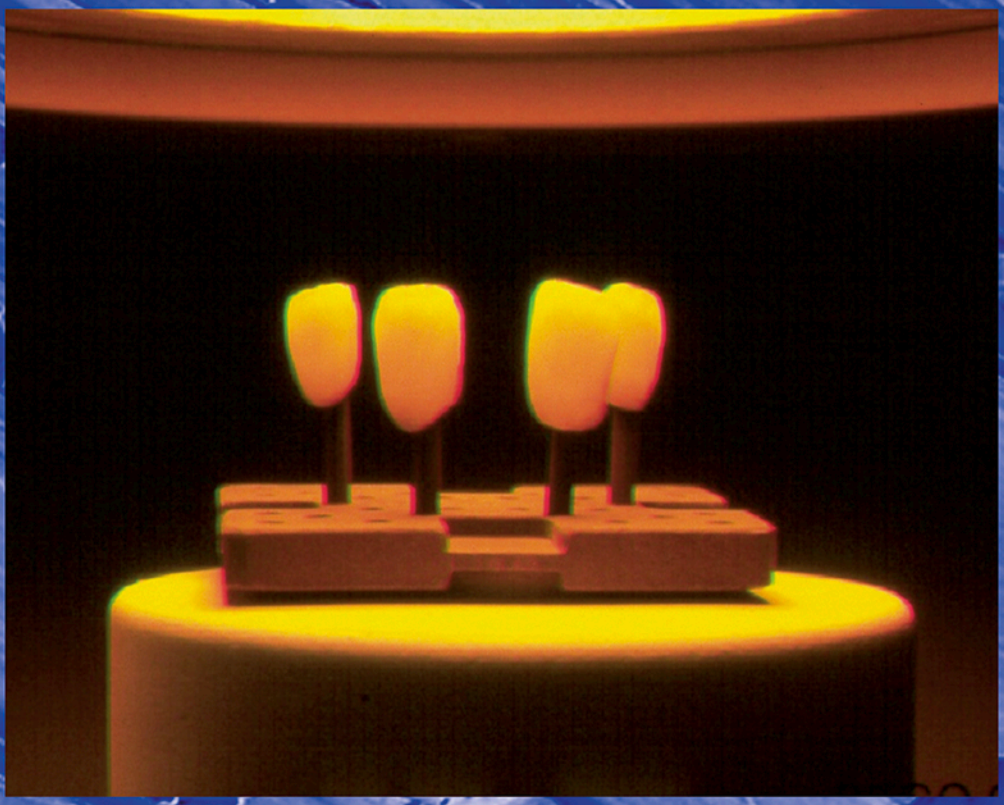
Dr. Roland Strietzel

Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme



Verlag Neuer Merkur GmbH

Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme

PD Dr. Roland Strietzel

Verlag Neuer Merkur GmbH

Bibliografische Informationen Der Deutschen Bibliothek
Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über http://dnb.ddb.de abrufbar.

© 2005 Verlag Neuer Merkur GmbH
Verlagsort: Postfach 60 06 62, D-81206 München

Alle Urheberrechte vorbehalten. Vervielfältigungen bedürfen der besonderen Genehmigung.

Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmung und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Alle in dieser Veröffentlichung enthaltenen Angaben, Ergebnisse usw. wurden vom Autor nach bestem Wissen erstellt und von ihnen und dem Verlag mit größtmöglicher Sorgfalt überprüft. Gleichwohl sind inhaltliche Fehler nicht vollständig auszuschließen. Daher erfolgen alle Angaben ohne jegliche Verpflichtung oder Garantie des Verlages oder des Autors. Sie garantieren oder haften nicht für etwaige inhaltliche Unrichtigkeiten (Produkthaftungsausschluss). Im Text sind Warennamen, die patent- oder urheberrechtlich geschützt sind, nicht unbedingt als solche gekennzeichnet. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises oder des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, es bestehe kein Warenschutz.

Dr. Roland Strietzel – Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme
1. Auflage 2005 – ISBN 3-937346-14-7

Redaktion: Katrin Heinze, Almut Rech
Titelgestaltung: Joachim Ullmer
Layout: Petra Felser

Druck: Bonifatius GmbH, Druck-Buch-Verlag, Paderborn

„Und noch ein Buch über Metallkeramik“!

So höre ich den Einen oder Anderen (die Eine oder Andere) sagen, der (die) nun schon „alles“ gelesen hat, was zu diesem Thema je geschrieben wurde. So ging es mir ja auch, als Roland Strietzel mir das Manuskript zu diesem Buch mit den Worten gab: „Bitte lies das doch mal und sag mir, was du davon hältst?“
Ich habe es gelesen!
Das vor Ihnen liegende Buch unterscheidet sich von den meisten Büchern über das genannte Thema dadurch, dass es nicht die Masse an Hochglanzbildern hat, ohne die man die dort abgebildeten keramischen „Kunstwerke“ der bekannten und geschätzten „Zahnkünstler“ gar nicht zeigen könnte. Es zeigt auch diese „Kunstwerke“ nicht! Es zeigt aber die grundsätzlichen Voraussetzungen auf, um solche „Kunstwerke“, aber bleiben wir bescheiden, um „Metall-Keramik“ überhaupt erst herzustellen zu können.
Wie kommt es denn überhaupt zu dem Verbund zwischen Metall und Keramik, was ist dabei alles zu beachten?
Was braucht eine Legierung oder ein Rein-Metall, um in einem Metall-Keramik-Verbund-System eine Rolle spielen zu können?
Wie muss der keramische Werkstoff beschaffen sein, um in diesem System zu funktionieren?
Wie kommt eigentlich die passende Farbe in die Keramik?
Welche chemischen und physikalischen Eigenschaften sind Voraussetzung für einen solchen dauerhaften Verbund?
Und was ist mit der am häufigsten gestellten Frage: „Wie ist das denn mit der Biokompatibilität der Werkstoffe?“
Nicht zuletzt, welche Fehler können bei der Herstellung gemacht und wie können sie vermieden werden?
Auf alle diese Fragen finden Sie in diesem Buch eine Antwort.
Der Autor ist Naturwissenschaftler und sowohl im industriellen, als auch im universitären Bereich tätig.

