

Laurentia Schuster, Till Dammaschke

# Lichthärtende Pulpaüberkappungsmaterialien: eine Übersicht

**Indizes:** Kalziumsilikatzemente, lichthärtende Überkappungsmaterialien, Pulpa, Überkappung, Vitalerhaltung

**Zusammenfassung:** Kommt es zu einer akzidentellen Exposition der Pulpa im Rahmen eines dentalen Traumas oder bei der Kariesexkavation, sind vitalerhaltende Maßnahmen erforderlich. Goldstandard für diese Behandlung sind die hydraulischen Kalziumsilikatzemente (HKSZ). Ihre relativ lange Abbindezeit erscheint jedoch von Nachteil, weshalb von etlichen Herstellern licht- oder dualhärtende Überkappungsmaterialien, genauer gesagt fließfähige Komposite mit Zusatz von Portlandzement-, Kalziumsilikat- oder MTA-Pulver angeboten werden. Diese Produkte werden als biokompatibel und bioaktiv beworben. Wirft man jedoch einen Blick in die zu dieser Materialklasse vorhandene Literatur, ist das Gegenteil festzustellen. Nicht nur haben die lichthärtenden Überkappungsmaterialien signifikant schlechtere Materialeigenschaften als die HKSZ, es lassen sich mitunter ausgeprägte zytotoxische Wirkungen dieser Materialien nachweisen. In klinischen Studien schneiden diese Materialien ebenfalls signifikant schlechter ab als HKSZ. Über Kompositmaterialien ist hinreichend bekannt, dass sie schädliche Monomere enthalten und zytotoxische Wirkungen haben. Aufgrund der vielfältigen, wissenschaftlich belegten Nachteile fließfähiger, licht- oder dualhärtender Komposite mit Zusatz von Portlandzement-, Kalziumsilikat- oder MTA-Pulver kann trotz ihrer verkürzten Aushärtungszeit keine Empfehlung hinsichtlich ihrer Eignung als Überkappungsmaterialien für die Pulpa ausgesprochen werden. In der Zahnmedizin gibt es grundsätzlich keine Indikation für die Verwendung licht- oder dualhärtender Materialien, die Kalziumsilikat enthalten.

## Warum Sie diesen Artikel lesen sollten

Entscheidend für den Erfolg vitalerhaltender Maßnahmen ist neben der korrekten Durchführung der Behandlung auch die Wahl eines adäquaten Überkappungsmaterials. Für alle erhältlichen Materialien wird eine hohe Biokompatibilität versprochen, bei den licht- und dualhärtenden Materialien trifft dieses Versprechen jedoch meist nicht zu. Dieser Artikel gibt einen Überblick über die verfügbaren licht- und dualhärtenden Materialien und ihre Eignung zum Einsatz im Rahmen vitalerhaltender Maßnahmen.

## EINLEITUNG

Bei der großen Fülle der auf dem Markt erhältlichen Materialien für die Überkappung der exponierten Pulpa ist es schwer, die Übersicht zu behalten. Dieser Artikel soll einen Überblick über die bekanntesten verfügbaren lichthärtenden Überkappungsmaterialien geben und die dazu vorhandene Literatur hinsichtlich ihrer chemisch-physikalischen

und biologischen Eigenschaften beleuchten. Dabei wird kein Anspruch auf Vollständigkeit erhoben.

Die Vorteile der hydraulischen Kalziumsilikatzemente (HKSZ) wurden seit ihrer Einführung in der Literatur hinreichend bewiesen. Und doch mag deren Aushärtungszeit von etwa 15 Minuten<sup>1</sup> bis 3 Stunden<sup>70</sup> im Praxisalltag von Nachteil erscheinen. Um diesen Nachteil auszugleichen, werden von verschiedenen Herstellern kalziumhydroxid- oder kalziumsilikathaltige, fließfähige Komposite angeboten, die sogenannten „lichthärtenden Kalziumsilikatzemente“ (Abb. 1 bis 5).

Die bekanntesten, seit etlichen Jahren auf dem Markt erhältlichen Vertreter der lichthärtenden Überkappungsmaterialien sind TheraCal LC (BISCO, Schaumburg, IL, USA), TheraCal PT (BISCO, Schaumburg, IL, USA), ApaCal ART™ (Prevest DenPro Limited, Jammu, Indien), ACTIVA™ BioACTIVE BASE/LINER™ (Pulpdent Corporation, Watertown, MA USA), Vitrebond™ (3M, Saint Paul, MN, USA), Calcimol LC (VOCO, Cuxhaven, Deutschland), Lime-Lite™ (Pulpdent Corporation, Watertown, MA, USA), Prisma VLC Dycal (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA) und Ultra-Blend™ plus (Ultradent Products Inc., Köln, Deutschland). Es kommen ständig weitere Materialien hinzu, beispielsweise in letzter Zeit ReViCal (R-Dental, Hamburg, Deutschland), MTA PulpCap oder Pulprotec MTA (beide Cumentec, Tübingen, Deutschland). Neben den genannten sind noch etliche

## Manuskript

Eingang: 23.12.2023

Annahme: 18.01.2024



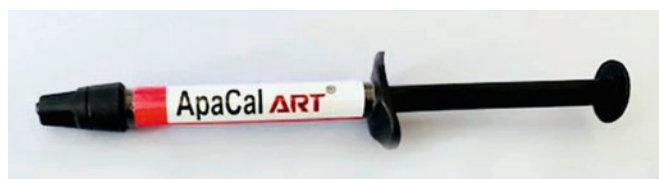
**Abb. 1** TheraCal LC (BISCO, Schaumburg, IL, USA) (oben) und TheraCal PT (BISCO, Schaumburg, IL, USA) (unten)



**Abb. 2** ReViCal (R-Dental, Hamburg, Deutschland)



**Abb. 3** MTA PulpCap (Cumdente, Tübingen, Deutschland) (oben) und Pulprotect MTA (Cumdente, Tübingen, Deutschland) (unten)



**Abb. 4** ApaCal ART (Prevest DenPro Limited, Jammu, Indien)



**Abb. 5** Calcimol LC (VOCO, Cuxhaven, Deutschland)

andere Materialien verfügbar, deren Aufzählung den Rahmen dieses Artikels sprengen würde. Für alle diese Produkte versprechen die Hersteller eine Zeitersparnis sowie eine ausgeprägte Biokompatibilität und die Freisetzung von Kalzium- und Hydroxidionen. Weitere Vorteile sind nach Angaben der Hersteller eine verringerte Wasserlöslichkeit und Porosität sowie ihre Widerstandsfähigkeit gegen Phosphorsäure und somit das Wegfallen der Notwendigkeit, das Überkappungsmaterial mit einer Unterfüllung zu bedecken. Im Hinblick auf die Überlebens- und Erfolgsraten einer Pulpaüberkappung mit lichthärtenden Überkappungsmaterialien und im Hinblick auf die Freisetzung von Kalzium- und Hydroxidionen aus dieser Materialgruppe ist die Datenlage jedoch nicht so eindeutig, wie sie es bei den HKSZ ist.

## ÜBERSICHT ÜBER DIE MATERIALIEN

In Tabelle 1 sind die Anwendungsgebiete und Inhaltsstoffe einiger lichthärtender Überkappungsmaterialien entsprechend den Sicherheitsdatenblättern der jeweiligen Hersteller aufgeführt.

## TheraCal LC (BISCO, Schaumburg, IL, USA)

TheraCal LC ist ein fließfähiges, lichthärtendes Komposit, das Portlandzement enthält. Geliefert wird es in einer Spritze zusammen mit passenden Applikationskanülen. Es ist vom Hersteller sowohl für die indirekte als auch für die direkte Überkappung einer mechanisch oder kariös exponierten Pulpa freigegeben. Laut Hersteller wirkt es als Barriere und Schutz des pulpalen Komplexes, kann unter allen gängigen Restaurationsmaterialien als Unterfüllung genutzt werden und fungiert als Alternative zu Kalziumhydroxid. Es besteht demnach aus Trikalziumsilikat, das in eine hydrophile Kompositmatrix eingebettet ist, setzt Kalziumionen frei und hat einen alkalischen pH-Wert, ist feuchtigkeits-tolerant und radioopak. Der Hersteller wirbt zudem mit seiner einzigartigen Fähigkeit, die Hydroxylapatitbildung zu stimulieren. Wo Hydroxylapatit entstehen soll oder was damit gemeint ist, wird nicht weiter ausgeführt. Es soll in Schichtdicken von maximal 1 mm im Bereich der exponierten Pulpa aufgetragen und für 20 Sekunden lichtpolymerisiert werden. TheraCal LC ist in zahlreichen Material-, *In-vitro*- und *In-vivo*-Studien

untersucht worden. Von allen hier vorgestellten Materialien ist es das am besten untersuchte.

