

# IPS Empress<sup>®</sup> Direct



## Wissenschaftliche Dokumentation

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>3</b>
<b>1.1 Aufbau eines Zahnes .....</b>	<b>3</b>
<b>1.2 Farbsysteme .....</b>	<b>4</b>
<b>1.3 Optische Eigenschaften von Zähnen .....</b>	<b>5</b>
<b>1.4 Das Konzept IPS Empress Direct .....</b>	<b>6</b>
<b>2. Technische Daten .....</b>	<b>7</b>
<b>3. In vitro Untersuchungen .....</b>	<b>8</b>
<b>3.1 Füllstoffe von IPS Empress Direct .....</b>	<b>8</b>
<b>3.2 Optische Eigenschaften .....</b>	<b>9</b>
3.2.1. Fluoreszenz und Opaleszenz .....	9
3.2.2. Transluzenz .....	10
3.2.3. Röntgenopazität .....	11
<b>3.3 Glanz und Rauheit .....</b>	<b>12</b>
3.3.1. Glanz .....	12
3.3.2. Rauheit .....	13
3.3.3. Glanzverlust nach Zahnbürstensimulation .....	15
<b>3.4 Abrasion .....</b>	<b>16</b>
<b>3.5 Bruchzähigkeit von IPS Empress Direct .....</b>	<b>17</b>
<b>3.6 Handlingseigenschaften .....</b>	<b>18</b>
3.6.1 Ausdruckkraft des Materials aus dem Cavifil .....	18
3.6.2 Lichtempfindlichkeit .....	19
<b>4. Klinische Untersuchungen .....</b>	<b>20</b>
<b>4.1 Dr. Arnd Peschke, Interne Klinik F&amp;E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein .....</b>	<b>20</b>
<b>4.2 Prof. Dr. Antonio Cerutti, Universität Brescia, Brescia, Italien .....</b>	<b>21</b>
<b>4.3 CRA, Utah, USA .....</b>	<b>21</b>
<b>4.4 Zusammenfassung .....</b>	<b>21</b>
<b>5. Toxikologische Bewertung .....</b>	<b>22</b>
<b>5.1 Einleitung .....</b>	<b>22</b>
<b>5.2 Toxizität von IPS Empress Direct .....</b>	<b>22</b>
<b>5.3 Mutagenität von IPS Empress Direct .....</b>	<b>22</b>
<b>5.4 Irritation und Sensibilisierung .....</b>	<b>23</b>
<b>5.5 Schlussfolgerungen .....</b>	<b>23</b>
<b>5.6 Literatur zur Toxikologie .....</b>	<b>23</b>
<b>6. Literatur .....</b>	<b>23</b>

## 1. Einleitung

Das wachsende Bedürfnis nach möglichst naturähnlichen Restaurationen und die Suche nach Ersatzmaterialien für Amalgam haben in den letzten Jahren zu einer steigenden Nachfrage nach Komposit-Materialien geführt. Die Dentalindustrie hat moderne Werkstoffe auf Komposit- und Keramikbasis entwickelt, die in ihrem optischen Erscheinungsbild kaum mehr von natürlichen Zähnen unterschieden werden können. Diese Möglichkeiten haben nun sowohl die Erwartungen der Patienten an ihren Zahnersatz, wie auch den Ehrgeiz von ästhetikbewussten Zahnärzten gesteigert. Deshalb verlangen auf Ästhetik spezialisierte Zahnärzte inzwischen nach Materialien, die den Gestaltungsmöglichkeiten weniger Grenzen setzen als bisherige Komposit-Materialien.

Ein Zahn ist aus Dentin und Schmelz aufgebaut und in rotes Weichgewebe eingebettet. Von vorne trifft Licht auf die Zähne. Ein Teil des Lichts wird gleich an der Oberfläche reflektiert. Der Rest des Lichts dringt in den Zahn ein und wird erst in tieferen Schichten reflektiert, gestreut, absorbiert, oder durchdringt den ganzen Zahn bis in den dunklen Mund. Dies führt zu besonderen Farb- und Lichteffekten, die das natürliche Erscheinen eines Zahnes bewirken. Darum kann ein Zahnersatz, der lediglich Farbe und Form nachbildet, auch vom ungeübten Auge sofort als Fremdkörper erkannt werden.

Daher ist für wirklich unsichtbare, natürlich wirkende Restaurationen ein Sortiment von Dentin-, Schmelz- und Charakterisierungsmassen erforderlich, das nicht nur die Rekonstruktion der äusseren Farbe und Form, sondern auch der internen Strukturen des Zahnes und der daraus resultierenden optischen Effekte ermöglicht.

Im Folgenden werden anhand des natürlichen Aufbaus eines Zahnes die optischen Eigenschaften kurz vorgestellt und das Konzept von IPS Empress Direct erläutert.

### 1.1 *Aufbau eines Zahnes*

Ein Zahn besteht aus hartem Zahnschmelz, welcher von weniger mineralisiertem, weicherem Dentingewebe gestützt wird. Im Zentrum ist die lebende Pulpa (Abbildung 1a).

#### *Der Schmelz*

Zahnschmelz ist extrem hart und besteht zu 96% aus Hydroxylapatit und nur zu 4% aus organischen Substanzen und Wasser (Eisenmann, 1998). Zahnschmelz wird aus Stäbchen mit einem Durchmesser von ca. 5 µm gebildet (Abb. 1b). Die Hydroxylapatit-Kristalle sind innerhalb der Stäbchen parallel zu den Stäbchenlängsseiten angeordnet. Die Schmelzstäbchen sind mehr oder weniger rechtwinklig zur Schmelz-Dentingrenze angeordnet, während im Gegensatz dazu an der Zahnaussenseite Winkel zwischen 55 und 100° zwischen den Schmelzstäbchen und der Zahnoberfläche gemessen werden können. Die einzige Stelle, an welcher die Schmelzstäbchen senkrecht zur Zahnoberfläche stehen, sind die Höckerspitzen und die Approximalkanten (Fernandez and Chevitarese, 1991). Kleine Abweichungen in der Ausrichtung der Stäbchen von der Schmelz-Dentingrenze zur Zahnaussenseite ergeben ein Muster, das als Hunter-Schregerstreifen bekannt ist (Abb. 1c). Der Zahnschmelz zeichnet sich also durch eine sehr feine, komplexe Substruktur aus. Aus dieser systematischen Struktur resultieren auch die charakteristischen Ätzmuster, wenn der Zahnschmelz mit Säure geätzt wird (Abbildungen 1b, 1c).

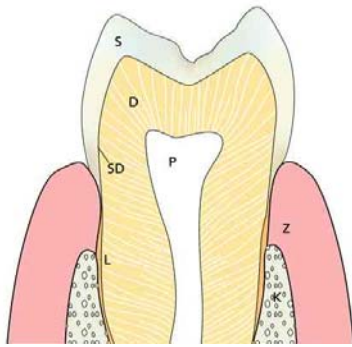


Abb. 1a: Schematischer Aufbau eines Molaren.

S, Schmelz; D, Dentin; SD, Schmelz-Dentin Grenze; P, Pulpa; Z, Zahnfleisch; L, parodontales Ligament, K; Knochen.

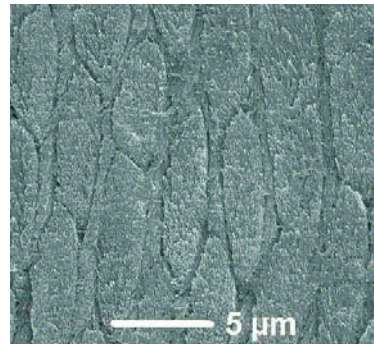


Abb. 1b: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme von geätzttem Schmelz.

Schmelzstäbchen sind schräg angeschnitten.

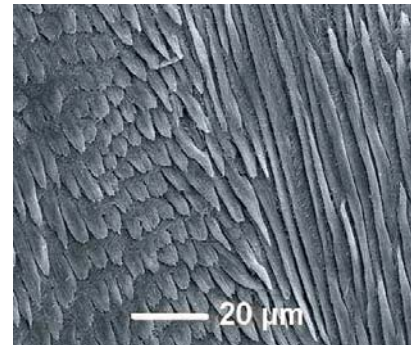


Abb. 1c: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme von geätzttem Schmelz.

Schmelzstäbchen sind längs angeschnitten

### Das Dentin

Die Hauptkomponente des menschlichen Zahnes ist das Dentin. Es besteht zu 45 Vol.% aus mineralischer Materie und einem hohen Anteil an organischen Bestandteilen von bis zu 30 Vol.%. Wasser macht etwa 25 Vol.% des Dentins aus (Schroeder, 1991). Die anorganischen Bestandteile bestehen hauptsächlich aus Hydroxylapatit, während die organische Phase vor allem aus Kollagen besteht (Torneck, 1998).

Dentin wird von eng beieinander liegenden Dentinkanälchen durchzogen. An der Pulpaoberfläche kann eine Dichte zwischen 59000 und 76000 Kanälchen pro  $\text{mm}^2$  beobachtet werden (Torneck, 1998). Der Durchmesser der Dentinkanälchen beträgt ca. 2.5  $\mu\text{m}$  nahe der Pulpa und 0.9  $\mu\text{m}$  an der Schmelz-Dentin-Grenze (Garberoglio and Brännström, 1976).

### 1.2 Farbsysteme

Dentalmaterialien werden hauptsächlich nach Farbe (Shade) und Transparenz beschrieben. Dazu werden Farbschlüssel eingesetzt, die dem Zahnarzt helfen, die richtigen Kompositfarben auszusuchen oder die Farbwahl dem Zahntechniker zu kommunizieren. Beispiele solcher Farbschlüssel sind der Chromascop (Ivoclar Vivadent) oder das A-D Farbsystem (Vita).

Solche Farbschlüssel haben sich in der Praxis gut bewährt, wo das Auge als Detektor dient. Jedoch sind sie wenig geeignet, herstellerseitig die Konstanz einer Farbe zu gewährleisten oder auf wissenschaftlicher Basis Farbmessungen an Zähnen durchzuführen. Heutzutage werden vorwiegend die CIELAB  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  Farbkordinaten verwendet (Abbildung 2). Ivoclar Vivadent bietet für IPS Empress Direct einen beständigen Keramikfarbschlüssel, der auf die CIELAB Farbkordinaten geprüft ist.