Veröffentlichungen: Metall-Keramik-Systeme

Seine Mitgliedschaft (seit 1993), seine intensive Arbeit und Zusammenarbeit mit Zahntechnikern im Internationalen Arbeitskreis für biokompatiblen Zahnersatz, einem Zusammenschluss von (nicht nur) Zahntechnikern, hat dieses Buch in wesentlichen Teilen geprägt.
Er weiß, worüber er redet, und er sagt es in einer verständlichen Form, in der „Sprache der Zahntechnik“!
Das Ihnen vorliegende Werk ist kein Buch für den Bücherschrank, es gehört als Nachschlagewerk an den zahntechnischen Arbeitsplatz (und nicht nur in der Keramikabteilung).
Es kann sowohl in der Ausbildung von „Lehrlingen“ als auch vom Meister eingesetzt werden.
Rundum, es ist die Basis für eine erfolgreiche Zahntechnik!
Ach, da war ja noch die Frage von Roland Strietzel: „ … und sag mir was du davon hältst“?

Habe ich die Frage nicht schon längst beantwortet?
Nun gut dann noch mal in Kurzform:
„Sehr empfehlenswert!“

Dieter Buch ZTM
Vorstandsvorsitzender des:
Internationaler Arbeitskreis für
biokompatiblen Zahnersatz (AbZ) e.V.

Duisburg, November 2004

INHALTSVERZEICHNIS

1 GESCHICHTLICHES **11**

2 ALLGEMEINE WERKSTOFFKUNDLICHE GRUNDLAGEN **13**

2.1 PHYSIKALISCHE EIGENSCHAFTEN 13

2.1.1 Schmelztemperatur und Schmelzintervall 13

2.1.2 Der Wärmeausdehnungskoeffizient 15

2.1.3 Warmfestigkeit 16

2.1.4 Mechanische Eigenschaften 17

2.1.4.1 Belastung auf Druck 18

2.1.4.2 Belastung auf Zug 19

2.1.4.3 Biegefestigkeit 20

2.1.4.4 Verschleiß 21

2.1.5 Härte 21

2.1.6 Übersicht über die wichtigsten mechanischen Eigenschaften 23

2.1.7 Optische Eigenschaften 24

2.1.7.1 Was ist Licht? 25

2.1.7.2 Wechselwirkung von Licht beim Auftreffen auf Materie 26

2.2 CHEMISCHE EIGENSCHAFTEN 27

2.2.1 Korrosion 27

2.2.1.1 Galvanische Elemente 30

2.2.2.2 Einfluss des Zahntechnikers auf das Korrosionsverhalten 31

2.2.2.3 Einfluss des Zahntechnikers auf die Löslichkeit von Keramiken und Kunststoffen 33

2.2.3 Verfärbungen 34

2.2.4 Radioaktivität 35

2.2.4.1 Messgrößen der Radioaktivität 36

2.2.4.2 Radioaktive Belastung durch die Umwelt 37

2.2.4.3 Radioaktive Stoffe in der Zahnmedizin 37

2.3 BIOLOGISCHE EIGENSCHAFTEN 38

2.3.1 Definition 39

2.3.2 Einteilung der Metalle unter biologischen Gesichtspunkten 40

2.3.3 Biologische Wirkungen von Metallen 40

2.3.3.1 Essenzielle und toxische Reaktionen 40

2.3.3.2 Allergische Reaktionen 42

2.3.3.3 Nebenwirkungen 42
2.3.4 Biologische Prüfungen 43
2.3.4.1 In-vitro-Prüfungen 43
2.3.4.2 In-vivo-Prüfungen 44

3 DIE VERBUNDPARTNER 47
3.1 DENTALLEGIERUNGEN 47
3.1.1 Metalle und Legierungen 47
3.1.2 Einteilung der Dentallegierungen 48
3.1.3 Reinheit von Legierungen 49
3.1.4 Vergleich der mechanischen Eigenschaften von Legierungen 51
3.1.5 Funktionen von Legierungsbestandteilen 51
3.1.5.1 Hauptbestandteile 51
3.1.5.2 Haftoxidbildner 51
3.1.5.3 Kornfeiner 52
3.1.5.4 Nichtmetalle als Legierungszusätze 52
3.1.5.5 Zusammenfassung der chemischen und biologischen Bedeutung der Legierungsbestandteile 52
3.1.6 Das Wiedervergießen von Legierungen 54
3.2 VERBLENDKERAMIKEN 57
3.2.1 Zusammensetzung der Verblendkeramik 60
3.2.1.1 Feldspat 60
3.2.1.2 Quarz 61
3.2.1.3 Kaolin 61
3.2.1.4 Metalloxide 61
3.2.1.5 Trübungsmittel 62
3.2.1.6 Organische Farbstoffe und Pigmente 62
3.2.1.7 Flussmittel 62
3.2.1.8 Bindemittel 62
3.2.1.9 Erzeugung von Fluoreszenz 62
3.2.2 Verarbeitbarkeit und Ästhetik 62
3.2.3 Gerüstkeramiken 63
3.2.4 Synthetische und natürliche Keramiken 64

4 DAS VERBLENDEN VON METALLGERÜSTEN MIT KERAMIK 65
4.1 MODELLWERKSTOFFE 65
4.2 WACHSMODELLATION 71
4.2.1 Anstiftung 71
4.2.2 Modellation der Restauration 73
4.3 EINBETTEN 75

