

Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde

Vom Defekt zur Restauration

Bearbeitet von
Reinhard Marxkors, H. Meiners, Jürgen Geis-Gerstorfer

überarbeitet 2008. Taschenbuch. XIII, 350 S. Paperback
ISBN 978 3 7691 3344 8
Format (B x L): 14,8 x 21 cm
Gewicht: 534 g

[Weitere Fachgebiete > Medizin > Zahnmedizin](#)

Zu [Inhaltsverzeichnis](#)

schnell und portofrei erhältlich bei


DIE FACHBUCHHANDLUNG

Die Online-Fachbuchhandlung beck-shop.de ist spezialisiert auf Fachbücher, insbesondere Recht, Steuern und Wirtschaft. Im Sortiment finden Sie alle Medien (Bücher, Zeitschriften, CDs, eBooks, etc.) aller Verlage. Ergänzt wird das Programm durch Services wie Neuerscheinungsdienst oder Zusammenstellungen von Büchern zu Sonderpreisen. Der Shop führt mehr als 8 Millionen Produkte.

4 Einsetzen der Krone

Das definitive Einsetzen ist ein mit etlichen Unsicherheitsfaktoren behafteter Arbeitsgang. Misslingt der Vorgang, dann ist der Schaden meist irreparabel. So kann in den letzten Sekunden die Arbeit von Tagen und Wochen zunichte gemacht werden.

4.1 Befestigungszemente

Zemente dienen zur Befestigung einer hergestellten Arbeit auf dem präparierten Zahnstumpf. Generell unterscheidet man zwischen provisorischen (Restauration soll wieder entfernbar sein) und definitiven Zementierungen.

Zemente werden aus Pulver und Flüssigkeit zu einem Brei gemischt, der durch Reaktion der beiden Komponenten erstarrt. Das Pulver besteht aus einem Gemisch von Metalloxiden, das zu einem Klinker gebrannt und anschließend zermahlen wurde. Die Flüssigkeit enthält eine geeignete Säure, vorwiegend in wässriger Lösung. Bei der Reaktion bilden sich Salze, die zu einer meist amorphen Matrix erstarren. Bei Verwendung mehrwertiger Säuren (z.B. H_3PO_4 im Fall der Phosphatzemente) entstehen durch weitere Reaktion in der bereits verfestigten Matrix aus anfänglich gebildetem Primärsalz auch Sekundär- und Tertiärsalze. Des Weiteren kann die Matrix im Laufe der Zeit kristallisieren. Das bei der Reaktion entstehende oder mit der Flüssigkeit eingebracht H_2O verbleibt im Wesentlichen – als Kristallwasser gebunden – in der Matrix. Die Zementmischungen enthalten immer einen Überschuss an Pulver, sodass sich im abgebundenen Zement noch in der Matrix (= Reaktionsphase) eingebettete Reste der Metalloxydkörner finden. Die Eigenschaften sowohl des Zementbreies (Fließfähigkeit, Verarbeitungszeit) als auch die des abgebundenen Zementes (Festigkeit, Wasserlöslichkeit) hängen sehr stark vom Mischungsverhältnis ab. Die Verarbeitungshinweise der Hersteller sollten befolgt werden.

Die Abbindekontraktion der Zemente kann in Anbetracht der dünnen Schichten im Zusammenhang mit der Befestigung von gegossenem Zahnersatz vernachlässigt werden.

Die Wärmeleitfähigkeit der Zemente entspricht der des Dentins (vgl. Anhang, Tab. 4). Dickere Zementschichten auf Kosten des Dentins bewirken somit keinen verbesserten Schutz der Pulpa gegenüber thermischen Reizen. Dies gelingt nur, wenn die Distanz zwischen Pulpa und Metall vergrößert werden kann.