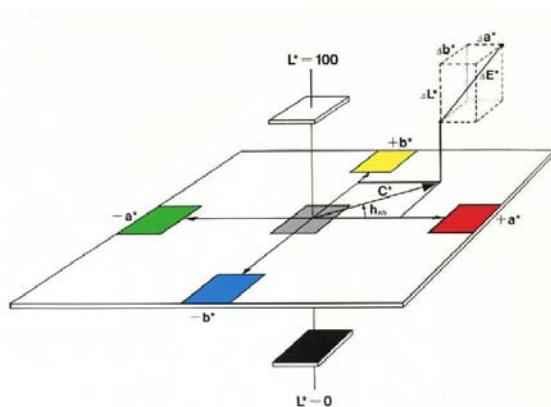


Abb. 2:

CIELAB  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  Farbkoordinaten.  $L^*$  ist die Helligkeitskoordinate wobei  $L^*=0$  perfektes Schwarz beschreibt und  $L^*=100$  reines Weiss.  $a^*$  ist die Farbkoordinate auf der rot-grün Achse und  $b^*$  auf der gelb-blau Achse.

Das  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  System hat sich bezüglich der Farbbeschreibung bewährt, dennoch ist es nicht in der Lage, die Opazität beziehungsweise Transparenz wiederzugeben, obwohl dieser Parameter natürlich die Farbmessungen beeinflusst.

### 1.3 Optische Eigenschaften von Zähnen

Zähne haben aussergewöhnliche optische Eigenschaften, die weit über die Farbe hinausgehen. Zähne fluoreszieren. Dentin ist viel opaker und intensiver gefärbt als Schmelz. Schmelz ist zusätzlich opaleszent, d.h. er erscheint im Durchlicht rot-orange, im Auflicht bläulich. Während sich Farbe noch einigermaßen messen und beschreiben lässt, sind Transluzenz, Opazität und Opaleszenz schwierig zu bestimmen. Bei Messungen im Mund haben die Umgebung der Zähne und Reflexionen an deren Oberfläche enormen Einfluss auf die optische Erscheinung. Die optischen Eigenschaften von extrahierten Zähnen, welche nicht mehr im Kontakt mit Speichel sind, verändern sich rasch. Darum ist es nicht erstaunlich, dass es nur wenige Publikationen zur messtechnischen Bestimmung der optischen Eigenschaften von Zähnen gibt. Hier werden einige davon kurz beschrieben.

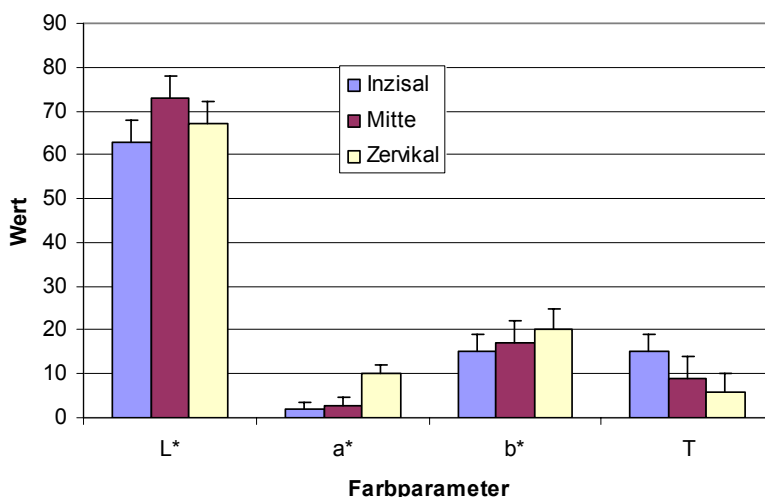


Abb. 3:

*In vivo* Farbe und Transluzenzen von natürlichen zentralen Oberkieferschneidezähnen. Die Farben wurden mit einem Spectra Colorimeter gemessen. Dabei wurden die Zähne palatinal mit einem Schwarzen Tuch bedeckt. Die Transluzenz wurde aus Farbmessungen berechnet, bei denen entweder ein weisses oder ein schwarzes Tuch die Zähne palatinal bedeckte.

Quelle: (Hasegawa *et al.*, 2000)

Eine japanische Arbeitsgruppe hat die Farbe von Frontzähnen mit einem Colorimeter *in vivo* gemessen (Hasegawa *et al.*, 2000). Die Daten widerspiegeln in etwa auch, wie das menschliche Auge die Zähne einschätzen würde (Abbildung 3). Von inzisal nach zervikal nimmt sowohl rot als auch gelb zu. Die Transluzenz an der Schneidekante, welche hauptsächlich aus Schmelz besteht, ist wesentlich höher als jene am zervikalen Ende. Die

enorme Zunahme von rot am zervikalen Rand dürfte auch durch die Nähe zur Gingiva entstehen.

Bei einer Studie mit extrahierten oberen Schneidezähnen wurden etwa in der Mitte der Zähne folgende Farbkoordinaten gemessen:  $L^*$ ,  $70 \pm 4$ ;  $a^*$ ,  $-0.22 \pm 1.4$ ;  $b^*$ ,  $18 \pm 3$  (ten Bosch and Coops, 1995). In dieser Studie wurde nach der Farbmessung der Schmelz abgeschliffen und danach die Messungen am Dentin wiederholt. Die Farbmessungen korrelierten sehr gut zwischen dem ganzen Zahn und dem Dentinstumpf. Die Autoren folgerten daraus, dass die Zahnfarbe hauptsächlich durch das Dentin bestimmt wird.

#### 1.4 Das Konzept IPS Empress Direct

Ein ästhetisches Restaurationsmaterial muss dem Zahnarzt die Möglichkeit bieten, die optischen Eigenschaften eines natürlichen Zahnes perfekt zu imitieren. Vom Hersteller wird gefordert, dass er Dentin-, Schmelz- und Effektmassen mit aufeinander abgestimmten Farben und Transluzenzen anbietet. Der Zahnarzt seinerseits muss dann mit optimaler Schichttechnik die Form, die Farbe und andere optische Eigenschaften wie Transluzenz, Fluoreszenz und Opaleszenz wiederherstellen, damit dem Zahn seine natürliche Erscheinung zurückgegeben wird. Darum kann ein solches System nur in enger Zusammenarbeit zwischen dem Hersteller und versierten Zahnärzten realisiert werden.

Tabelle 1 zeigt anschaulich die zur Verfügung stehenden Farben und Transparenzen von IPS Empress Direct Pasten:

	<b>Farbe</b>	<b>Transparenz</b>
Dentinmassen (Dentin)	A1, A2, A3, A3.5, A4, A5, A6 B1, B2 C3 D2, Bleach L, Bleach XL	7 – 8 %
Schmelzmassen (Enamel)	A1, A2, A3, A3.5, A4 B1, B2, B3, B4 C1, C2, C3 D2, D3 Bleach L, Bleach XL	13 – 15 %
		10 – 15 %
Transluzent	Trans 20	20 %
	Trans 30	33 %
	Trans Opal	45 %

Tabelle 1: Farbkonzept von IPS Empress Direct

Das optimale Materialsortiment ist der erste Schritt zu einer hochästhetischen Restauration. Um den Zahnarzt auch in seinem Bemühen zu unterstützen, die Wünsche seiner Patienten zu erfüllen, ist zusammen mit erfahrenen Zahnärzten ein klinischer Leitfaden erstellt worden. Darin findet der Praktiker anhand von Fallberichten den Weg, wie er Resultate erzielen kann, die höchste ästhetische Ansprüche erfüllen.

## 2. Technische Daten

### Standard - Zusammensetzung (in Gew.-%)

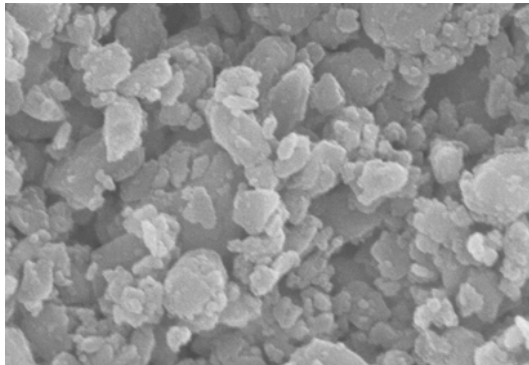
	Dentin	Enamel hell (A1-A3.5, B1-B2, C1-C2, D2, Bleach L, Bleach XL)	Enamel dunkel (A4, B3, B4, C3, D3)	Opal	Trans 30
Bariumglasfüller, Mischoxid,					
Ba-Al-Fluorosilikatglas	50.2	78.1	68.6	0.2	72.2
Dimethacrylate	20.0	21.5	21.2	16.9	21.5
Ytterbiumtrifluorid	9.8	-	-	-	-
Präpolymer	19.6	-	9.8	62.8	6.0
Hochdisperses Siliziumdioxid	-	-	-	19.8	-
Katalysatoren und Stabilisatoren	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3
Pigmente	< 0.1	< 0.1	< 0.1	< 0.1	< 0.1

### Physikalische Eigenschaften nach EN ISO 4049

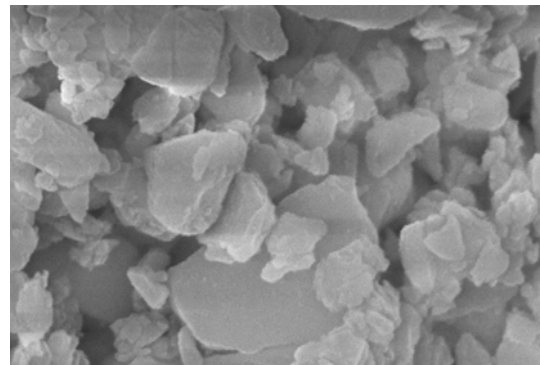
		Dentin	Enamel hell (A1-A3.5, B1-B2, C1-C2, D2, Bleach L, Bleach XL)	Enamel dunkel (A4, B3, B4, C3, D3)	Opal	Trans 30
Biegefestigkeit	MPa	115	120	120	85	120
Wasseraufnahme	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$	19.0	19.6	19.6	12.4	19.6
Wasserlöslichkeit	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$	< 1.0	< 1.0	< 1.0	< 2.0	< 1.0
Röntgenopazität	% Al	350	180	200	50	190
Durchhärtungstiefe	mm	> 1.5	> 2.0	> 2.0	> 3.0	> 2.0
Transparenz (je nach Opazität)	%	7-8	13-15	13-15	45	30

### 3. In vitro Untersuchungen

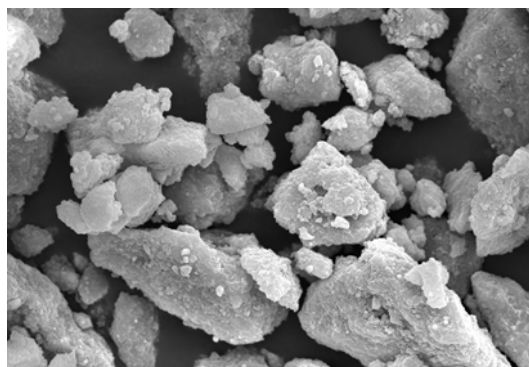
#### 3.1 Füllstoffe von IPS Empress Direct