4.4 DAS GIESSEN DER LEGIERUNG 78
4.4.1 Gießsysteme 78
4.4.2 Tiegelsysteme 81
4.4.3 Schutzgase 82
4.5 AUSBETTEN UND AUSARBEITEN 82
4.6 ABSTRAHLEN DES GERÜSTS 86
4.6.1 Funktion des Abstrahlens 87
4.7 DER OXIDBRAND 88
4.8 DAS ABSÄUERN 89
4.9 AUFBRENNEN DER VERBLENDKERAMIK 91
4.9.1 Wash-Brand 91
4.9.2 Grundmasse-Brand (Opaker-Brand) 92
4.9.3 Dentin-Brand 94
4.9.4 Korrektur-Brand 94
4.9.5 Glanz-Brand 95
4.9.6 Allgemeines zu keramischen Bränden 95
4.10 EINFLUSS VON LÖTEN UND LASERSCHWEISSEN AUF DEN VERBUND ZWISCHEN METALL UND KERAMIK 96

5 DER METALL-KERAMIK-VERBUND 101
5.1 PRÜFUNG UND BEWERTUNG VON VERBUNDSYSTEMEN 104
5.1.1 Sinn und Zweck von in-vitro-Prüfungen 104
5.1.2 Medizinproduktegesetz, CE-Kennzeichnung, Normen und Zertifkate 104
5.2 ÜBERSICHT ÜBER PRÜFMETHODEN 106
5.2.1 Vergleich von verschiedenen Legierungs-Keramik-Systemen 108
5.3 EINFLUSS VON KORROSION AUF DEN HAFTVERBUND 108

6 ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSBETRACHTUNG 111

7 SCHRIFTTUM 113

DANKSAGUNG 119

STICHWORTVERZEICHNIS 121

1 Geschichtliches

Gebrannte Tone werden schon seit mehreren tausend Jahren von Menschen zur Herstellung von Gebrauchsgegenständen verwendet. Tone sind Mischungen aus verschiedenen Mineralien, die bei Wasserzugabe quellen und einen formbaren Teig ergeben. Nach dem Trocknen behalten sie ihre Form und lassen sich durch Brennen weiter verfestigen.

Das von den Chinesen entdeckte und im Prinzip bis heute benutzte Porzellan kam um 1500 nach Europa. Nach ersten Versuchen von TSCHIRNHAUS gelang es dem Apotheker BÖTTGER 1709 in Meißen, das „weiße Gold“ zu entwickeln. Zur industriellen Anwendung kam es erstmals 1710, als die erste Porzellanfabrik in Meißen entstand.

1728 versuchte FAUCHARDS keramischen Zahnersatz herzustellen [77], in dem er Emaille mit verschiedenen Metalloxiden färbte. Da die Keramik unzureichende Beständigkeit gegen Schlageinwirkung aufwies, hatte die von ihm 1733 beschriebene Emailliertechnik jedoch keinen Erfolg [58].
1808 versuchte FONZI, die Verbindung mit der Prothesenbasis zu verbessern, indem er an die Porzellanzähne angeschmolzene Platin-Drähte anbrachte. Auch in Amerika führten SKOTON (1825) und WHITE (1844) Versuche an Porzellanzähnen durch. PAMELY und BROWN untersuchten 1884 keramische Massen in Verbindung mit Platin-Iridium-Legierungen. Die industrielle Fertigung von zahnärztlichen Keramikprodukten begann erst um die Jahrhundertwende [41].
Am Anfang des 20. Jahrhunderts wurden weitere Verfahren von Metall-Keramik-Systemen beschrieben, z. B. die Gilbert-Krone (Stiftzähne mit Porzellanrücken) sowie das Brennen von Glasfüllungen [80]. 1934 führten HILDEBRANDT, SWANN (Vita Zahnfabrik) und HOVESTAD (USA) die Arbeiten von PAMELY und BROWN [31] fort. HILDEBRANDT gelang es, eine optimierte Keramik-Rezeptur zu entwickeln, mit der ein Verbund zwischen der Keramik und dem Metallgerüst herzustellen war. Etwa zeitgleich (1927 - 1934) experimentierte ELDENTOG mit Gussporzellan. Diese Gussporzellane waren hochsäurebeständige keramische Massen [56]. Die DRUM-Krone kam auch zu dieser Zeit zum Einsatz [29].

1956 entwickelten SILVER, KLEIN und HOWARD das PERMADENT-Verfahren [21]. Es wurde erstmalig davon berichtet, dass man Porzellanmassen auf Platinmodelle aufgegossen hatte. Die Firma DE TREY (Wiesbaden) entwickelte 1959 das PRISMA-Verblendporzellan, welches in Verbindung mit der Legierung Platigo zur Verkleidung von Metallkronen diente. Es wurde jedoch festgestellt, dass die ästhetischen Ergebnisse aufgrund eines toten grauen Farbtons zu den damals schon verwendeten Kunststoffverblendungen unbefriedigend waren. Aufgrund unzureichender Ästhetik oder zu geringen mechanischen Eigenschaften scheiterten alle weiteren Versuche zu dieser Zeit.

1962 postulierten SHELL und NIELSEN, dass die Metall-Keramik-Verbindung, außer durch mechanische Haftung, auch durch chemische Verbindung durch Metalloxide zustande kommt [105].