### TheraCal PT (BISCO, Schaumburg, IL, USA)

TheraCal PT ist ein fließfähiges, dualhärtendes Zwei-Komponenten-Komposit, das Portlandzement enthält. Geliefert wird es in einer Automix-Spritze zusammen mit passenden Applikationskanülen. Es ist vom Hersteller sowohl für die direkte als auch für die indirekte Überkappung einer mechanisch oder kariös exponierten Pulpa freigegeben. Erwähnt wird explizit auch, dass das Material – anders als TheraCal LC – für Pulpotomien genutzt werden könne. Es erhalte die Vitalität der Pulpa und fungiere als Barriere und Schutz des pulpalen Komplexes. Aufgrund der Einbettung der Kalziumsilikatpartikel in eine hydrophile Kompositmatrix sei das Material feuchtigkeitstolerant und nur sehr gering löslich, es setze viele Kalziumionen frei und habe auch nach 7 Tagen noch einen alkalischen pH-Wert. Es kann laut Hersteller in unbegrenzten Schichtdicken im Bereich der exponierten Pulpa aufgetragen und polymerisiert werden, da eine vollständige Aushärtung durch die dualhärtenden Eigenschaften sichergestellt sei. Der Hersteller gibt eine Verarbeitungszeit von 35 Sekunden und eine maximale Aushärtungsdauer von 5 Minuten an, nach dem Einbringen in die Kavität soll das Material 10 Sekunden lichtgehärtet werden.

### ApaCal ART™ (Prevest DenPro Limited, Jammu, Indien)

ApaCal ART™ ist ein fließfähiges, lichthärtendes Komposit, das Trikalziumphosphat und Hydroxylapatit enthält. Der Hersteller empfiehlt das Material für die indirekte und die direkte Pulpaüberkappung, da es eine Barriere bilde und den Dentin-Pulpa-Komplex schütze. Es wird mit einer einzigartigen „active release technology“ geworben, d. h. einer schnelleren Freisetzung von Kalziumionen und einer schnelleren Dentinbrückenbildung, die durch das Material induziert werde. Für eine Überkappung soll das Material in Schichtdicken von maximal 1 mm aufgetragen und für 40 Sekunden lichtpolymerisiert werden.

### Calcimol LC (VOCO, Cuxhaven, Deutschland)

Calcimol LC ist ein fließfähiges, lichthärtendes Komposit, das Kalziumhydroxid enthält. Es ist vom Hersteller für die indirekte Überkappung der Pulpa freigegeben. Geliefert wird es in einer nachlauffreien Applikationsspritze zusammen mit den passenden Applikationskanülen. Geworben wird mit einer Förderung der Reizdentinbildung und einer guten Säureresistenz, sodass das Material als Säureschutz bei der Anwendung der Säure-Ätz-Technik geeignet sei. Will man es verwenden, sollen Schichten von über 1 mm Dicke in die Kavität eingebracht und für 20 Sekunden lichtpolymerisiert werden. Calcimol LC wurde in

einigen Material-, *In-vitro*- und *In-vivo*-Studien untersucht. Die Ergebnisse und Schlussfolgerungen dieser Untersuchungen fallen unterschiedlich aus.

### Prisma VLC Dycal (Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA)

Prisma VLC Dycal ist eine lichthärtendes, fließfähiges Komposit, das Kalziumhydroxid enthält und vom Hersteller für die indirekte und direkte Pulpaüberkappung freigegeben ist. Der Hersteller wirbt mit guten physikalischen Eigenschaften, einer guten Fließfähigkeit und geringen Wasserlöslichkeit und gleichzeitig der Fähigkeit des Materials, Dentin zu befeuchten. Außerdem beeinträchtigt es nicht die Polymerisation von Kompositen. Geliefert wird es in einer Tube. Obwohl schon länger auf dem Markt erhältlich, ist das Material noch nicht sehr häufig untersucht worden.

### Ultra-Blend™ plus (Ultradent Products, South Jordan, UT, USA)

Ultra-Blend™ plus ist ein fließfähiges, lichthärtendes Komposit, das Kalziumhydroxid enthält und vom Hersteller sowohl für die direkte als auch für die indirekte Überkappung einer mechanisch exponierten Pulpa freigegeben ist. Beworben wird es als hoch gefüllter, schrumpfungstoleranter Liner, der für die Überkappung der Pulpa ideal geeignet sei. Es wird in einer Applikationsspritze mit den passenden Applikationskanülen geliefert. Die Gebrauchsanweisung empfiehlt das initiale Einbringen einer 0,5 mm dicken Schicht, die je nach Polymerisationslampe für 10–20 Sekunden ausgehärtet und dann mit Schichten von 2 mm Dicke überschichtet und für die gleiche Zeit ausgehärtet wird. Ultra-Blend™ plus wurde in der Vergangenheit einige Male in Material- und Zellstudien untersucht.

### Lime-Lite™ (Puldent, Watertown, MA, USA)

Bei Lime-Lite™ handelt es sich um ein selbstadhäsives, fließfähiges, lichthärtendes Komposit, das Hydroxylapatit enthält. Laut Hersteller gibt es Kalzium-, Phosphat- und Fluoridionen ab und ist für die indirekte Überkappung freigegeben. Es reduziere Überempfindlichkeiten, sei feuchtigkeitstolerant, habe eine stärkere Haftung am Dentin und sei aufgrund einer hohen Druck- und Verschleißfestigkeit sehr langlebig, außerdem sei es stoßdämpfend und enthalte weder Bisphenol-A noch Bis-GMA oder BPA-Derivate. Wird es in die Kavität eingebracht, so sollen die Schichtstärken 1–1,5 mm nicht überschreiten und für 20 Sekunden lichtpolymerisiert werden. Mittlerweile ist das Nachfolgepräparat Lime-Lite™ ENHANCED erhältlich. Obwohl schon länger auf dem Markt, ist das Material noch nicht sehr häufig untersucht worden.

Tab. 1 Inhaltsstoffe und Anwendungsgebiete der lichthärtenden Überkappungsmaterialien

Handelsname	Materialklasse	Inhaltsstoffe	Hersteller	Freigabe für ...
TheraCal LC	Komposit 1-Komponenten-System lichthärtend	Portlandzement Typ III, pyrogenes Siliziumdioxid, Bis-GMA, Polyglykol-Dimethacrylat, Bariumzirkonat	BISCO, Schaumburg, IL, USA	... direkte und indirekte Pulpaüberkappung
TheraCal PT	Komposit 2-Komponenten-System dualhärtend	Base-Paste: Portlandzement, Bis-GMA, Bariumzirkonat; Katalysatorpaste: Bis-GMA, Bariumzirkonat, Ytterbiumfluorid, Initiator	BISCO, Schaumburg, IL, USA	... Pulpotomie, direkte und indirekte Pulpaüberkappung
ReViCal	Komposit 1-Komponenten-System lichthärtend	Zubereitung aus verschiedenen Mineraloxiden und Methacrylaten: Mineraloxide GHS05, GHS07, H315, H317, H318; Methacrylate GHS07, H315, H319, H335, H317	R-dental, Hamburg, Deutschland	... direkte und indirekte Pulpaüberkappung
MTA PulpCap	Komposit 1-Komponenten-System lichthärtend	Zubereitung aus verschiedenen Mineraloxiden und Methacrylaten: Mineraloxide GHS05, GHS07, H315, H318, H317; Methacrylate GHS07, H315, H319, H335, H317	Cumdente, Tübingen, Deutschland	... direkte und indirekte Pulpaüberkappung
Pulprotect MTA	Komposit 1-Komponenten-System lichthärtend	Zubereitung aus verschiedenen Mineraloxiden und Methacrylaten: Mineraloxide GHS05, GHS07, H315, H318, H317; Methacrylate GHS07, H315, H319, H335, H317	Cumdente, Tübingen, Deutschland	... indirekte Pulpaüberkappung
ApaCal ART™	Komposit 1-Komponenten-System lichthärtend	Trikalziumphosphat, Hydroxylapatit, Methacrylat, Bariumzirkonat	Prevest DenPro Limited, Jammu, Indien	... direkte und indirekte Pulpaüberkappung
ACTIVA™ BioACTIVE BASE/LINER™	kompositmodifizierter Glasionomerzement 1-Komponenten-System dualhärtend	Mischung aus Diurethan und anderen Methacrylaten mit modifizierter Polyacrylsäure, amorphes Siliziumdioxid, Natriumfluorid	Pulpdent Corporation, Watertown, MA, USA	... indirekte Pulpaüberkappung
Calcimol LC	Komposit 1-Komponenten-System lichthärtend	Kalziumhydroxid, pyrogenes Siliziumdioxid, UDMA, TEGDMA	VOCO, Cuxhaven, Deutschland	... indirekte Pulpaüberkappung
Prisma VLC Dycal	Komposit 1-Komponenten-System lichthärtend	Kalziumhydroxid, Bariumsulfat, UDMA, TEGDMA	Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA	... direkte und indirekte Pulpaüberkappung
Ultra-Blend™ plus	Komposit 1-Komponenten-System lichthärtend	Kalziumhydroxid, Trikalziumphosphat, Diurethan-Dimethacrylat, TEGDMA	Ultradent Products Inc., Köln, Deutschland	... direkte und indirekte Pulpaüberkappung
Lime-Lite™	Komposit 1-Komponenten-System lichthärtend	Mischung aus Diurethan und anderen Methacrylaten, amorphes Siliziumdioxid	Pulpdent Corporation, Watertown, MA, USA	... indirekte Pulpaüberkappung
Vitrebond™	kompositmodifizierter Glasionomerzement 2-Komponenten-System lichthärtend	HEMA, polymere Säure, Essigester, Tetrahydrofuran (THF), Initiator	3M, Saint Paul, MN, USA	... indirekte Pulpaüberkappung