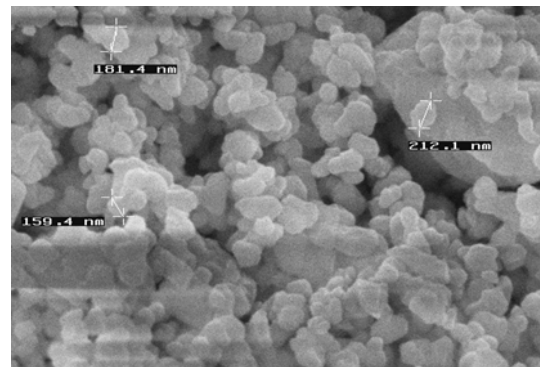
**Bariumglasfüller 0.4 µm**



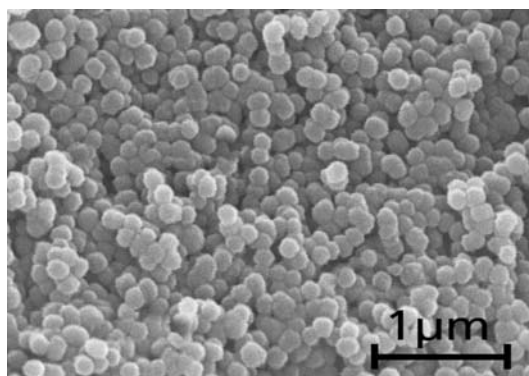
**Bariumglasfüller 0.7 µm**



**Präpolymer 1-10 µm**



**Ytterbiumtrifluorid 100 nm**



**Sphärisches Mischoxid 150 nm**

Abb. 4:

Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen der in IPS Empress Direct enthaltenen Füllstoffe. Die Grössenangaben beziehen sich auf die mittlere Grösse der Partikel.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Bei einem hoch ästhetischen Füllungsmaterial ist die Füllstoffzusammensetzung noch wichtiger als bei Universalkompositen. Nicht nur die materialtechnischen Anforderungen an Volumenschumpfung, Oberflächenhärte, Bruchfestigkeit, Biegefestigkeit, Biegemodul, Polierbarkeit, Verschleissresistenz und Röntgenopazität müssen erfüllt werden. Wichtig ist auch die perfekte Abstimmung der optischen Eigenschaften zwischen den Füllstoffen und der Polymermatrix. Dies ist enorm wichtig, um die richtigen Farben und Transluzenzen für natürlich wirkende Restaurationen zu erhalten.



Bei der Entwicklung von IPS Empress Direct wurde darauf die Zusammensetzung besondere Aufmerksamkeit geschenkt. Die Monomere bestimmen die Reaktivität, die Festigkeit, den Schrumpf und die Handlingeigenschaften des Kompositmaterials. In die Monomermatrix eingebettet sind Füllstoffe unterschiedlicher chemischer Zusammensetzung und Grösse (siehe Abbildung 4), die Abrasionsresistenz, Festigkeit, Polierbarkeit, Glanz, Röntgenopazität und Transluzenz des Materials bestimmen. Größere Bariumglasfüller (0.7 µm) werden in den Dentinmassen eingesetzt, um eine größere Festigkeit zu erhalten. Die Schmelzmassen enthalten dagegen feinere Bariumglasfüller (0.4 µm), die dem Material eine bessere Polierbarkeit, höheren Glanz und geringere Abrasionsanfälligkeit verleihen. Präpolymere dienen dazu, die Festigkeit der Dentinmassen zu erhöhen und die Volumenschrumpfung zu reduzieren. Sphärisches Mischoxid sorgt für verbesserte Glanzeigenschaften und Ytterbiumtrifluorid für Röntgenopazität und Fluoridfreisetzung.

### 3.2 Optische Eigenschaften

IPS Empress Direct ist als hochästhetisches Füllungsmaterial konzipiert, mit dem die natürlichen optischen Eigenschaften von Zähnen möglichst gut imitiert werden können. Wichtig sind dabei insbesondere die Fluoreszenz, die Opaleszenz und die Transluzenz des Materials.

#### 3.2.1. Fluoreszenz und Opaleszenz

Abbildung 5 zeigt, dass die Fluoreszenz der IPS Empress Direct Produktlinie der von natürlichen Zähnen entspricht. Neu ist die Farbe Translucent Opal erhältlich, die die Nachbildung der Opaleszenz natürlicher Zähne ermöglicht. Dadurch erscheinen die Restaurationen, genau wie natürliche Zähne, im Auflicht blau und im Durchlicht orangerot (Abbildung 6).

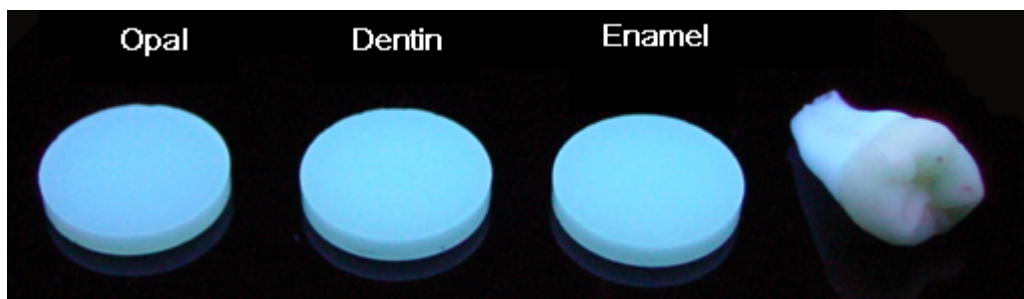


Abb. 5: Fluoreszenz von IPS Empress Direct Produkten im Vergleich zur Fluoreszenz natürlicher Zähne.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

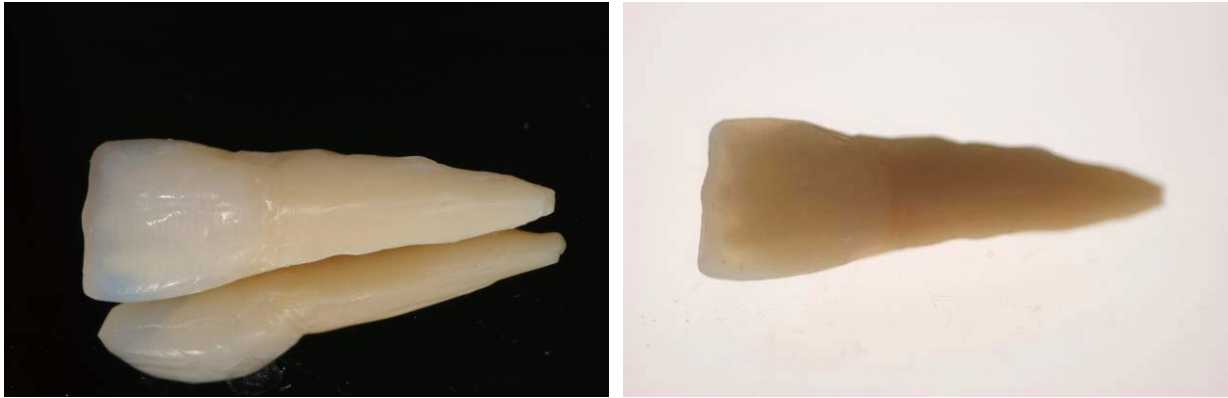


Abb. 6: Opaleszenz eines Zahnes, der unter Verwendung von IPS Empress Direct Opal restauriert wurde. Im Auflicht erscheint die Schneide bläulich (links), im Durchlicht orange (rechts).

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

### 3.2.2. Transluzenz

Als Transluzenz bezeichnet man die Eigenschaft eines Materials, lichtdurchlässig zu sein. Die verschiedenen Komponenten, aus denen ein Zahn besteht (Schmelz, Dentin) sind unterschiedlich transluzent: Dentin ist opaker, das heisst, weniger lichtdurchlässig als der Zahnschmelz. Eine gute Transluzenz eines Kompositmaterials ist dann gegeben, wenn die Brechungsindizes der Füllstoffe und der Matrix einen möglichst ähnlichen Wert haben. Die verschiedenen Dentin-, Schmelz- und Effektmassen verfügen über unterschiedliche Transluzenzen, von geringer Lichtdurchlässigkeit (7-8%) für Dentinmassen über mittlere Lichtdurchlässigkeiten für Schmelzmassen (13-15%) bis zu hoher Lichtdurchlässigkeit (30 bzw. 45%) für die transluzenten Effektmassen (siehe Abbildung 7). In Abbildung 8 werden die Transluzenzen der IPS Empress Direct Massen mit herkömmlichen Produkten verglichen.

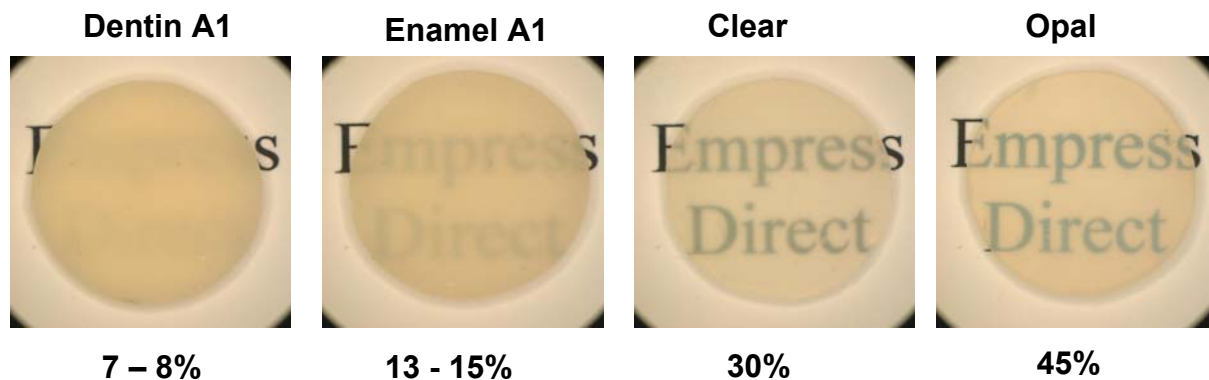


Abb. 7: Transluzenz verschiedener IPS Empress Direct Pasten bei Beleuchtung von vorne. Die Prozentangaben zeigen den Anteil des durchgelassenen Lichtes.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

