

SR Vivodent® S PE|S DCL



**Wissenschaftliche
Dokumentation**



Inhalt

1. Einleitung	3
1.1 Die Geschichte des Zahnersatzes	3
1.2 Materialporträts	3
1.2.1 Klassisches, unvernetztes PMMA	4
1.2.2 Anorganisch gefülltes PMMA	4
1.2.3 Hochvernetztes PMMA: IPN	4
1.2.4 Hochvernetztes, organisch gefülltes PMMA: DCL.....	4
1.2.5 Komposit.....	5
1.3 Übersicht der Kunststoffzähne von Ivoclar Vivadent.....	5
1.4 Das DCL-Material	6
1.5 Zahnformen	7
1.6 Zahnschichtung	7
3. Materialeigenschaften	12
3.1 Verschleiss - in vitro Untersuchungen	12
3.1.1 2-Körper-Verschleissprüfung.....	12
3.1.2 Kontakt-Verschleiss (Pin-On-Block)	13
3.1.3 3-Medien-Verschleiss (ACTA)	13
3.2 Druckfestigkeit	15
3.3 Chippingbeständigkeit	16
3.4 Farbstabilität.....	17
4. Klinische Erfahrung.....	19
4.1 Natürliche Ästhetik.....	19
5. Biokompatibilität	21
5.1 Einleitung	21
5.2 Zytotoxizität	21
5.3 Genotoxizität	21
5.4 Sensibilisierung und Irritation	21
5.5 Schlussfolgerung	21

1. Einleitung

1.1 Die Geschichte des Zahnersatzes

Zahnersatz ist seit Urzeiten ein medizinisches und kosmetisches Bedürfnis des Menschen. Seit den ersten, uns erhaltenen Zahnprothesen sind viele Entwicklungsstadien durchlaufen worden. Wurden vor 3500 Jahren im alten Ägypten noch Zähne aus dem Holz des Maulbeerbaumes geschnitzt und mit Golddraht befestigt, gab es bei den Etruskern schon Konstruktionen aus Gold und Rinderzähnen, die dem Prinzip der modernen Prothetik sehr nahe kommen. 1709 wurden schon die ersten Porzellan-zähne entwickelt, die aber erst 1837 in England wirklich produziert werden konnten. Um 1846 wurde dann die erste Kautschuk-Porzellanprothese hergestellt.

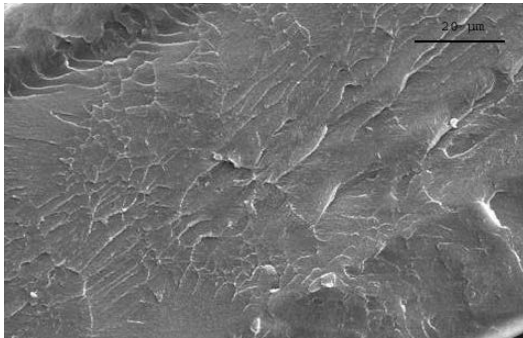
Mit der Einführung der Polymer-Chemie anfangs des letzten Jahrhunderts wurde der Grundstein für eine breite Anwendung von abnehmbarem Zahnersatz gelegt. In den 40er-Jahren des letzten Jahrhunderts wurde mit der industriellen Produktion von Kunststoffzähnen auf Polymethylmethacrylat-Basis (PMMA) begonnen. PMMA-basierende Materialien gehören heute noch zu den am meisten verbreiteten Materialien, aus denen Prothesenzähne hergestellt werden. Im folgenden Kapitel werden die wichtigsten Materialien kurz vorgestellt.

1.2 Materialporträts

Heutzutage stehen verschiedene Werkstoffe zur Herstellung von Zähnen zur Verfügung: Im Wesentlichen unterteilt sich die Welt der Kunststoff-Prothesenzähne in Zähne aus PMMA sowie Zähne aus Komposit.

PMMA basierende Materialien unterscheiden sich zum einen in der Beschaffenheit der PMMA-Matrix. Diese kann vernetzt oder unvernetzt sein, wobei vernetzte oder hochvernetzte Kunststoffe widerstandsfähiger gegenüber Einflüssen wie z.B. Abrasion sind. Ausserdem gibt es Unterschiede im Gehalt von Füllern – PMMA-Zähne können ungefüllt sein, oder organische und/oder anorganische Füllstoffe enthalten, welche zu einer Verbesserung der mechanischen Eigenschaften führen.

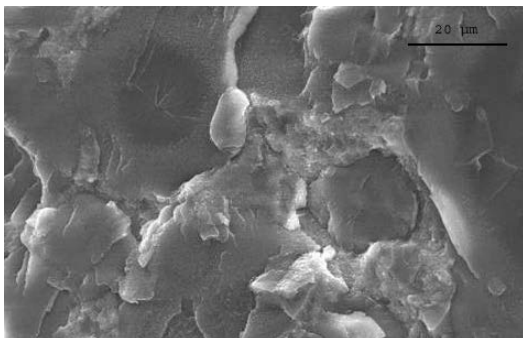
1.2.1 Klassisches, unvernetztes PMMA



Bei diesem klassischen Werkstoff für Kunststoffzähne wird ein unvernetztes, lineares Polymer mit einem vernetzerhaltigen Monomer angeteigt und polymerisiert.

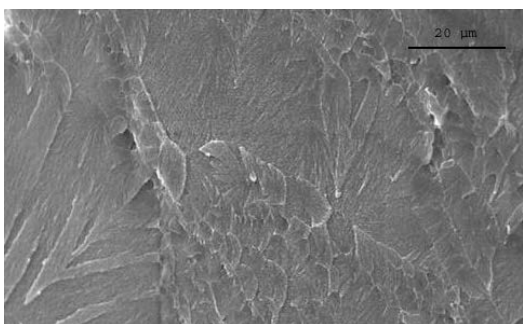
Das Monomer-Vernetzer-Gemisch setzt sich dabei aus Methylmethacrylat und einem Dimethacrylat, meist Ethylenglykoldimethacrylat, zusammen. In diese Materialgruppe fallen z.B. die Ivostar / Gnathostar Zähne.

1.2.2 Anorganisch gefülltes PMMA



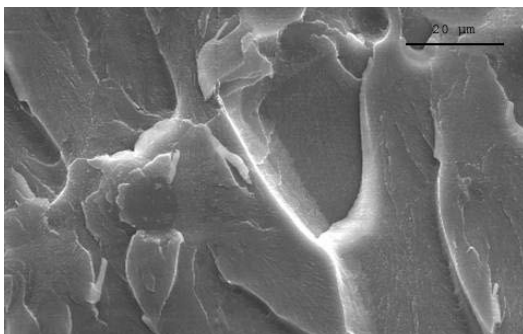
Diese Kunststoffe bauen sich auf der Basis von Polymethylmethacrylaten auf, denen anorganische Füllstoffe zugesetzt werden. Ein typischer Vertreter dieser Materialklasse ist der Vitapan-Zahn (VITA).

1.2.3 Hochvernetztes PMMA: IPN



Das unter dem Namen IPN (Interpenetrierendes Polymernetzwerk) bekannte Material für künstliche Zähne kann ebenfalls der Stoffgruppe PMMA zugeordnet werden. Dieser Werkstoff wird so hergestellt, dass sich, unterstützt durch Quellvorgänge, Polymere mit unterschiedlicher chemischer und physikalischer Natur gegenseitig durchdringen und verflechten. Ein Beispiel ist die Zahnlinie Portrait IPN von Dentsply.

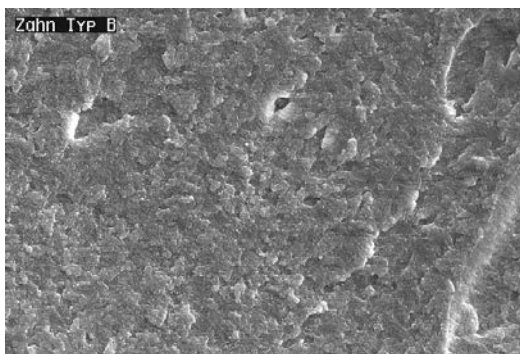
1.2.4 Hochvernetztes, organisch gefülltes PMMA: DCL



Beim DCL-Kunststoff handelt es sich um eine stark modifizierte Polymethylmethacrylat-Variante, bei der sowohl der Polymerfüller als auch die Matrix gleichmässig vernetzt sind. Daraus resultiert ein durch und durch vernetztes System, das sich durch grosse Vorzüge hinsichtlich Mund- und Abrasionsbeständigkeit auszeichnet.

