

# Okklusion und Werkstoffkunde

**Meiners, Hermann**

First published in:

ZWR, 86. Jg., Nr. 16, S. 792 - 795, Stuttgart 1977, ISSN 0044-166x

Münstersches Informations- und Archivsystem multimedialer Inhalte (MIAMI)

URN: urn:nbn:de:hbz:6-39339442792

# Okklusion und Werkstoffkunde\*)

H. Meiners, Münster

Eine einwandfreie Okklusion ist gekennzeichnet durch das exakte Zusammenpassen der Kaureliefs von Unter- und Oberkiefer. Beim Ersatz zerstörter Zahnhartsubstanz und verloreener Zähne kommt es darauf an, daß die okklusalen Beziehungen präzise wiederhergestellt werden. Das Maß der erforderlichen Präzision ist dabei recht hoch, da schon sehr kleine Diskrepanzen als störend empfunden werden und gravierende Folgen haben können. Da es theoretisch keinen absolut genauen Zahnersatz gibt, ist zu klären, wie sich herstellungsbedingte Ungenauigkeiten von feststehendem und herausnehmbarer Zahnersatz nach dem Eingliedern auf die Okklusion auswirken.

## Festsitzender Zahnersatz

Der Werdegang des feststehenden Zahnersatzes umfaßt mindestens fünf Phasen: Abformung, Modellherstellung, Wachsmoellation, Einbetten und Gießen. Bei all diesen Arbeitsschritten geschieht im Prinzip das gleiche: Zur Formung wird ein zunächst fließfähiges oder plastisches Material verwendet, das anschließend durch Abkühlung oder chemische Reaktion erstarrt, wobei immer auch eine Volumenänderung des Materials erfolgt. Die verschiedenen Volumeneffekte überlagern sich in sehr komplizierter Weise und beeinträchtigen die Paßgenauigkeit der fertigen Arbeit (1). Und gerade beim feststehenden Ersatz können infolge der besonderen geometrischen Verhältnisse

schon geringe Abweichungen von der Solldimension sehr nachteilige Folgen für die Okklusion haben. Wenn z. B. eine Gußkrone um den Betrag  $\Delta r$  im Radius zu klein ist, so bleibt sie wegen der konischen Präparation des Zahnstumpfes um den Betrag  $\Delta h$  oberhalb der ihr zugedachten Position (Präparationsgrenze) stecken (Abb. 1).  $\Delta h$  ist nun immer größer als  $\Delta r$  solange der Präparationswinkel  $\alpha$  kleiner ist als  $45^\circ$ , was klinisch immer der Fall ist. Das Verhältnis  $\Delta h/\Delta r$  wird umso größer, je kleiner der Winkel  $\alpha$  wird. Für einen Winkel  $\alpha = 5^\circ$  hat der Faktor den Wert 11, so daß bei einer Radiusabweichung von nur  $10 \mu\text{m}$  die okklusale Verschiebung bereits größer als  $0,1 \text{ mm}$  ist.

Eine exakt passende Krone läßt keinen Platz für die zum Befestigen erforderliche Zementschicht (Abb. 2), so daß beim definitiven Einsetzen die Krone relativ zu klein ist und deshalb wieder oberhalb der Präparationsgrenze stecken bleibt. Die okklusale Verlagerung ist hier außer vom Präparationswinkel auch von der Dicke der Zementschicht abhängig: je kleiner der Winkel und je dicker die Schicht, desto größer der Effekt. Zwar können Zementschichten bis unter  $10 \mu\text{m}$  Dicke ausgepreßt werden, es erscheint jedoch realistischer, in der Praxis von Schichtdicken mit mehr als  $20 \mu\text{m}$  auszugehen. Wenn es also versäumt wurde oder wenn es nicht gelang ausreichenden Platz für den Zement vorzuhalten, so können beim Einsetzen von Kronen, Brücken und Inlays beträchtliche okklusale Diskrepanzen auftreten (1).

## Totale Prothesen

Die bei der Anfertigung totaler Prothesen auftretenden Ungenauigkeiten sind im wesentlichen auf den Polymerisa-

\*) Herrn Prof. Dr. Dr. D. Haunfelder zum 65. Geburtstag gewidmet.

\*) Vortrag gehalten auf der 23. Frühjahrs-tagung der ZAK Westfalen-Lippe vom 11. 3. bis 13. 3. 1977 in Bad Salzungen.