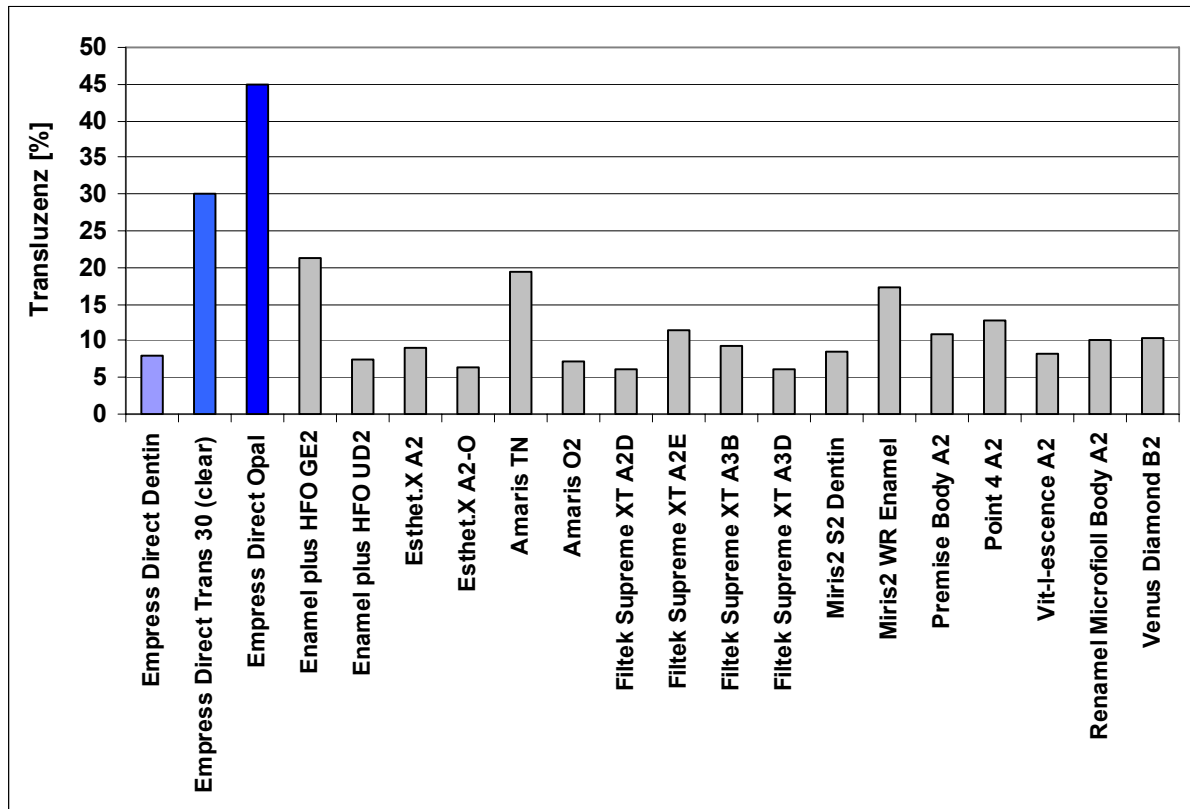


Abb. 8: Transluzenz der verschiedenen IPS Empress Direct Massen im Vergleich zu herkömmlichen Produkten.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

### 3.2.3. Röntgenopazität

Um dem Zahnarzt zu ermöglichen, im Röntgenbild eine Füllung aus einem Kompositmaterial eindeutig von gesundem Zahn oder Sekundärkaries zu unterscheiden, ist eine hohe Röntgenopazität des Kompositmaterials wünschenswert (Abbildung 9). In Abbildung 10 ist ein Vergleich der Röntgenopazitäten verschiedener Materialien dargestellt; angegeben ist zusätzlich die Röntgenopazität natürlicher Zahnschichten (Dentin 100% AI, Schmelz 200% AI).

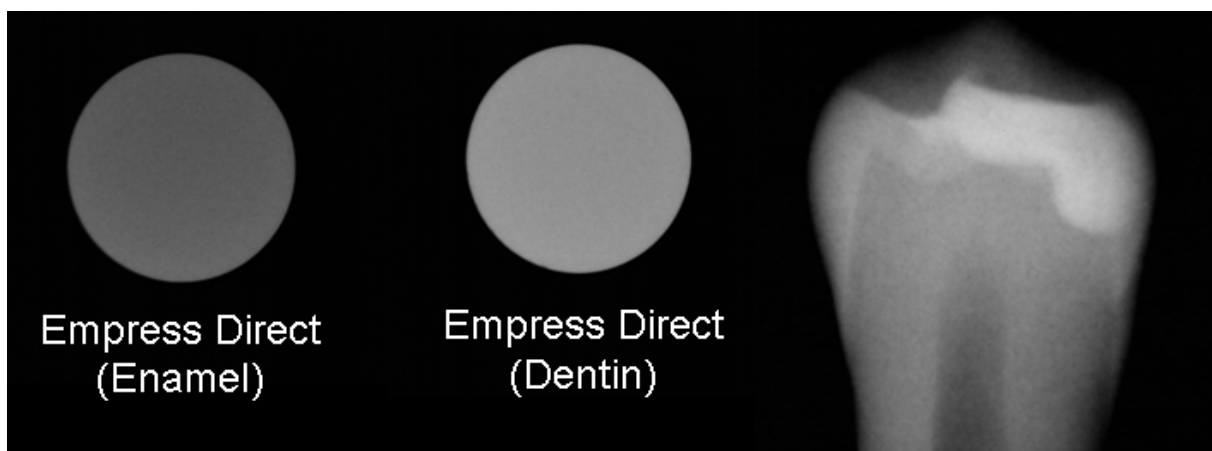


Abb. 9: Röntgenopazität von IPS Empress Direct Schmelz und Dentin-Massen separat (links und Mitte) sowie im Röntgenbild eines mit IPS Empress Direct restaurierten Zahnes (rechts).

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

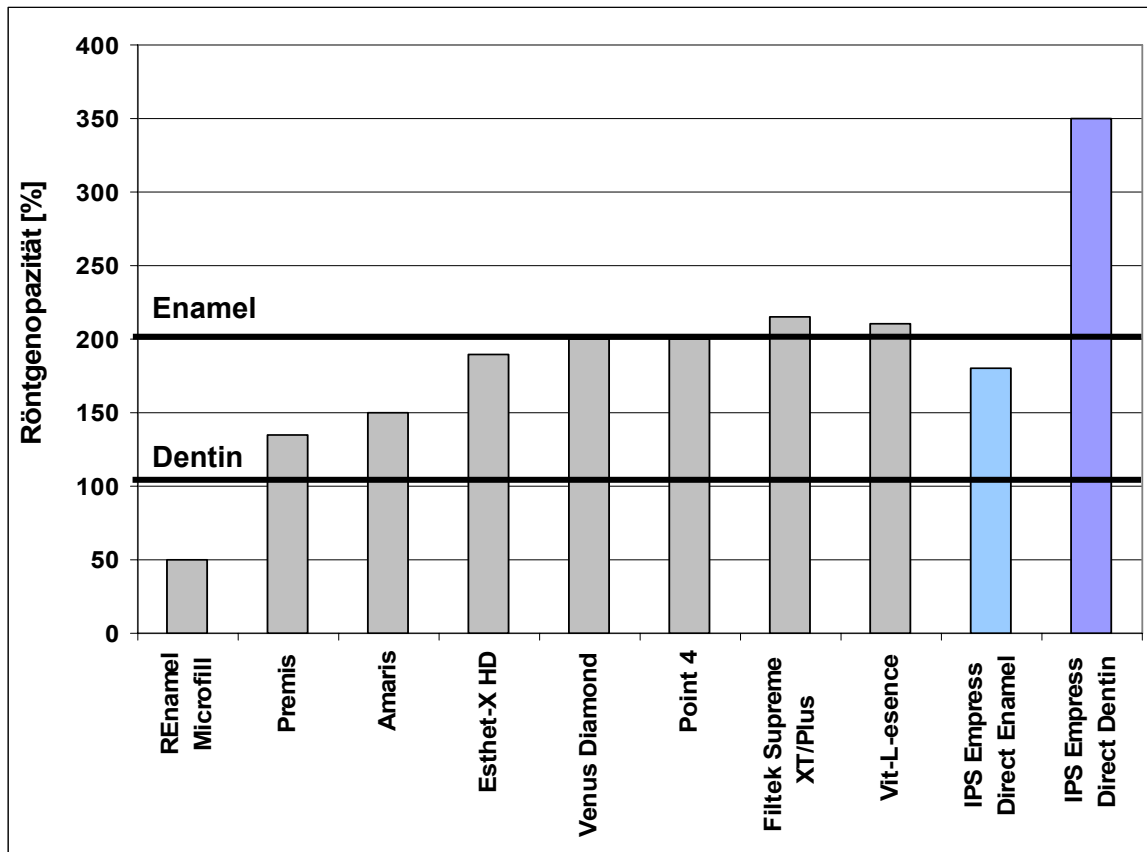


Abb. 10: Röntgenopazität von IPS Empress Direct Schmelz und Dentin-Massen (blau) im Vergleich zu herkömmlichen Materialien. Die horizontalen Markierungen bezeichnen die Röntgenopazität von natürlichem Dentin (100% Al) bzw. Schmelz (Enamel, 200% Al).

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

### 3.3 Glanz und Rauheit

Bei einem hochästhetischen Kompositmaterial, das mit hoher Wahrscheinlichkeit vor allem für Frontzahnrestorationen eingesetzt werden wird, ist eine gute Polierbarkeit wichtig. Folglich wurden Glanz und Rauheit von IPS Empress Direct nach Politur mit dem Astropol-Polierset untersucht. Ausserdem wurde der Glanzverlust nach Zahnbürstensimulation getestet; hierbei kann als grober Richtwert angenommen werden, dass 15 Minuten Zahnbürstensimulation ungefähr 3 Monaten Zähnebürsten in vivo entsprechen. Es wurden hierbei nur Schmelzmassen untersucht, da davon ausgegangen werden kann, dass in der Regel nur diese an der Oberfläche einer Restauration zur Anwendung kommen.

#### 3.3.1. Glanz

Glanz ist eine Materialeigenschaft, die auf der Fähigkeit beruht, Licht spiegelnd zu reflektieren. Bei der Glanzmessung wird gemessen, wieviel des unter einem bestimmten Winkel (60°) einfallenden Lichts von einem Material reflektiert wird. Schwarzes Glas dient dabei als Referenzmaterial, das einen Wert von 94,2 erreicht. Zu Beginn wurde das Material mit Schleifpapier mit Körnung 320 gleichmässig aufgeraut. Abbildung 11 illustriert die Zunahme des Glanzes von IPS Empress Direct sowie anderer Kompositmaterialien im Laufe des Poliervorganges. Nach Abschluss des Polierens wird für IPS Empress Direct ein hoher Glanz erreicht (circa 80).