### ACTIVA™ BioACTIVE BASE/LINER™ (Pulpdent, Watertown, MA, USA)

ACTIVA™ BioACTIVE BASE/LINER™ ist ein dualhärtender, kompositmodifizierter Glasionomerzement, der laut Hersteller die Hydroxylapatitbildung stimuliert und durch eine kontinuierliche pH-abhängige Abgabe von Kalzium-, Phosphat- und Fluoridionen und gleichzeitige Wiederaufnahme dieser Ionen charakterisiert wird. Es ist vom Hersteller zur indirekten Pulpaüberkappung freigegeben. Beworben wird, dass das Material die Vorteile von Glasionomerzementen in einer bruchfesten

Kompositmatrix bietet, chemisch an den Zahn bindet und so gegen Mikroleakages abdichtet. Es sei bioaktiver als Glasionomerzemente und bruchresistenter als Komposite oder Glasionomerzemente sowie stoßabsorbierend, und die bioaktiven Füllstoffe imitierten die chemischen und physikalischen Eigenschaften natürlicher Zähne. Der Hersteller hebt besonders hervor, dass das Material weder Bisphenol A noch Bis-GMA oder BPA-Derivate enthalte. Empfohlen wird, das Material nach dem Anätzen und Konditionieren der Kavität in Schichtdicken von maximal 4 mm einzubringen und für 20 Sekunden zu lichtpolymerisieren. Nach weniger als 5 Minuten sei das Material vollständig ausgehärtet.

## Vitrebond™ (3M, Saint Paul, MN, USA)

Bei Vitrebond™ handelt es sich um ein lichthärtendes Glasionomer-Unterfüllungsmaterial. Vom Hersteller ist es als Unterfüllungsmaterial unter Komposit-, Keramik-, Metall- und Amalgamrestorationen freigegeben. Laut Hersteller reduziert das Material das Risiko postoperativer Hypersensibilitäten und kann als Alternative zu Kalziumhydroxid genutzt werden. Geliefert wird es als Pulver und Flüssigkeit, die miteinander vermischt werden müssen. Die Anleitung schreibt das Vermischen von einem Messlöffel Pulver mit einem Tropfen Flüssigkeit vor, die Mindestverarbeitungszeit beträgt demnach 60 Sekunden. In einer dünnen, maximal 1–2 mm dicken Schicht soll das Material in die Kavität eingebracht und 30 Sekunden lang lichtpolymerisiert werden. Mittlerweile ist das Nachfolgepräparat Vitrebond™ Plus, ein Zwei-Komponenten(Paste-Paste)-System, erhältlich, das nach Applikation in die Kavität für 20 Sekunden lichtgehärtet werden soll. Es wird im 3M™ Clicker™ Dispenser geliefert, sodass die Dosierung exakt reproduzierbar sei.

## PH-WERT UND KALZIUMIONENFREISETZUNG

pH-Wert-Untersuchungen finden als *In-vitro*-Untersuchung statt. Dabei wird nicht der pH-Wert des Materials selbst, sondern der des Lagermediums untersucht. Der pH-Wert ist abhängig von der Menge der im Lagermedium vorhandenen oder durch die Materialien ins Lagermedium abgegebenen (OH)<sup>-</sup>-Ionen.

TheraCal LC wies bei Lagerung in destilliertem Wasser<sup>5,24,57</sup> und HBSS<sup>42,66</sup> einen signifikant niedrigeren pH-Wert als HKSZ auf. Sein pH-Wert lag bei Immersion in destilliertem Wasser im leicht basischen Bereich<sup>12,53</sup>. Die Kalziumionenfreisetzung von TheraCal LC war niedriger als die von Biodentine<sup>24</sup>. ACTIVA wies bei Immersion in HBSS<sup>42</sup> und Lime-Lite bei Immersion in destilliertem Wasser<sup>24</sup> einen geringeren pH-Wert als HKSZ auf. Calcimol LC und Ultra-Blend plus erreichten bei Lagerung in destilliertem Wasser einen pH-Wert im nur schwach basischen Bereich<sup>53</sup>, verglichen mit HKSZ hatte Calcimol LC einen deutlich geringeren pH-Wert<sup>57</sup>. Bei Lagerung in HBSS erreichten ReViCal, MTA PulpCap, Pulprotec MTA und Calcimol LC einen signifikant geringeren pH-Wert als HKSZ<sup>66</sup>.

Die Autoren einer *Ex-vivo*-Untersuchung der indirekten Überkappung extrahierter Zähne mit TheraCal LC, Calcimol LC und ProRoot MTA und anschließender Lagerung in destilliertem Wasser fanden heraus, dass Calcimol LC bei einem ähnlichen pH-Wert wie ProRoot MTA signifikant weniger Kalziumionen freisetzte als dieses<sup>23</sup>. Ebenfalls *ex vivo* wurde die Freisetzung von Kalzium- und Hydroxidionen in isotonischer Salzlösung aus Calcimol LC und TheraCal LC mit Biodentine und MTA verglichen. Dabei konnte festgestellt werden, dass Biodentine und TheraCal LC mehr Kalziumionen freisetzten als Calcimol LC oder MTA. Die Hydroxidionenfreisetzung war aus Calcimol LC

am geringsten, gefolgt von TheraCal LC und MTA, und aus Biodentine am höchsten<sup>3</sup>. Auch haben Untersuchungen gezeigt, dass die Kalziumfreisetzung von TheraCal LC in HBSS<sup>8,13,14,42</sup>, ACTIVA in HBSS<sup>42</sup> und Lime-Lite in destilliertem Wasser<sup>24</sup> signifikant geringer war als die von HKSZ. Verglichen mit MTA geben sowohl TheraCal LC als auch TheraCal PT bei Immersion in destilliertem Wasser signifikant weniger Kalziumionen ab<sup>43</sup>.

Für die Übertragung dieser *In-vitro*-Ergebnisse auf die klinische Situation ist zu beachten, dass Werte, die bei Lagerung in simulierten Körperflüssigkeiten (z. B. HBSS) gewonnen werden, viel realistischer im Vergleich zu allen anderen Lagermedien sind. Es ist hinreichend bekannt, dass HKSZ mit den Ionen (z. B. Kalzium und Phosphat) aus diesen simulierten Körperflüssigkeiten reagieren. Diese Reaktion fehlt in Lagermedien wie destilliertem Wasser oder isotoner Kochsalzlösung, jedoch entzieht destilliertes Wasser aufgrund des hohen Ionenkonzentrationsgefälles den Materialien per se mehr Ionen. Demnach sind, was die Ionenfreisetzung betrifft [Ca<sup>2+</sup>, (OH)<sup>-</sup>], alle HKSZ den lichthärtenden Materialien signifikant überlegen.

## FESTIGKEIT UND LÖSLICHKEIT

Im Anschluss an die Überkappung der Pulpa wird der Zahn mit einer Restauration versorgt. Diese Restauration soll möglichst lange in Funktion bleiben. Deshalb ist es wichtig, dass das zur Überkappung genutzte Material langfristig eine hohe Festigkeit aufweist. Gleichzeitig ermöglicht eine ausgeprägte Materialporosität ein verbessertes Eindringen von Flüssigkeit und damit ein vermehrtes Herauslösen von wichtigen Ionen aus den Materialien.

TheraCal LC wies nach Immersion in destilliertem Wasser einerseits eine geringere Materialporosität und eine deutlich geringere Löslichkeit als Biodentine, ProRoot MTA oder Dycal auf<sup>24,25</sup>, auf der anderen Seite hatten verschiedene, in destilliertem Wasser gelagerte Kalziumhydroxid- und MTA-Präparate eine geringere Löslichkeit als TheraCal LC<sup>57</sup>. Eine *In-vitro*-Studie, die neben der Zytotoxizität von TheraCal LC auch dessen Löslichkeit und Wasseraufnahme untersuchte, hat gezeigt, dass bei Immersion in destilliertem Wasser oder einem Zellmedium die Wasseraufnahme und die Löslichkeit von TheraCal LC proportional zueinander mit zunehmender Untersuchungsdauer anstiegen<sup>12</sup>. Bei Lagerung in destilliertem Wasser ergab ein Vergleich zwischen Calcimol LC und ProRoot MTA, dass die Löslichkeit des HKSZ ähnlich hoch war wie die von Calcimol LC<sup>57</sup>. Porosität und Löslichkeit von in destilliertem Wasser gelagertem Lime-Lite waren deutlich geringer als jene von ProRoot MTA und Biodentine<sup>24</sup>.