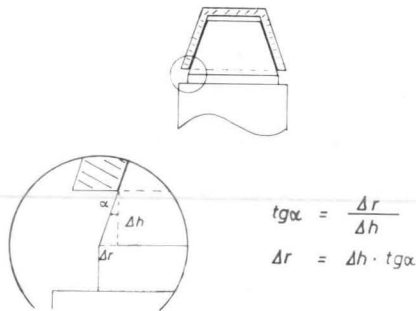


Abb. 1. Fehlpassung und okklusale Diskrepanz einer zu kleinen Gußkrone.

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\Delta r}{\Delta h}$$

$$\Delta r = \Delta h \cdot \operatorname{tg} \alpha$$

tionsvorgang zurückzuführen. Dimensionsänderungen im Abformmaterial und im Gips bei der Modellherstellung bzw. Einbettung fallen dagegen weniger ins Gewicht.

Die Polymerisationsschrumpfung beim Pulver-Flüssigkeitsverfahren beträgt 5 bis 7 Vol % je nach Mischungsverhältnis. Bei unbehinderter Kontraktion wäre eine Prothese dann nach Fertigstellung um 1,7-2,3% lin zu klein, entsprechend einer Distanzverkürzung von 1 bis 1,5 mm bezogen auf einen transversalen Molarenabstand von 6 cm. In der Kuvette ist jedoch eine gleichmäßige Kontraktion des Kunststoffteiges wegen der komplizierten Hohlform nicht möglich. Die Behinderung induziert im Kunststoff mechanische Spannungen. Solange noch eine ausreichende Fließfähigkeit vorhanden ist, können diese Spannungen durch plastische Deformation abgebaut werden. Die Volumenkontraktion bewirkt eine Abnahme der Schichtdicke und Einziehung am vestibulären und lingualen bzw. dorsalen Rand (Abb. 3). Mit zunehmender Verfestigung des Kunststoffes können die Spannungen nicht mehr abgebaut werden, die Folge ist eine zunehmende elastische Verspannung: die Prothese „klemmt“ auf den von ihr umfaßten Gipsbereichen. Beim Ausbetten kommt es dann zu einer Rückstellung in Richtung der behinderten Kontraktion. Dabei ist die Verkleinerung nicht in allen Bereichen der Prothese gleich. Der Effekt ist im dorsalen Gebiet größer als im kompakteren Frontzahnbereich; ebenso erweisen sich obere Prothesen stabiler als untere. Die unterschiedlichen Veränderungen bewirken ein Verziehen der Prothese, in dessen Folge

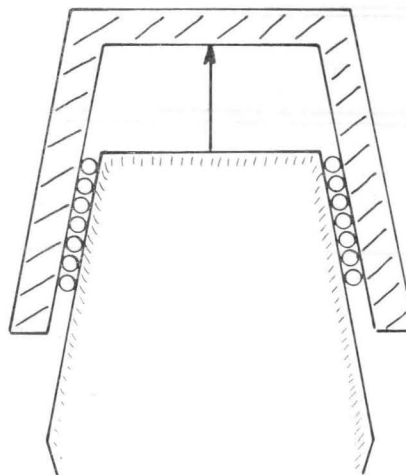
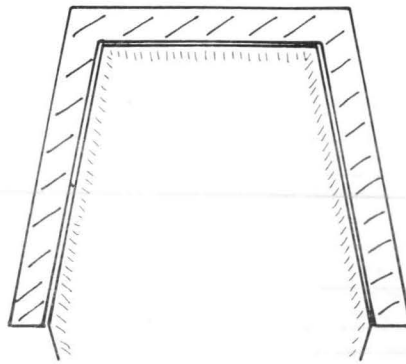


Abb. 2. Eine exakt passende Krone erweist sich beim Einzementieren als zu klein.

die bekannte Erscheinung des dorsalen Randspaltes bei oberen Prothesen, aber auch Kippungen der seitlichen Zahnreihen nach vestibulär sowohl bei oberen als auch bei unteren Prothesen auftreten (Abb. 3).

Analoge Effekte resultieren aus der behinderten thermischen Kontraktion des Kunststoffes bei der Abkühlung von der Verarbeitungstemperatur. Diese Kontraktion beträgt für Akrylat 0,24 Vol. % auf je 10° C.

