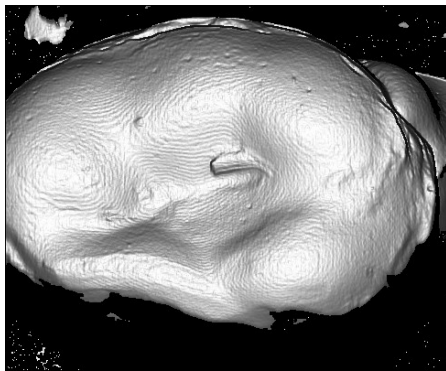
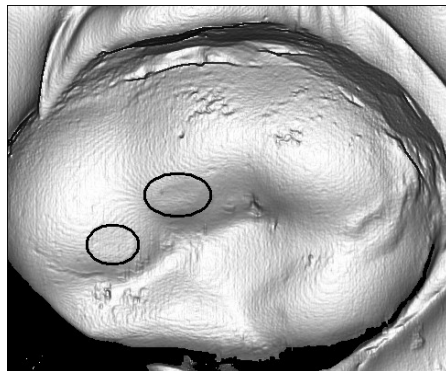
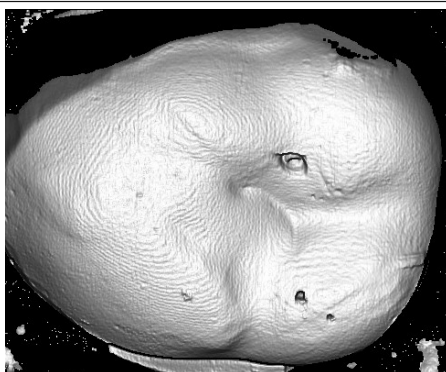
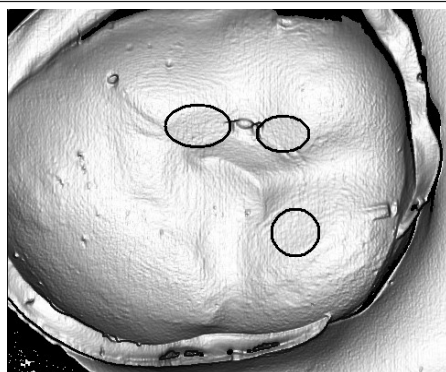
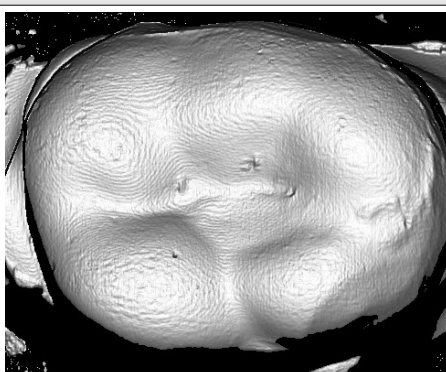
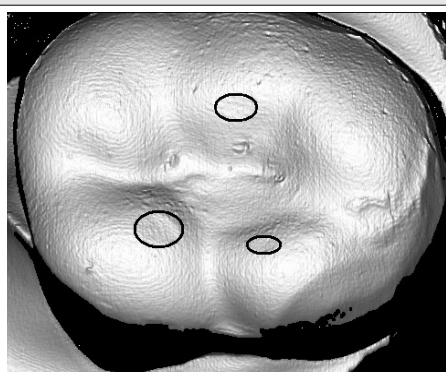
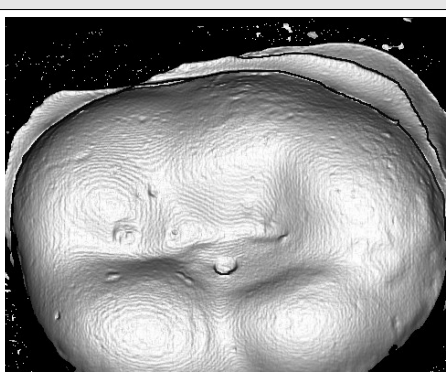
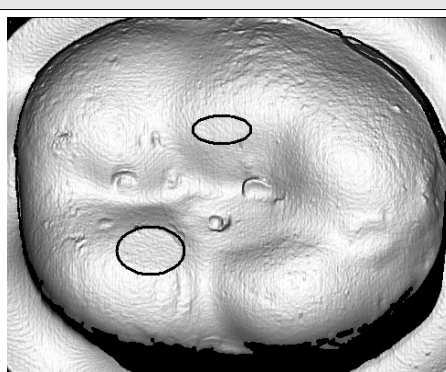
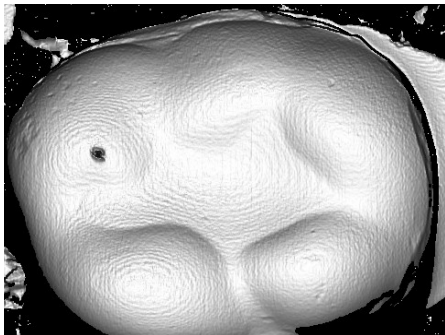
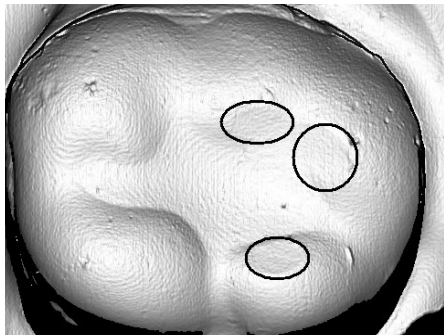
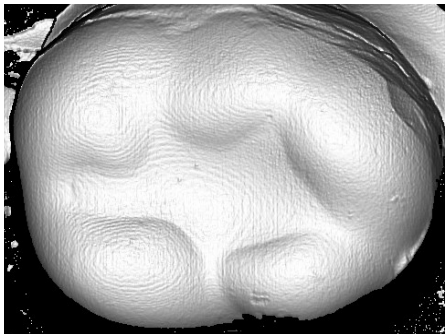
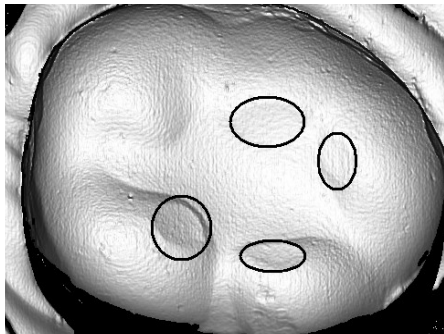
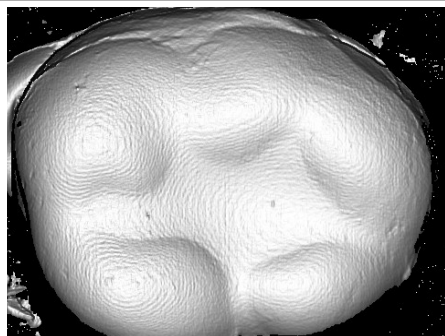
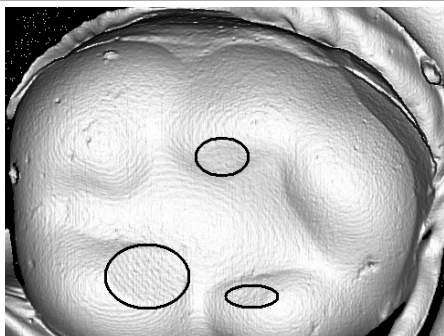
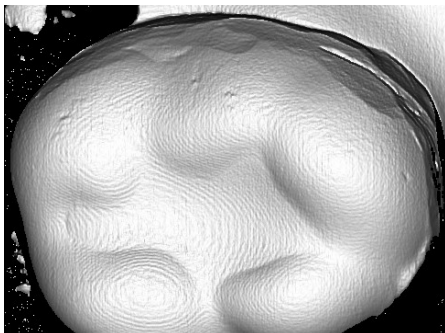
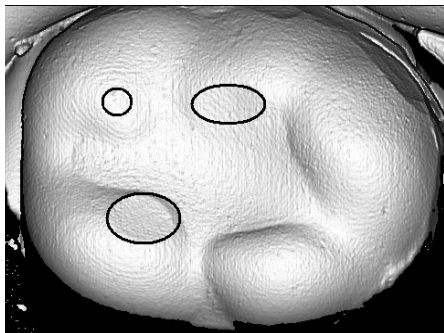
Vor Kausimulation	Nach Kausimulation
Eclipse® radica™ Nr. 5	
	