Eine Materialuntersuchung von TheraCal LC, Biodentine und MTA konnte zeigen, dass TheraCal LC die initial höchste Druck- und Biegefestigkeit, Biodentine jedoch den größten Biegemodul hatte. Daraus folgerten die Autoren, dass TheraCal LC zwar beim Einbringen der

definitiven Restauration eine größere Frakturresistenz habe, dass Biodentine aber die langfristig größere Frakturresistenz unter einer Restauration in Funktion habe<sup>52</sup>.

Aus diesen Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass HKSZ eine größere Materialaktivität haben als die lichthärtenden Materialien: Je größer Porosität und Löslichkeit eines Materials sind, desto besser kann Flüssigkeit eindringen und wichtige Ionen, z. B. Kalziumionen, aus dem Material herauswaschen und für die Umgebung zugänglich machen. Das bedeutet, dass HKSZ besser Ionen abgeben können und langfristig eine stärkere Belastbarkeit aufweisen. Deshalb sind sie den lichthärtenden Materialien vorzuziehen.

## MONOMERAUSTRITT UND LICHPOLYMERISATION

Aus unpolymerisierten und polymerisierten Proben von TheraCal LC konnte eine Elution der Fotoinitiatoren DMABEE und Campherchinon sowie anderer Monomere nachgewiesen werden<sup>53</sup>. Der Austritt von TEGDMA aus TheraCal PT war signifikant höher als der aus TheraCal LC, doch trat aus TheraCal LC mehr Bis-GMA aus als aus TheraCal PT<sup>43</sup>. Die chromatografische Untersuchung von Calcimol LC und Ultra-Blend plus ergab ebenfalls, dass sowohl im polymerisierten als auch im unpolymerisierten Zustand etliche Monomere niedrigeren und höheren Molekulargewichts aus dem Material austraten, unter anderem HEMA, DMAEMA, TEGDMA und EGDMA sowie Campherchinon, die als zytotoxisch eingestuft werden<sup>53</sup>.

Nach einer Polymerisationszeit von 20 Sekunden waren 1,69 mm von 4 mm dicken Proben von TheraCal LC gehärtet<sup>25</sup>. Darüber hinaus konnte durch eine Fourier-Transformations-Infrarot-Spektroskopie (FTIR) gezeigt werden, dass bei Materialproben von TheraCal LC mit einer Schichtstärke von 1 mm nach einer Polymerisationszeit von 20 Sekunden, wie der Hersteller sie empfiehlt, ein Konversionsgrad von weniger als 30 % vorlag. Erst bei einer Polymerisationszeit von mehr als 90 Sekunden wurde ein Konversionsgrad von 90 % erreicht<sup>42</sup>. Das bedeutet, dass nach einer 20-sekündigen Polymerisation noch immer zu 70 % unpolymerisierte Monomere in TheraCal LC vorhanden waren. Der Grad der Polymerisation wiederum beeinflusst die Monomerabgabe aus den Materialien: Aus vollständig polymerisierten Materialien werden meist weniger Monomere an die Umgebung abgegeben als aus unvollständig oder nicht polymerisierten. Von freien Monomeren ist hinreichend bekannt, dass sie pulpatoxisch sind. Auch konnte, ebenfalls mithilfe von FTIR, gezeigt werden, dass TheraCal PT aufgrund seiner dualhärtenden Eigenschaften einen insgesamt signifikant höheren Konversionsgrad als TheraCal LC aufweist<sup>43</sup>.

Für alle Monomere, die in TheraCal LC, TheraCal PT und anderen lichthärtenden Überkappungsmaterialien enthalten sind, wurde *in vitro* eine zytotoxische Wirkung gezeigt<sup>29, 35, 38</sup>. Nach direktem Kontakt mit TheraCal LC kommt es zu einem signifikanten Rückgang der

Zellumsatzraten pulpaler Zellen<sup>32, 56</sup>. Für die Bildung von Hartgewebe nach der Überkappung der Pulpa ist es jedoch entscheidend, dass es zu einer Zunahme des Zellumsatzes kommt. Im Gegensatz zu TheraCal LC oder TheraCal PT lösen HKSZ eine Proliferation der Pulpazellen aus<sup>20, 21</sup>. Ähnlich wie andere lichthärtende Liner mit Kalziumhydroxid zeigt TheraCal LC bei direktem Kontakt mit menschlichen Pulpazellen eine signifikante zellschädigende Wirkung<sup>11, 26, 27, 32, 54, 56</sup>.

Doch nicht nur der geringe Konversionsgrad und infolgedessen die Monomerabgabe der lichthärtenden Materialien sollte dem Anwender zu denken geben. Auch die mögliche Temperaturerhöhung in der Pulpa durch die Lichtpolymerisation spielt eine Rolle. Eine Untersuchung des Temperaturanstiegs in der Pulpakammer während der Lichtpolymerisation ergab in einem *In-vitro*-Modell für TheraCal LC einen durchschnittlichen Temperaturanstieg von 7,53 °C. Dabei war der Temperaturanstieg bei direktem Kontakt der Polymerisationslampe mit TheraCal LC um etwa 1,5–2 °C niedriger als bei einem Abstand von 2 mm<sup>64</sup>. Geht man von einer durchschnittlichen Körpertemperatur von 36 °C aus und addiert den Temperaturanstieg infolge Lichtpolymerisation von TheraCal LC, ergibt sich eine theoretische intrapulpale Temperatur von mindestens 43,5 °C.

Bereits bei Temperaturen über 40 °C verlieren viele Proteine ihre Funktion. Über 45 °C beginnen sie zu denaturieren. Bei der direkten Überkappung mit lichthärtenden Materialien besteht also schon allein aufgrund der Temperaturerhöhung bei der Lichtpolymerisation theoretisch die Gefahr einer irreversiblen Schädigung des Pulpagewebes. HKSZ hingegen erwärmen sich bei der Aushärtung nicht und enthalten auch keine Monomere, die freigesetzt werden können.

## STRUKTURANALYSE

Eine Studie untersuchte Materialproben von TheraCal LC und Biodentine, die entweder mit HBSS oder dem Pulpa-Dentin-Komplex extrahierter Zähne (Zahnmodell) in Kontakt kamen, im Rasterelektronenmikroskop (REM). In HBSS gelagerte Proben von TheraCal LC wiesen eine geringere Hydratisierung und damit einhergehend eine geringere Ausbildung von Reaktionsprodukten als Biodentine auf. Im Zahnmodell bestand TheraCal LC weitestgehend aus Kompositmatrix und Radioopazitätsmolekülen, und an der Kontaktfläche zur Pulpa war nur eine geringe Menge an gebildetem Reaktionsprodukt nachweisbar. In der Röntgendiffraktometrie (XRD) konnte in TheraCal LC zwar Trikalziumsilikat nachgewiesen werden, jedoch kein Kalziumhydroxid<sup>14</sup>. Im Gegensatz dazu wies sowohl das in HBSS gelagerte als auch das Biodentine im Zahnmodell eine mit Reaktionsprodukt gesättigte Zementmatrix und vollständig hydratisierte Partikel auf, im XRD konnte sowohl Kalziumhydroxid als auch Trikalziumsilikat nachgewiesen werden<sup>14</sup>. Auch in anderen REM-Untersuchungen zeigte sich die Oberfläche von TheraCal LC arm an Reaktionsprodukt, im XRD war im Gegensatz zu Biodentine

kein Kalziumhydroxid nachweisbar<sup>5,13</sup>. Nach Lagerung in HBSS konnte im REM auf der Oberfläche von Biodentine die Bildung eines hydroxylapatitähnlichen Niederschlags gezeigt werden, auf der Oberfläche von TheraCal LC, ReViCal, MTA PulpCap, Pulprotec MTA und Calcimol LC nicht<sup>66</sup>. Frisch angemischte Proben von TheraCal LC stellten sich in einer weiteren REM-Untersuchung mit einer homogenen, fein granulierten Oberfläche dar, in der Kalzium, Silizium und Schwefel sowie Kohlenstoff und Stickstoff der Kompositmatrix nachweisbar waren<sup>24</sup>. Im REM zeigte sich für frisch angemischte Proben von Lime-Lite eine glatte Oberfläche, auf der die Autoren Hydroxylapatit-Nanopartikel erkennen konnten und in der Kohlenstoff, Kalzium und Phosphor sowie Barium, Schwefel und Silizium nachweisbar waren<sup>24</sup>. ApaCal ART zeigte in Materialstudien im Vergleich zu den anderen untersuchten Materialien in der Energiedispersiven Röntgenspektroskopie (EDX) die geringste Oberflächenkonzentration von Kalzium, im XRD fehlte für ApaCal ART der Nachweis von Trikalziumsilikat, und die nachgewiesene Menge von Kalziumhydroxid war deutlich geringer als in den anderen untersuchten Materialien (u. a. Biodentine, MTA Angelus)<sup>5</sup>.