Zur gleichen Zeit gelang den Firmen DEGUSSA (Pforzheim) und VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen) der große Durchbruch mit der Entwicklung des Vita-Metall-Keramik-(VMK)-Systems aus einer Gold-Platin-Legierung mit darauf abgestimmter aufbrennbarer keramischer Masse. Die Firmen HERAEUS und DE TREY folgten 1964 mit einem gemeinsam entwickelten Verblendsystem [44]. Mittlerweile waren die keramischen Verblendsysteme den Kunststoffverblendungen in ästhetischer Hinsicht überlegen.
1976 brachte die VITA Zahnfabrik die VITA-PT-Technik auf den Markt. Mittels einer Platinkappe, auf die die Keramik aufgebrannt wurde, war es gelungen, die Jacketkrone zu verbessern [68].
Edelmetallfreie aufbrennfähige Legierungen (auf Nickelbasis) fanden ihre erste Anwendung auf dem Dentalmarkt in den frühen achtziger Jahren [106], in Deutschland mit den Wiron®-Legierungen der Fa. BEGO Bremer Goldschlägerei [121; 122].

Im Jahre 1993 wurde das Golden-Gate-System (Degussa/Ducera), analog eines Verfahrens der Firma Elephant/Niederlande, eingeführt. Dieses System besteht aus einer hochgoldhaltigen Aufbrennlegierung mit 15 - 20 % höherem WAK als die bisherigen Legierungen und einer niedrigschmelzenden Keramik. Damit war es möglich geworden, eine goldfarbene Legierung, die keramisch verblendbar ist und die gleichzeitig die Anforderungen an eine exakte Legierung erfüllt, zu verwenden [67; 69]. Die erste edelmetallfreie Cobalt-Chrom-Legierung (Wirobond® LFC) für diesen Keramiktyp wurde 1999 von der Fa. BEGO Bremer Goldschlägerei auf den Markt gebracht [6].

In den späten achtziger Jahren wurde es dem Zahntechniker möglich, Titangerüste zu verblenden. Allerdings ist die Verbundfestigkeit noch nicht ganz auf dem Stand der konventionellen Legierungen. Auch ist die Verwendung von Titangerüsten noch nicht stark verbreitet.

Heute ist das Verblenden von metallischen Gerüsten mit Keramik Standard im zahntechnischen Labor und nicht mehr wegzudenken. In den letzten Jahren ist die Anzahl an Legierungen und Verblendkeramiken stark angestiegen. Damit sind durch ungeeignete Kombinationen auch unerwünschte Ergebnisse möglich.

Zwar sind die Systeme im allgemeinen robuster gegenüber Verarbeitungsfehlern geworden, dies wird jedoch zum Teil kompensiert durch allzu „forsches“ Arbeiten der Zahntechniker. So wurde früher gefordert, dass die Keramik abgestützt werden muss, durch geänderte Anforderung an die Ästhetik wird heute z. T. darauf verzichtet.
Durch die vergleichsweise dicken Keramikabschlüsse im Vergleich zu extrem dünn auslaufenden Kronenrändern aus Metall kann sich das Zahnfleisch zurückziehen. Der Unterschied ist lediglich, dass man keinen Metallrand sieht. Dies kommt aber nur bei bestimmten Lachlinien zur Geltung.

Daher sollten Zahnarzt und Zahntechniker zusammenarbeiten und entsprechend planen. Neben ästhetischen Erwägungen sollten auch werkstoffkundliche Forderungen beachtet werden.

2 Allgemeine werkstoffkundliche Grundlagen

Aus jeder Legierungsgruppe gibt es Vertreter, die auch mit Keramik verblendet werden können. Sie müssen dazu folgende grundlegende Bedingungen erfüllen:

Hohe mechanische Festigkeit: Das wichtigste Maß hierfür ist der Elastizitätsmodul (E-Modul). Je höher dieser ist, desto mehr Kraft muss aufgebracht werden, um das Gerüst elastisch zu verbiegen. Eine Verbiegung ist unerwünscht, da durch diese die Keramik zum Abplatzen gebracht wird. Der E-Modul sollte daher möglichst hoch sein.

Hohes Schmelzintervall: Das Schmelzintervall muss deutlich (mind. 50 °C, besser mehr) oberhalb der Brenntemperatur der Verblendkeramik liegen, damit sich das Gerüst während des Aufbrennens nicht verzieht. Je größer die Differenz zwischen Soliduspunkt der Legierung und den Brenntemperaturen ist, desto warmfester verhält sich die Legierung. Durch Zusätze (z. B. Palladium bei EM-Legierungen) lässt sich die Warmfestigkeit steigern. Bei den EMF-Legierungen stellt die Warmfestigkeit aufgrund der erhöhten Schmelzintervalle im allgemeinen kein Problem dar.

Verbundmöglichkeit zur Keramik: Die beiden Verbundpartner müssen in der Lage sein, sich retentiv, adhäsiv und chemisch zu verbinden. Dazu müssen Haftoxidbildner bei Legierungen dem Verbundpartner zulegiert werden. Darüber hinaus müssen die Wärmeausdehnungskoeffizienten der Verbundpartner aufeinander abgestimmt sein.

Chemische Beständigkeit: Sowohl das Metall als auch die Verblendkeramik dürfen in der Mundhöhle nicht in Wechselwirkung mit anderen Materialien (Nahrung, Speichel, Medikamente etc.) treten. Es soll nicht zu Reaktionen mit dem Gewebe kommen.

Fügbarkeit: Das Gerüst muss vor und nach den keramischen Bränden fügbar sein. Es müssen daher geeignete Lote zur Verfügung stehen, bzw. die Legierung muss mit vorhandenen Laserzusatzwerkstoffen laserschweißbar sein.

2.1 Physikalische Eigenschaften

2.1.1 Schmelztemperatur und Schmelzintervall

Die Schmelztemperatur bzw. das Schmelzintervall charakterisieren den Übergang zwischen dem festen und flüssigen Zustand [8; 32]. Diese Grenze wird in der Praxis durch Abkühlkurven bestimmt. Daher wird gelegentlich zuerst die (höhere) Liquidus- und dann die (niedrigere) Solidustemperatur (Definition s. u.) angegeben. Für den Zahntechniker gewohnter ist das umgekehrte Vorgehen.