Vertreter dieser Materialgruppe sind die Zähne aus der DCL - Familie (z.B. SR Vivodent DCL, SR Orthotyp DCL), aber auch SR Vivodent S PE / S DCL und SR Orthotyp S PE / S DCL.

1.2.5 Komposit

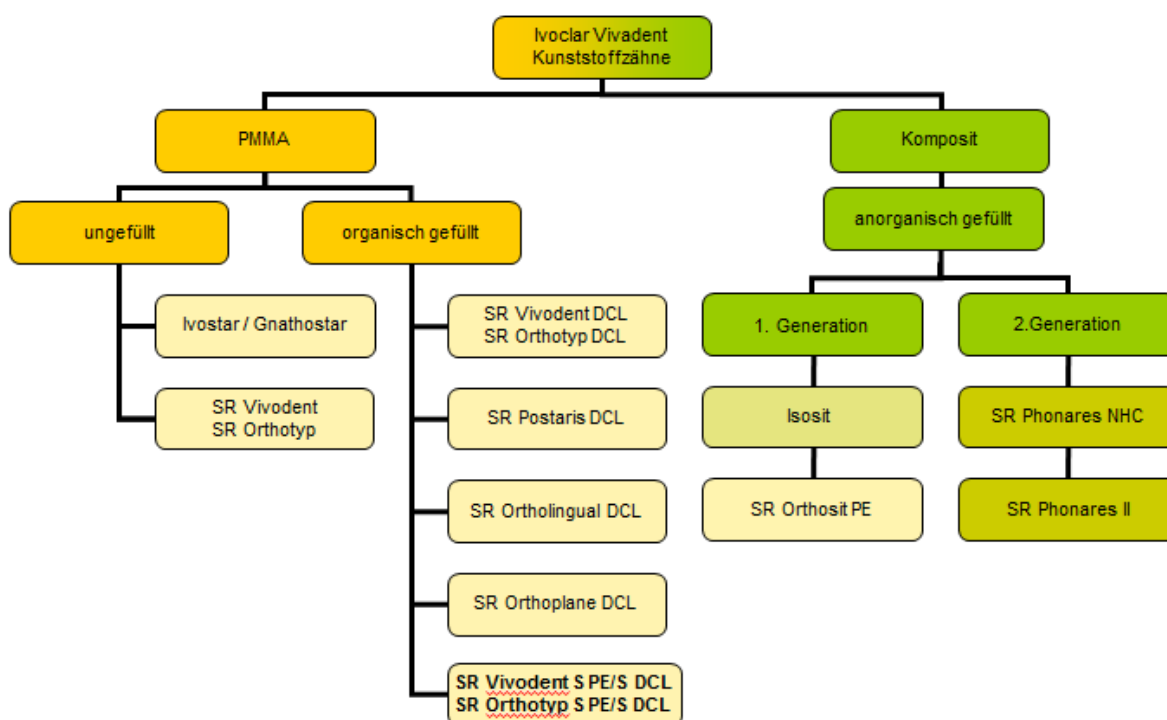


Kompositzähne bestehen im Gegensatz zu den restlichen hier aufgelisteten Typen nicht aus PMMA Polymeren, sondern aus einer Methacrylat-Matrix, sowie einem Urethan-dimethacrylat-Vernetzer, und anorganischen Mikrofüllern. Durch die anorganischen pyrogenen Kieselsäure-Füller wird die Härte und Steifigkeit im Vergleich zu PMMA-Kunststoffen stark erhöht.

Dieses Material wird z.B. für die SR Orthosit- und SR Phonares II Zähne verwendet.

1.3 Übersicht der Kunststoffzähne von Ivoclar Vivadent

Das Angebot der Ivoclar Vivadent beinhaltet Kunststoffzähne aus ungefülltem und gefülltem PMMA sowie aus Kompositmaterialien.



SR Vivodent S PE und SR Orthotyp S PE sowie SR Vivodent S DCL und SR Orthotyp S DCL gehören zu den hochvernetzten, organisch gefüllten PMMA-Zähnen.

1.4 Das DCL-Material

In Abbildung 1 ist das DCL-Material schematisch dargestellt. In die vernetzte PMMA-Matrix, dargestellt als „Gitter“, sind verschiedene Füllpartikel eingebettet. Dabei handelt es sich zum einem um hochvernetzte Dimethacrylat-Füller, die man sich wie Schotter vorstellen kann – unregelmässig geformte Partikel von unterschiedlicher Grösse. Durch die unregelmässige Oberfläche sind diese sehr schwer aus der PMMA-Matrix zu lösen. Insbesondere, weil beim Produktionsprozess das vorvernetzte Polymer nochmals gemeinsam mit der Matrix vernetzt wird. Dadurch durchdringt die Matrix die Füllpolymere, so dass ein sehr beständiger, quasi stufenloser Verbund entsteht. Durch diese, als doppelte Vernetzung bezeichnete Herstellungsart werden Schwachstellen der herkömmlichen Polymethylmethacrylatzähne, wie die Freilegung von unvernetzten und somit löslichen Polymerperlen beim Beschleifen, eliminiert. Damit sorgen sie für die Beständigkeit des Materials und vor allem die verbesserte Abrasionsresistenz im Vergleich zu konventionellen PMMA-Materialien. Auch wird so die Lösungsmittel-Beständigkeit optimiert. Daneben enthält das Material sphärische PMMA-Füllerpartikel, die die Verfärbungsanfälligkeit reduzieren.

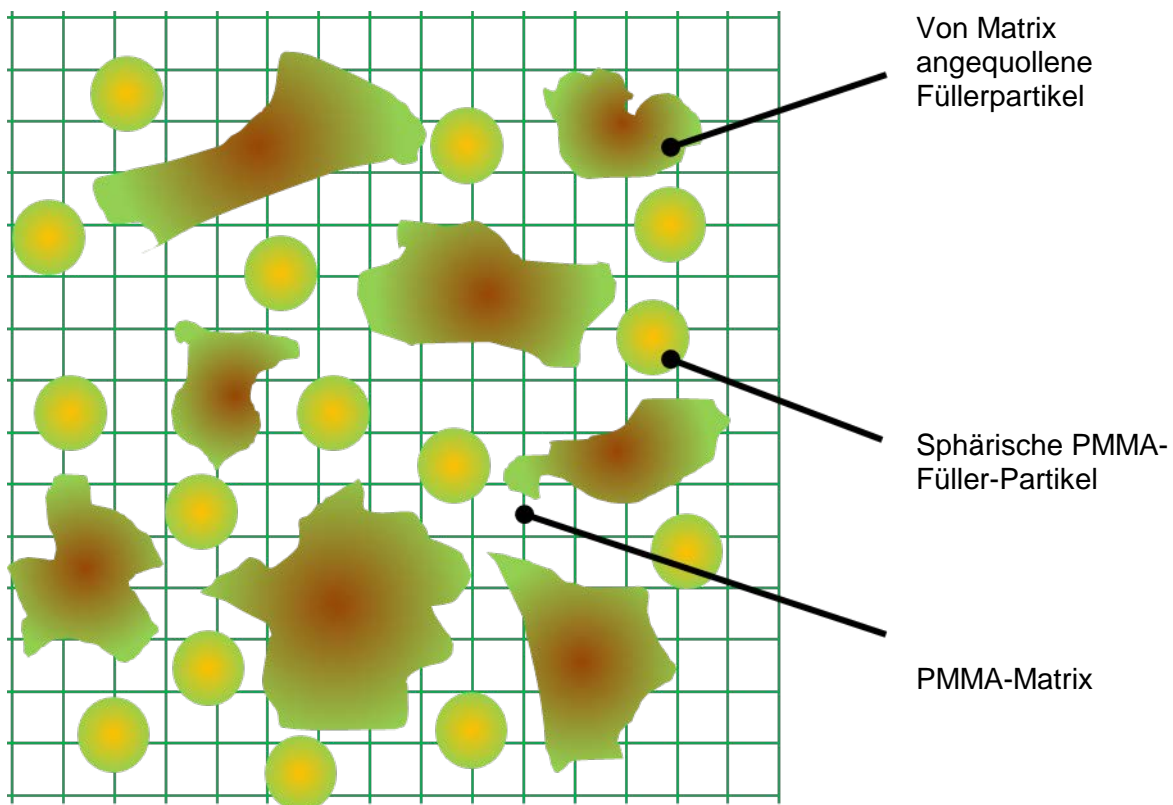


Abb. 1: Schematische Darstellung des DCL-Gefüges

1.5 Zahnformen

Die Frontzähne SR Vivodent S PE und S DCL sind in quadratische, dreieckige und ovale Zahnformen eingeteilt. Obwohl es sich dabei nur um allgemeine Beschreibungen handelt, gibt es doch gewisse Merkmale, die auf jede der Kategorien zutreffen.