Die Untersuchung der hier vorgestellten Materialien auf elementarer Ebene zeigt, dass die HKSZ den lichthärtenden Materialien hinsichtlich der Ionenfreisetzung und der Reaktion des Materials mit der umgebenden Flüssigkeit deutlich überlegen sind. Auf der Oberfläche der HKSZ bilden sich nebst anderem Kalziumhydroxid und Kalziumphosphat, auf der Oberfläche der lichthärtenden Materialien hingegen kaum bis gar nicht. Kalzium ist ein wichtiger Modulator der Zelldifferenzierung<sup>46, 49, 51, 62, 65, 68</sup>, der die Proliferation pulpaler Zellen dosisabhängig stimuliert<sup>16, 47, 62, 68</sup>. Kalziumionen induzieren sowohl die Differenzierung als auch die Mineralisationsleistung pulpaler Zellen und beeinflussen die exprimierte Menge von Bone Morphogenetic Protein-2 (BMP-2) und Osteopontin, die für den Mineralisationsprozess der Pulpa unabdingbar sind<sup>58, 62, 65</sup>. Aufgrund der weniger stark ausgeprägten Reaktion der lichthärtenden Materialien mit der Umgebungsflüssigkeit können sie diese Prozesse nur bedingt induzieren.

## HAFTKRAFT AM DENTIN UND RANDSPALTBILDUNG, HAFTKRAFT VON RESTAURATIONS-MATERIALIEN AM ÜBERKAPPUNGSMATERIAL

Die Haftkraft eines dentalen Kompositmaterials an mit TheraCal LC, Calcimol LC, Lime-Lite, ACTIVA BioACTIVE, Biodentine oder Dycal behandelten Zähnen wurde *ex vivo* an extrahierten, kariesfreien Zähnen untersucht. Es konnte festgestellt werden, dass alle untersuchten Materialien die Haftkraft des Komposits reduzierten, wobei TheraCal LC die größte und Dycal die geringste Haftkraft aufwiesen<sup>69</sup>. Im REM wies Ultra-Blend plus die prozentual höchste, ApaCal ART die prozentual dritthöchste, Calcimol LC die prozentual vierthöchste und TheraCal LC die prozentual fünfhöchste Randspaltbildung im Inneren von

Kavitäten sowie im Randbereich auf<sup>69</sup>, Biodentine schnitt deutlich besser ab. Bei einer *Ex-vivo*-Untersuchung der Adaptation und Randspaltbildung zwischen einem zur direkten Überkappung genutzten Material in Klasse-V-Kavitäten und der Dentinoberfläche extrahierter Zähne ließ sich im Mikro-CT für TheraCal LC eine signifikant stärkere Bildung von Randspalten und internen Porositäten als für Biodentine oder MTA nachweisen<sup>4</sup>.

Eine Metaanalyse mehrerer *In-vitro*-Studien kam zu dem Ergebnis, dass die Haftkraft von Kompositmaterialien an TheraCal LC und MTA signifikant besser war, wenn Total-Etch-Adhäsivsysteme genutzt wurden, die Haftkraft der Kompositmaterialien an Biodentine unterschied sich nicht, gleichgültig ob Self-Etch- oder Total-Etch-Adhäsivsysteme genutzt wurden<sup>30</sup>.

Eine homogene, kontinuierliche Kontaktfläche zwischen dem Überkappungsmaterial und der Pulpa ist erstrebenswert. Treten Spalten an der Kontaktfläche auf, so erzeugt dies Stress auf die Pulpa und verringert gleichzeitig die Druckfestigkeit der darüberliegenden Restauration. Aufgrund der nicht vorhandenen Randspaltbildung zwischen Überkappungsmaterial und Zahn sind die HKSZ den lichthärtenden Materialien vorzuziehen.

## ANTIMIKROBIELLE EIGENSCHAFTEN

In einer kombinierten *In-vitro*- und Materialstudie konnte eine vergleichbare antibakterielle Wirkung von TheraCal LC und Biodentine gegen *S. mutans*, *S. gordonii* und *S. sobrinus* gezeigt werden<sup>8</sup>. Andere Autoren konnten eine antibakterielle Wirkung von TheraCal LC gegen *S. mutans* nachweisen, die vergleichbar mit der von Dycal und stärker als die von Biodentine war<sup>55</sup>, sowie eine antibakterielle Wirkung von Calcimol LC gegen *S. sanguis*, die vergleichbar mit der von Dycal und stärker als jene von Biodentine war<sup>55</sup>. Ebenfalls *in vitro* wiesen Calcimol LC und TheraCal LC keine antibakterielle Wirkung gegen *S. salivarius* auf, Biodentine hingegen schon. Gegen *S. sanguis* war für Calcimol LC eine antibakterielle Wirkung nachweisbar, die ähnlich der von Biodentine und signifikant stärker war als jene von TheraCal LC. Eine signifikant größere antibakterielle Wirkung im Vergleich zu Calcimol LC oder Biodentine gegen *S. mutans* konnte für TheraCal LC nachgewiesen werden<sup>54</sup>. Dagegen konnten die Autoren einer anderen *In-vitro*-Studie keine antibakterielle Aktivität von Calcimol LC oder Biodentine gegen *L. casei* feststellen<sup>71</sup>. In einer kombinierten Material- und Zellstudie konnte für TheraCal LC und ACTIVA eine antibakterielle Wirkung nur bedingt nachgewiesen werden<sup>42</sup>.

Bei der Übertragung der mitunter heterogenen Ergebnisse dieser *In-vitro*-Studien in den klinischen Alltag ist zu beachten, dass dabei jeweils gegen einzelne Bakterienstämme getestet wurde. Monoinfektionen kommen in der Mundhöhle jedoch nicht vor. Vielmehr hat man es mit einer Mischflora zu tun, die in einem Biofilm organisiert ist. Im

Biofilm sind die Mikroorganismen per se deutlich resistenter gegenüber antimikrobiellen Substanzen, sodass die hier vorgestellten Ergebnisse nur mit Vorsicht zu interpretieren sind.

## ZYTOTOXIZITÄT, ENTZÜNDUNGSREAKTIONEN UND GEWEBEREAKTIONEN

*In vitro* wurde die Zytotoxizität verschiedener Überkappungsmaterialien untersucht. Dabei stellte sich heraus, dass nach 24, 48 und 72 Stunden Calcimol LC und TheraCal LC signifikant zytotoxischer waren als Biodentine oder MTA<sup>54,56</sup>. Im MTT-Assay wurde bei mit TheraCal LC in Kontakt gekommenen pulpalen Fibroblasten eine signifikant reduzierte Proliferationsrate nachgewiesen, pulpale Stammzellen produzierten weniger Dentin-Sialoprotein, und immunhistochemisch wurde eine verstärkte Ausschüttung von IL-8 (Interleukin-8) festgestellt<sup>37</sup>. In weiteren *In-vitro*-Zellkulturstudien wurde für TheraCal LC eine signifikant stärkere Zytotoxizität und geringere Zellvitalität als für Biodentine oder MTA sowie eine mineralisationsfördernde Wirkung von Biodentine und MTA festgestellt, die bei TheraCal LC fehlte<sup>48</sup> oder deutlich geringer war<sup>11,63</sup>. *In vitro* erwies sich TheraCal PT als nicht biokompatibel und war nicht in der Lage, Proliferation und Adhäsion von menschlichen Parodontalligamentstammzellen zu induzieren. Daher kann TheraCal PT nicht als endodontisches Reparaturmaterial oder zur Pulpaüberkappung empfohlen werden<sup>60</sup>. Ein *In-vitro*-Vergleich zwischen TheraCal LC, TheraCal PT und Biodentine ergab, dass TheraCal LC in allen drei und TheraCal PT in zwei untersuchten Mediumverdünnungen eine signifikant stärkere Zytotoxizität und eine signifikant geringere Zellviabilität der pulpalen Zellen aufwies als die Kontrollgruppe oder Biodentine<sup>63</sup>. Die Zellmorphologie der mit Biodentine behandelten Zellen war regelhaft, und es waren keine Veränderungen der Zellviabilität nachweisbar<sup>63</sup>. Auch ein zweiter Vergleich zwischen TheraCal PT, TheraCal LC und MTA lieferte korrespondierende Ergebnisse. TheraCal LC zeigte sich zytotoxischer als TheraCal PT, MTA war beiden TheraCal-Materialien überlegen<sup>59</sup>. In einer anderen Untersuchung schneidet TheraCal PT nicht besser ab als TheraCal LC, beide haben eine ähnlich zytotoxische Wirkung auf pulpale Zellen<sup>43</sup> und schneiden schlechter ab als MTA. Eine weitere *In-vitro*-Untersuchung konnte zeigen, dass TheraCal LC, ReViCal, MTA PulpCap, Pulprotec MTA und Calcimol LC im Gegensatz zu Biodentine eine signifikant stärkere zytotoxische Wirkung auf humane odonoblastenähnliche Zellen hatten<sup>67</sup>. Im MTT-Assay waren sowohl TheraCal LC als auch ACTIVA zytotoxisch<sup>42</sup>. *In vitro* wurden TheraCal LC, Ultra-Blend plus und Vitrebond untersucht. Dabei fiel auf, dass TheraCal LC den Zellmetabolismus pulpaler Zellen um 31,5–45,9 % senkte und dass die mit TheraCal LC in Kontakt gekommenen Zellen signifikant weniger Proteine exprimierten als die Kontrolle<sup>32</sup>. Ultra-Blend plus und Vitrebond reduzierten den Zellmetabolismus um 64,4 %–77,1 %, die mit Ultra-Blend plus oder Vitrebond in Kontakt gekommenen Zellen