Zur Aufnahme der Abkühlkurven wird das Material komplett aufgeschmolzen. Dann wird die Heizung abgeschaltet und die Temperatur über die Zeit registriert. Bei einem reinen Metall (Abb. 2-1) sinkt die Temperatur bis auf eine bestimmte Temperatur. Dann beginnt die Kurve in einen horizontalen Verlauf überzugehen, d. h. in dieser Phase bleibt die Temperatur über einen gewissen Zeitraum konstant. In diesem Zeitraum wird das Metallgitter durch sich abscheidende Atome aufgebaut. Dies ist ein exothermer Vorgang. Die dabei freiwerdende Energie wird in Form von Wärme freigesetzt und wirkt der Abkühlung entgegen, daher bleibt die Temperatur weitgehend konstant. Ist das Metallgitter zum größten Teil aufgebaut, überwiegt die Abkühlung und die Temperatur sinkt wieder schneller. Die Abkühlkurve von einem reinen Metall besitzt zwei Knickpunkte in der Abkühlkurve, die allerdings bei der gleichen Temperatur liegen. Das Verweilen der Temperatur für einen bestimmten Zeitraum ist durch die exotherme Reaktion der Gitterbildung zu erklären. Bei Aufbau des Gitters wird Energie in Form von Wärme frei. Diese gleicht den Wärmeverlust durch das Abkühlen aus. Dadurch kommt es zu einem zeitweilig horizontalen Temperatur-Zeit-Verlauf. Ist die Gitterbildung abgeschlossen, d. h. alle Atome sind im Gitter abgeschieden, sinkt die Temperatur bis auf die Umgebungstemperatur. Insgesamt verläuft die Erstarrung in Bruchteilen von Sekunden. Wenn die Guss-Schleuder zum Stillstand gekommen ist, ist die Schmelze längst

erstarrt. Analoges gilt für die Widerstands- oder Induktionsbeheizten Öfen.

Bei einer Legierung sieht dies jedoch anders aus. Hier liegen die beiden Knickpunkte bei unterschiedlichen Temperaturen (Abb. 2-1). Auch diese werden aus den Abkühlkurven bestimmt. Die Temperatur der Schmelze sinkt nach Abschalten der Heizung stetig ab. Bei einer bestimmten Temperatur beginnen sich Kristalle, vorwiegend aus den höher schmelzenden Bestandteilen der Legierungen, aus der Schmelze auszuscheiden. Das Absinken der Temperatur verlangsamt sich. Wenn alles erstarrt ist, beschleunigt sich das Abkühlen erneut. Der Knickpunkt, oberhalb dessen noch alles flüssig ist, wird als Liquiduspunkt bezeichnet. Der andere Knickpunkt, unterhalb dessen die Legierung vollständig erstarrt ist, wird als Soliduspunkt bezeichnet. Die Temperaturspanne zwischen Solidus- und Liquiduspunkt wird als Schmelzintervall bezeichnet. Bedingung für ein Schmelzintervall ist, dass die Legierungsbestandteile vollständig mischbar sind. Dies ist nicht für alle Elemente und Konzentrationsbereiche gegeben. Bei vollkommener Unlöslichkeit bilden sich eutektische Mischungen. Eine Unlöslichkeit ist bedingt durch unterschiedliche chemische Reaktionen, unterschiedliche Kristallsysteme im festen Zustand und/oder sehr unterschiedliche Atomradien (Abweichungen > 15 %). Eutektika sind die einzigen Legierungen, die kein Schmelzintervall, sondern einen Schmelzpunkt besitzen.

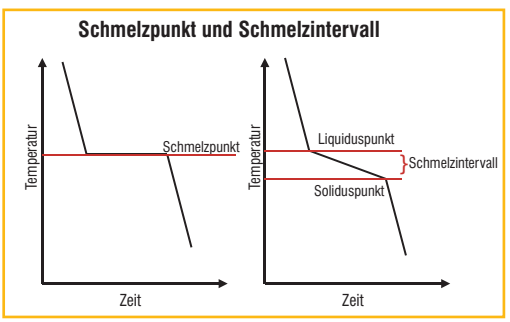


Abb. 2-1 Schematische Darstellung des Schmelzpunktes und Schmelzintervalls

Die Größe des Schmelzintervalls ist von Wichtigkeit für die werkstoffkundliche Beurteilung und zahntechnische Verarbeitung. Je schmaler es ist, desto günstiger ist es. Allerdings kann ein schmales Schmelzintervall auf ein Eutektikum hindeuten. Dies wäre ungünstig, da dann ein zweiphasiges Gefüge vorliegen würde.

Eutektische Legierungen sind im Allgemeinen vergleichsweise spröde. Ihre chemischen und mechanischen Eigenschaften sind prinzipiell ungünstiger als die von nicht-eutektischen Legierungen. Lote sind typische Beispiele für eutektische Legierungen. Schmelzpunktsenkende Effekte werden auch bei Dentallegierungen verwendet, damit deren Schmelzintervalle herabgesetzt werden, um die Vergießbarkeit zu verbessern oder um eine Verarbeitung überhaupt erst zu ermöglichen.

Ein zu breites Schmelzintervall ist jedoch ebenfalls ungünstig, weil eine solche Legierung zu einer Entmischung der Legierungsbestandteile beim Erstarren neigen würde, da sich zuerst die hochschmelzenden Elemente aus der Schmelze ausscheiden würden. Bei einem sehr breiten Schmelzintervall hätten sie vergleichsweise viel Zeit dazu. Es muss daher bei der Entwicklung von Legierungen ein Kompromiss zwischen der Lage und der Breite des Schmelzintervalls gefunden werden.

Die Angabe des Schmelzintervalls ist für den Zahntechniker wichtig, da er damit die Entscheidung über die Gießtemperatur, das zu verwendende Lot und die Verblendkeramik treffen kann.