Eclipse® radica™ Nr. 6	
	
Eclipse® radica™ Nr. 7	
	
Eclipse® radica™ Nr. 8	
	

Tabelle XVIII: Gegenüberstellung der 3-D-Scans der Signum® Composite-Provisorien vor und nach Kausimulation

Vor Kausimulation		Nach Kausimulation	
Signum® Composite Nr. 1			
			
Signum® Composite Nr. 2			
			
Signum® Composite Nr. 3			
			
Signum® Composite Nr. 4			
			

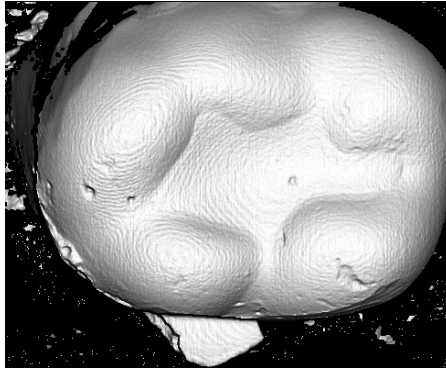
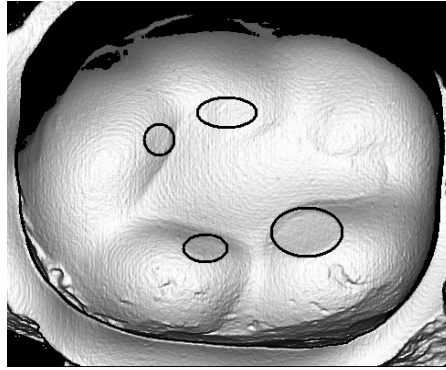
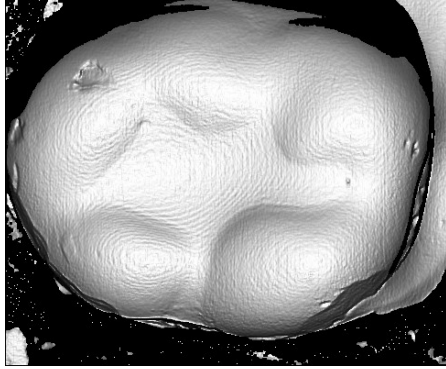
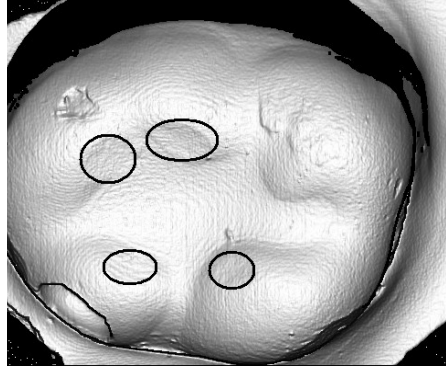
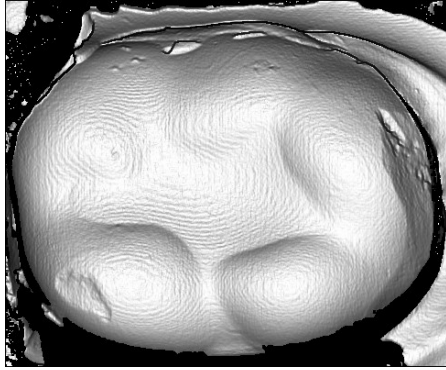
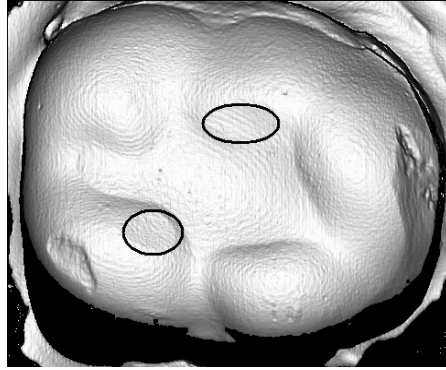
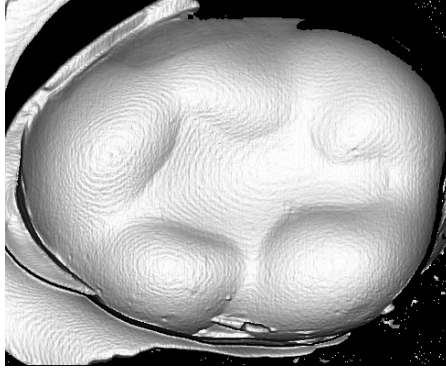
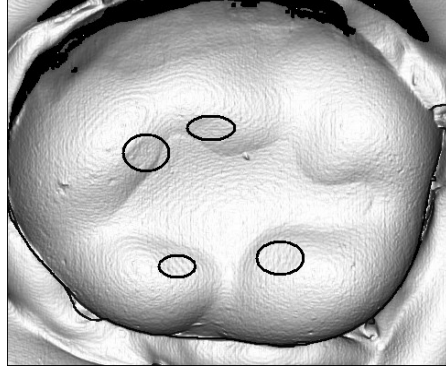
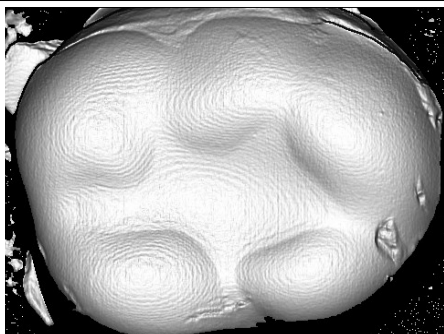
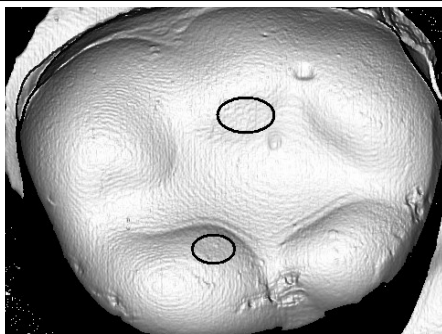
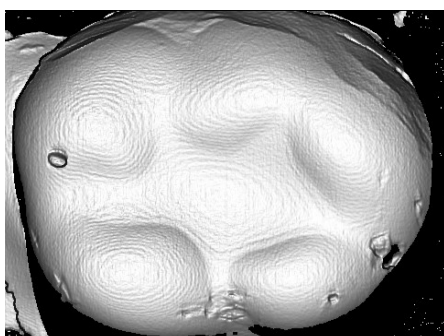
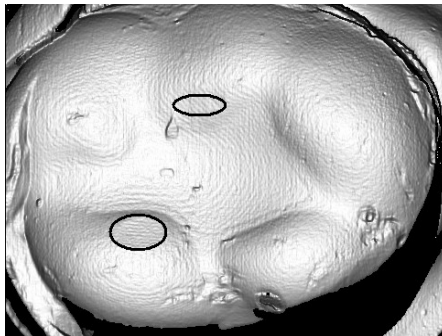
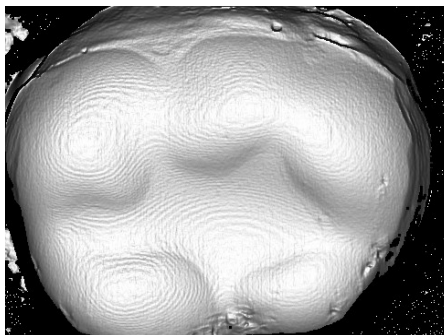
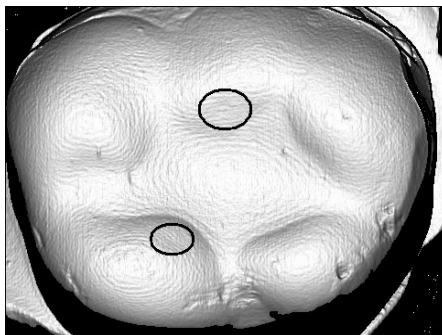
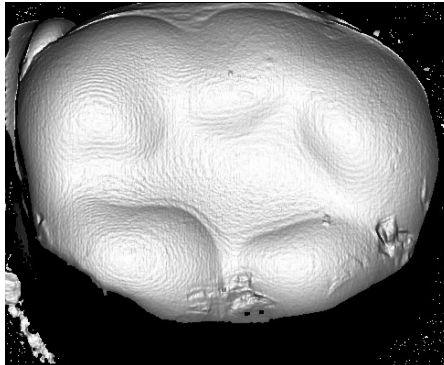
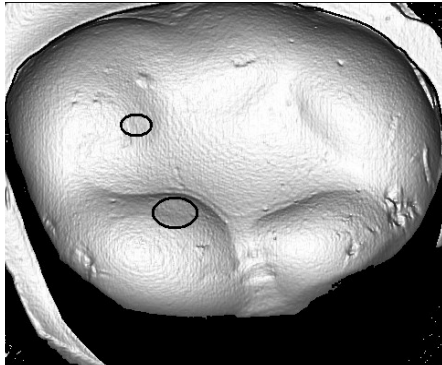
Vor Kausimulation	Nach Kausimulation
Signum® Composite Nr. 5	
	