exprimierten signifikant weniger Proteine und erschienen in ihrer Morphologie stark verändert<sup>32</sup>.

Die festgestellte Zytotoxizität der lichthärtenden Materialien im Gegensatz zu den HKSZ ist von Bedeutung, da nicht nur die Induktion der Mineralisationsleistung pulpaler Zellen ausschlaggebend für den Erfolg einer Pulpaüberkappung ist. Der Verschluss der Pulpawunde hat zum Ziel, die Vitalität der Pulpa und ihre Funktionalität zu erhalten. Es ist nicht außer Acht zu lassen, dass immer auch ein entzündungsfreier Zustand der Pulpa angestrebt wird. Deshalb ist für den Erhalt der regelhaften Funktion der Pulpa und physiologischer Gewebeerhältnisse eine ausgeprägte Biokompatibilität der genutzten Materialien wichtig, wie die HKSZ sie aufweisen.

## TIERVERSUCH

Eine Untersuchung, in deren Rahmen Ratten subkutane Materialproben von Calcimol LC, TheraCal LC, ACTIVA BioACTIVE BASE/LINER, Biodentine, ProRoot MTA oder Dycal implantiert und anschließend die Gewebetoxizität im subkutanen Bereich, der Leber und der Niere überprüft wurde, ergab, dass die klassischen Kalziumsilikat- und Kalziumhydroxidpräparate eine deutlich geringere bis nicht vorhandene Gewebetoxizität im Vergleich zu den lichthärtenden Materialien aufwiesen und dass innerhalb der Gruppe der lichthärtenden Materialien TheraCal LC am schlechtesten und ACTIVA BioACTIVE BASE/LINER am besten abschnitt<sup>10</sup>. An Hundezähnen wurden partielle Pulpotomien durchgeführt und diese mit TheraCal LC oder MTA überkappt. Nach 4 Wochen wurden histologische und immunhistologische Untersuchungen durchgeführt, die für MTA kontinuierliche kalzifizierte Hartgewebebrücken am Randbereich des überkappten Pulpaareals und des MTAs, einen palisadenartigen Odontoblastensaum und die Abwesenheit inflammatorischer Zellen ergaben, während die mit TheraCal LC überkappten Zähne eine deutliche Entzündungsreaktion, eine reduzierte Hartgewebebildung und keine Palisadenanordnung der Odontoblasten aufwiesen. Immunhistochemisch konnten in der Pulpa der mit MTA überkappten Zähne Osteocalcin und Dentin-Sialoprotein nachgewiesen werden, die beide für eine regelhafte Mineralisation des Dentins unabdingbar sind, in der Pulpa der mit TheraCal LC überkappten Zähne fehlten beide Proteine<sup>45</sup>.

Im Hinblick auf die Hartgeweberegeneration ist jedoch anzumerken, dass deren Dicke und Vollständigkeit nach Pulpaüberkappung nicht eindeutig und positiv mit dem klinischen Erfolg korreliert sind<sup>73</sup>. Die reine Beurteilung der Hartgewebsbrückenbildung hat daher wenig Aussagekraft.

## KLINISCHE STUDIEN

In einer randomisierten klinischen Studie wurden 109 Milchzähne mit tiefen kariösen Läsionen und Symptomen einer reversiblen Pulpitis



5–9 Jahre alter Kinder überkappt. Als Überkappungsmaterialien wurden Dycal, Biodentine und TheraCal LC genutzt. Wenngleich sich die klinischen Erfolgsquoten der drei Materialien kaum voneinander unterschieden, konnte in den histologischen Untersuchungen für TheraCal LC die signifikant geringste Erfolgsquote in Bezug auf die Integrität der Odontoblastenschicht, der pulpalen Entzündungsreaktion und anderer histologischer Veränderungen der Pulpa ermittelt werden<sup>61</sup>. Im Rahmen einer randomisierten klinischen Studie wurde an 27 dritten Molaren eine Pulpotomie mit anschließender Überkappung der Pulpa mit Biodentine, MTA oder TheraCal LC durchgeführt. Klinisch stellten sich alle Zähne nach 8 Wochen symptomfrei dar, die histologische Untersuchung ergab jedoch bei allen mit Biodentine behandelten Zähnen eine vollständige Hartgewebebrückenbildung, während dies bei TheraCal LC nur bei 11 % der Fall war<sup>9</sup>.

An dieser Stelle muss einschränkend bemerkt werden, dass sich die Eignung eines Überkappungsmaterials lediglich anhand von klinischen Befunden nicht beurteilen lässt. Der tatsächliche Gesundheitszustand oder die Pathologie der Pulpa lässt sich nicht anhand von klinischen Zeichen, Symptomen oder Röntgenbildern feststellen. Der tatsächliche, d. h. histologische, Zustand der Pulpa bleibt unklar, da alle derzeit verfügbaren klinischen Tests nicht in der Lage sind, diesen abzubilden. Nur eine histologische Analyse kann den tatsächlichen Zustand des Pulpagewebes nach einer Überkappung beurteilen<sup>22,33</sup>. Die Studien, bei denen eine histologische Untersuchung der überkappten Zähne erfolgte<sup>9,61</sup>, zeigten eindeutig, dass die lichthärtenden Überkappungsmaterialien den HKSZ signifikant unterlegen und daher nicht für die Überkappung der Pulpa geeignet sind.

## ZUSAMMENFASSUNG

Die Überkappung der exponierten Pulpa hat eine Hartgewebebrückenbildung zwischen dem exponierten Areal und dem zur Überkappung genutzten Material zum Ziel. Dadurch sollen Vitalität und Funktionalität der Pulpa erhalten werden. Dabei wird ein entzündungsfreier Zustand der Pulpa angestrebt. Für die Induktion einer Hartgewebebrückenbildung ist die Fähigkeit des verwendeten Materials zur Freisetzung von Kalzium- und Hydroxidionen essenziell<sup>28,50</sup>, für den Erhalt der regelhaften Funktion der Pulpa und physiologischer Gewebeverhältnisse ist eine ausgeprägte Biokompatibilität der genutzten Materialien wichtig.

Bei der Überkappung der exponierten Pulpa mit adhäsiven Materialien wurden in histologischen Untersuchungen mitunter starke Entzündungsreaktionen der Pulpa, zytotoxische Eigenschaften der adhäsiven Materialien und das Ausbleiben der Bildung einer hartgewebigen Brücke festgestellt<sup>2,17–19,31,34,40</sup>. Es konnte zudem nachgewiesen werden, dass Kompositmaterialien vor allem im unpolymersierten Zustand aufgrund der freien Monomere zytotoxisch auf pulpalen Zellen einwirken<sup>7,38</sup>.

Die Polymerisationszeit<sup>7,36</sup> und die Art der benutzten Polymerisationslampe<sup>72</sup> haben zusätzlichen Einfluss auf die zytotoxische Wirkung der Kompositmaterialien. Auch die lichthärtenden Kalziumsilikatzemente geben Monomere an ihre Umgebung ab<sup>53</sup>; darüber hinaus ist die Datenlage hinsichtlich der Freisetzung von Kalzium- und Hydroxidionen aus dieser Materialgruppe und der Überlebens- und Erfolgsraten einer Behandlung der exponierten Pulpa mit ebendiesen Materialien sehr heterogen.