Es gilt die Faustregel, dass die Gießtemperatur ca. 150 °C oberhalb der Liquidustemperatur liegen soll. Dies ist aber abhängig von der verwendeten Legierung, Gießgerät, Vorwärmtemperatur sowie Anstiftung und Modellation. Letztendlich können die Herstellerhinweise deshalb nur als Orientierung dienen. Es muss ein Kompromiss zwischen dem Ausfließen des Gusses und glatter Oberflächen gefunden werden. Die Rauigkeit der Oberfläche nimmt bei sinkender Gießtemperatur ab. Allerdings fließt die Legierungsschmelze desto schlechter, je niedriger ihre Temperatur ist, da dadurch die Viskosität erhöht wird. Erhöht man die Gießtemperatur, fließt die Legierung zwar besser, aber es kommt zu unerwünschten Reaktionen, z. B. mit der Einbettmasse, Verzunderungen etc. Auch kann es zur Bildung von Porositäten durch gelöste Gase kommen, die beim Abkühlen der Schmelze wieder entweichen.

Beim Löten darf der Soliduspunkt der zu fügenden Legierung nicht überschritten werden. Daher soll die Arbeitstemperatur des Lotes mehr als 50 °C

unterhalb des Soliduspunktes der Legierung liegen. Diese Forderung ist nicht immer erfüllbar, da es nur eine beschränkte Anzahl von Loten gibt. Liegen die beiden Temperaturen (Arbeitstemperatur des Lotes und Soliduspunkt der Legierung) zu nahe beieinander, kann es zu Verzügen kommen. Grund hierfür ist die evtl. zu geringe Warmverzugsfestigkeit der Legierung (s. u. Warmfestigkeit) und/oder ein partielles Aufschmelzen des Gerüsts. Hier kommt es zu einem Widerspruch von Anforderungen. Zum einen ist eine hohe Temperatur für den Lotvorgang günstig. Je höher die Temperatur ist und je länger diese gehalten wird, desto günstiger ist es für die notwendigen Diffusionsprozesse. Andererseits kann es zu Verzügen kommen. Beim Löten nach dem Brand kann es zu unerwünschten Veränderungen der Keramikverblendung kommen (z. B. Verrundungen von Kanten, Überbrennen der Keramik beim Löten nach dem Brand, unerwünschte Erhöhung des WAK).

Bei dem keramischen Verblenden kann es auch zu Problemen kommen. Die Brenntemperaturen sollten möglichst weit unterhalb von dem Schmelzintervall der Legierung liegen. Bei den EMF-Legierungen ist dies problemlos möglich, jedoch hat man bei den EM-Legierungen gelegentlich Probleme. Das Absenken der Brenntemperaturen durch den Zahntechniker sollte jedoch unterbleiben, da die Eigenschaften der Verblendkeramik ungünstiger werden. Dies gilt für die Ästhetik, aber auch für die mechanischen Eigenschaften. Liegen die Brenntemperatur der Keramik und der Soliduspunkt der Legierung sehr nahe beieinander, sollte mit niedrigen Aufheizraten des Keramikofens gearbeitet werden, da ein Überschiessen der Brenntemperatur zum Anschmelzen der Legierung führen könnte.

Im täglichen Leben wird der Zahntechniker jedoch feststellen, dass die oben getroffenen Anforderungen an die Temperaturunterschiede zwischen Legierung und Lot, bzw. Keramik nicht immer erfüllt werden können. Die hier durch auftretenden Unzulänglichkeiten müssen durch das Geschick und die Erfahrung des Zahntechnikers ausgeglichen werden. So müssten die Brückengerüste gegebenenfalls abgestützt werden. Diese Abstützung darf jedoch nicht punktuell (z. B. Aufstellen auf Stelzen) erfolgen, sondern muss flächig durchgeführt werden, z. B durch individuelle Brenngutträger.

2.1.2 Der Wärmeausdehnungskoeffizient

Bei der Auswahl geeigneter Verblendkeramiken muss vor allem das Harmonieren der Wärmeausdehnungskoeffizienten der Verbundpartner beachtet werden. Diese sollten möglichst nahe beieinander liegen. Der lineare Wärmeausdehnungkoeffizient (lin. WAK) gibt an, um wie viel µm sich ein 1 m langer Stab eines Materials bei Erhöhung (Erniedrigung) der Temperatur um 1 K (1 K = 1 Kelvin) bzw. 1 °C ausdehnt (zusammenzieht). Die Differenzen dieser beiden Angaben (Δ K entspricht Δ °C) sind identisch, lediglich die Nullpunkte dieser beiden Temperaturskalen unterscheiden sich. Während die Einteilung nach Kelvin von einem absoluten Nullpunkt bei ca. -273,15 °C (thermodynamischer Nullpunkt) ausgeht, liegt der Nullpunkt der Temperaturskala nach Celsius beim Gefrierpunkt des Wassers.
Der Zusatz „linear“ bezieht sich auf die eindimensionale Messung und sagt nichts über den Verlauf des Wärmeausdehnungskoeffizienten in den angegebenen Temperaturbereichen (üblicherweise zwischen 20 °C und 600 °C oder 25 °C und 500 °C) aus. Der WAK muss nicht linear verlaufen!
Neben den Brenntemperaturen, die möglichst weit unterhalb des Soliduspunktes der Legierung liegen sollen, ist vor allem der WAK eine maßgebliche Größe, um zu bestimmen, welche Keramik-Legierungs-Kombination gewählt wird.
In der Praxis wird mit Hilfe eines Dilatometers (Abb. 2-2) die Längenänderung eines Stabes während einer Aufheiz- und anschließender Abkühlungsphase gemessen. Als Referenz kann z. B. ein Platinstab dienen.