Dreieckige Zahnformen



Schlanke, sich nach zervikal verjüngende Kronen prägen diese Zahngruppe. Die vertikale Krümmung ist leicht angedeutet.

Ovale Zahnformen



Die Zähne dieser Gruppe haben starke Krümmungsmerkmale. Die Labialkrümmung ist besonders betont.

Quadratische Zahnformen



Bei diesen eckigen Formen dominiert der zentrale Schneidezahn. Die vertikale Labialkrümmung verläuft gemässigt.

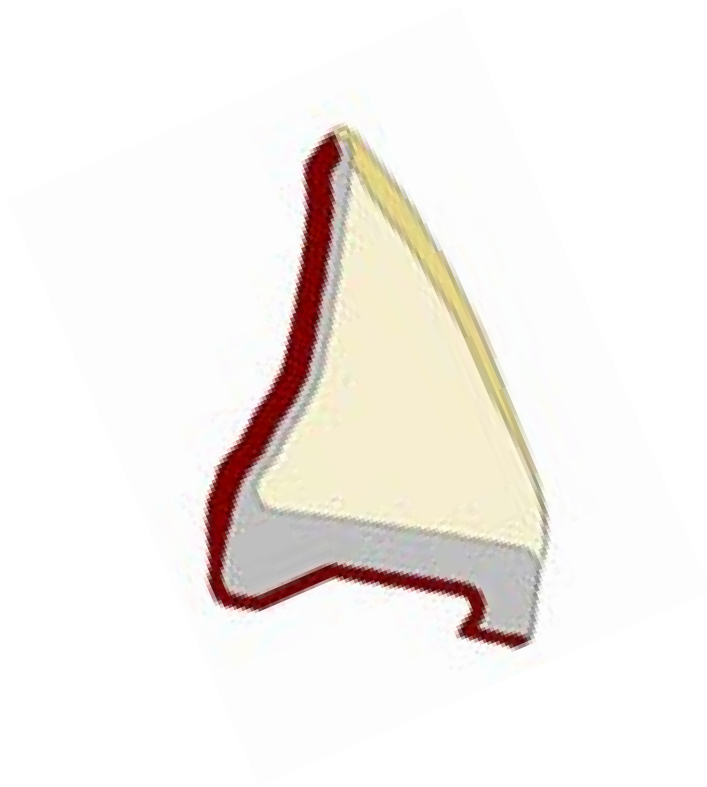
Bei den zugehörigen Seitenzähnen, SR Orthotyp S PE / S DCL, handelt es sich um halbanatomische Seitenzähne. Diese Seitenzahnlinien können auf Grund ihrer unkomplizierten okklusalen Höckerstruktur als die Allrounder für die Totalprothetik bezeichnet werden.

1.6 Zahnschichtung

SR Vivodent S PE / S DCL und SR Orthotyp S PE / S DCL bestehen jeweils aus vier Schichten: Schneide, Dentin, Hals und Rückenschneide (siehe Abbildung 2 und 3).

Vorderschneide und Rückenschneide bestehen aus demselben Material mit identischer Einfärbung, so dass der Zahn rundum einheitlich eingefasst ist (siehe Abbildung 4a,4b). Dadurch bekommt er ein natürliches Aussehen, ohne sichtbare Übergänge oder Grenzflächen.

Dentin und Hals bestehen ebenfalls aus demselben Material wie die Schneiden, das sich vom Schneidematerial nur durch die Grösse des zugesetzten Füllers unterscheidet. Dentin und Hals haben zusätzlich eine leicht unterschiedliche Einfärbung, um das gewünschte optische Erscheinungsbild zu erreichen.



-  Schneide
-  Dentin
-  Hals
-  Rückenschneide

Abb. 2: Schichtung der SR Vivodent S PE / S DCL Frontzähne

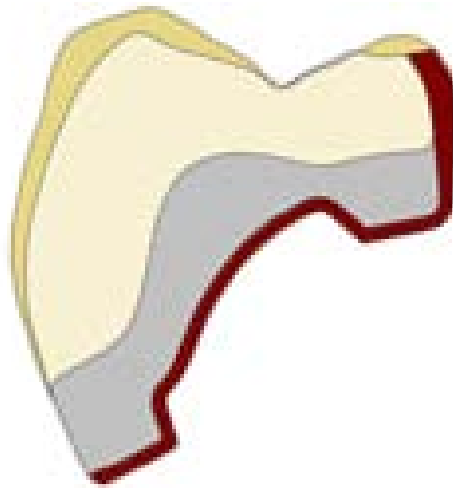


Abb. 3: Schichtung der SR Orthotyp S PE / S DCL Seitenzähne



Abb. 4a: Schichtung der SR Vivodent S PE / S DCL Frontzähne. Der Dentinkern (dunkelblau) ist im Bereich der Zahnkrone rundum von Schneidematerial umgeben (hellblau), wodurch der Aufbau eines natürlichen Zahnes mit Dentin und Schmelz imitiert wird.

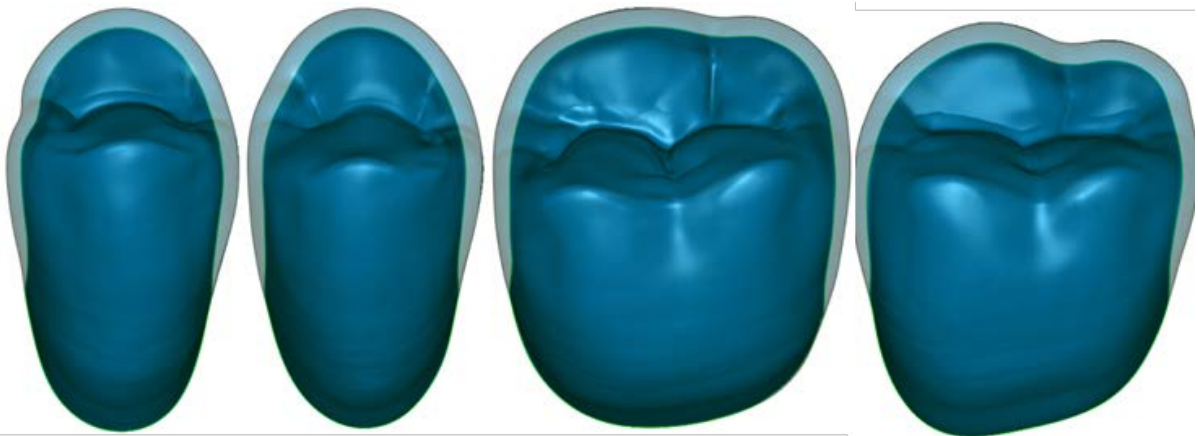


Abb. 4b: Schichtung der SR Orthotyp S PE / S DCL Seitenzähne. Der Dentinkern (dunkelblau) ist im Bereich der Zahnkrone rundum von Schneidematerial umgeben (hellblau), wodurch der Aufbau eines natürlichen Zahnes mit Dentin und Schmelz imitiert wird.

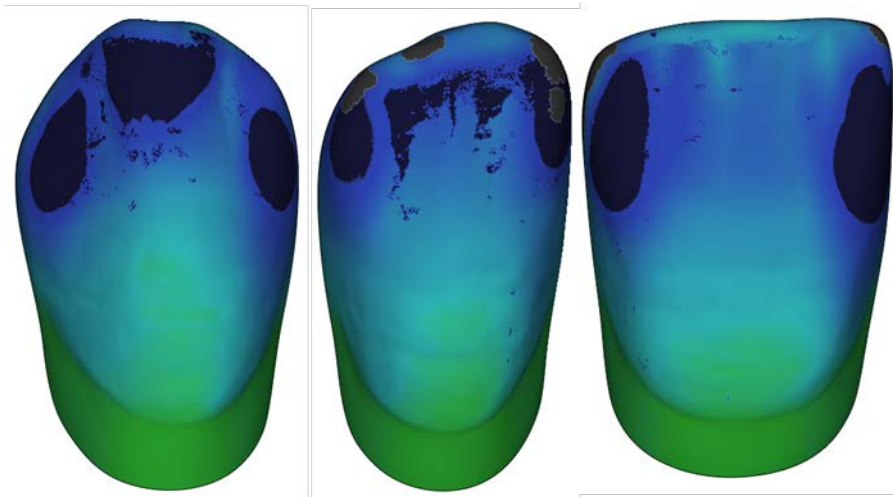


Abb. 5a: Schichtung der SR Vivodent S PE / S DCL Frontzähne. Grün: Dentin, blau: Schmelz.