Signum® Composite Nr. 6	
	
Signum® Composite Nr. 7	
	
Signum® Composite Nr. 8	
	

Tabelle XIX: Gegenüberstellung der 3-D-Scans der Sinfony™-Provisorien vor und nach Kausimulation

Vor Kausimulation		Nach Kausimulation	
Sinfony™ Nr. 1			
			
Sinfony™ Nr. 2			
			
Sinfony™ Nr. 3			
			
Sinfony™ Nr. 4			
			

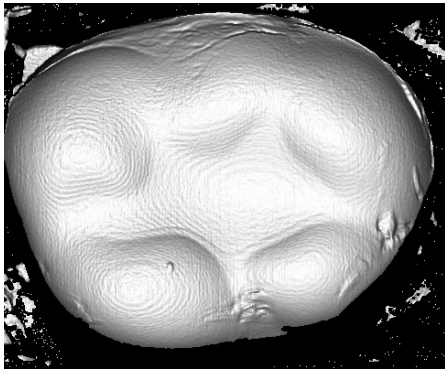
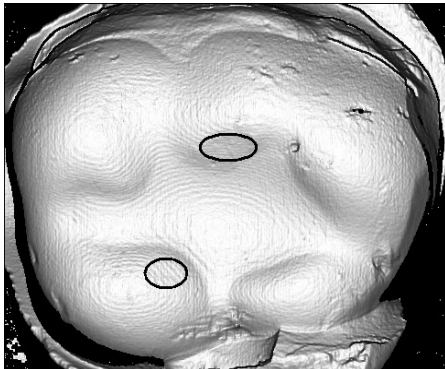
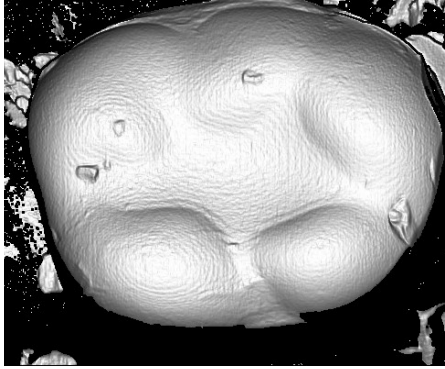
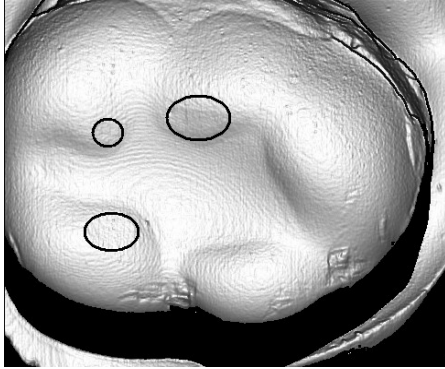
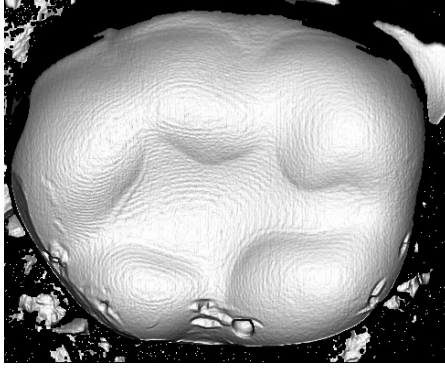
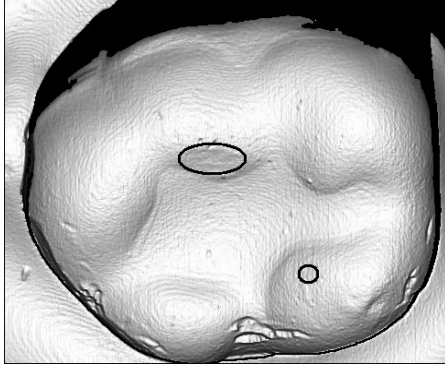
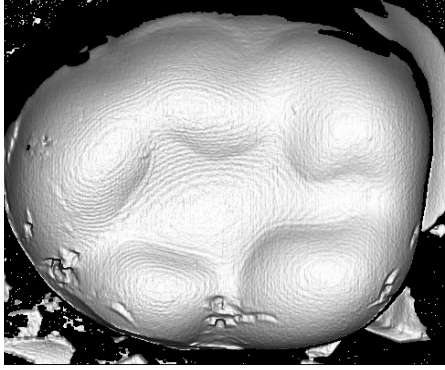
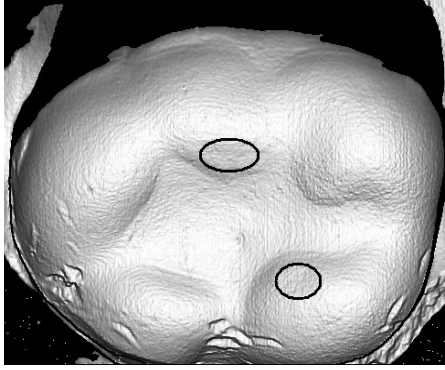
Vor Kausimulation	Nach Kausimulation
Sinfony™ Nr. 5	
	
Sinfony™ Nr. 6	
	
Sinfony™ Nr. 7	
	
Sinfony™ Nr. 8	
	

Tabelle XX: Maximalkraftwerte und Bruchwerte der Eclipse® radica™-Provisorien
(in N)

Material	Kausimulation	F _{max}	F _{Bruch}
Rad 1	mit	1337	1337
Rad 2	mit	1016	1016
Rad 3	mit	1370	1346
Rad 4	mit	1615	1598
Rad 5	mit	1126	1126
Rad 6	mit	1904	1796
Rad 7	mit	1346	1299
Rad 8	mit	1536	1536
Rad 9	ohne	1689	1689
Rad 10	ohne	1505	1494
Rad 11	ohne	820	817
Rad 12	ohne	1060	1050
Rad 13	ohne	941	859
Rad 14	ohne	1603	1603
Rad 15	ohne	1823	1823
Rad 16	ohne	1191	1053