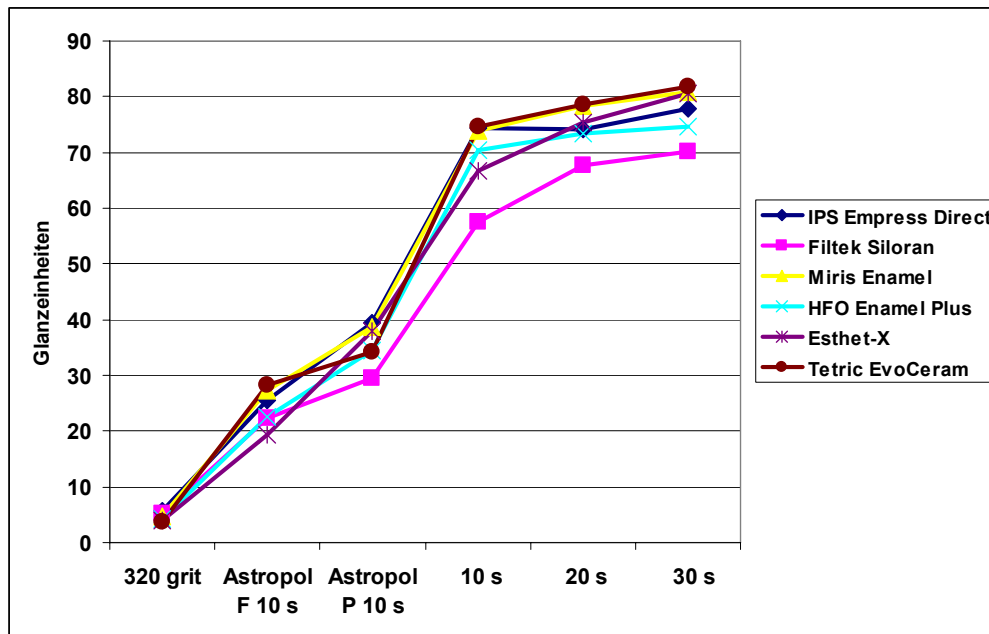


Abb 11: Mittlerer Glanz von IPS Empress Direct und anderen Kompositmaterialien im Vergleich nach Politur mit den 3 Komponenten des Astropol-Poliersets (Astropol F, Astropol P und Astropol HP für 10, 20 und 30 Sekunden). Referenzmaterial: schwarzes Glas = 94,2

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

### 3.3.2. Rauheit

Eine weitere Möglichkeit, die Polierbarkeit eines Materials zu testen, ist die Messung der Oberflächenrauheit. Dabei wird bestimmt, wie stark auf die Oberfläche einfallendes Licht gestreut wird. Die Streuung ist bei rauen Oberflächen durch die Unebenheiten wesentlich grösser als bei glatten Oberflächen. Abbildung 12 zeigt die Abnahme der Oberflächenrauheit  $R_a$  von IPS Empress Direct und anderer Kompositmaterialien im Verlaufe des Poliervorganges mit Komponenten des Astropol-Poliersets. Vor Beginn des Polierens wurde das Material mit Schleifpapier mit Körnung 320 gleichmässig aufgeraut. Die Oberflächenrauheit betrug zu Anfang circa  $1 \mu\text{m}$ . Nach Abschluss des Polierens wird eine sehr geringe mittlere Oberflächenrauheit von weniger als  $0.1 \mu\text{m}$  erreicht. Abbildung 13 illustriert anschaulich die Oberflächenrauheit von IPS Empress Direct und deren Abnahme im Laufe des Poliervorganges.

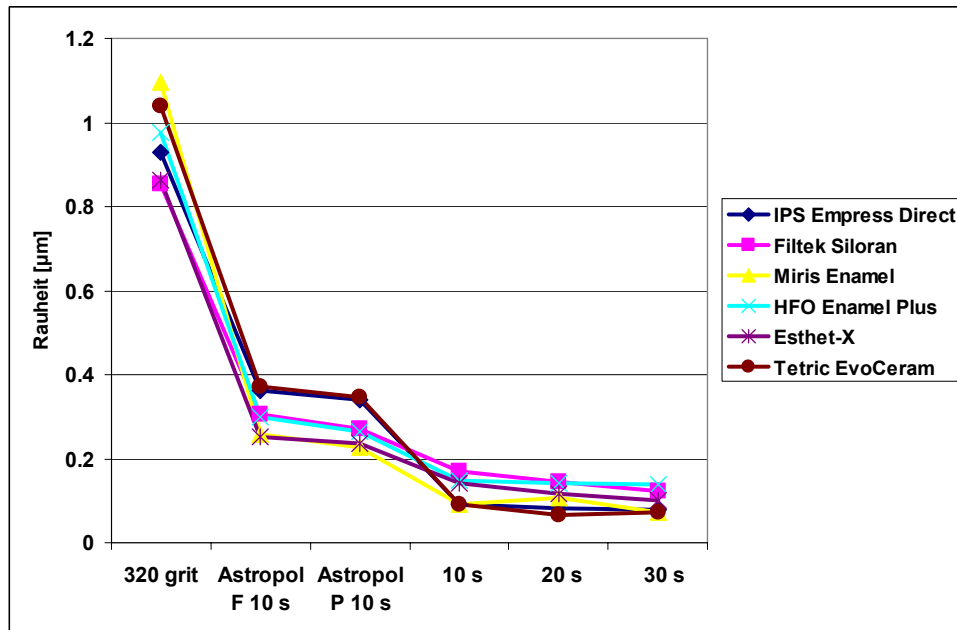


Abb 12: Mittlere Oberflächenrauheit  $R_a$  ( $\mu\text{m}$ ) von IPS Empress Direct und anderer Composite nach Politur mit den 3 Komponenten des Astropol-Poliersets (Astropol F, Astropol P, Astropol HP für 10, 20 und 30 Sekunden).

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

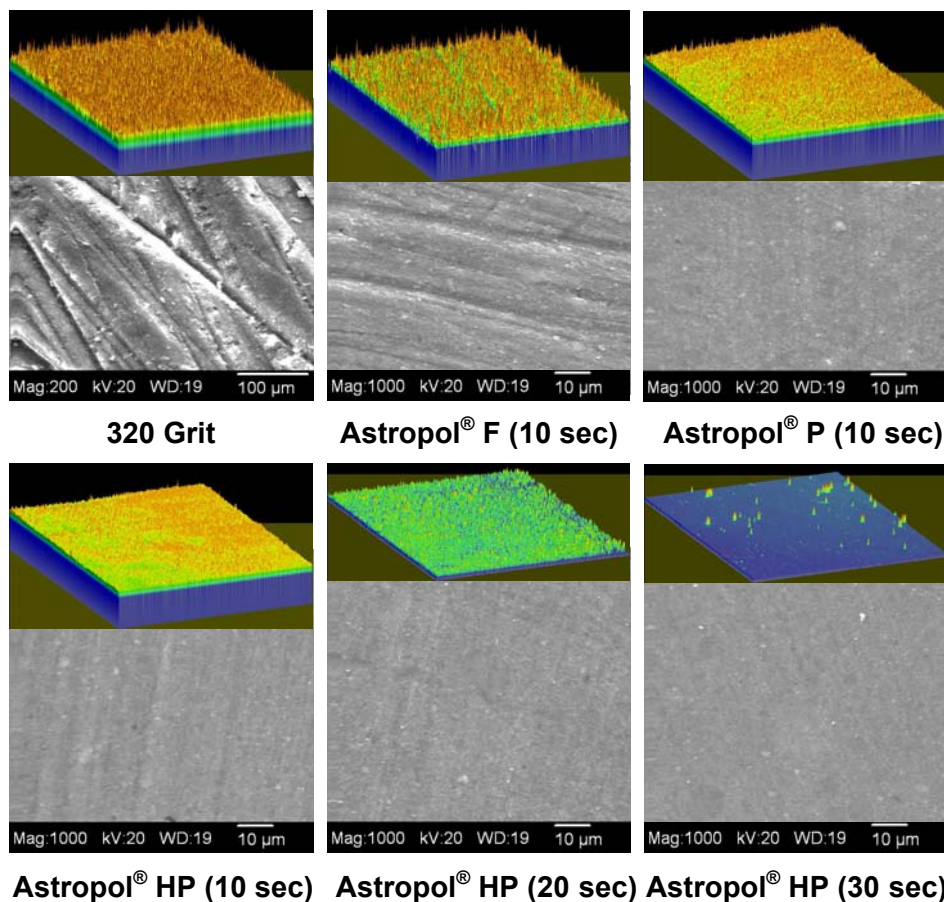


Abb 13: Oberflächenrauheit von IPS Empress Direct nach Politur mit den 3 Komponenten des Astropol-Poliersets (Astropol F, Astropol P, Astropol HP für 10, 20 und 30 Sekunden). Die jeweils oberen Bilder zeigen das Oberflächenprofil aus der Rauheitsmessung, die unteren eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme der Oberfläche nach den einzelnen Polierschritten.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

### 3.3.3. Glanzverlust nach Zahnbürstensimulation

Für höchstethische Füllungsmaterialien ist nicht nur erforderlich, dass sie durch Polieren einen natürlichen Zähnen ähnelnden Glanz bekommen, sondern auch, dass dieser Glanz erhalten bleibt. Das Füllungsmaterial verschleisst durch abrasive Nahrungsbestandteile sowie durch das Zähneputzen und kann somit an Glanz verlieren. *In vitro*-Abrasionsversuche mit Zahnbürsten haben nachgewiesen, dass eine Korrelation besteht zwischen dem Glanzverlust nach einer Stunde simuliertem Zahnbürsten und dem Glanzverlust *in vivo*.

Um die Glanzbeständigkeit von IPS Empress Direct zu testen, wurden plane Prüfkörper für eine Stunde mit Schleifpapier der Körnung 4000 und einer Polierflüssigkeit (Körnigkeit 0,05 µm) poliert. Anschliessend wurden sie bei einem Anpressdruck von 250 g und unter Verwendung von Colgate Total als Zahnpasta gebürstet. In Abständen von 15 Minuten wurde der Oberflächenglanz gemessen. Abbildung 14 zeigt die Abnahme des Glanzes verschiedener Kompositmaterialien im Laufe der Zahnbürstensimulation. Nach einem anfänglich starken Glanzverlust bleiben die Glanzwerte im weiteren Verlauf für das IPS Empress Direct Material relativ konstant, während einige andere Kompositmaterialien weiterhin deutlich an Glanz verlieren. Weiterhin ist zu bemerken, dass der Glanz von IPS Empress Direct auch nach einer Stunde simulierten Zahnbürstens über einem Wert von 70 bleibt. Das menschliche Auge kann ab einem Glanzwert von 70 nicht zwischen hohem und sehr hohem Glanz unterscheiden. Das heisst, dass ein Material, das einen Glanzwert von über 70 erreicht, dem Betrachter als nicht weniger glänzend als ein Material erscheint, das einen Wert von 90 besitzt.