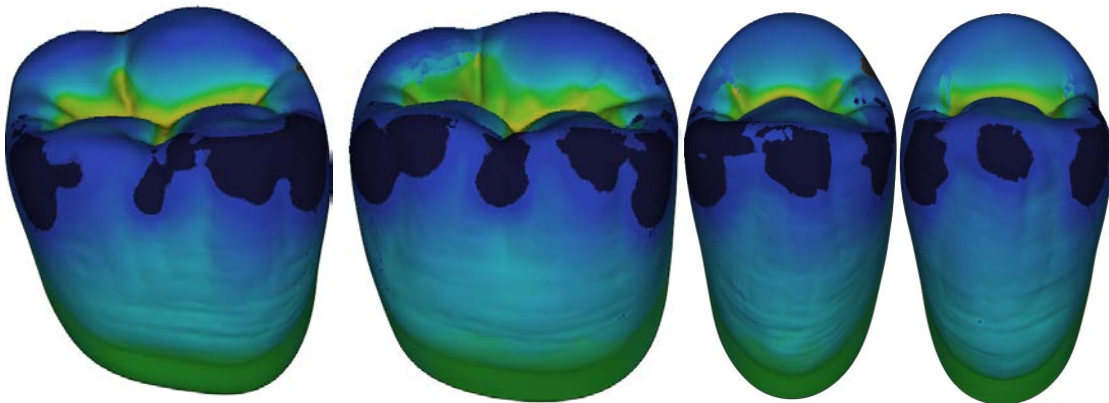


Abb. 5b: Schichtung der SR Orthotyp S PE / S DCL Seitenzähne. Grün: Dentin, blau: Schmelz.

Abbildung 5 zeigt, wie sich die Schmelz- und Dentinmassen der Zähne verteilen. Dentinmasse ist grün dargestellt, Schmelzmasse dunkelblau. Je dunkler das Blau, desto dicker ist die Schneideschicht. In Bereichen, in denen Schmelzmasse Dentin überdeckt, kommt es zu einer Mischfarbe (türkis bis gelb). Wie zu sehen ist, sind diese Farbübergänge - abgesehen von den Kanten - fließend. Dadurch erhalten die Zähne ein harmonisches Erscheinungsbild, ohne harte Übergänge vom transluzenteren Schmelz zum opakeren Dentin.

2. Technische Daten

Zahnaufbau: Vier Schichten (Schneide, Dentin, Hals und Rückenschneide)

Materialtyp: hochvernetztes PMMA, DCL (Double Cross Linked)

Standard – Zusammensetzung (in Gew.-%)

Funktion	Substanz	Gewichts%
Polymer	Polymethylmethacrylat, Dimethacrylat	95.0-98.0
Vernetzer	Dimethacrylat	1.0-4.0
Initiator und Stabilisator	Initiator und Stabilisator	0.1-0.7
Pigment	Pigment yellow 53, Pigment red 144	0.1-0.5

Physikalische Eigenschaften

Eigenschaft	Einheit	Spezifikation
Verbundfestigkeit zu Prothesenbasismaterial	-	konform
Masse der Zähne	mm	Zahnformenkarte $\pm 5\%$
Biegefestigkeit	MPa	≥ 80
Wasseraufnahme (7 Tage)	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$	≤ 40
Löslichkeit (7 Tage)	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$	≤ 7.5
Kugeldruckhärte	MPa	≥ 140
Druckfestigkeit	MPa	≥ 320

3. Materialeigenschaften

3.1 Verschleiss - *in vitro* Untersuchungen

Das Verschleissverhalten hängt nicht nur von den mechanischen Eigenschaften eines Materials ab, sondern auch von seiner Struktur bezüglich Rauigkeit, Homogenität, Kristallausrichtung und Einschlüssen. Die gegenüberliegenden Oberflächen und die Umgebung spielen auch eine wichtige Rolle. Stichworte dafür sind Reibungskoeffizient, Kontaktspannung, Geometrie und Anzahl der Kontaktpunkte, Temperatur, Flüssigkeiten und Reibungsstrecke. Labor-Verschleissprüfungen, welche die Echtbedingungen imitieren, werden in der Zahnheilkunde oft durchgeführt. Die technische Spezifikation ISO 14569-2 beschreibt acht Typen von gegenwärtig in der Zahnheilkunde für Verschleisstests verwendete Methoden. Keiner von ihnen kann jedoch das tatsächlich klinische Verhalten widerspiegeln. Insbesondere korrelieren die Resultate aus verschiedenen Kausimulatoren nicht miteinander. Das Hauptproblem besteht darin, dass die meisten Kausimulatoren nur eine oder zwei der im Mund gleichzeitig ablaufenden Verschleissmechanismen simulieren. Ein Dentalmaterial sollte folglich in zwei oder mehreren Kausimulatoren untersucht werden, um eine grössere Relevanz der Resultate für das tatsächlich klinische Verhalten zu erhalten. Eine einzige Verschleissmessung könnte irreführend sein.

Das DCL Material der SR Vivodent S PE / S DCL und SR Orthotyp S PE / S DCL Zähne wurde in verschiedenen Verschleissuntersuchungen getestet und zeigte durchwegs eine hohe Verschleissresistenz.

3.1.1 2-Körper-Verschleissprüfung

Untersucher: S. Heintze, Ivoclar Vivadent AG, F&E, Schaan, 2014

Methode: Es wurden 8 plane Prüfkörper aus Molarenzähnen (SR Orthotyp S PE) hergestellt. Diese wurden einer Verschleissprüfung mit palatinalen Höckern von Prothesenzahn-Prämolaren als Antagonisten unterzogen. Es wurden unter Thermocycling (5°/55°C) 40'000 Kauzyklen mit 3 kg Last und 3 mm Lateralverschiebung ohne Abheben des Antagonisten durchgeführt.

Ergebnisse:

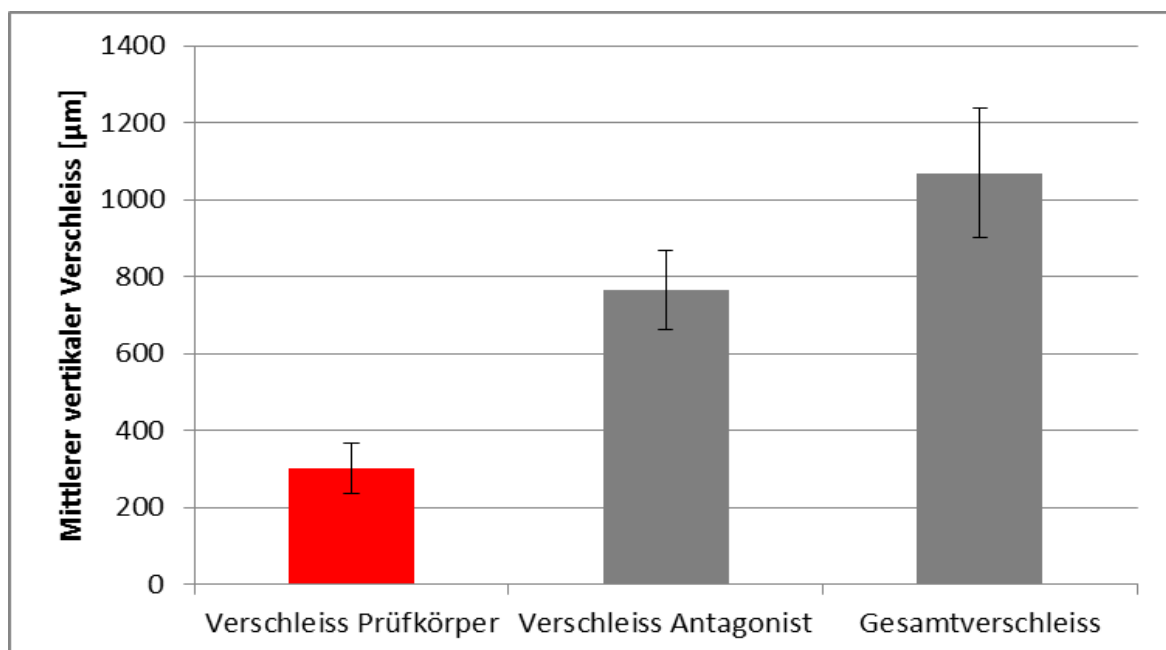


Abb. 6: Mittlerer vertikaler Verschleiss von SR Orthotyp S PE und Antagonist in der 2-Körper-Verschleissprüfung.