Die Autoren einiger systematischer Reviews über die Thematik der lichthärtenden Überkappungsmaterialien konstatieren noch beträchtlichen weitergehenden Forschungsbedarf hinsichtlich der *In-vivo*- und *In-vitro*-Eignung der lichthärtenden Kalziumsilikatzemente zur Pulpaüberkappung<sup>6,15,41,44</sup>. Resümierend ist also festzustellen, dass zum jetzigen Zeitpunkt keine Empfehlung zur Verwendung der sogenannten lichthärtenden Kalziumsilikatzemente für eine indirekte oder direkte Überkappung der exponierten Pulpa ausgesprochen werden kann. Die lichthärtenden Kalziumsilikatzemente haben zwar eine geringere Löslichkeit und höhere Festigkeit sowie eine offensichtlich kürzere Aushärtungszeit als die HKSZ, sind diesen jedoch im Hinblick auf ihre Biokompatibilität deutlich unterlegen. Deshalb sollte bei vitalerhaltenden Maßnahmen einer Behandlung der Zähne mit einem HKSZ wie Biodentine oder MTA der Vorzug gegeben werden.

## INTERESSENKONFLIKT

Laurentia Schuster erklärt, dass kein Interessenkonflikt im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors besteht. Till Dammaschke gibt an, dass er Honorare der Firma Septodont für Vorträge erhalten hat.

## LITERATUR

1. About I (Hrsg): Biodentine™: Properties and Clinical Applications. Springer, Cham (Schweiz) 2022
2. Accorinte MLR, Loguerio AD, Reis A, Muench A: Adverse effects of human pulps after direct pulp capping with the different components from a total-etch, three-step adhesive system. *Dent Mater* 2005; 21: 599–607
3. Aksoy MK, Oz FT, Orhan K: Evaluation of calcium (Ca<sup>2+</sup>) and hydroxide (OH<sup>-</sup>) ion diffusion rates of indirect pulp capping materials. *Int J Artif Organs* 2017; 40: 641–646
4. Al Tuwiriq AA, El Ashiry EA, Alzahrani AY, Bamashmous N, Bakhsh TA: Tomographic evaluation of the internal adaption for recent calcium silicate-based pulp capping materials in primary teeth. *Biomed Res Int* 2021; E-Pub: doi.org/10.1155/2021/5523145
5. Anthrayose P, Aggarwal A, Yadav S, Naval RR, Talwar S: Microscopic and elemental characterization of hydrated dental pulp capping agents. *J Conserv Dent* 2021; 24: 496–501
6. Arandi NZ, Rabi T: TheraCal LC: from biochemical and bioactive properties to clinical applications. *Int J Dent* 2018; 26
7. Aranha AMF, Giro EMA, Hebling J, Lessa FCR, Costa CAS: Effects of light-curing time on cytotoxicity of a restorative composite on odontoblast-like cells. *J Appl Oral Sci* 2010; 18: 461–466
8. Arias-Moliz MT, Farrugia C, Lung CYK, Wismayer PS, Camilleri J: Antimicrobial and biological activity of leachate from light curable pulp capping materials. *J Dent* 2017; 64: 45–51

9. Bakhtiar H, Nekoofar MH, Aminishakib P et al.: Human pulp responses to partial pulpotomy treatment with TheraCal as compared with Biodentine and ProRoot MTA: a clinical trial. *J Endod* 2017; 43: 1786–1791
10. Bakir EP, Süsgün Yildirim Z, Bakir S, Ketani A: Are resin-containing pulp-capping materials as reliable as traditional ones in terms of local and systemic biological effects? *Dent Mater* 2022; 41: 78–86
11. Bortoluzzi EA, Niu LN, Palani CD et al.: Cytotoxicity and osteogenic potential of silicate calcium cements as potential protective materials for pulpal revascularization. *Dent Mater* 2015; 31: 1510–1522
12. Buonavoglia A, Lauritano D, Perrone D et al.: Evaluation of chemical-physical properties and cytocompatibility of TheraCal LC. *J Biol Regul Homeost Agents* 2017; 31: 1–9
13. Camilleri J: Hydration characteristics of Biodentine and TheraCal used as pulp capping materials. *Dent Mater* 2014; 30: 709–715
14. Camilleri J, Laurent P, About I: Hydration of Biodentine, TheraCal LC, and a prototype tricalcium silicate-based dentin replacement material after pulp capping in entire tooth cultures. *J Endod* 2014; 40: 1846–1854
15. Chen L, Suh BI: Cytotoxicity and biocompatibility of resin-free and resin-modified direct pulp capping materials: a state of the art review. *Dent Mater* 2017; 36: 1–7
16. Clapham DE: Calcium signaling. *Cell* 1995; 80: 259–268
17. Costa CAS, Lopes do Nascimento AB, Teixeira HM, Fontana UF: Response of human pulps capped with a self-etching adhesive system. *Dent Mater* 2001; 17: 230–240
18. Costa CAS, Oliveira MF, Giro EMA, Hebling J: Biocompatibility of resin-based materials used as pulp-capping agents. *Int Endod J* 2003; 36: 831–839
19. da Silva LAB, de Freitas AC, de Carvalho FK, de Queiroz AK, Nelson-Filho P, Porto-Neto ST: Direct pulp capping with a self-etching adhesive system: histopathologic evaluation in dogs' teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 108: e34–40
20. Dammaschke T, Stratmann U, Fischer RJ, Sagheri D, Schäfer E: Proliferation of rat molar pulp cells after direct pulp capping with dentine adhesive and calcium hydroxide. *Clin Oral Invest* 2011; 15: 577–587
21. Dammaschke T, Stratmann U, Wolff P, Sagheri D, Schäfer E: Direct pulp capping with mineral trioxide aggregate: an immunohistologic comparison with calcium hydroxide in rodents. *J Endod* 2010; 36: 814–819
22. Donnermeyer D, Dammaschke T, Lipski M, Schäfer E: Effectiveness of diagnosing pulpitis: a systematic review. *Int Endod J* 2022; 55: doi: 10.1111/iej.13762. Epub ahead of print.
23. Fahanna Beegum MS, George S, Anandaraj S, Isaac JS, Nubesh Khan S, Habibullah MA: Comparative evaluation of diffused calcium and hydroxyl ion release from three different indirect pulp capping agents in permanent teeth - an in vitro study. *Saudi Dent J* 2021; 33: 1149–1153
24. Gandolfi MG, Siboni F, Botero T, Bossù M, Riccitiello F, Prati C: Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *J Appl Biomater Funct Mater* 2015; 13: 43–60
25. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C: Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *Int Endod J* 2012; 45: 571–579
26. Giraud T, Jeanneau C, Bergmann M, Laurent P, About I: Tricalcium silicate capping materials modulate pulp healing and inflammatory activity in vitro. *J Endod* 2018; 44: 1686–1691
27. Giraud T, Jeanneau C, Rombouts C, Bakhtiar H, Laurent P, About I: Pulp capping materials modulate the balance between inflammation and regeneration. *Dent Mater* 2019; 35: 24–35
28. Goldberg M, Smith AJ: Cells and extracellular matrices of dentin and pulp/a biological basis for repair and tissue engineering. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004; 15: 13–27
29. Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC, Craig RG: Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *J Dent Res* 1991; 70: 1450–1455
30. Hardan L, Mancino D, Bourgi R et al.: Bond strength of adhesive systems to calcium silicate-based materials: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Gels* 2022; 8: 311
31. Hebling J, Giro EMA, Costa CAS: Human pulp response after an adhesive system application in deep cavities. *J Dent* 1999; 27: 557–564
32. Hebling J, Lessa FCR, Nogueira I, Carvalho MR, Costa CAS: Cytotoxicity of resin-based light-cured liners. *Am J Dent* 2009; 22: 137–142
33. Hilton TJ: Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Oper Dent* 2009; 34: 615–625
34. Hörsted-Bindslev P, Vilkinis V, Sidlauskas A: Direct capping of human pulps with a dentin bonding system or with calcium hydroxide cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003; 96: 591–600
35. Issa Y, Watts DC, Brunton PA, Waters CM, Duxbury AJ: Resin composite monomers alter MTT and LDH activity of human gingival fibroblasts in vitro. *Dent Mater* 2004; 20: 12–20
36. Ito Y, Kaga M, Oguchi H: Correlation between the illumination time and cytotoxicity of light-cured composite resins. *Shoni Shikagaku Zasshi* 1989; 27: 854–863
37. Jeanneau C, Laurent P, Rombouts C, Giraud T, About I: Light-cured tricalcium silicate toxicity to the dental pulp. *J Endod* 2017; 43: 2074–2080
38. Jontell M, Hanks CT, Bratell J, Bergenholtz G: Effects of unpolymerized resin components on the function of accessory cells derived from the rat incisor pulp. *J Dent Res* 1995; 74: 1162–1167
39. Karadas M, Atici MG: Bond strength and adaption of pulp capping materials to dentin. *Microsc Res Tech* 2020; 83: 514–522
40. Kitasako Y, Inokoshi S, Tagami J: Effects of direct resin pulp capping techniques on short-term response of mechanically exposed pulps. *J Dent* 1999; 27: 257–263
41. Komabayashi T, Zhu Q, Eberhart R, Imai Y: Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth. *Dent Mater* 2016; 35: 1–12
42. Koutroulis A, Kuehne SA, Cooper PR, Camilleri J: The role of calcium ion release on biocompatibility and antimicrobial properties of hydraulic cements. *Sci Rep* 2019; 9: 19019
43. Küden C, Karakas SN, Batmaz SG: Comparative chemical properties, bioactivity, and cytotoxicity of resin-modified calcium silicate-based pulp capping materials on human dental pulp stem cells. *Clin Oral Invest* 2022; 26: 6839–6853
44. Kunert M, Lukomska-Szymanska M: Bio-inductive materials in direct and indirect pulp capping – a review article. *Materials (Basel)* 2020; 13: 1204
45. Lee H, Shin Y, Kim SO, Lee HS, Choi HJ, Song JS: Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in dogs' teeth. *J Endod* 2015; 41: 1317–1324
46. Lopez-Cazaux S, Bluteau G, Magne D, Lieubeau B, Guicheux J, Alliot-Licht B: Culture medium modulates the behaviour of human dental pulp-derived cells: technical note. *Eur Cell Mater* 2006; 11: 35–42
47. Maeno S, Niki Y, Matsumoto H et al.: The effect of calcium ion concentration on osteoblast viability, proliferation and differentiation in monolayer and 3D culture. *Biomaterials* 2005; 26: 4847–4855
48. Manaspon C, Jongwannasiri C, Chumprasert S et al.: Human dental pulp stem cell responses to different dental pulp capping materials. *BMC Oral Health* 2021; 21: 209
49. Mizuno M, Banzai Y: Calcium ion release from calcium hydroxide stimulated fibronectin gene expression in dental pulp cells and the differentiation of dental pulp cells to mineralized tissue forming cells by fibronectin. *Int Endod J* 2008; 41: 933–938
50. Modena KC, Casas-Apayco LC, Atta MT et al.: Cytotoxicity and biocompatibility of direct and indirect pulp capping materials. *J Appl Oral Sci* 2009; 17: 544–554
51. Moghaddame-Jafari S, Mantellini MG, Botero TM, McDonald NJ, Nör JE: Effect of ProRoot MTA on pulp cell apoptosis and proliferation in vitro. *J Endod* 2005; 31: 387–391
52. Nielsen MJ, Casey JA, VanderWeele RA, Vandewalle KS: Mechanical properties of new dental pulp-capping materials. *Gen Dent* 2016; 64: 44–48
53. Nilsen BW, Jensen E, Örtengren U, Michelsen VB: Analysis of organic components in resin-modified pulp capping materials: critical considerations. *Eur J Oral Sci* 2017; 125: 183–194
54. Poggio C, Arciola CR, Beltrami R et al.: Cytocompatibility and antibacterial properties of capping materials. *ScientificWorldJournal* 2014; E-Pub: doi.org/10.1155/2014/181945
55. Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Ceci M, Dagna A, Chiesa M: In vitro antibacterial activity of different pulp capping materials. *J Clin Exp Dent* 2015; 7: e584–e588
56. Poggio C, Ceci M, Dagna A, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M: In vitro cytotoxicity evaluation of different pulp capping materials: a comparative study. *Arh Hig Rada Toksikol* 2015; 66: 181–188
57. Poggio C, Lombardini M, Colombo M, Beltrami R, Rindi S: Solubility and pH of direct pulp capping materials: a comparative study. *J Appl Biomater Funct Mater* 2015; 13: e181–e185
58. Rashid F, Shiba H, Mizuno N et al.: The effect of extracellular calcium ion on gene expression of bone-related proteins in human pulp cells. *J Endod* 2003; 29: 104–107