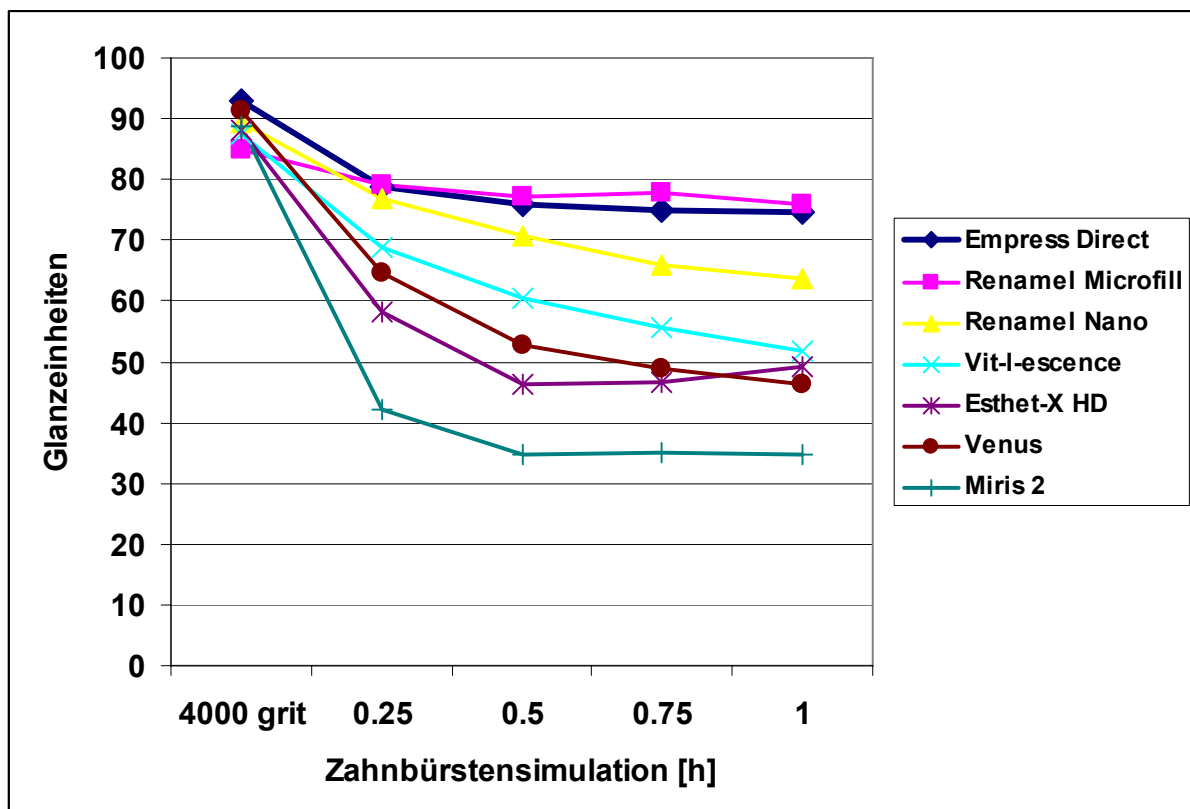


Abb 14: Abnahme des Oberflächenglanzes von planen IPS Empress Direct-Prüfkörpern im Vergleich zu herkömmlichen Produkten nach einer einstündigen Politur mit 4000 grit + 0,05 µm Polierflüssigkeit; bei einem Anpressdruck von 250 g und unter Verwendung von Colgate Total als Zahnpasta.



### 3.4 Abrasion

Der Verschleiss von Füllungsmaterialien ist ein wichtiger Parameter für die Überlebenswahrscheinlichkeit einer Restauration. Der Verschleiss hat Auswirkungen auf die Ästhetik und Kaufunktion der zahnärztlichen Versorgung. Verschleiss setzt sich aus verschiedenen Komponenten zusammen, die meist simultan ablaufen: Attrition (Zweikörperverschleiss), Abrasion (Dreikörperverschleiss mit abrasivem Medium, z.B. Nahrungsbolus, Zahnbürste), Erosion (chemische Degradation) und Ermüdung/Abfraktion (Abplatzung durch Rissbildung).

Um den Verschleiss eines Dentalmaterials *in vivo* zu messen, sind mindestens 12 bis 24 Monate Tragedauer erforderlich, damit die wirkliche Abrasion die Streuung der Messungen soweit übersteigt. Aus diesen Gründen werden Dentalmaterialien im Labor einer Kausimulation unterworfen, um die klinische Beständigkeit abzuschätzen.

Bei Ivoclar Vivadent wird eine Willytec Kaumaschine zur Verschleissmessung von Restaurationsmaterialien eingesetzt. Um die Streuung der Messwerte so klein wie möglich zu halten, werden standardisierte Empress Antagonisten verwendet. Plane Prüfkörper werden 120000 Kauzyklen bei einer Last von 50 N und einer horizontalen Bewegung von 0,7 mm ausgesetzt. Es handelt sich also um eine Zweikörperverschleissprüfung ohne abrasives Medium. Mit Hilfe eines 3D Laserscanners wird der vertikale Verschleiss ausgemessen. Vertikaler Verschleiss von weniger als 200 µm wird als geringer Verschleiss eingestuft, der Bereich von 200 – 300 µm als mittlerer Verschleiss.

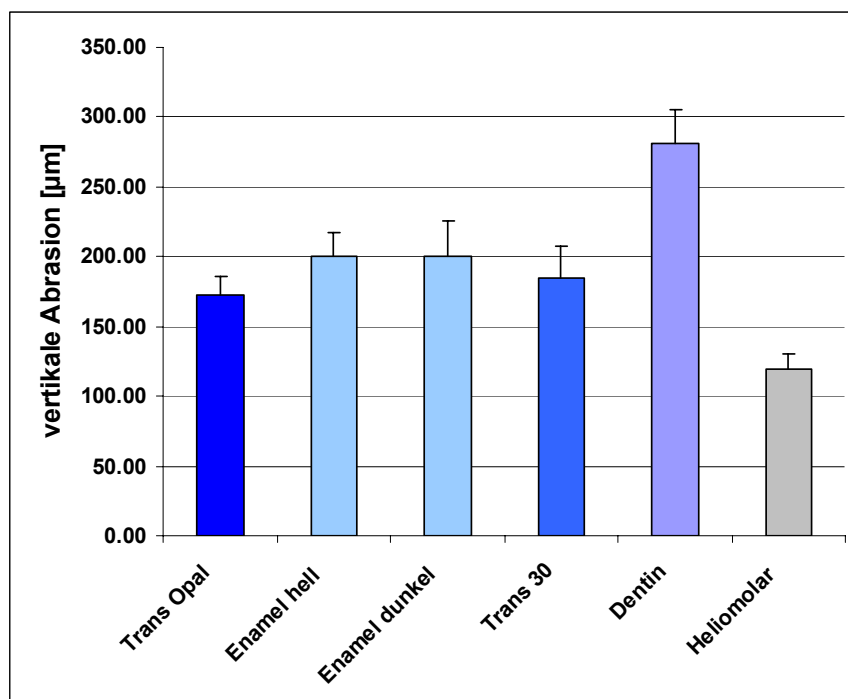


Abb. 15:

Vertikaler Verschleiss verschiedener IPS Empress Direct Materialien im Vergleich zu Heliomolar nach Kausimulation in der Willytec Kaumaschine. Plane Prüfkörper werden 120000 Kauzyklen bei einer Last von 50 N und einer horizontalen Bewegung von 0,7 mm ausgesetzt.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Abbildung 15 zeigt, dass der Verschleiss von IPS Empress Direct Materialien für die Schmelz- und Effektmassen bei Werten zwischen 170 und 200 µm liegt, für die Dentinmasse bei 280 µm. Diese Werte liegen etwas über denen von Heliomolar, das bezüglich der Abrasion als Goldstandard gilt.



### 3.5 Bruchzähigkeit von IPS Empress Direct

Die Bruchmechanik beschreibt das Verhalten eines Materials beim Vorhandensein von Rissen. Solche Risse können bei einer Komposit-Restauration schon durch das Finieren und Polieren eingearbeitet werden, oder sie können durch Ermüdung während der Kaubelastung entstehen. Diese Defekte schwächen in der Regel ein Dentalmaterial. Die Fähigkeit eines Materials, der Rissausbreitung zu widerstehen, wird Bruchzähigkeit (K1c) genannt. Je höher die Werte von K1c, desto höher ist der Widerstand eines Materials gegen Rissausbreitung. Abbildung 16 vergleicht die K1c Werte von IPS Empress Direct Materialien mit denen anderer ästhetischen Komposite.

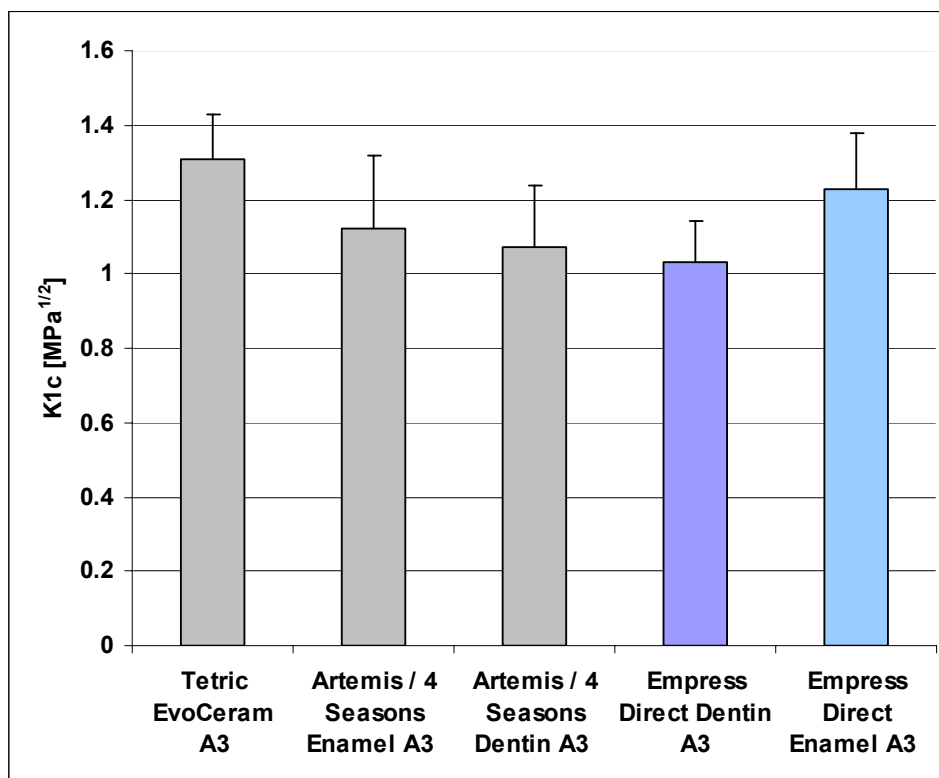


Abb. 16: Bruchzähigkeit von IPS Empress Direct Dentin und Enamel im Vergleich zu weiteren Kompositmaterialien.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