Vor allem die okklusalen Veränderungen nach dem Ausbetten lassen sich in einfacher Weise sehr anschaulich darstellen mit Hilfe eines über der Kauffläche des Wachsmodells angefertigten Gipsschlüssels, der dann auf die fertige Prothese reponiert wird. Beim einseitigen Andrücken des Schlüssels

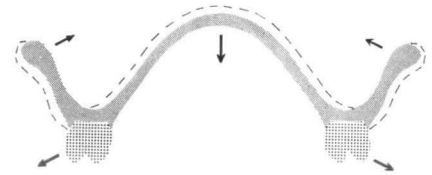


Abb. 3. Schnitt durch eine totale obere Prothese. Die gestrichelten Linien kennzeichnen die Bereiche in denen die Kontraktion des Kunststoffes durch Abnahme der Schichtdicke und Randeinziehung kompensiert werden kann. Beim Ausbetten der elastisch verspannten Prothese erfolgt zusätzlich zur Verkleinerung eine Abflachung des palatinalen Gewölbes verbunden mit einer Kippung der Seitenzähne nach vestibulär (Pfeile).

auf eine Zahnreihe (Abb. 4a) entsteht an der anderen Seite ein Spalt zwischen Zähnen und Schlüssel (Abb. 4b) als Folge der vestibulären Verkippungen der Zahnreihen. Aus der exakten Passung auf einer Seite (Abb. 4a) ist zu schließen, daß benachbarte Zähne ihre Position zueinander beibehalten haben. Das ist im allgemeinen der Fall, wenn die Zähne in Gips eingebettet wurden. Wenn dagegen, wie bei den Gießharzverfahren, eine Hydrokolloidmasse zum Einbetten verwendet wird, so reicht deren mechanische Festigkeit häufig nicht aus, die Zähne während der Polymerisation gegen die Einwirkung der Kontraktionskräfte in ihrer Position zu fixieren: zusätzlich zur Spaltbildung kommt es auch zu Verschiebungen benachbarter Zähne gegeneinander (Abb. 5).

Die Breite des Spaltes und damit das Ausmaß der polymerisationsbedingten Veränderungen ist abhängig vom Umfang der erfolgten effektiven Schrumpfung. Wird z. B. beim Nachpreßverfahren die Polymerisationsschrumpfung weitgehend kompensiert oder wird bei Verwendung von Autopolymerisat wegen der niedrigen Verarbeitungstemperatur die thermische Kontraktion reduziert, so sind die herstellungsbedingten Veränderungen totaler Prothesen nachweislich geringer (2).

Eine Besonderheit des herkömmlichen Stopfverfahrens ist das Auftreten von Preßfahnen, wodurch die Prothese erhöht wird. Eine solche Erhöhung wirkt sich aus wie ein Suprakontakt im Mo-

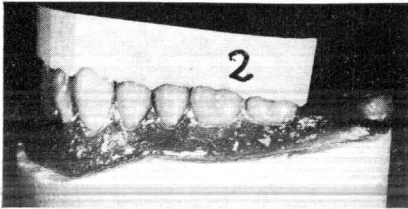


Abb. 4a. Exakte Passung der Gipsschlüssel auf der Zahnreihe der einen Seite.

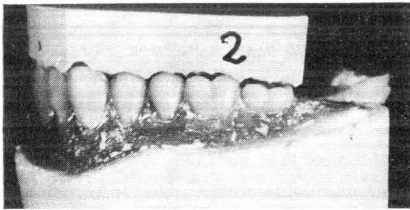


Abb. 4b. Spalt zwischen Gipsschlüssel und Zahnreihe, wenn der Schlüssel auf der Gegenseite passend reponiert ist.

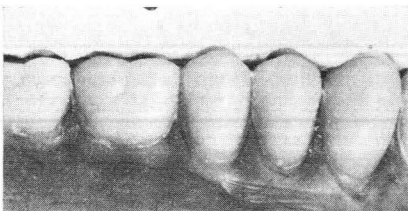


Abb. 5. Veränderungen der Positionen benachbarter Zähne. Die Silhouette der Höcker und die Konturen des Schlüssels sind nicht kongruent; Prämolaren und Molaren sind unterschiedlich stark nach mesial, der Eckzahn ist nach distal verlagert.

larenbereich. Die Drehbewegung beim Schließen wird vorzeitig gestoppt, es resultiert ein frontoffener Biß (Abb. 6). Wird durch Einschleifen eine Okklusion der ganzen Zahnreihe ermöglicht, so bleibt unter Umständen doch noch eine Bißerhöhung.