59. Rodríguez-Lozano FJ, López-García S, García-Bernal D et al.: Cytocompatibility and bioactive properties of the new dual-curing resin-modified calcium silicate-based material for vital pulp therapy. *Clin Oral Investig* 2021; 25: 5009–5024
60. Saber SM, Gomaa SM, Elashiry MM, El-Banna A, Schäfer E: Comparative biological properties of resin-free and resin-based calcium silicate-based endodontic repair materials on human periodontal ligament stem cells. *Clin Oral Investig* 2023; 27: 6757–6768
61. Sahin N, Saygili S, Akcay M: Clinical, radiographic, and histological evaluation of three different pulp-capping materials in indirect pulp treatment of primary teeth: a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2021; 25: 3945–3955
62. Sangwan P, Sangwan A, Duhan J, Rohilla A: Tertiary dentinogenesis with calcium hydroxide: a review of proposed mechanisms. *Int Endod J* 2013; 46: 3–19
63. Sanz JL, Soler-Doria A, López-García S et al.: Comparative biological properties and mineralization potential of 3 endodontic materials for vital pulp therapy: Theracal PT, Theracal LC, and Biodentine on human dental pulp stem cells. *J Endod* 2021; 47: 1896–1906
64. Savas S, Botsali MS, Kucukyilmaz E, Sari T: Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances. *Dent Mater J* 2014; 33: 764–769
65. Schröder U: Effects of calcium hydroxide-containing pulp-capping agents on pulp cell migration, proliferation, and differentiation. *J Dent Res* 1985; 64: 541–548
66. Schuster L, Dammaschke T, Fici A: Oberflächenbeschaffenheit und pH-Wert lichtpolymerisierbarer Überkappungsmaterialien. Posterpräsentation auf der 5. Gemeinschaftstagung Zahnerhaltung am 24.11.2023 in München 2023
67. Schuster L, Dammaschke T, Sielker S: Wirkung von lichtpolymerisierbaren Überkappungsmaterialien auf humane Odontoblasten in vitro. Posterpräsentation auf der 36. Jahrestagung der DGZ am 23.09.2022 in Würzburg 2022
68. Takita T, Hayashi M, Takeichi O et al.: Effect of mineral trioxide aggregate on proliferation of cultured human dental pulp cells. *Int Endod J* 2005; 31: 415–422
69. Tohidkhal S, Ahmadi E, Abbasi M, Farimani RM, Omrani LR: Effect of bio-inductive cavity liners on shear bond strength of dental composite to resin. *Biomed Res Int* 2022; 18
70. von Arx T: Mineral Trioxide Aggregate (MTA) – eine Erfolgsgeschichte in der apikalen Chirurgie. *Swiss Dent J* 2016; 126: 573–584
71. Yalcin M, Arslan U, Dundar A: Evaluation of antibacterial effects of pulp capping agents with direct contact test method. *Eur J Dent* 2014; 8: 95–99
72. Yap AUJ, Saw TY, Cao T, Ng MML: Composite cure and pulp-cell cytotoxicity associated with LED curing lights. *Oper Dent* 2004; 29: 92–99
73. Zhu C, Ju B, Ni R: Clinical outcome of direct pulp capping with MTA or calcium hydroxide: a systematic review and meta-analysis. *Int J Clin Exp Med* 2015; 8: 17055–17060

## Light-curing pulp capping materials: an overview

**Keywords:** calcium silicate cements, light-curing pulp capping materials, pulp, pulp capping, vital pulp therapy

If accidental exposure of the pulp occurs due to dental trauma or during caries excavation, vitality-preserving measures are required. Hydraulic calcium silicate cements (HCSC) are the gold standard for this treatment. However, their relatively long curing time appears to be a disadvantage, which is why a number of manufacturers offer light-curing or dual-curing capping materials, more precisely flowable composites with the addition of Portland cement, calcium silicate, or MTA powder. These products are advertised as biocompatible and bioactive. However, a look at the literature on these materials reveals the opposite. Not only do the light-curing capping materials exhibit significantly poorer material properties than HCSC, but they have also been shown to have pronounced cytotoxic effects. In clinical studies, these materials also perform significantly worse than HCSC. It is well known that composite materials contain noxious monomers and have cytotoxic effects. Due to the many scientifically proven disadvantages of flowable, light-curing or dual-curing composites with the addition of Portland cement, calcium silicate or MTA powder, no recommendation can be given regarding their suitability as pulp capping materials, despite their shorter curing time. In dentistry, there is generally no indication for the use of light-curing or dual-curing materials containing calcium silicate.



**Laurentia Schuster**

**Dr. med. dent. Laurentia Schuster** Poliklinik für Parodontologie und Zahnerhaltung, Universität Münster

**Prof. Dr. med. dent. Till Dammaschke** Poliklinik für Parodontologie und Zahnerhaltung, Universität Münster

**Kontakt:** Dr. med. dent. Laurentia Schuster, Universitätsklinikum Münster, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Poliklinik für Parodontologie und Zahnerhaltung, Waldeyerstraße 30, 48149 Münster, E-Mail: Laurentia.Schuster@ukmuenster.de

Porträtfoto: Universitätsklinikum Münster