Schlussfolgerung: Das DCL-Material, aus dem die SR Vivodent S PE / S DCL und SR Orthotyp S PE-/ S DCL-Zähne bestehen, zeigt eine gute Abrasionsbeständigkeit.

3.1.2 Kontakt-Verschleiss (Pin-On-Block)

Untersucher: M. Rosentritt, Universität Regensburg, 2015

Methode: Es wurde das Verschleissverhalten verschiedener Materialien im Kausimulator mit Aufschlagimpuls untersucht. Dieses Pin-on-Block-Verfahren wurde entweder mit einer Steatitkugel oder einem Prothesenzahn als Antagonist (jeweils dasselbe Material) durchgeführt. Acht Proben wurden hergestellt, in einen Probenhalter einpolymerisiert und plan geschliffen. Die Belastung erfolgte im Regensburger Kausimulator mit folgenden Parametern: 50N, 120'000 Zyklen, 1.2 Hz; Lateralbewegung 1 mm; Temperaturwechsel 5°/55°C. Die Verschleissflächen wurden in einem 3-D-Lasermikroskop vermessen und die maximale Verschleisstiefe in µm bestimmt.

Ergebnisse: Der Steatitantagonist sorgte für einen höheren Verschleiss als Prothesenzahnantagonisten. Der Verschleiss von SR Vivodent S PE und den Kompositzähnen SR Phonares II war mit einem Prothesenzahn als Antagonist kleiner als der von konventionellen PMMA-Zähnen (SR Vivodent PE).

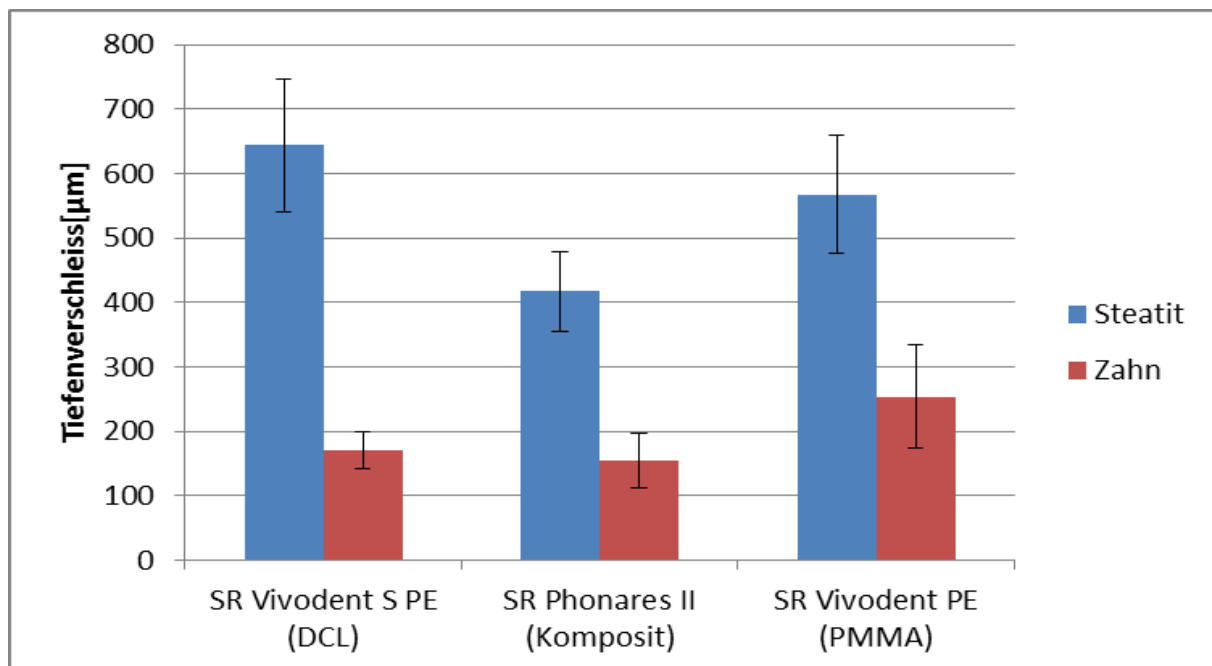


Abb. 7: Abrasion von SR Vivodent S PE im Vergleich zu Kompositzähnen (SR Phonares II) und PMMA-Zähnen (SR Vivodent PE) in der Kontakt-Verschleissprüfung.

Schlussfolgerung: Das DCL-Material der SR Vivodent S PE-Zähne ist ähnlich abrasionsresistent wie Komposit, wenn der Antagonist ein Prothesenzahn desselben Materials ist.

3.1.3 3-Medien-Verschleiss (ACTA)

Untersucher: M. Rosentritt, Universität Regensburg, 2015

Methode: Die Untersuchungen wurden an einer Drei-Medien-Abrasionsmaschine (Willytec) durchgeführt. Hierbei wird der Verschleiss dadurch erzielt, dass ein Probenrad und ein Antagonistenrad mit unterschiedlichen Drehzahlen, entgegengesetzter Drehrichtung und

definiertem Anpressdruck (15 N) in einem Speisebrei aneinanderreiben und somit eine Verschleissspur auf dem Probenrad erzeugen.

Als Prüfkörper dienten bis zu 6 Plättchen, die aus den Zähnen 11 und 12 herausgeschliffen wurden. Eine Mischung aus Hirseschalen und Reis mit Wasser diene als Speisebrei. Zur Auswertung wurde die Stufentiefe der einzelnen Proben nach 50'000, 100'000, 150'000 und 200'000 Zyklen an drei Stellen mit einem Rauheitsmessgerät ermittelt.

Ergebnisse: Die höchste Abrasion zeigte erwartungsgemäss das PMMA-Material, die geringste das Komposit. Hochvernetztes PMMA (DCL), wie es in SR Vivodent S PE / SR Vivodent S DCL eingesetzt wird, abradiert weniger als PMMA.

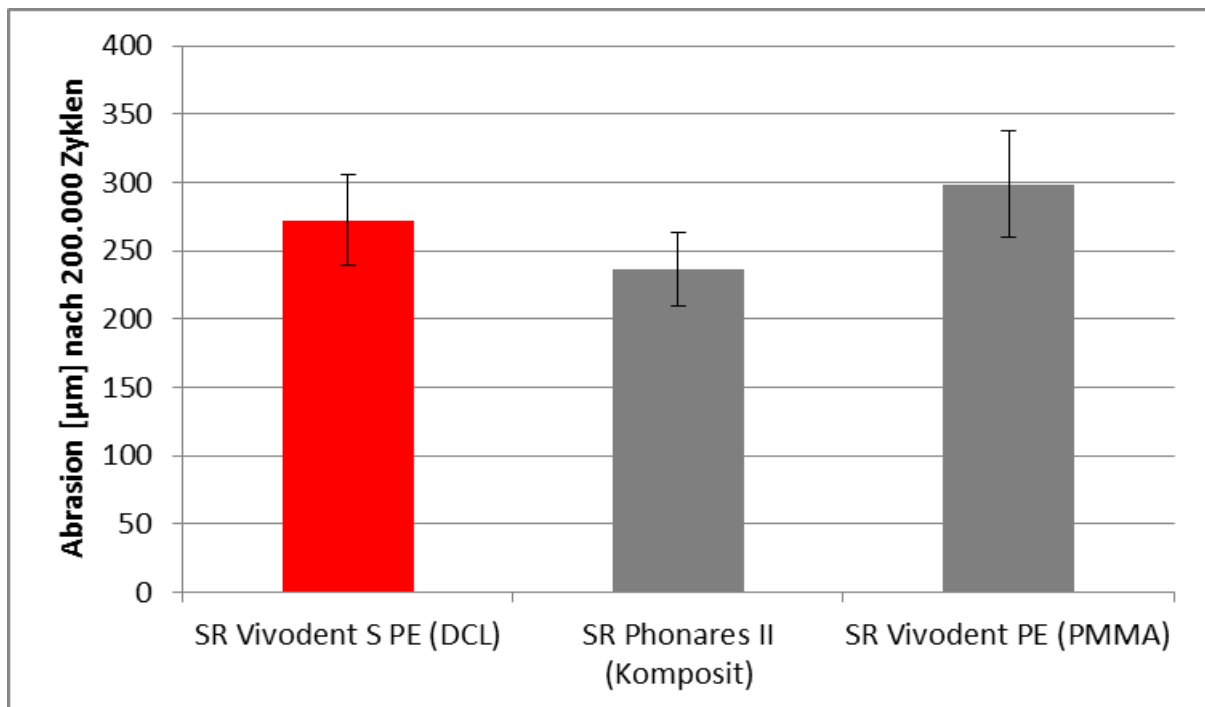


Abb. 8: Abrasion von SR Vivodent S PE im Vergleich zu Kompositzähnen (SR Phonares II) und PMMA-Zähnen (SR Vivodent PE) in der 3-Medien-Verschleissprüfung.