Die okklusalen Veränderungen, die, wenn auch in unterschiedlichem Umfang, bei allen Prothesenherstellungsverfahren zu erwarten sind, ermöglichen während der Funktion Hebelkräfte, die die Haftung der Prothese zusätzlich beanspruchen und so ihren Sitz beeinträchtigen. Es ist anzunehmen, daß in erster Linie diese Hebelkräfte den Sitz und damit die Funktionstüchtigkeit mindern. Im Vergleich zu diesen Effekten sind die Diskrepan-

zen zwischen Prothesenbasis und Schleimhautlager von sekundärer Bedeutung, zumal sie durch die Resilienz der Schleimhaut zumindest zum Teil kompensiert werden können.

**Partielle Prothese**

Bei partiellen Prothesen ist neben der präzisen Herstellung vor allem eine geeignete Konstruktion für die Funktionstüchtigkeit maßgebend. Von großer Bedeutung, auch für die Okklusion, ist eine ausreichende mechanische Stabilität der Basis bzw. – bei unteren Prothesen – des Sublingualbügels. Das gilt insbesondere für Prothesen mit Freiendsätteln. Bietet ein Freiendsattel den Zähnen des Gegenkiefers in Okklusion oder bei Kontrollbewegungen auf Grund einer unzureichenden Stabilität der Basis zu wenig Widerstand, so wirkt sich das wie eine Infraokklusion aus, die den Patienten zu Para-funktionen provozieren kann.

In diesem Zusammenhang sei vor einer Überbewertung der Grazilität einer Prothese auf Kosten ihrer Stabilität gewarnt (3). Vor allem bei Verwendung von Legierungen mit höherem Elastizitätsmodul darf nicht im gleichen Maße der Querschnitt des Prothesengerüsts reduziert werden. Basis bzw. Bügel partieller Prothesen werden in erster Linie auf Biegung beansprucht. Der Biege-widerstand eines Werkstückes ist aber nicht nur von der Größe des Querschnittes sondern auch von dessen Anordnung zur Biegerichtung abhängig. Geht z. B. bei einer Blattfeder die Halbierung des Querschnittes ausschließlich auf Kosten der Dicke, so wird der Biege-widerstand auf ein Achtel des ursprünglichen Wertes erniedrigt (Abb. 7). Diese Schwächung kann dann nicht kompensiert werden durch Verwendung einer Legierung mit doppelt hohem Elastizitätsmodul, z. B. beim Wechsel von einer Edelmetalllegierung zu einer Legierung auf Chrom-Kobalt-Basis.

**Abrasionsfestigkeit**

Alle Materialien in der Kaufläche, auch der Zahnschmelz, unterliegen Verschleißerscheinungen, allerdings mit recht großen, individuell bedingten Unterschieden bezüglich des Ausmaßes der Abnutzung. Damit die Funktions-

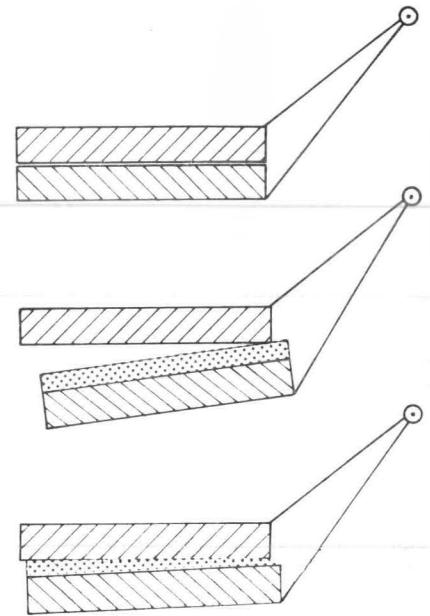


Abb. 6. Die Erhöhung einer Prothese bedingt einen frontoffenen Biß (mitte). Einschleifen bis zur gleichmäßigen Okklusion (unten) führt nicht notwendig zur angestrebten Bißhöhe (oben).

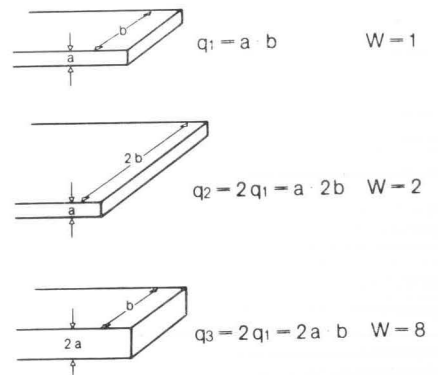


Abb. 7. Einfluß von Größe und Profil des Querschnittes auf den Biege-widerstand einer Blattfeder (Biegerichtung parallel zur Dicke a).

tüchtigkeit einer restaurierten Kaufläche dauerhaft erhalten bleibt, sollten die zur Restaurierung verwendeten Werkstoffe das gleiche Abrasionsverhalten aufweisen wie der Schmelz. Diese Idealforderung wird vorläufig von keinem der Dentalwerkstoffe erfüllt.