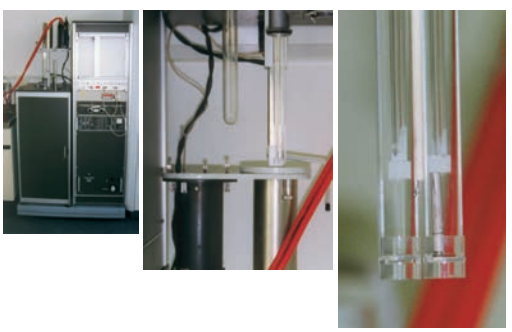


Abb. 2-2 Dilatometer zur Bestimmung des linearen Wärmeausdehungskoeffizienten (lin. WAK) von Legierungen

Aufgrund der Definition wird der lin. WAK mit der Einheit $10^{-6} \cdot K^{-1}$ (= µm/(m · K)) angegeben. Gelegentlich wird die Temperatur-Einheit „Kelvin“ (K) durch „Grad Celsius“ (°C) ausgetauscht. Dies hat für den WAK-Wert keine Bedeutung, da 1 °C von der Differenz her 1 K entspricht (s. o.). Das ist jedoch formal unrichtig.

Der WAK der Keramik muss niedriger sein als der des Metalls. Dies ist auf den ersten Blick vielleicht nicht einsichtig, wenn das Aufschrumpfen als die hauptsächliche Verbundursache angesehen wird. Dann könnte vermutet werden, dass ein höherer WAK der Keramik zu bevorzugen ist. Dann nämlich würde die Keramik beim Abkühlen nach den Bränden stärker schrumpfen als das Metall und somit auf das Gerüst aufschrumpfen.

In diesem Fall würde jedoch die Keramik unter Zugspannung gesetzt werden (s. Abb. 2-3) Dies wäre ungünstig und könnte zu Rissen und Abplatzungen führen. Die Verblendkeramik muss daher unter Druckspannung gebracht werden. Dazu muss der WAK der Keramik niedriger sein als der des Metalls, wobei die Angaben „niedriger“ und „höher“ relativ anzusehen sind, da noch materialspezifische Eigenschaften und geometrische Faktoren den Verbund beeinflussen.

Um den oben genannten Einfluss zu verstehen, sei auf Abb. 2-3 verwiesen.

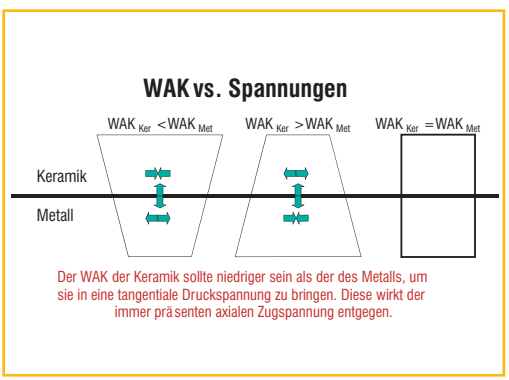


Abb. 2-3 Darstellung der tangential wirkenden Kräfte bei verschiedenen WAK von Keramik und Metall

Stellt man sich einen quadratischen Ausschnitt aus jeweils Keramik und Metall vor, die an der Grenzfläche (Verbundzone) aufgrund verschiedener Kräfte (s. Kap. 5) daran gehindert werden sich voneinander zu lösen, werden sich diese beim Abkühlen verformen. Beide Quadrate werden aufgrund der thermischen Kontraktion kleiner, jedoch aufgrund der unterschiedlichen WAK unterschiedlich. Die Art der Verformung hängt nun von den WAK oder – genauer gesagt – von ihrer Differenz ab. Bei identischen WAK würden die quadratischen Formen erhalten bleiben (rechtes Teilbild, Abb. 2-3).

Ist der WAK der Keramik niedriger als der des Metalls, kommt es zu einer Verzerrung (linkes Teilbild, Abb. 2-3). Das stärker schrumpfende Metall zwingt die Keramik dazu stärker zu schrumpfen, als sie das eigentlich „will“. Dadurch gerät die Keramik unter Druckspannung, was günstig ist, da Keramik sehr stark unter Druck belastet werden kann. Entlang der Grenzschicht (tangential bei gekrümmten Geometrien) wird parallel eine Druckspannung aufgebaut. Senkrecht (axial) entsteht durch das stärker schrumpfende Metall eine Zugspannung zwischen den beiden Materialien, die den Verbund schwächt. Dies muss durch eine ausreichend hohe tangentiale Druckspannung sowie durch Retention, Adhäsion und chemische Bindungen ausgeglichen werden. Aufgrund des komplexen Zusammenspiels dieser unterschiedlichen Kräfte ist es einsichtig, dass auch die Geometrie des Gerüsts einen Einfluss auf den Verbund nehmen kann.

Ist der WAK der Keramik höher als der des Metalls (mittleres Teilbild, Abb. 2-3), steht die Keramik parallel (tangential) zur Grenzfläche unter Zugspannung. Dies wäre ungünstig und der Verbund würde stark geschwächt werden.

2.1.3 Warmfestigkeit

Unter *warmfesten* Materialien versteht man Stoffe, die auch bei hohen Temperaturen noch hohe Festigkeiten aufweisen. Dagegen sind *hitzebeständige* Stoffe bei hohen Temperaturen beständig gegenüber chemisch reaktiven Stoffen. Beide Eigenschaften sind von aufbrennfähigen Legierungen zu fordern [33].