Schlussfolgerung: Das DCL-Material ist resistenter gegenüber Abrasion im 3-Medien-Verschleiss als gewöhnliches PMMA-Material.

3.2 Druckfestigkeit

Untersucher: K. Hagenbuch und S. Teichmann, Ivoclar Vivadent, F&E, Schaan, Liechtenstein, 2011, 2012 und 2014

Methode: Aus Zahnmaterialien wurden Prüfkörper mit 4 mm Durchmesser und einer Höhe von 6 mm in der Zahnpresse hergestellt. Die Ober- und Unterseite wurde mit Schleifpapier plan geschliffen. Die Prüfkörper wurden für 24 Stunden bei 37°C in destilliertem Wasser gelagert. Die Prüfung der Druckfestigkeit erfolgte je an 5 Prüfkörpern an einer Zwick Universalprüfmaschine.

Ergebnisse: Die Druckfestigkeit von PMMA-Materialien ist etwas geringer als die von Kompositmaterial. Die Druckfestigkeit von DCL-Material ist vergleichbar (Schneide) oder leicht höher (Dentin) als von einem konventionellen PMMA-Material.

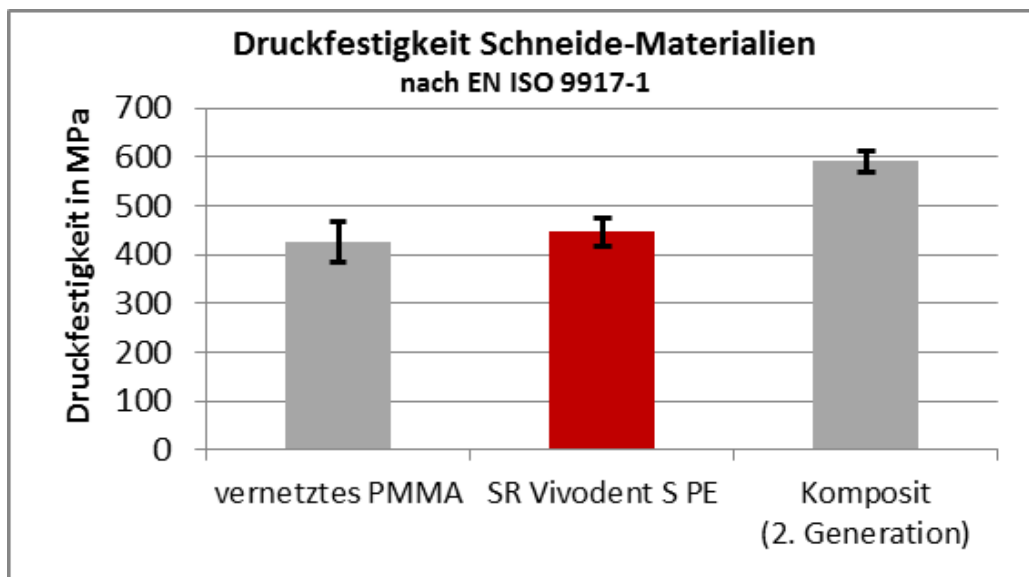


Abb. 9: Druckfestigkeit in Prothesenzahnmaterialien – Schneidematerial.

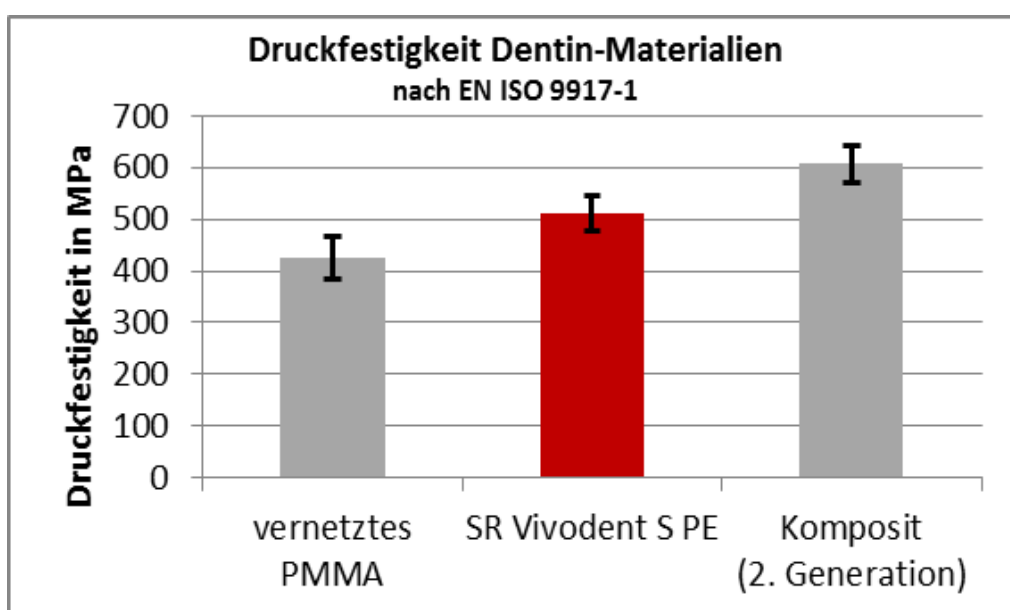


Abb. 10: Druckfestigkeit in Prothesenzahnmaterialien – Dentinmaterial.

Schlussfolgerung: Unter Druckbelastung kann ein ähnliches bis leicht besseres Verhalten des neuen DCL-Materials wie beim vernetzten PMMA erwartet werden.

3.3 Chippingbeständigkeit

Untersucher: K. Hagenbuch und S. Teichmann, Ivoclar Vivadent, F&E, Schaan, Liechtenstein, 2011 und 2014

Methode: Zähne (15er) wurden auf Metall fixiert, in eine Universalprüfmaschine (Zwick) eingespannt und mit einer Geschwindigkeit von 5 mm/Min (Zwick) belastet (siehe Abb. 11). Die Last, bei der es zu Abplatzungen kam, wurde gemessen.



Abb 11: Versuchsaufbau für den Chippingtest.

Ergebnisse: Abplatzungen traten bei SR Orthotyp S PE-Seitenzähnen erst bei über 2000 N auf. Der Kompositzahn SR Phonares II erreichte Werte von über 1800 N (siehe Abb. 12).

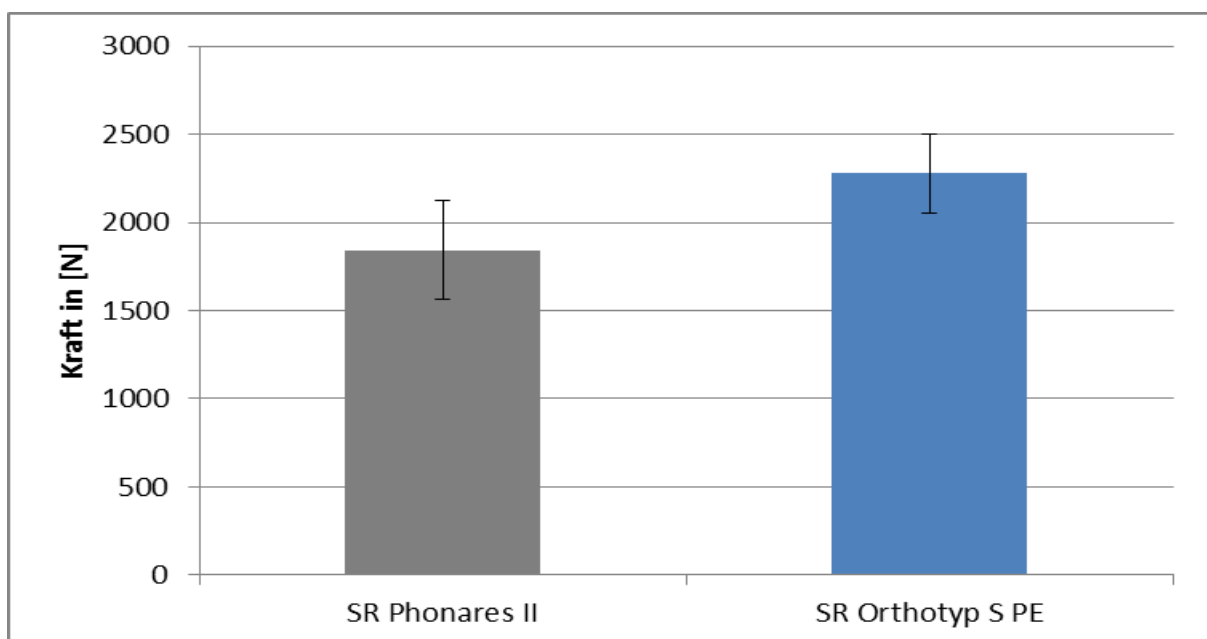


Abb. 12: Kraft, bei der Abplatzungen in Prothesenzähnen auftreten. SR Phonares II: Kompositmaterial; SR Orthotyp S PE: Hochvernetztes PMMA-Material (DCL).