Tabelle XXI: Maximalkraftwerte und Bruchwerte der Signum® Composite-Provisorien
(in N)

Material	Kausimulation	F _{max}	F _{bruch}
Sig 1	mit	818	745
Sig 2	mit	636	572
Sig 3	mit	637	619
Sig 4	mit	564	513
Sig 5	mit	468	420
Sig 6	mit	504	451
Sig 7	mit	742	742
Sig 8	mit	746	660
Sig 9	ohne	760	732
Sig 10	ohne	876	876
Sig 11	ohne	627	627
Sig 12	ohne	872	851
Sig 13	ohne	551	473
Sig 14	ohne	725	725
Sig 15	ohne	876	758
Sig 16	ohne	698	674

Tabelle XXII: Maximalkraftwerte und Bruchwerte der Sinfony™-Provisorien (in N)

Material	Kausimulation	F _{max}	F _{Bruch}
Sin 1	mit	1064	957
Sin 2	mit	802	722
Sin 3	mit	804	721
Sin 4	mit	1020	917
Sin 5	mit	1259	1201
Sin 6	mit	798	793
Sin 7	mit	848	763
Sin 8	mit	804	704
Sin 9	ohne	1131	1125
Sin 10	ohne	990	898
Sin 11	ohne	1107	1089
Sin 12	ohne	1267	1223
Sin 13	ohne	1230	1078
Sin 14	ohne	967	922
Sin 15	ohne	1313	1262
Sin 16	ohne	1114	1067

Tabelle XXIII: Maximalkraftwerte und Bruchwerte der Luxatemp® Fluorescence-Provisorien (in N)

Material	Kausimulation	F _{max}	F _{Bruch}
LF 1	mit	1261	1199
LF 2	mit	1693	1495
LF 3	mit	1242	1116
LF 4	mit	1480	1480
LF 5	mit	1541	1538
LF 6	mit	KEIN BRUCH	KEIN BRUCH
LF 7	mit	2055	1987
LF 8	mit	867	867
LF 9	ohne	1510	1510
LF 10	ohne	1064	1027
LF 11	ohne	1114	996
LF 12	ohne	1659	1477
LF 13	ohne	527	460
LF 14	ohne	1125	1037
LF 15	ohne	982	982
LF 16	ohne	1030	963

Tabelle XXIV: Maximalkraftwerte und Bruchwerte der Protemp™ 4-Provisorien (in N)

Material	Kausimulation	F _{max}	F _{Bruch}
P4 1	mit	1627	1576
P4 2	mit	2297	2025
P4 3	mit	1575	1554
P4 4	mit	2084	2036
P4 5	mit	2592	2333
P4 6	mit	1921	1921
P4 7	mit	1864	1854
P4 8	mit	1746	1717
P4 9	ohne	1538	1480
P4 10	ohne	1716	1542
P4 11	ohne	1861	1861
P4 12	ohne	1610	1582
P4 13	ohne	1884	1794
P4 14	ohne	1660	1431
P4 15	ohne	1482	1329
P4 16	ohne	1998	1998

Tabelle XXV: Maximalkraftwerte und Bruchwerte der Protemp™ Crown-Provisorien (in N)

Material	Kausimulation	F _{max}	F _{Bruch}
PC 1	mit	1783	1604
PC 2	mit	1610	1448
PC 3	mit	1977	1749
PC 4	mit	1311	1161
PC 5	mit	1677	1677
PC 6	mit	1203	1130
PC 7	mit	1817	1634
PC 8	mit	1021	956
PC 9	ohne	961	854
PC 10	ohne	1088	960
PC 11	ohne	1132	1130
PC 12	ohne	864	778
PC 13	ohne	1087	1085
PC 14	ohne	675	617
PC 15	ohne	1108	1060
PC 16	ohne	1132	998

Tabelle XXVI: Luminanzwerte der Eclipse® radica™-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	L* (vor Kaffee/Wein)	L* (nach Kaffee/Wein)	L* (nach Zahnbürste)
Rad 1	Wein	53,06	53,91	52,77
Rad 2	Wein	52,46	54,15	52,69
Rad 3	Wein	52,98	54,50	52,87
Rad 4	Wein	52,73	53,63	52,61
Rad 5	Wein	52,99	53,79	52,49
Rad 6	Kaffee	53,55	53,55	53,34
Rad 7	Kaffee	53,29	52,69	53,15
Rad 8	Kaffee	52,72	51,73	52,47
Rad 9	Kaffee	52,69	52,62	52,73
Rad 10	Kaffee	53,50	53,03	53,36

Tabelle XXVII: a*-Werte der Eclipse® radica™-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	a* (vor Kaffee/Wein)	a* (nach Kaffee/Wein)	a* (nach Zahnbürste)
Rad 1	Wein	-2,11	-1,45	-1,97
Rad 2	Wein	-2,11	-1,16	-1,79
Rad 3	Wein	-2,12	-1,19	-1,85
Rad 4	Wein	-2,10	-1,29	-1,85
Rad 5	Wein	-2,12	-1,19	-1,89
Rad 6	Kaffee	-2,05	-1,66	-2,01
Rad 7	Kaffee	-2,13	-2,13	-2,12
Rad 8	Kaffee	-2,09	-2,16	-2,19
Rad 9	Kaffee	-2,10	-2,19	-2,16
Rad 10	Kaffee	-2,08	-2,10	-2,02

Tabelle XXVIII: b*-Werte der Eclipse® radica™-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	b* (vor Kaffee/Wein)	b* (nach Kaffee/Wein)	b* (nach Zahnbürste)
Rad 1	Wein	1,29	1,37	1,43
Rad 2	Wein	1,11	1,17	1,41
Rad 3	Wein	1,01	1,51	1,53
Rad 4	Wein	0,95	1,41	1,22
Rad 5	Wein	1,10	1,23	1,25
Rad 6	Kaffee	1,29	5,47	2,13
Rad 7	Kaffee	1,22	2,26	1,74
Rad 8	Kaffee	1,06	2,18	1,45
Rad 9	Kaffee	1,72	2,27	2,25
Rad 10	Kaffee	1,38	2,54	2,06

Tabelle XXIX: Luminanzwerte der Signum® Composite-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	L* (vor Kaffee/Wein)	L* (nach Kaffee/Wein)	L* (nach Zahnbürste)
Sig 1	Wein	52,84	51,50	52,03
Sig 2	Wein	53,10	51,95	52,48
Sig 3	Wein	52,48	51,87	52,35
Sig 4	Wein	52,41	51,66	52,10
Sig 5	Wein	52,27	51,28	51,84
Sig 6	Kaffee	52,48	52,27	52,39
Sig 7	Kaffee	52,40	52,16	52,15
Sig 8	Kaffee	52,70	51,44	52,17
Sig 9	Kaffee	52,45	52,85	52,20
Sig 10	Kaffee	52,62	52,04	52,41

Tabelle XXX: a*-Werte der Signum® Composite-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	a* (vor Kaffee/Wein)	a* (nach Kaffee/Wein)	a* (nach Zahnbürste)
Sig 1	Wein	-2,23	-1,99	-2,25
Sig 2	Wein	-2,15	-2,03	-2,26
Sig 3	Wein	-2,28	-2,08	-2,33
Sig 4	Wein	-2,29	-2,16	-2,38
Sig 5	Wein	-2,27	-2,05	-2,38
Sig 6	Kaffee	-2,24	-2,39	-2,30
Sig 7	Kaffee	-2,26	-2,41	-2,33
Sig 8	Kaffee	-2,24	-2,33	-2,32
Sig 9	Kaffee	-2,26	-2,25	-2,32
Sig 10	Kaffee	-2,30	-2,42	-2,36