### 3.6 Handlingseigenschaften

#### 3.6.1 Ausdruckkraft des Materials aus dem Cavifil

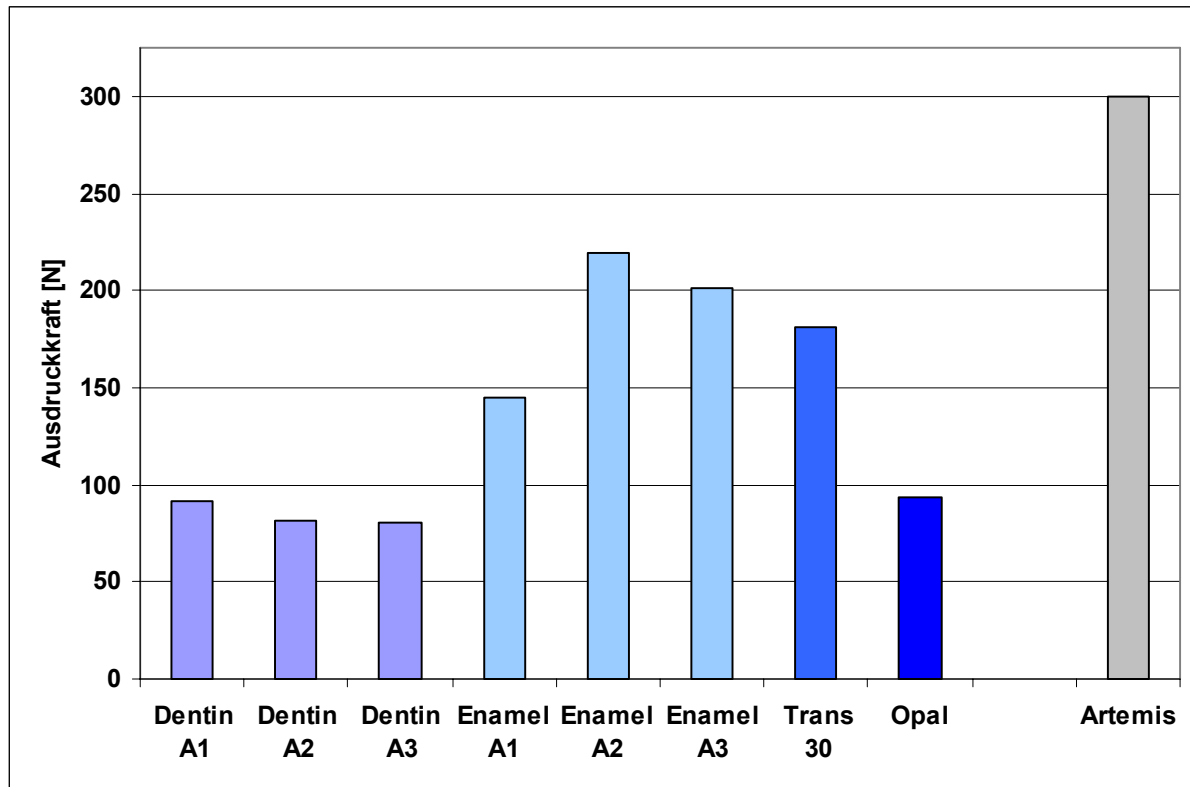


Abb. 17: Ausdruckkraft verschiedener IPS Empress Direct Pasten im Vergleich zum Komposit Artemis.

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

IPS Empress Direct sollte gegenüber dem Vorläuferprodukt Artemis nicht nur verbesserte Materialeigenschaften haben, sondern auch angenehmer in der Anwendung sein. Abbildung 17 belegt, dass die Kraft, die benötigt wird, um das Komposit aus dem Cavifil auszudrücken, für alle IPS Empress Direct-Pasten niedriger ist als für Artemis.

## 3.6.2 Lichtempfindlichkeit

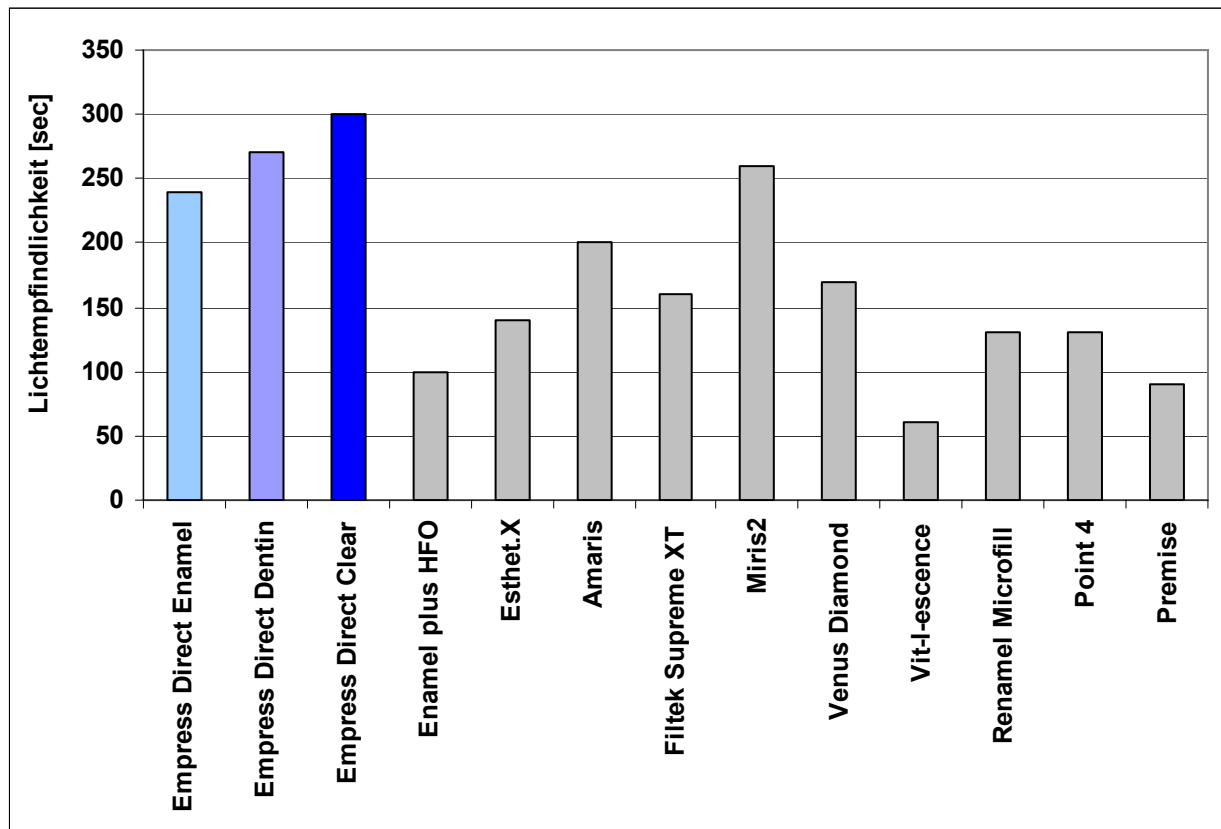


Abb. 18: Lichtempfindlichkeit verschiedener IPS Empress Direct Pasten im Vergleich zu herkömmlichen Kompositmaterialien (gemessen gemäss ISO 4049)

Untersuchung: F&E Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Wichtig für eine angenehme Handhabung eines Kompositmaterials ist auch die Zeit, die dem Zahnarzt zur Verarbeitung zur Verfügung steht, bevor das Material durch den Blaulichtanteil des Umgebungslichtes auszuhärten beginnt. Dies erfordert eine möglichst geringe Lichtempfindlichkeit. Je mehr Zeit zur Verfügung steht, desto unempfindlicher ist das Material. Abbildung 18 illustriert, dass für IPS Empress Direct mehr Zeit zur Verfügung steht, d.h. die Lichtempfindlichkeit von IPS Empress Direct im Vergleich zu herkömmlichen Produkten ist geringer.

## 4. Klinische Untersuchungen

Eine interne klinische Studie mit IPS Empress Direct läuft, zwei externe Studien wurden 2009 initiiert.

### 4.1 Dr. Arnd Peschke, Interne Klinik F&E Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

**Studiendesign:** Es wurde das klinische Verhalten von IPS Empress Direct unter Verwendung des Adhäsivsystems Syntac in 60 Kavitäten der Klasse I-V im Bezug auf funktionelle, ästhetische und biologische Aspekte evaluiert. Alle Restaurationen wurden unter Kofferdam gelegt.

Kavitätenklasse	Anzahl Füllungen	Gültige Prozent
I	7	11.7%
II	13	21.7%
III	14	23.3%
IV	8	13.3%
V	18	30.0%
<i>Summe:</i>	<i>60</i>	<i>100%</i>

**Status:** Inzwischen sind vollständige 6-Monats-Daten vorhanden, das 12-Monats-Recall läuft.

**Resultate:** Die Bewertung der Füllungsqualität richtet sich nach den von Hickel et al., 2007 publizierten Kriterien. Dabei bedeutet  $\alpha$  „klinisch exzellent/sehr gut“,  $\alpha_2$  „klinisch gut“,  $\beta$  „klinisch genügend/zufriedenstellend“,  $\gamma$  „klinisch nicht zufriedenstellend“ und  $\delta$  „klinisch ungenügend“.