Schlussfolgerung: Abplatzungen treten bei SR Orthotyp S PE erst im Bereich von sehr hohen Kräften auf. Das Material ist damit erwartungsgemäss abplatzungsresistenter als Zähne aus Kompositmaterialien. Jedoch halten auch SR Phonares II-Zähne mit einem Wert von über 1500 N den durchschnittlichen Kaukräften im Mund, die in der Regel 600 N nicht überschreiten, problemlos stand.

3.4 Farbstabilität

Nahrung und Getränke können sowohl natürliche als auch künstliche Zähne verfärben. Im Labor kann die Verfärbungsneigung zum Teil simuliert werden, indem Prüfkörper in gefärbten Lösungen gelagert werden.

Untersucher: K. Hagenbuch und S. Teichmann, Ivoclar Vivadent, F&E, Schaan, Liechtenstein, 2014

Methode: Prothesenzähne (SR Vivodent S PE) bzw. Prüfkörper aus Prothesenzahnmaterialien (SR Vivodent PE/PMMA, SR Orthosit/Komposit, jeweils Schneidmaterial), wurden für 16 Stunden unter Rückfluss in 0.1 % Safraninrot T (Lebensmittelfarbstoff) gekocht.

Ergebnisse: Kompositmaterial der 1. Generation (SR Orthosit PE) verfärbt sich sehr stark. Dagegen zeigen sowohl die Prüfkörper aus PMMA-Material (SR Vivodent PE) als auch die SR Vivodent S PE-Zähne nur eine leichte Verfärbung. (siehe Abb. 13).

Schlussfolgerung: DCL-Zähne wie SR Vivodent S PE oder SR Vivodent S DCL Zähne verfügen über eine gute Verfärbungsresistenz.

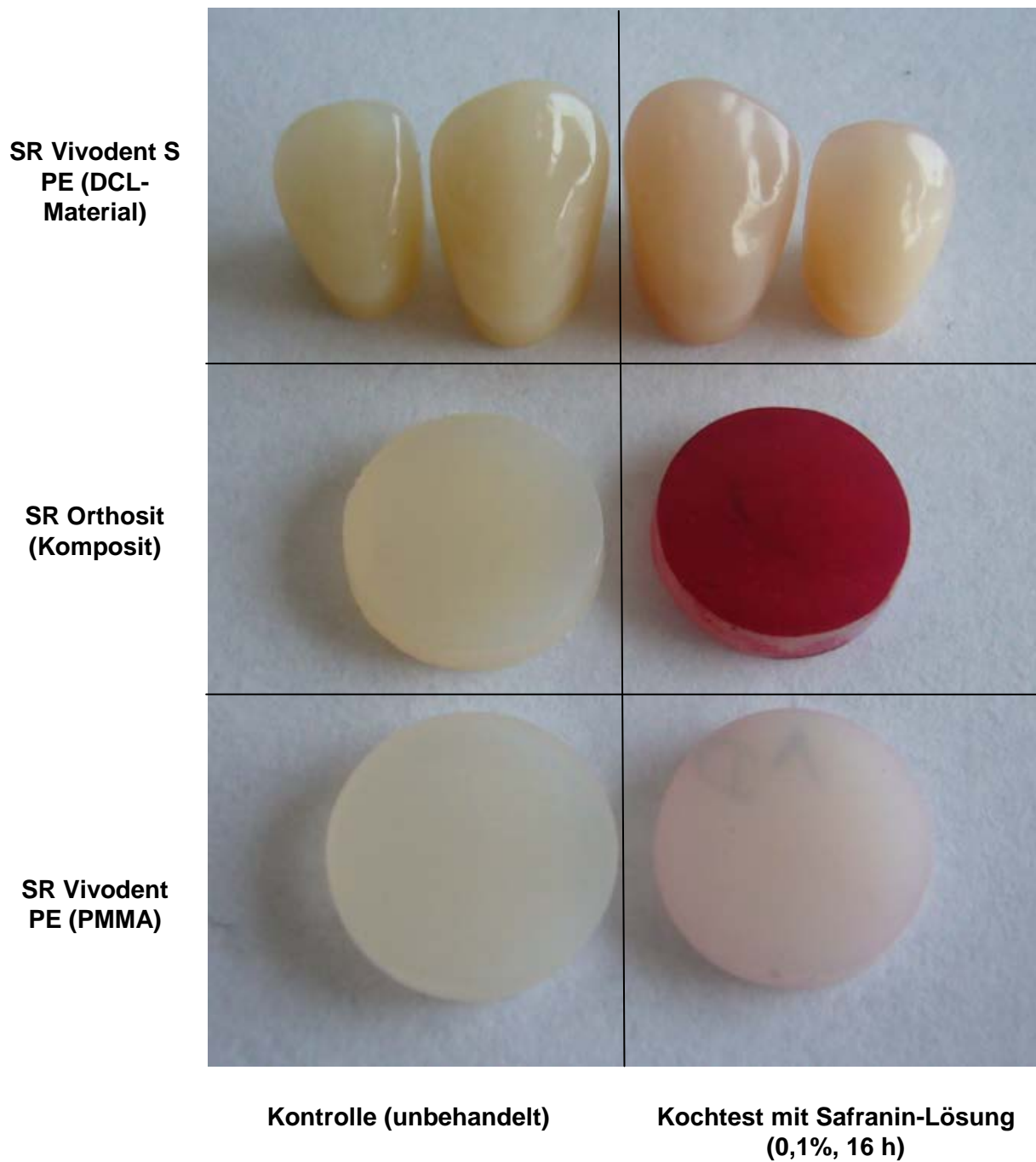


Abb. 13: Verfärbung verschiedenen Zahnmaterialien nach 16-stündigem Kochen in einer 0.1%igen Safraninlösung. Links: Unbehandelte Kontrollen.

4. Klinische Erfahrung

4.1 Natürliche Ästhetik

Die Auswahl geeigneter Prothesenzähne im Frontzahnbereich erfolgt nach funktionellen und ästhetischen Gesichtspunkten. Bezüglich Ästhetik sollte dem Patienten das Gefühl der eigenen Zähne wiedergegeben werden. Dabei sollten die Prothesenzähne zum Restgebiss passen bzw. der alten Dentition entsprechen. Zur Wiederherstellung der natürlichen Ästhetik müssen Zahnform, Zahnstellung, Zahngrösse, Profilierung der Oberfläche und Zahnfarbe berücksichtigt werden.

Im Fokus der Entwicklung von SR Vivodent S PE stand, einen natürlich wirkenden Zahn zu schaffen. Es wurde deshalb ein spezielles Schichtungs- und Farbkonzept entworfen, um harmonische Übergänge zwischen (Rücken) Schneide-, Hals- und Dentinmasse zu erzielen (siehe Kapitel 1.6).

Auch im klinischen Alltag können die typischen SR Vivodent S PE- Merkmale an natürlichen Zähnen nachvollzogen werden. Dafür wurden fotografische Aufnahmen von natürlichen Oberkiefer- Frontzähnen angefertigt (Abb. 14 und 16) und mit SR Vivodent S PE- Prothesenzähnen (Abb. 15 und 17) verglichen. Es zeigte sich, dass gewisse Schichtungs-, Oberflächen- und Farbeffekt des natürlichen Zahnes auch bei dem betrachteten Prothesenzahn gefunden werden.