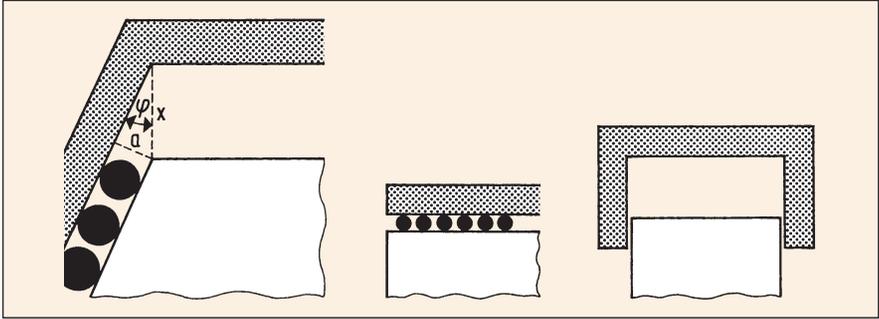


Abb. 36: Abhängigkeit der okklusalen Diskrepanz x von der Zementschichtdicke a und vom Präparationswinkel ϕ mit den Extremfällen $\phi = 90^\circ$ und $\phi = 0^\circ$

Die Zemente haben im abgebundenen Zustand kaum Klebkraft. Ihre Retentionswirkung beruht auf der Beeinträchtigung von Parallelverschiebungen benachbarter Oberflächen durch Verkeilung. Da die Stümpfe notwendigerweise konisch zu präparieren sind, ist die Situation der Parallelverschiebung in der Grenzfläche zwischen Krone und Stumpf nur annähernd realisiert, das aber umso besser, je kleiner der Präparationswinkel (s. Abb. 36) ist.

Voraussetzung der Verkeilung ist eine gewisse Rauigkeit der beteiligten Oberflächen, sodass zur Abzugsrichtung Unterschnitte entstehen (s. Abb. 37). Die Verkeilung ist umso effektiver, je härter der Zement ist.

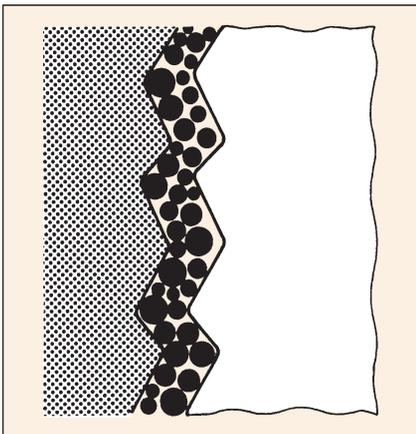


Abb. 37: Zementschicht zwischen rauhen Wänden

4.1.1 Zinkphosphatzemente

Das Pulver dieses Zementes besteht bis zu 90m% aus Zinkoxid (ZnO). Zusätze wie MgO, SiO₂, CaF₂ und andere optimieren die Eigenschaften, insbesondere die Festigkeit und die Mundbeständigkeit (geringe Lösungstendenz in H₂O), und ermöglichen unterschiedliche Farbgebungen. Die Flüssigkeit ist eine wässrige Lösung (~ 35m% H₂O) der Phosphorsäure (H₃PO₄), die mit etwa 10m% Zink und Aluminium gepuffert ist, wodurch die Reaktionsgeschwindigkeit reduziert und somit eine ausreichende Verarbeitungszeit erzielt wird.

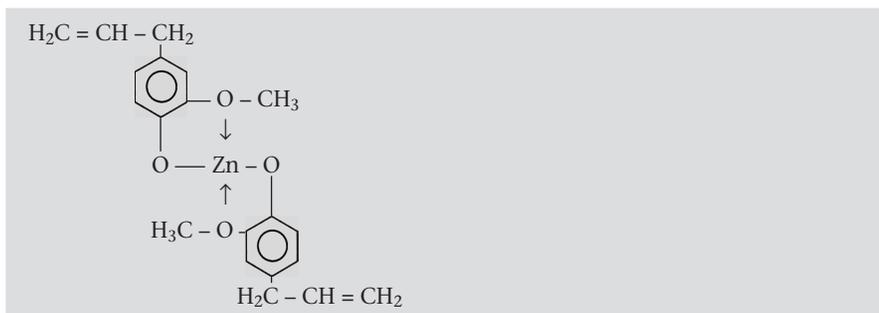
Die über mehrere Stufen verlaufende Reaktion bis zum Endzustand der Matrix lässt sich summarisch darstellen nach der Reaktionsgleichung:



Sowohl Festigkeit als auch Mundbeständigkeit der Zinkphosphatzemente steigen mit zunehmendem Pulvergehalt der Mischung. Beim Anmischen auf einer gekühlten Glasplatte (Frozen-slab-Technik) kann der Pulvergehalt ohne Beeinträchtigung der Fließfähigkeit deutlich erhöht werden. Wie bei allen Phosphatzementen besteht bei Verwendung von Zinkphosphatzement am vitalen Stumpf die Gefahr einer Pulpenirritation (Reizung durch Säurewirkung). Dieser kann man entgegenwirken, indem der Stumpf vor Zementierung mit einer Calciumhydroxyd-Suspension eingestrichen wird.

4.1.2 Zinkoxid-Eugenol-Zemente

Bei diesen Zementen ist die Säure der Flüssigkeit durch Eugenol²⁰ ersetzt, das mit dem Zink ein Chelat zu bilden vermag:



Das Pulver enthält zur Erhöhung der Festigkeit bis zu 30m% Kolophonium⁶ und als Akzelerator organische Zinksalze wie Zinkstearat. Die Flüssigkeit enthält neben dem Euge-

nol ein Pflanzenöl (bis zu 15m%). Die Umsetzung zum Chelat erfolgt nicht vollständig, sodass die Härte der Matrix relativ niedrig ist. Reine ZOE-Zemente werden deshalb nur für eine provisorische Befestigung benutzt. Für diesen speziellen Zweck werden auch pastenförmige Zinkoxid-Eugenol-Systeme mit zusätzlich reduzierter Festigkeit angeboten. Die Mundbeständigkeit ist gering. Es wurde versucht, die Festigkeit der Zinkoxid-Eugenol-Matrix zu erhöhen, sodass die modifizierten ZOE-Zemente auch für die definitive Befestigung benutzt werden können. Das gelingt durch den Zusatz von ca. 20m% Polymethacrylatperlen²⁹ zum Pulver bei unveränderter Flüssigkeit (Polymer-ZOE-Zement). Eugenol darf als Lösungsmittel für Polymethacrylat nicht mit Zahnersatz aus Kunststoff oder Keramik in Berührung kommen. ZOE-Zemente dürfen nicht als provisorische Zemente bei späterer Keramik-Versorgung verwendet werden.

4.1.3 EBA-Zemente

Bei diesen Zementen enthält die Flüssigkeit neben Eugenol ca. 60m% Äthoxybenzoesäure²¹ (englisch: ethoxybenzoic acid = EBA). Diese reagiert mit dem ZnO zum Zinksalz, vermag aber auch – wie das Eugenol – ein Zinkchelat zu bilden. Die EBA-Zemente erreichen eine weitere Festigkeitssteigerung, wenn im Pulver ein Teil der Kunststoffperlen durch einen anorganischen Füller wie SiO₂ oder häufiger Al₂O₃ ersetzt wird. Die EBA-Zemente sind den Zinkphosphatzementen nicht überlegen, kommen diesen in ihren Eigenschaften jedoch nahe bei einem geringeren Risiko der Pulpenirritation.

4.1.4 Polyacrylsäurezemente

Das Pulver gleicht in seiner Zusammensetzung weitgehend dem des Zinkphosphatzementes. Die Flüssigkeit ist ein Polymer der Acrylsäure²² mit Molekulargewichten zwischen 25 000 und 50 000 in wässriger Lösung (60m% H₂O). Die erhärtete Matrix besteht aus einem vernetzten Zink-Polyacrylat-Gel (Zink ist 2-wertig, vgl. Kap. VII. 20). Die Vernetzung kann eine Erklärung für die im Vergleich zu anderen Zementen hohe Zugfestigkeit sein. Druckfestigkeit und Mundbeständigkeit entsprechen etwa den Werten der EBA-Zemente. Wegen der Größe der Säuremoleküle ist eine Diffusion der Säure durch die Dentinkanälchen stark behindert, sodass die Pulpenverträglichkeit des Polyacrylsäurezementes bei vergleichbarer Azidität der Flüssigkeiten besser ist als die der Zinkphosphatzemente.