Tabelle XXXI: b*-Werte der Signum® Composite-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	b* (vor Kaffee/Wein)	b* (nach Kaffee/Wein)	b* (nach Zahnbürste)
Sig 1	Wein	0,27	0,84	0,68
Sig 2	Wein	0,58	0,91	0,94
Sig 3	Wein	0,24	0,80	0,82
Sig 4	Wein	0,41	0,96	0,96
Sig 5	Wein	0,31	0,82	0,82
Sig 6	Kaffee	0,41	0,92	0,79
Sig 7	Kaffee	0,47	1,01	0,94
Sig 8	Kaffee	0,65	1,15	1,02
Sig 9	Kaffee	0,22	1,12	0,63
Sig 10	Kaffee	0,48	1,13	1,07

Tabelle XXXII: Luminanz-Werte der Sinfony™-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	L* (vor Kaffee/Wein)	L* (nach Kaffee/Wein)	L* (nach Zahnbürste)
Sin 1	Wein	53,17	51,47	53,21
Sin 2	Wein	53,36	51,88	52,80
Sin 3	Wein	53,36	52,60	52,74
Sin 4	Wein	53,25	51,74	52,78
Sin 5	Wein	53,23	52,08	52,62
Sin 6	Kaffee	53,24	53,01	53,23
Sin 7	Kaffee	53,10	52,71	52,85
Sin 8	Kaffee	53,30	52,74	52,92
Sin 9	Kaffee	53,52	52,33	53,46
Sin 10	Kaffee	53,14	52,03	52,38

Tabelle XXXIII: a*-Werte der Sinfony™-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	a* (vor Kaffee/Wein)	a* (nach Kaffee/Wein)	a* (nach Zahnbürste)
Sin 1	Wein	-2,52	-2,30	-2,48
Sin 2	Wein	-2,49	-2,19	-2,46
Sin 3	Wein	-2,52	-2,23	-2,51
Sin 4	Wein	-2,49	-2,22	-2,44
Sin 5	Wein	-2,51	-2,16	-2,44
Sin 6	Kaffee	-2,54	-2,58	-2,54
Sin 7	Kaffee	-2,49	-2,59	-2,52
Sin 8	Kaffee	-2,49	-2,60	-2,53
Sin 9	Kaffee	-2,49	-2,63	-2,56
Sin 10	Kaffee	-2,47	-2,52	-2,53

Tabelle XXXIV: b*-Werte der Sinfony™-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	b* (vor Kaffee/Wein)	b* (nach Kaffee/Wein)	b* (nach Zahnbürste)
Sin 1	Wein	3,24	3,81	3,51
Sin 2	Wein	3,31	3,82	3,47
Sin 3	Wein	3,24	3,44	3,51
Sin 4	Wein	3,38	3,96	3,63
Sin 5	Wein	3,36	3,72	3,57
Sin 6	Kaffee	3,52	3,83	3,79
Sin 7	Kaffee	3,28	3,60	3,52
Sin 8	Kaffee	3,28	3,79	3,69
Sin 9	Kaffee	3,38	4,25	3,74
Sin 10	Kaffee	3,34	4,23	3,71

Tabelle XXXV: Luminanzwerte der Luxatemp® Fluorescence-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	L* (vor Kaffee/Wein)	L* (nach Kaffee/Wein)	L* (nach Zahnbürste)
LF 1	Wein	50,04	49,30	49,04
LF 2	Wein	49,91	48,89	49,56
LF 3	Wein	49,82	48,82	48,63
LF 4	Wein	50,07	48,14	49,10
LF 5	Wein	50,08	49,72	48,93
LF 6	Kaffee	50,26	48,84	49,55
LF 7	Kaffee	50,51	48,85	49,46
LF 8	Kaffee	50,49	49,35	50,00
LF 9	Kaffee	50,06	49,24	49,49
LF 10	Kaffee	50,21	49,33	49,56

Tabelle XXXVI: a*-Werte der Luxatemp® Fluorescence-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	a* (vor Kaffee/Wein)	a* (nach Kaffee/Wein)	a* (nach Zahnbürste)
LF 1	Wein	-1,94	-1,69	-1,95
LF 2	Wein	-1,92	-1,82	-1,93
LF 3	Wein	-1,96	-2,04	-2,29
LF 4	Wein	-1,90	-1,83	-2,15
LF 5	Wein	-1,96	-2,05	-2,20
LF 6	Kaffee	-1,89	-2,20	-2,05
LF 7	Kaffee	-2,02	-2,50	-2,44
LF 8	Kaffee	-1,87	-2,13	-2,08
LF 9	Kaffee	-1,94	-2,42	-2,32
LF 10	Kaffee	-1,92	-2,21	-2,22

Tabelle XXXVII: b*-Werte der Luxatemp® Fluorescence-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	b* (vor Kaffee/Wein)	b* (nach Kaffee/Wein)	b* (nach Zahnbürste)
LF 1	Wein	0,54	1,50	1,58
LF 2	Wein	0,52	1,65	1,56
LF 3	Wein	0,61	2,67	2,70
LF 4	Wein	0,41	2,11	2,37
LF 5	Wein	0,55	2,38	2,56
LF 6	Kaffee	0,51	1,99	1,74
LF 7	Kaffee	0,47	3,28	3,10
LF 8	Kaffee	0,43	1,91	1,82
LF 9	Kaffee	0,57	3,16	3,04
LF 10	Kaffee	0,41	2,16	2,20

Tabelle XXXVIII: Luminanzwerte der Protemp™ 4-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	L* (vor Kaffee/Wein)	L* (nach Kaffee/Wein)	L* (nach Zahnbürste)
P4 1	Wein	57,45	56,58	56,95
P4 2	Wein	58,76	57,37	57,34
P4 3	Wein	57,95	57,08	56,94
P4 4	Wein	58,11	56,89	56,77
P4 5	Wein	57,94	57,31	57,20
P4 6	Kaffee	57,92	57,76	57,70
P4 7	Kaffee	57,61	57,53	57,36
P4 8	Kaffee	57,95	57,57	57,94
P4 9	Kaffee	58,00	57,38	58,16
P4 10	Kaffee	58,29	57,78	57,87

Tabelle XXXIX: a*-Werte der Protemp™ 4 -Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	a* (vor Kaffee/Wein)	a* (nach Kaffee/Wein)	a* (nach Zahnbürste)
P4 1	Wein	-4,36	-4,15	-4,35
P4 2	Wein	-4,24	-3,91	-3,99
P4 3	Wein	-4,38	-4,22	-4,40
P4 4	Wein	-4,28	-3,91	-4,20
P4 5	Wein	-4,28	-4,28	-4,45
P4 6	Kaffee	-4,38	-5,21	-4,96
P4 7	Kaffee	-4,30	-4,80	-4,85
P4 8	Kaffee	-4,35	-4,82	-4,72
P4 9	Kaffee	-4,29	-4,65	-4,46
P4 10	Kaffee	-4,28	-4,61	-4,66

Tabelle XL: b*-Werte der Protemp™ 4 -Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	b* (vor Kaffee/Wein)	b* (nach Kaffee/Wein)	b* (nach Zahnbürste)
P4 1	Wein	-6,74	-5,88	-6,03
P4 2	Wein	-6,54	-5,20	-5,20
P4 3	Wein	-6,95	-5,84	-5,80
P4 4	Wein	-6,66	-5,59	-5,42
P4 5	Wein	-6,65	-5,86	-5,75
P4 6	Kaffee	-7,51	-5,08	-5,48
P4 7	Kaffee	-6,65	-5,12	-4,95
P4 8	Kaffee	-6,69	-5,21	-5,68
P4 9	Kaffee	-6,61	-5,05	-5,04
P4 10	Kaffee	-6,60	-5,29	-4,90