Abb.14: natürliche Frontzähne



Abb.15: SR Vivodent S PE - Frontzähne (Farbe 2A, Form A14) in Wachs aufgestellt

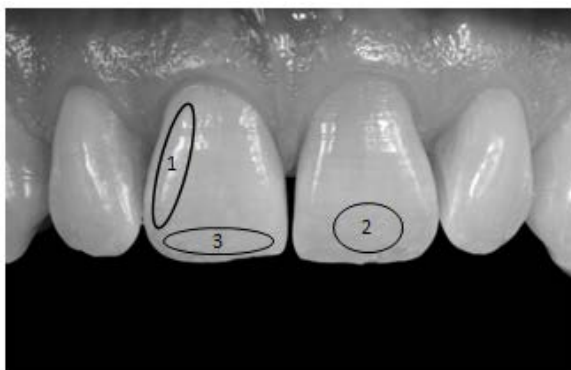


Abb. 16: natürliche Frontzähne aus Abb. 14 in einer schwarz- Weiss Aufnahme dargestellt

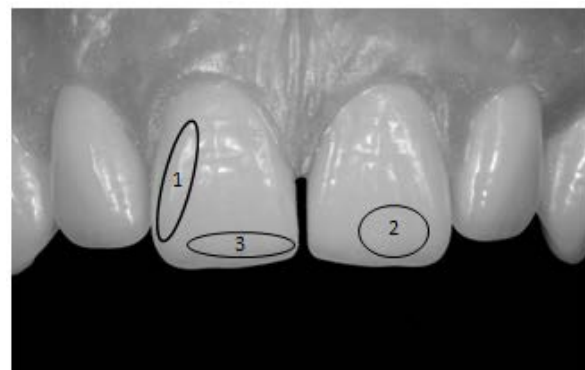


Abb. 17: SR Vivodent S PE - Frontzähne aus Abb. 15 in einer schwarz- Weiss Aufnahme dargestellt

Ein natürlicher Frontzahn (Abb. 16) zeigt ähnliche Schichtungs-, Oberflächen- und Farbeffekte wie der SR Vivodent S PE - Prothesenzahn (Abb. 17). Dazu gehören die markanten Randleisten (1), der chromatische Dentinkern im inzisalen Drittel (2) und die

Transparenz der Schneidekante (3)

Sowohl die Labialflächen der abgebildeten, natürlichen Schneidezähne als auch der SR Vivodent S PE - Prothesenzähne werden seitlich von zwei markanten Randleisten begrenzt (Markierung 1 in Abb. 16 und 17), wodurch diese individuell und vital wirken. Zähne mittleren Alters wirken chromatischer, da die Dentinmamelons durch dunkleres und wenig ausgeprägtes Sekundärdentin ersetzt werden, welches als zartgelbe bis orangefarbene Fläche im inzisalen Drittel verläuft (Korson, D. Natürlich gestaltete Keramikzähne, Quintessenz Verlag, 1990, S.74). Auch beim SR Vivodent S PE - Zahn wird durch den dunklen Dentinkern eine Farbintensität erreicht, wodurch der Zahn im inzisalen Drittel chromatischer wirkt (Markierung 2 in Abb. 16 und 17).

Bei natürlichen, jugendlichen Zähnen weisen mittlere und seitliche Schneidezähne Dentinmamelons auf, die im Bereich der halbtransparenten Schneidekante sichtbar sind (Korson, D. Natürlich gestaltete Keramikzähne, Quintessenz Verlag, 1990, S.74). Dieser Effekt wurde bei dem SR Vivodent S PE - Zahn imitiert, um ein natürliches Aussehen der Zähne zu bewirken (Markierung 3 in Abb. 16 und 17).

Auch die Oberfläche eines Zahnes verändert sich im Laufe des Lebens. Abrasion, z.B. durch regelmässiges Zähneputzen, führt dazu, dass die Schmelzschicht dünner und glatter wird. Dagegen haben jugendliche Zähne meist eine sehr strukturierte Oberfläche. Durch die lebendige Textur des SR Vivodent S PE -Zahnes wird ein vitales Aussehen des Zahnes erreicht.

Durch die genannten Struktur-, Oberflächen- und Farbeffekte kann mit dem SR Vivodent S PE - Prothesenzahn eine natürliche Ästhetik im Frontzahnbereich erreicht werden.

5. Biokompatibilität

5.1 Einleitung

Die chemische Grundlage für die DCL-Zähne ist Methylmethacrylat (MMA). Bei der Herstellung von Kunststoffzähnen werden als Monomere (MMA) sowie für die Vernetzung bifunktionelle Dimethacrylate verwendet. Als Füllstoffe dienen PMMA und vernetztes PMMA. Zusätzlich sind Katalysatoren und Stabilisatoren sowie Pigmente für die Ästhetik notwendig.

Bei den DCL-Zähnen handelt es sich um Schicht-Zähne. Für jede Schicht erfolgt eine Zwischenpolymerisation. Abschliessend werden die Zähne bei Temperaturen von 150°C endpolymerisiert. Während der Polymerisation reagieren das MMA und der Vernetzer und es entstehen gut ausgehärtete Polymethylmethacrylatzähne.

Durch die Polymerisation zerfallen bzw. reagieren praktisch alle Ausgangsstoffe und es entsteht ein vernetztes PMMA, welches chemisch und biologisch inaktiv ist. Ein potenzielles toxikologisches Risiko könnte nur durch extrahierbare Substanzen entstehen. Aufgrund der Zusammensetzung des DCL-Materials kann Methylmethacrylat (MMA) als wichtigster löslicher Stoff angenommen werden. Die Wasserlöslichkeit des DCL-Materials beträgt jedoch weniger als 1.5 µg/mm³. Das heisst, dass aus den Zähnen nur sehr geringe Mengen von MMA und anderen Substanzen freigesetzt werden. Das Risiko für den Patienten, durch freigesetzte Substanzen aus den Prothesenzähnen geschädigt zu werden, ist also äusserst gering.

5.2 Zytotoxizität

Die Zytotoxizität des Materials wurde in einem Norm-Test (gemäss ISO 10993-5) untersucht. Hierbei werden wässrige Extrakte des Materials angefertigt und auf Zellkulturen von Säugerzellen gegeben. Die Extrakte zeigten keine zytotoxische Wirkung.

5.3 Genotoxizität

Es wurden Untersuchungen zur Mutagenität gemäss ISO 10993-3 durchgeführt. Das Material erwies sich als nicht genotoxisch.

5.4 Sensibilisierung und Irritation

Das Kontakthypersensibilisierungspotenzial von Extrakten des Materials wurden in einem Maximierungstest am Meerschweinchen getestet. Im Test konnte kein allergisierendes Potential festgestellt werden. Derselbe Test zeigte auch, dass Extrakte des Materials nicht irritierend waren.

5.5 Schlussfolgerung

Die toxikologischen Daten der Ausgangsstoffe sowie die Untersuchungen der fertigen Zähne zeigen, dass es sich beim DCL Material um ein dem Stand der Technik entsprechendes, biokompatibles Material handelt.

Wir stehen nicht für die Genauigkeit, den Wahrheitsgehalt oder die Zuverlässigkeit der von Dritten stammenden Informationen ein. Für den Gebrauch der Informationen wird keine Haftung übernommen, auch wenn wir gegenteilige Informationen erhalten. Der Gebrauch der Informationen geschieht auf eigenes Risiko. Sie werden Ihnen "wie erhalten" zur Verfügung gestellt, ohne explizite oder implizite Garantie betreffend Brauchbarkeit oder Eignung (ohne Einschränkung) für einen bestimmten Zweck.

Die Informationen werden kostenlos zur Verfügung gestellt und weder wir, noch eine mit uns verbundene Partei, können für etwaige direkte, indirekte, mittelbare oder spezifische Schäden (inklusive aber nicht ausschliesslich Schäden auf Grund von abhanden gekommener Information, Nutzungsausfall oder Kosten, welche aus dem Beschaffen von vergleichbare Informationen entstehen) noch für pönale Schadenersätze haftbar gemacht werden, welche auf Grund des Gebrauchs oder Nichtgebrauchs der Informationen entstehen, selbst wenn wir oder unsere Vertreter über die Möglichkeit solcher Schäden informiert sind.

Ivoclar Vivadent AG
Forschung und Entwicklung
Wissenschaftlicher Dienst
Bendererstrasse 2
FL - 9494 Schaan
Liechtenstein

Inhalt: Dr. Kathrin Fischer
Ausgabe: Dezember 2016