Die Polyacrylsäurezemente haften an glatten Schmelzflächen, möglicherweise durch Chelatbildung der Carboxylgruppen mit Calciumionen der Zahnhartsubstanz. Dieser Effekt ist bei der Befestigung von orthodontischen Geräten von Interesse.

4.1.5 Glas-Ionomer-Zemente

Diese ursprünglich für Füllungszwecke konzipierten Zemente (vgl. Kap. X. 32) werden auch zur Befestigung von Kronen und Inlays eingesetzt. Schwierigkeiten bereitet ihre hohe Empfindlichkeit gegen Feuchtigkeit zu Beginn der Abbindephase. Korrekt erhärtete Materialien sind den Zinkphosphatzementen in ihren physikalischen Eigenschaften vergleichbar bis überlegen; ihre Mundbeständigkeit ist höher als die der anderen Zemente.

4.1.6 Befestigungskomposite

Mit Befestigungskompositen (Zusammensetzung s. Kap. X. 27.1) werden unter Anwendung der Adhäsivtechnik in erster Linie vollkeramische, aber auch metallische Restaurationen wie z.B. Marylandbrücken oder Brackets befestigt. Heute üblich sind sogenannte dualhärtende Befestigungskomposite, deren eine Komponente lichthärtend ist, während die zweite Komponente autopolymerisiert und dadurch auch an Stellen, die mit Licht nicht erreicht werden, zur Aushärtung führt.

4.2 Geometrische Verhältnisse

Neben den Materialverarbeitungseigenschaften der Befestigungszemente sind insbesondere deren Platzbedarf und damit die geometrischen Gegebenheiten von Bedeutung.

Wird eine exakt passende Krone auf den präparierten Stumpf aufgesetzt, so bleibt für eine Zementschicht kein Platz. Will man Platz für den Zement schaffen, ohne die Krone oder den Stumpf zu verändern, so geht das nur, wenn die Krone ein wenig angehoben wird (s. Abb. 38 oben und Mitte).

Dabei entsteht zwischen Kroneninnenwand und Stumpf ein Spalt, dessen Breite sich mit zunehmendem Anheben der Krone vergrößert. Das Einzementieren einer dem Stumpf exakt entsprechenden Krone wird wegen der endlichen Dicke der Zementschicht, die sich bei den meisten Zementen nicht unter 30–10 µm auspressen lässt, somit eine okklusale und dementsprechend gingivale Diskrepanz verursachen. Diese Diskrepanz x ist immer größer als die erforderliche Dicke a der seitlichen Zementfuge.

Das Verhältnis x/a wird umso größer, je kleiner der Winkel φ zwischen Stumpfwand und Zahnachse (Präparationswinkel) wird (s. Abb. 36). Es gilt:

$$\sin\varphi = \frac{a}{x} \rightarrow x = \frac{a}{\sin\varphi} \quad (2)$$

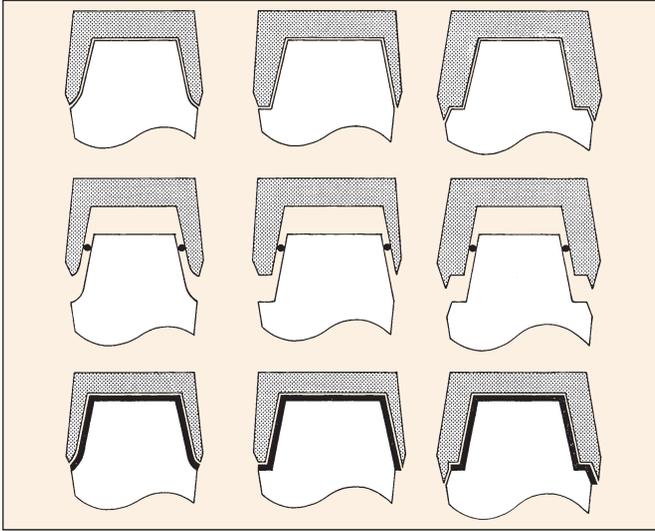


Abb. 38: Exakt passende Kronen (**oben**) erweisen sich beim Einzementieren als zu klein (**Mitte**); die **untere** Reihe zeigt Wachskronen auf lackierten Stümpfen bzw. die davon gewonnenen Gusskronen mit vergrößertem Lumen nach dem Einzementieren.

Für eine gegebene Schichtdicke a steigt der Wert von x zu kleineren Winkeln hin sehr steil an. Für den Extremfall $\varphi = 90^\circ$ ($\sin 90^\circ = 1$) muss die Platte nur um den Betrag $x = a$ angehoben werden, um die Zementfuge der Stärke a zu erhalten. Im anderen Extremfall $\varphi = 0^\circ$ ($\sin 0^\circ = 0$) wirken Krone und Stumpf wie Stempel und Zylinder; ein Verschieben der Krone hat keinen Einfluss auf die Spaltbreite. Wegen der fehlenden Abflussmöglichkeiten lässt sich in diesem Fall eine mit Zement gefüllte Krone nicht einsetzen. Ein Zahlenbeispiel soll die Bedeutung dieser Zusammenhänge noch einmal hervorheben: In der Praxis kann der Präparationswinkel durchaus Werte bis herab zu $\varphi = 5^\circ$ annehmen. Für diesen Winkel berechnet sich nach der obigen Gleichung (2) die Diskrepanz $x = 11,5a$. Eine $15 \mu\text{m}$ starke Zementschicht erzeugt dann eine okklusale Verschiebung der Krone um $170 \mu\text{m} = 0,17 \text{ mm}$. Man beachte, dass der zugehörige klinische Randspalt (das ist der Abstand zwischen Kronenrand und Präparationsgrenze) unter sonst gleichen Bedingungen unabhängig davon ist, ob die Präparationsgrenze als Hohlkehle, Stufe, tangential oder als Stufe mit **Federrand** (engl.: bevel) gestaltet wurde (s. Abb. 38 Mitte).

Will man eine Verlagerung der Krone vermeiden, so muss der Durchmesser des Kronenlumens überall um das Doppelte der zu erwartenden Zementschichtdicke größer sein als der zugehörige Stumpfdurchmesser. Eine solche gezielte Vergrößerung kann auf verschiedene Weise erreicht werden; Voraussetzung für die Kalkulierbarkeit der Veränderung ist ein möglichst genaues Arbeitsmodell:

- ▲ **Lackieren** des Modellstumpfes: Hierfür können speziell für die Versiegelung von Gipsoberflächen angebotene Produkte (Distanzlacke) verwendet werden (vgl. Kap. I. 1.5.1), die je nach Art und Anwendung nach dem Auftragen (Abwischen, Abschüteln oder Trocknen im Luftstrom) einigermaßen reproduzierbare Schichtdicken zwi-

schen 2 und 20 μm ergeben, sodass durch entsprechende Wiederholungen der Applikation die gewünschte Stumpfvergrößerung erreicht werden kann. Wichtig ist, dass die Lackierung überall bis zur Präparationsgrenze reicht, da andernfalls das Abfließen des Zementes erschwert oder gar unmöglich wird (s. Abb. 38 untere Reihe: linker Rand der rechten Krone).