Tabelle XLI: Luminanzwerte der Protemp™ Crown-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	L* (vor Kaffee/Wein)	L* (nach Kaffee/Wein)	L* (nach Zahnbürste)
PC 1	Wein	50,58	49,54	50,29
PC 2	Wein	49,54	48,85	49,28
PC 3	Wein	49,73	48,62	49,58
PC 4	Wein	50,07	48,97	49,74
PC 5	Wein	50,10	48,65	50,19
PC 6	Kaffee	49,84	47,65	49,51
PC 7	Kaffee	50,61	48,81	50,21
PC 8	Kaffee	50,46	49,75	50,27
PC 9	Kaffee	49,82	47,99	49,63
PC 10	Kaffee	50,28	49,61	50,66

Tabelle XLII: a*-Werte der Protemp™ Crown-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	a* (vor Kaffee/Wein)	a* (nach Kaffee/Wein)	a* (nach Zahnbürste)
PC 1	Wein	-1,78	-2,56	-2,57
PC 2	Wein	-1,81	-2,34	-2,70
PC 3	Wein	-1,75	-2,52	-2,55
PC 4	Wein	-1,67	-2,61	-2,73
PC 5	Wein	-1,78	-2,24	-2,52
PC 6	Kaffee	-1,75	-2,06	-2,01
PC 7	Kaffee	-1,76	-2,14	-1,99
PC 8	Kaffee	-1,81	-2,07	-1,99
PC 9	Kaffee	-1,75	-2,12	-2,00
PC 10	Kaffee	-1,73	-2,03	-1,97

Tabelle XLIII: b*-Werte der Protemp™ Crown-Prüfkörper

Material	Testflüssigkeit	b* (vor Kaffee/Wein)	b* (nach Kaffee/Wein)	b* (nach Zahnbürste)
PC 1	Wein	0,97	4,35	3,86
PC 2	Wein	1,07	3,91	4,01
PC 3	Wein	1,06	4,31	3,54
PC 4	Wein	0,82	4,47	4,42
PC 5	Wein	1,14	3,90	3,61
PC 6	Kaffee	0,98	3,01	2,40
PC 7	Kaffee	0,94	2,96	2,35
PC 8	Kaffee	0,87	2,22	1,99
PC 9	Kaffee	0,96	3,27	2,35
PC 10	Kaffee	1,17	3,35	2,88

10. Literaturverzeichnis

1. Anders A., Welker D.:

Untersuchungen von Kronen- und Brückenplasten für die Interimsversorgung
Dtsch Zahnärztl Z 1990; **45** (3); S.149-153

2. Assuncao W. G., Barao V. A., Pita M. S., Goiato M. C.:

Effect of polymerization methods and thermal cycling on color stability of acrylic resin denture teeth
J Prosthet Dent 2009; **102** (6); S.385-392

3. Baldissara P., Comin G., Martone F., Scotti R.:

Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns
J Prosthet Dent 1998; **80** (4); S.417-422

4. Balkenhol M.:

Klinisch relevante Aspekte der temporären Versorgung präparierter Zähne
Quintessenz 2009; **60** (9); S.1011-1020

5. Balkenhol M., Behr M., Handel G.:

Temporäre Versorgung für festsitzenden Zahnersatz
Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW);
ZM 2009; **99** (20); S.60-61

6. Bartsch T.:

In vitro-Studie zur Eignung verschiedener temporärer Komposit-Kunststoffe als langzeitprovisorische Versorgung
Dissertation; Universitätsklinikum Regensburg; 2011

7. Bayindir F., Kürklü D., Yanikoglu N. D.:

The effect of staining solutions on the color stability of provisional prothodontic materials

J Dent 2012; **40** Suppl 2: e 41-6

8. Begüm Türker S., Koçak A., Esra A.:

Effect of five staining solutions on the colour stability of two acrylics and three composite resins based provisional restorations

Eur J Prosthodont Restor Dent 2006; **14** (1); S.2-6

9. Bergler M., Wichmann M.:

New approaches to framework fabrication for implant-supported dentures

QJDT 2006; **4** (3), S.170-182

10. Borchers L., Jung T.:

Werkstoffkundliche Untersuchungen an Materialien für provisorische Kronen und Brücken

Dtsch Zahnärztl Z 1984; **39**; S.757-760

11. Brauer H. U.:

Provisorische Versorgung in der konventionellen Kronen- und Brückenprothetik

ZMK 2007; **23** (6); S.398-404

12. Brewer A. A.:

Prosthodontic research in progress at the school of aerospace medicine

J Prosthet Dent 1963; **13** (1); S.49-69

13. Buyukyilmaz S., Ruyter I. E.:

Color stability of denture base polymers

Int J Prosthodont 1994; **7** (4); S. 372-382

14. Craig R. G., Powers J. M., Wataha J. C.:

Zahnärztliche Werkstoffe

Eigenschaften und Verarbeitung

Urban & Fischer Verlag; München; 2006; S.13-31; 271-292

15. Crispin B. J., Caputo A. A.:

Color stability of temporary restorative materials

J Prosthet Dent 1979; **42** (1); S.27-33

16. DeLong R., Douglas W. H.:

Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control.

J Dent Res 1983; **62** (2); S. 32-36

17. Dentsply DeguDent, Hanau, D:

Eclipse® radica™ Gebrauchsanleitung

18. Dentsply DeguDent, Hanau, D:

Eclipse® radica™ Sicherheitsdatenblatt

19. Dieterich H.:

Temporäre Restauration als Schlüsselement zur Erarbeitung der Ästhetik

Quintessenz 2011; **62** (6); S.759-767

20. Dietschi D., Campanile G., Holz J., Meyer J. M.:

Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study

Dent Mater 1994; **10** (6); S. 353-362

21. DMG, Hamburg, D:

Luxatemp® Fluorescence Gebrauchsinformation

22. Doray P. G., Li D., Powers J. M.:

Color stability of provisional restorative materials after accelerated aging
J Prosthodont 2001; **10** (4); S.212-216

23. Draughn R. A., Harrison A.:

Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resins
J Prosthet Dent 1978; **40** (2); S.220-224

24. Ehrenberg D., Weiner G. I., Weiner S.:

Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of
provisional resin crowns: a pilot study
J Prosthet Dent 2006; **95** (3); S.230-236

25. Eichner K.:

Messung der Kräfte bei Kauvorgängen
Dtsch Zahnärztl Z 1963; **18** (17); S.915-923

26. Eichner K., Kappert H. F.:

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Band 1: Grundlagen und Verarbeitung
Thieme-Verlag; Stuttgart; 2005; S.173-209; 385-396

27. Eldiwany M., Friedl K.-H., Powers J. M.:

Color stability of light-cured and post-cured composites
Am J Dent 1995; **8** (4); S.179-181

28. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Protemp™ Crown Broschüre
Lösungen für die temporäre Versorgung – Protemp™ Crown

29. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Protemp™ Crown Produktinformation

30. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Protemp™ Crown Sicherheitsdatenblatt

31. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Protemp™ 4 Broschüre

Lösungen für die temporäre Versorgung – Protemp™ 4

32. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Protemp™ 4 Gebrauchsinformation

33. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Protemp™ 4 Sicherheitsdatenblatt

34. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Protemp™ 4 Technisches Datenblatt

35. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Sinfony™ Gebrauchsinformation

36. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Sinfony™ Produktprofil

37. 3M ESPE AG, Seefeld, D:

Sinfony™ Sicherheitsdatenblatt

38. Ferracane J. L., Moser J. B., Greener E. H.:

Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins

J Prosthet Dent 1985; **54**; S. 483

39. Fujishima A., Miyazaki T., Takatama M., Suzuki E., Miyaji T.:

Chemical durability of composite resins

Shika Zairyo Kikai 1989; 8 (2); S.242-253

40. Gernet W., Biffar R., Schwenzer N., Ehrenfeld M.:

Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde

Zahnärztliche Prothetik

Thieme-Verlag; Stuttgart; 2007; S.48-50

41. Guler A. U., Yilmaz F., Kulunk T., Guler E., Kurt S.:

Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials

J Prosthet Dent 2005; **94** (2); S.118-124

42. Ha S.-R., Yang J.-H., Lee J.-B., Han J.-S., Kim S.-H.:

Comparison of polymer-based temporary crown and fixed partial denture materials by diametral tensile strength

J Adv Prosthodont 2010; **2**; S.14-17

43. Hader S., Hoheisel U., Hecht R.:

Fracture resistance of temporary crown and bridge materials after chewing simulation

J Dent Res 2008; **87**; Special Issue B; #1047

44. Hader S., Hoheisel U., Hecht R., Thalacker C.:

Color stability of composite based temporary crown and bridge materials

J Dent Res 2008; Special Issue (PEF IADR Abstracts); #0392

45. Harrison A., Draughn R. A.:

Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins – Is there a relationship?

J Prosthet Dent 1976; **36** (4); S.395-398

46. Harrison A., Huggett R., Handley R. W.:

A correlation between abrasion resistance and other properties of some acrylic resins used in dentistry

J Biomed Mater Res 1979; **13**; S.23-34

47. Harrison A., Moores G. E.:

Influence of abrasive particle size and contact stress on the wear rate of dental restorative materials

Dent Mater 1985; **1**; S.15-18

48. Haselton D. R., Diaz-Arnold A. M., Dawson D. V.:

Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins

J Prosthet Dent 2005; **93** (1); S.70-75

49. Haselton D. R., Diaz-Arnold A. M., Vargas M. A.:

Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins

J Prosthet Dent 2002; S.225-228

50. Hecht R., Hoheisel U., Windmüller B.:

Selected mechanical properties of temporary crown and bridge materials

J Dent Res 2001; **80**; Abstract 631

51. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D:

Signum® Composite Gebrauchsanweisung

52. Heraeus GmbH, Hanau, D:

Signum® Composite matrix Verarbeitungsanleitung

53. Hölsch W., Kappert H. F.:

Festigkeitsprüfung von vollkeramischen Einzelzahnersatz für den Front- und seitenzahnbereich

Dtsch Zahnärztl Z 1992; **47** (9); S.621-623

54. Janke G.:

Über Abbauvorgänge an zahnärztlichen Kunststoffen (Alterung durch Korrosion)

Dtsch Zahnärztl Z 1967; **22**; S.684-695

55. Johnsen G. F., Taxt-Lamolle S. F., Haugen H. J.:

Wear model simulating clinical abrasion on composite filling materials
Dent Mater J 2011; **30** (5); S.739-748

56. Kang A., Son S. A., Hur B., Kwon Y. H., Ro J. H., Park J. K.:

The color stability of silorane- and methacrylate-based resin composites
Dent Mater J 2012; **31** (5); S.879-884

57. Kappert H. F., Bregler C.:

Objektivierte Farbbestimmung von Farbringzähnen und natürlichen Zähnen
Quintessenz Zahntech 1992; **18**; 1279

58. Kim S.-H., Watts D. C.:

In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials
Dent Mater 2007; **23**; S.1570-1573

59. Knobloch L. A., Kerby R. E., Pulido T., Johnston W. M.:

Relative fracture toughness og bis-acryl interim resin materials
J Prosthet Dent 2011; **106** (2); S.118-125

60. Koeck B.:

Praxis der Zahnheilkunde 5
Kronen- und Brückenprothetik
Urban & Fischer Verlag; München; 1999; S.121-129

61. Körber K. H., Ludwig K.:

Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen
Dent Lab 1983; **31**; S.55-60

62. Kolbeck C., Rosentritt M., Behr M., Lang R., Handel G.:

Farbbeständigkeit von Verblendkompositen nach künstlicher Alterung,
Verfärbungslagerung und Reinigung
Dtsch Zahnärztl Z 2003; **58**; S.14-17

63. Kolbeck C., Rosentritt M., Lang R., Handel G.:

Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and
staining food
Dent Mater 2006; **22** (1); S.63-68

64. Konica Minolta Sensing, Inc., München, D :

Exakte Farbkommunikation – vom Farbgefühl bis zur objektiven Messung
Broschüre zur Farbmessstechnik

65. Koumjian J. H., Firtell D. N., Nimmo A.:

Color stability of provisional materials in vivo
J Prosthet Dent 1991; **65**; S.740-742

66. Koumjian J. H., Nimmo A.:

Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations
J Prosthet Dent 1990; **64** (6); S.654-657

67. Lang R., Rosentritt M., Handel G.:

Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Brückenprovisorien – eine In-vitro-Studie
Dtsch Zahnärztl Z 2005; **60** (12); S.665-667

68. Lang R., Rosentritt M., Handel G.:

Die provisorische Versorgung
Aufgaben, Materialkunde und Herstellung
Quintessenz 2002; **53** (1); S.27-36

69. Lang R., Rosentritt M., Leibrock A., Behr M., Handel G.:

Colour stability of provisional crown and bridge restoration materials

Br Dent J 1998; **185** (9); S.468-471

70. Lang R., Rosentritt M., v. Wenz Ch., Behr M., Handel G.:

Farb- und Biegeverhalten von Prothesenbasismaterialien nach künstlicher UV-Alterung

Dtsch Zahnärztl Z 1999; **54**; S.277-280

71. Latzel D.:

Bruchfestigkeit und marginale Passung faserverstärkter Composite- und vollkeramischer Kronen nach thermozyklischer-mechanischer Belastungssimulation

Dissertation; Universitätsklinikum Regensburg; 2000

72. Lehmann K. M., Hellwig E.:

Zahnärztliche Propädeutik

Urban & Fischer Verlag; München; 2005; S.160-163

73. Lu H., Roeder L. B., Lei L., Powers J. M.:

Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites

J Ethet Restor Dent 2005; **17** (2); S.102-109

74. Ludwig K.:

Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von den Zementiermodalitäten

Quintessenz Zahntech 1994; **20**; S.247

75. Luthardt R. G., Quaas S., Ullmann K., Roediger J., Brick E.-M.:

Clinical performance of provisional restorations – A randomized controlled blinded trial

J Dent Res 2004; **83**, Abstract 1544

76. Luo J., Lannutti J. J., Seghi R. R.:

Effect of filler porosity on the abrasion resistance of nanaporous silica gel/polymer composites

Dent Mater 1998; **14**; S.29-36

77. Marxkors R.:

Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik

Deutscher Zahnärzte Verlag; Köln; 2007; S.34-35

78. Mayer T.:

Mikrostruktur und Materialeigenschaften verschiedener provisorischer Kronen- und Brückenmaterialien

Schweiz Monatsschr Zahnmed 1995; **105** (9); S.1134-1141

79. Meiners H., Lehmann K. M.:

Klinische Materialkunde für Zahnärzte

Hanser Verlag; München, Wien; 1998; S.325-334

80. Miettinen V. M., Vallittu P. K.:

Water sorption and solubility of glass fiberreinforced denture polymethylmethacrylate resin

J Prosthet Dent 1997; **77** (5); S.531-534

81. Mundim F. M., Garcia Lda F., Pires-de-Souza Fde C.:

Effect of staining solutions and repolishing on color stability of direct composites

J Appl Oral Sci 2010; **18** (3); S.249-254

82. Olms C., Arnold Ch., Setz J.M.:

Einflüsse von Umgebungsparametern auf die Reproduzierbarkeit intraoraler Farbmessungen mit dem Spektrophotometer Vita Easyshade