Der Materialverlust durch Abrasion ist eine äußerst komplexe Erscheinung

und in empfindlicher Weise abhängig von den jeweiligen Bedingungen. Es ist daher nicht möglich, das Abrasionsverhalten generell an eine andere mechanische Eigenschaft des betreffenden Werkstoffes, z. B. an seine Härte zu koppeln. Eine solche Verknüpfung ist allenfalls und keineswegs quantitativ innerhalb einer Werkstoffklasse möglich z. B. bei den Metallen und Legierungen oder, wenn auch weniger zuverlässig, bei den anorganischen Materialien. Hier hat der Werkstoff mit der größeren Härte in aller Regel auch den höheren Abrasionswiderstand. Bei makromolekularen, organischen Werkstoffen kann aber auch das weichere Material (z. B. mit H<sub>2</sub>O gequollenes Acrylat) eine höhere Abrasionsfestigkeit aufweisen als das härtere (z. B. trockenes oder vernetztes Acrylat). Hier ist neben der Härte offenbar auch die Zähigkeit von Bedeutung für das Abrasionsverhalten.

Durch geringfügige Änderungen der Versuchsbedingungen von Abrasionstests werden die Resultate nicht nur quantitativ verändert sondern es kann unter Umständen sogar zu einer Umkehr der Rangfolge zweier Werkstoffe bezüglich ihrer Abrasionsfestigkeit kommen. Entsprechend widersprüchlich sind die Literaturangaben zum Abrasionsverhalten dentaler Werkstoffe. Bis heute gibt es keinen Labortest, der eine zuverlässige Aussage über

das Verhalten von Werkstoffen unter Kaubeanspruchung im Munde erlaubt. Die Abrasionsfestigkeit dentaler Werkstoffe in der Kaufläche kann deshalb nur auf Grund klinischer Beobachtungen beurteilt werden.

Danach kommen die keramischen Massen und die mittelharten bis harten Edelmetallegierungen der Idealforderung nach einem schmelzgleichen Verhalten am nächsten, wobei sich die keramischen Massen eher etwas widerstandsfähiger, die Legierungen dagegen etwas weniger widerstandsfähig als der Schmelz erweisen. Kunststoff als Verblendmaterial in Okklusalfächen von Kronen und Brücken ist dagegen nicht indiziert; die ohnehin geringe Verschleißfestigkeit des Acrylates wird durch den Verbund zum Metallgerüst zusätzlich verringert.

Beim partiellen und totalen Zahnersatz besteht die Möglichkeit der Wahl zwischen Keramik- und Kunststoffzähnen. Ausreichend vernetzte Kunststoffzähne haben sich klinisch sehr gut bewährt, wenngleich ihre Abrasionsfestigkeit um mindestens einen Faktor 10 niedriger ist als die der Keramikzähne. Es bleibt die Frage, inwieweit eine gewisse Abbrasivität der künstlichen Zähne, die in gewissem Umfange ein Selbststeinschleifen ermöglicht, nicht durchaus wünschenswert sein kann.

Bei den plastischen Füllungsmaterialien zeigen die klinischen Untersuchungen, daß Amalgamfüllungen ihre anatomischen Konturen in der Kaufläche in durchaus befriedigender Weise auch über mehrere Jahre behalten. Die Abrasionsfestigkeit der Kompositmaterialien ist dagegen noch nicht ausreichend für eine Verwendung dieser Materialien zur Restaurierung größerer Flächen in okklusalen Bereichen (4).

#### Literatur:

1. Die Gußkrone. Vorträge der 19. Frühjahrs-tagung der Zahnärztekammer Westfalen-Lippe, 1973, ZWR (82), Heft 9 und 10 (1973).
2. H. Meiners und L. Böcker: Die Ungenauigkeit der Kunststoffbasen totaler Prothesen. dental labor (24), 1375 (1976).
3. H. Meiners: Stabilität der Modellgußprothese. dental labor (24), 1667 (1976).
4. F. Lutz u. a.: Adhäsive Zahnheilkunde. Juris Druck & Verlag, Zürich, 1976.

*Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik (Direktor Prof. Dr. R. Marxkors) der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kiefer-Krankheiten der Universität Münster.*

#### Anschrift des Verfassers:

Priv.-Doz. Dr. rer. nat. Hermann Meiners, Robert-Koch-Straße 27a, 4400 Münster.