- ▲ **Überexpansion** der Einbettmasse: Bei modernen Einbettmassen lässt sich in gewissen Grenzen über das Anmischverhältnis die lineare Gesamtexpansion und damit die gewünschte Lumenvergrößerung variieren und auf etwa ein Promille (= 10 $\mu\text{m}/\text{cm}$) genau einstellen. Dabei ist allerdings die erforderliche Überexpansion noch abhängig von der Lumengröße. Eine Vergrößerung von z.B. 2 x 20 μm entspricht bei einem Lumendurchmesser von 0,5 cm einer Veränderung von 0,8% linear, bei einem Durchmesser von 1,0 cm aber nur 0,4% linear. Zudem betrifft die Vergrößerung nicht nur das Lumen, sondern das ganze Gussstück, wodurch sich dann auch im okklusalen und approximalen Bereich der Krone Diskrepanzen ergeben. (Entsprechend kann eine gezielte Unterexpansion beim Gießen von Inlays die Voraussetzungen für das Einzementieren verbessern.)

Nicht angezeigt ist eine Aufweitung des Lumens durch Beschleifen der Krone, weil dabei die Veränderungen ungleichmäßig und unkontrollierbar sind. Das Gleiche gilt für die bewusste Spekulation auf bestimmte Fehler in der Abformung (Schrumpfung des Abformmaterials zur Löffelwand = Lumenvergrößerung) oder bei der Modellherstellung (Verwendung stark expandierender Materialien).

Die Dicke der Zementschicht nach dem Einsetzen der Krone hängt von der Fließfähigkeit des Zementes, von den Abflussbedingungen und von der einwirkenden Kraft ab. Angestrebt wird eine möglichst dünne Schicht. Um eine gleichmäßige Verteilung des Zementes zu gewährleisten, muss die Krone mit einem gewissen Überschuss an Zement eingesetzt werden. Dieser Überschuss wird von dem Zahnstumpf verdrängt und muss durch den zunehmend enger werdenden Spalt zwischen Stumpf und Krone abfließen.

Die Fließfähigkeit des Zementes wird vom Pulver-Flüssigkeit-Verhältnis und von der Korngröße des Pulvers beeinflusst. Die geometrischen Abflussbedingungen werden im Wesentlichen von der Spaltbreite bestimmt. Der Strömungswiderstand im Spalt wächst umgekehrt proportional zur dritten Potenz der Spaltbreite. Die Spaltverengung beim Applizieren der Krone bedingt deshalb einen sehr starken Anstieg des Strömungswiderstandes. Die Gestaltung der Präparationsgrenze dagegen ist für die Abflussmöglichkeit des Zementes von sekundärer Bedeutung, sofern die platzschaffenden Maßnahmen richtig durchgeführt wurden (Lackieren bis zur Präparationsgrenze). Die Zementschicht tritt immer zutage. Zu vermeiden sind Stufen im Randbereich; der Zementspalt sollte mit der Zahn- bzw. Kronenoberfläche gefluchtet sein. Die freiliegende Zementzone ist dann schmal, wenn die Zementschicht möglichst senkrecht zur Zahnoberfläche austritt, etwa bei einer Hohlkehl- oder Stufenpräparation (s. Abb. 38 unten).

Alle Fließvorgänge erfordern Zeit. Anhaltende, wenn auch geringere Krafteinwirkung führt daher eher zu dünneren Schichten als kurzzeitiges Pressen oder gar Schlagwirkung. Allerdings bringt eine Krafteinwirkung über mehrere Minuten (z.B. durch Zubeißen des Patienten) keine weitere Abnahme der Schichtdicke. Abnehmende Spaltbreite und fortschreitende Abbindereaktion bedingen sehr bald ein so starkes Anwachsen des Strömungswiderstandes, dass das Fließen des Zements praktisch zum Erliegen kommt.

Es besteht kein notwendiger Zusammenhang zwischen geringster Schichtdicke und Durchmesser der größten Körner einer Zementsorte, weil durch die beim Einsetzen der Krone auftretenden Scherkräfte im Zement einzelne größere Körner zermalmt werden können; dennoch resultieren mit grobkörnigen Zementen auch dickere Schichten. Feinkörnige Zemente ermöglichen bei Labortests Schichtdicken von nur wenigen Mikrometern. Im klinischen Bereich erscheint es jedoch realistischer, nicht mit Schichten unter 20 μm zu rechnen.