Dtsch Zahnärztl Z 2009; **64** (10); S.616-622

83. Paleczek S.:

Bruchfestigkeit provisorischer Brücken gelagert auf Implantaten bzw. Implantaten und Zähnen

Dissertation; Universitätsklinikum Regensburg; 2010

84. Palmer D. S., Barco M. T., Billy E. J.:

Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids

J Prosthet Dent 1992; **67** (3); S.325-327

85. Pfeiffer P., Marx R.:

Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung

Schweiz Monatsschr Zahnmed 1989; **99** (7); S.782-786

86. Pfeiffer P., Schwickerath H.:

Provisorische Kronen- und Brückenmaterialien

Dtsch Zahnärztl Z 1988; **43**; S.552-557

87. Polansky R., Penkner K., Wenger S., Haas M, Bratschko R. O.:

Belastbarkeit moderner Provisorienkunststoffe

Eine experimentelle In-vitro-Untersuchung

Dtsch Zahnärztl Z 1998; **53** (11); S.795-798

88. Powers J. M., Fan P. L., Raptis C. N.:

Colour stability of new composite materials under accelerated ageing

J Dent Res 1980; **59**; S.2071-2074

89. Raecke H.:

Farbveränderungen von zahnärztlichen Kunststoffen durch Bestrahlung mit Xenon-Lampen

Dissertation; FU Berlin; 1979

90. Reis J.:

In vitro Untersuchung zur Randschlussqualität und Bruchfestigkeit adhäsiv zementierter Vollkeramikkrone aus IPS-Empress
Dissertation; Universitätsklinikum Regensburg; 2001

91. Rosentritt M., Behr M., Gebhard R., Handel G.:

Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures
Dent Mater 2006; **22**; S.176-182

92. Rosentritt M., Leibrock A., Lang R., Behr M., Scharnagl P., Handel G.:

Regensburger Kausimulator
Apparatur zur Simulation des Kauorgans
Materialprüfung 1997; **39** (3); S.77-80

93. Sarac D., Sarac Y. S., Kulunk S., Ural C., Kulunk T.:

The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins
J Prosthet Dent 2006; **96** (1); S.30-40

94. Schierz S.:

Farbbeständigkeit temporärer Kronen- und Brückenmaterialien
Dissertation; Universitätsklinikum Gießen; 2010

95. Schmalz G., Arenholt-Bindslev D.:

Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe
Urban & Fischer Verlag; München; 2005; S.14-15, 46-47, 246-258

96. Seghi R. R., Hewlett E. R., Kim J.:

Visual and instrumental Colorimetric Assessments of Small Color Differences on Translucent Dental Porcelain
J Dent Res 1989; **68** (12); 1760-1764

97. Seher J., Viohl J.:

In-vitro-Verfärbungen von Kunststoffen durch Farbstoffe und UV-Strahlung
Dtsch Zahnärztl Z 1992; **47**; S.634-636

98. Setz J., Engel E.:

Clinical studies of discoloration of veneering resins
Dtsch Zahnärztl Z 1994; **49**; S.735-758

99. Sham A. S. K., Chu F. C. S., Chai J., Chow T. W.:

Color stability of provisional prothodontic materials
J Prosthet Dent 2004; **91**; S.447-452

100. Söderholm K. J.:

Hydrolytic degradation of composites
I. Physikal-chemical basics
Phillip J Restaur Zahnmed 1988; **5** (6), S.323-328

101. Spierings T. A. M., Peters M. C., Bosmann F., Plasschaert A. J.:

Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments
J Dent Res 1987; **66** (8); S.1336-1339

102. Stawarczyk B., Sailer I., Sapina B., Ender A., Trottman A., Hämmerle C. H. F.:

Provisorien: CAD/CAM - oder konventionell gefertigt – eine Standortbestimmung; Quo vadis Provi?
Dental Dialogue 2009; **10** (6); S. 30-48

103. Stawarczyk B., Schmutz F., Fischer J., Hämmerle C. H. F.:

Abrasionsbeständigkeit von Provisorien-Kunststoffen
Quintessenz Zahntech 2010; **36** (7); S.954-962

104. Strub J. R., Türp J. C., Witkowski S., Hürzeler M. B., Kern M.:

Curriculum Prothetik

Band II: Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, Festsitzende Prothetik

Quintessenz Verlags-GmbH; Berlin; 2005; S.493-546

105. Subramanya J. K.; Muttagi S.:

In vitro color change of three dental veneering resins in tea, coffee and tamarind extracts

J Dent (Tehran) 2011; **8** (3); S.138-145

106. Thaller C.:

In vitro Vergleich der Bruchfestigkeit und des Randschlussverhalten von CAD-CAM-gefertigten Zirkoniumdioxidkronen, lasergesinterten und gegossenen Metallkeramikkkronen

Dissertation; Universitätsklinikum Regensburg; 2008

107. Tinschert J., Natt G., Latzke P., Schulze K., Heussen N., Spiekermann H.:

Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon – Ein klinisches Konzept mit Erfolg?

Dtsch Zahnärztl Z 2005; **60**; S.435

108. Um C., Ruyter I. E.:

Staining of resin-based veneering Materials with coffee and tea

Quintessence Int 1991; **22**; S.377

109. Villalta P., Lu H., Okte Z., Garcia-Godoy F., Powers J.M.:

Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins

J Prosthet Dent 2006; **95** (2); S.137-142

110. Wieckiewicz M., Opitz V., Richter G., Boening K.W.:

Physical properties of polyamide-12 versus PMMA denture base material

Biomed Res Int 2014; 2014: 150298

111. Wirz J., Nigg N., Schmidli F.:

Moderne Provisorienkunststoffe

Teil II: Resultate und Diskussion

Quintessenz 1995; **46**; S.245-255

112. Yannikakis S. A., Zissis A. J., Polyzois G. L., Caroni C.:

Color stability of provisional resin restorative materials

J Prosthet Dent 1998; **80** (5); 533-539

113. Yap A. U., Tan S., Teh T. Y.:

The effect of polishing systems on mikroleakage of tooth coloured restoratives:
part 1. Conventional and resin-modified glassionomer cements

J Oral Rehabil 2000; **27**; S.117-123

114. Yu H., Wegehaupt F.J., Wiegand A., Roos M., Attin T., Buchalla W.:

Erosion and abrasion of tooth-colored restorative materials and human
enamel

J Dent 2009; **37** (12); S. 913-922

11. Danksagung

Als erstes möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Gerhard Handel für die freundliche Überlassung des Themas, die hervorragenden Rahmenbedingungen und die Bereitstellung aller für die Studie notwendigen Materialien bedanken.

Herrn PD Dr. Reinhold Lang danke ich sehr herzlich für seine unermüdliche Betreuung bei der Verfassung und Durchführung dieser Studie, für die er trotz seines vollen Terminkalenders stets genug Zeit aufbringen konnte, für die statistische Auswertung der Ergebnisse und schließlich für die Korrektur der Arbeit.

Außerdem danke ich Herrn PD Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt für sein stets offenes Ohr für alle auftauchenden Fragen bei der technischen Durchführung.

Bei Frau BTA Gudrun Karch, Frau MTA Sybille Warzecha, Frau MTA Gerlinde Held und bei allen Zahntechnikern im prothetischen Technikerlabor möchte ich mich vielmals für die Unterstützung bei der Durchführung des praktischen Teils dieser Arbeit bedanken.

Meiner Familie und meinen Freunden möchte ich aus tiefstem Herzen für die vielen aufbauenden und mutmachenden Worte danken, ohne die diese Arbeit vielleicht nie beendet worden wäre, und dass sie mich in dieser Zeit ertragen haben. Danke!