Füllungsqualität	Häufigkeit	Gültige Prozent
$\alpha$	50	83.3%
$\alpha_2$	7	11.7%
$\beta$	2	3.3%
$\gamma$	0	0%
$\delta$	1	1.7%
<i>Summe:</i>	<i>60</i>	<i>100%</i>

Bewertungskriterium	Klasse I-V gesamt	Klasse I und II	Klasse III und IV	Klasse V
Nachuntersuchte Restaurationen (6 Monate)	98.3%	100%	100%	94.4%
Leichte Randunregelmässigkeiten*	8.5% $\alpha_2$	15% $\alpha_2$	4.5% $\alpha_2$	5.9% $\alpha_2$
Leichte Randverfärbungen*	3.4% $\alpha_2$	0%	0%	11.8% $\alpha_2$
Deutliche Randverfärbungen	0%	0%	0%	0%
Randspalten	0%	0%	0%	0%
Unterschuss	0%	0%	0%	0%
Chipping	3.4% $\beta$	5% $\beta$	4.5% $\beta$	0%
Sekundärkaries	0%	0%	0%	0%
Postoperative Sensitivität	0%	0%	0%	0%
Retentionsverlust	1.7%	0%	0%	5.6%
Überlebensrate	98.3%	100%	100%	94.4%
<b>Mod. USPHS Bewertung</b>	<b>83.3% <math>\alpha</math></b> <b>11.7% <math>\alpha_2</math></b> <b>3.3% <math>\beta</math></b> <b>1.7% <math>\delta</math></b>	<b>75% <math>\alpha</math></b> <b>20% <math>\alpha_2</math></b> <b>5% <math>\beta</math></b>	<b>90.9% <math>\alpha</math></b> <b>4.5% <math>\alpha_2</math></b> <b>4.5% <math>\beta</math></b>	<b>83.3% <math>\alpha</math></b> <b>11.1% <math>\alpha_2</math></b> <b>5.6% <math>\delta</math></b>

\* die dokumentierten Randdefizite betrafen nie mehr als durchschnittlich 1.47% ( $\pm 6.2$ ) des Gesamttrandes und sind somit nahezu vernachlässigbar

**Fazit:** Abgesehen von einem Füllungsverlust in der Klasse V wurden keinerlei klinisch unakzeptable Bewertungen vergeben. Die ästhetische Integration des Materials war in 78% der Fälle perfekt, und in 22% klinisch gut (beim Start der Untersuchung waren noch nicht alle Farben verfügbar). Mit IPS Empress Direct wurden folglich funktionell und ästhetisch hervorragende Ergebnisse erzielt.

#### 4.2 Prof. Dr. Antonio Cerutti, Universität Brescia, Brescia, Italien

**Studiendesign:** 20 Klasse IV Restaurationen wurden mit IPS Empress Direct Pasten und dem Haftvermittler ExciTE eingesetzt.

**Status:** Die Studie wurde im September 2009 begonnen.

#### 4.3 CRA, Utah, USA

**Studiendesign:** Studie mit 40 Klasse II Restaurationen mit IPS Empress Direct, Heliomolar sowie dem Haftvermittler AdheSE.

**Status:** Die Studie wurde im Juni 2009 begonnen.

#### 4.4 Zusammenfassung

Das ästhetische Potential von IPS Empress Direct kann bisher als exzellent bewertet werden. Es liegen noch keine klinischen Ergebnisse aus Langzeituntersuchungen vor, aber die bisherigen klinischen Erfahrungen zeigen die sehr gute klinische Funktion.

## 5. Toxikologische Bewertung

### 5.1 Einleitung

Zahnärzte stellen sehr hohe Ansprüche an ästhetische Kompositmaterialien. Darum wurde bei der Entwicklung von IPS Empress Direct darauf geachtet, vor allem Rohstoffe einzusetzen, die sich seit Jahren in dentalen Kunststoffmaterialien *in vivo* bewährt haben. Deswegen kann für die Bewertung der toxikologischen Eigenschaften von IPS Empress Direct auf Erfahrungen mit bewährten dentalen Kompositen und deren Inhaltstoffe zurückgegriffen werden.

Die verwendeten Katalysatoren, Stabilisatoren und Pigment sind Industriestandard und wurden schon in vielen, intensiv untersuchten Produkten von Ivoclar Vivadent verwendet.

### 5.2 Toxizität von IPS Empress Direct

Füllstoffe aus Glas und Siliziumdioxid sind chemisch inert. Bei der Polymerisation werden sie zusätzlich in eine Kunststoffmatrix eingebettet. Darum stellen sie kein toxikologisches Risiko dar. Die Toxizität des Ytterbiumtrifluoridfüllers, welchem die Ivoclar Vivadent Komposits ihre herausragende Röntgenopazität verdanken, wurde in Ratten getestet. Bei der höchsten getesteten Dosis von 5000 mg/kg starb kein Tier und es wurden auch keine pathologischen Organveränderungen gefunden [1]. Weiter wurde überprüft, dass Ytterbiumtrifluorid keinerlei Radioaktivität aufweist, die über den natürlichen Hintergrund hinausgeht [2]. IPS Empress Direct enthält keine flüchtigen Stoffe, so dass eine schädliche Wirkung auf das respiratorische System ausgeschlossen werden kann.

In IPS Empress Direct werden nur bekannte und in anderen Kompositmaterialien bereits verwendete Monomere eingesetzt. Bislang sind keine adversen Effekte beobachtet worden

Für den Test auf Zytotoxizität (XTT-Test) wurden Prüfkörper aus IPS Empress Direct angefertigt, indem das Compositmaterial in eine Form definierter Grösse (2 cm Ø, 1 mm hoch) eingebracht und zwischen Mylar-Folien polymerisiert wurde. Diese Plättchen wurden anschliessend in einem definierten, geeigneten Medium inkubiert und auf diese Art wurde ein Extrakt gewonnen. Mit einer Konzentrationsreihe dieses Extrakts wurde der Toxizitätstest durchgeführt. Es wurden in diesem Zytotoxizitätstest für IPS Empress Direct keine toxischen Wirkungen festgestellt [3].

Ausgehärtetes Material besitzt zudem eine sehr geringe Wasserlöslichkeit, so dass auch bei lebenslanger Exposition keine toxikologische Problematik auftreten sollte. Darum darf angenommen werden, dass IPS Empress Direct keine relevante toxikologische Gefährdung aufweist.

### 5.3 Mutagenität von IPS Empress Direct

IPS Empress Direct enthält Monomere, die schon in Produkten wie Artemis, Tetric und Tetric Ceram eingesetzt wurden. Daher lassen sich die Ergebnisse der Mutagenitätsprüfung dieser Monomere auch auf das Produkt IPS Empress Direct übertragen. Kein Monomer zeigte im Rückmutationstest (Ames Test) mit *Salmonella typhimurium* eine mutagene Wirkung [4-6]. Außerdem wurden Extrakte von IPS Empress Direct mit 0.9%iger Salzlösung sowie mit Dimethylsulfoxid (DMSO) hergestellt und auf ihre Mutagenität untersucht. Weder der bakterielle Rückmutationstest (mit *Salmonella typhimurium* und *E.coli*) noch der Säugerzellmutationstest mit Mauslymphomzellen (L5178Y) ergab ein mutagenes Potenzial für die IPS Empress Direct Extrakte [7,8]. Darum darf gemäss dem gegenwärtigen Stand der Kenntnisse angenommen werden, dass IPS Empress Direct kein mutagenes Potential hat.

#### **5.4 Irritation und Sensibilisierung**

Wie alle lighthärtenden Dentalmaterialien enthält IPS Empress Direct Methacrylate. Diese können in unausgehärtetem Zustand leicht irritierend wirken. IPS Empress Direct-Extrakte zeigten keinerlei Zytotoxizität [3], daher ist das Risiko, dass IPS Empress Direct Irritationen der Mundschleimhaut verursacht, sehr gering.

Methacrylate können jedoch, insbesondere im unausgehärteten Zustand, zu Sensibilisierungen und allergischen Reaktionen führen, wie zum Beispiel zu Kontaktdermatitis. Das Allergierisiko kann durch eine Arbeitstechnik minimiert werden, die jeglichen direkten und indirekten Hautkontakt ausschliesst. Hierbei ist zu beachten, dass auch handelsübliche medizinische Handschuhe keinen ausreichenden Schutz gegen den sensibilisierenden Effekt von Methacrylaten bieten.

#### **5.5 Schlussfolgerungen**

Die toxikologischen Untersuchungen sowie Erfahrungen mit Dentalmaterialien, welche vergleichbare Inhaltsstoffe verwenden wie IPS Empress Direct, lassen darauf schliessen, dass gemäss dem aktuellen Stand der Kenntnisse IPS Empress Direct weder für Patienten noch Behandler ein Gesundheitsrisiko darstellt, mit der Ausnahme von möglichen allergischen Reaktionen.

#### **5.6 Literatur zur Toxikologie**

- [1] Acute Oral Toxicity (LD50) Study with Ytterbium-trifluoride, anhydrous in Rats. RCC Project 048881. July 1985.
- [2] Certificate – Determination of radioactivity. RCC Project 045224. February 1985.
- [3] Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-Test) with NEC ES. RCC-CCR Report No. 1159401. 2008.
- [4] Schweikl H, Schmalz G, Rackebrandt K. The mutagenic activity of unpolymerized resin monomers in Salmonella typhimurium and V79 cells. *Mutat Res* 1998;415:119-130.
- [5] Poth A. Salmonella typhimurium reverse mutation assay. CCR Report No. 317902. 1992.
- [6] Wollny H. Salmonella typhimurium reverse mutation assay. RCC-CCR Report No. 710002. 2001.
- [7] Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. RCC-CCR Report No. 1159402. 2008.
- [8] Wollny H. Cell mutation assay at the thymidine kinase locus (TK +/-) in mouse lymphoma L5178Y cells. RCC-CCR Report No. 1159403. 2008.

### **6. Literatur**

- Condon JR, Ferracane JL (1996). Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent. Mater.* 12:218-226.
- Eisenmann DR (1998). Enamel structure. In: *Oral Histology. Development, Structure and Function*. AR Ten Cate editor. St. Louis: Mosby, pp. 218-235.
- Fernandez CP, Chevitarese O (1991). The orientation and direction of rods in dental enamel. *J. Prosthet. Dent.* 65:793-800.
- Garberoglio R, Brännström M (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 21:355-362.
- Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S (2000). Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J. Prosthet. Dent.* 83:418-423.

- Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G (2007). Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. J Adhes Dent. 9 Suppl 1:121-47.
- Krejci I, Stavridakis M (2001). Marginal adaptation of class IV composites before and after loading. J. Dent. Res. 80:590.
- Schroeder HE (1991). Oral Structural Biology New York: Thieme.
- ten Bosch JJ, Coops JC (1995). Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. J. Dent. Res. 74:374-380.
- Torneck CD (1998). Dentin pulp complex. In: Oral Histology. Development, Structure and Function. AR Ten Cate editor. St. Louis: Mosby, pp. 150-196.

---

Diese Dokumentation enthält einen Überblick über interne und externe wissenschaftliche Daten ("Informationen"). Die Dokumentation und die Informationen sind allein für den internen Gebrauch von Ivoclar Vivadent und externen Ivoclar Vivadent-Partnern bestimmt. Sie sind für keinen anderen Verwendungszweck vorgesehen. Obwohl wir annehmen, dass die Informationen auf dem neuesten Stand sind, haben wir sie nicht alle überprüft und können und werden nicht für ihre Genauigkeit, ihren Wahrheitsgehalt oder ihre Zuverlässigkeit garantieren. 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 poenale 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: Februar 2010

---