Der Begriff „Warmfestigkeit“ wird in der Zahntechnik nicht ganz korrekt angewendet, da hier nur ein Teilaspekt der Warmfestigkeit von Bedeutung ist. Genauer betrachtet handelt es sich um

die Warmverzugsfestigkeit. Darunter versteht man das Vermögen von Stoffen (hier Metallen) unterhalb ihres Soliduspunktes (Schmelzpunktes bei elementaren Metallen) unter Belastung zu fließen. Dies ist in der Zahntechnik ein ungewollter Effekt, da es zum Verzug von Gerüsten kommt. Besonders massive und weitspannige Arbeiten sind betroffen. Hier kann die Passung negativ beeinflusst werden. Bei sehr dünnen Modellationen kann es durch die Kontraktion der Keramik während der Aufbrennprozesse zum Aufbiegen von Kronenrändern kommen. Die schrumpfende Keramik zieht das zu grazile Gerüst in die Richtung des Masseschwerpunktes der Keramik, also nach „außen". Ein solcher Effekt kann jedoch auch zum Verzug von Brückengerüsten führen. Daher muss die Keramik im Bereich der Verbinder vor dem Brennen bis auf das Gerüst geschlitzt werden. Erst zum Schluss kann dieser Bereich mit Keramik verblendet werden.

Die Warmverzugsfestigkeit ist von einigen Parametern abhängig:

- **Temperatur:** Der Soliduspunkt der Legierung sollte möglichst weit von der Brenn- oder Löt-Temperatur entfernt sein.
- **Dauer:** Je länger der Temperaturzyklus gefahren wird, desto größer ist die Gefahr des Verziehens.
- **Zusammensetzung der Legierung:** Zum einen bestimmt die chemische Zusammensetzung das Schmelzintervall, zum anderen gibt es auch Elemente, die eine günstigere Warmfestigkeit bedingen. So weisen palladiumfreie EM-Legierungen deutlich niedrigere Warmverzugsfestigkeiten auf, als solche mit Palladium. Daher sind „Bio-Legierungen" von Verzügen bei keramischen Bränden deutlich stärker betroffen als palladiumhaltige. Unter „Bio-Legierungen" versteht man im Allgemeinen palladium- und kupferfreie hochgoldhaltige Legierungen.
- **Dichte der Legierung:** Je höher die Dichte der Legierung ist, desto höher ist auch die Gewichtskraft. Diese fördert grundsätzlich bei starken Modellationen das Verziehen, während der keramischen Brände oder anderen Wärmebehandlungen.
- **Modellation (Geometrie des Gerüsts):** Hier kommt es besonders bei großen Spannweiten und massiven Zwischengliedern (gepaart mit zierlichen Verbindern) öfters zu Verzügen, da sich das Gerüst durch das hohe Eigengewicht verzieht.

Wegen einer eventuell ungünstigen Warmverzugsfestigkeit des Metalls sollten jedoch keine Kompromisse bei der Modellation eingegangen werden. Metallgerüste sollten ausreichend dimensioniert werden (s. Kap. 4.1). Daher müssen die Gerüste ausreichend abgestützt werden, wenn die keramischen Brände durchgeführt werden. Liegen Brenntemperatur und Soliduspunkt der Legierung nahe beieinander, muss ein Überschießen des Brennofens vermieden werden. Gegebenenfalls sollten niedrigere Aufheizraten (Aufheizrate: Temperatur pro Zeit/°C pro s) gewählt werden.
Experimentell kann mit Prüfkörpern versucht werden, die Warmverzugsfestigkeit zu bestimmen (Abb. 2-4). Es zeigt sich, dass es sich um ein komplexes Geschehen handelt. So bewirken beidseitige Auflagen geringere Effekte, als wenn die Prüfkörper nur auf einer Seite eingespannt sind. In den gezeigten Fällen werden nach thermischer Belastung die Verzüge gemessen.

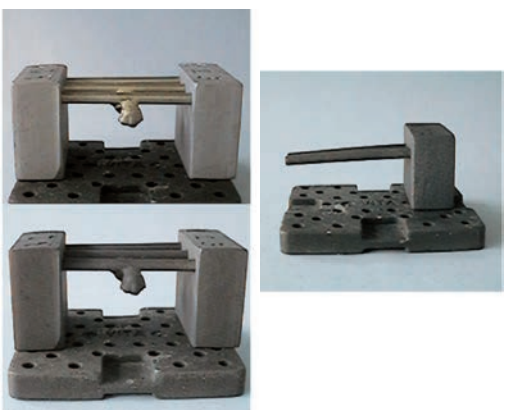


Abb. 2-4 Mögliche Versuchsaufbauten zur experimentellen Bestimmung der Warmverzugsfestigkeit

2.1.4 Mechanische Eigenschaften

Unter Festigkeit versteht man sehr allgemein die mechanischen Eigenschaften der Legierung. Durch die Kaubewegungen wirken verschiedene Kräfte auf den Zahnersatz. Diese Kräfte unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Größe und Richtung. Prinzipiell gibt es Druck- und Zugkräfte, die kombiniert als Scher- und Torsionskräfte wirken.

Es muss zwischen Beanspruchung und Belastung unterschieden werden. Letztere ist die Kraft (gemessen in Newton [N]), die auf den Prüfkörper

wirkt. Um jedoch vergleichbare Werte zu erhalten, wird die Kraft auf eine Fläche berechnet (Newton pro Quadratmillimeter). Die Beanspruchung bezieht die Belastung auf eine Fläche. Die Einheit ist Mega-Pascal (1 MPa = 1 N/1 mm^2).

Metalle sind im Allgemeinen duktil, d. h. sie verformen sich bei Krafteinwirkung. Keramik dagegen ist sehr spröde. Hier kommt es beim Überschreiten bestimmter Kräfte (besonders bei Zugbelastung) zu Rissbildung, bzw. Risswachstum und Abplatzungen. Im Gegensatz dazu sind Metallgerüste in der Lage, auf diese Kräfte durch Verformung zu reagieren. Fehlstellen im Metall (z. B. Gusslunker) oder in Kunststoffen wirken sich daher nicht so gravierend aus wie Fehlstellen (Risse, Porositäten) in der Keramik.

Aufgrund der mangelnden Duktilität sind Keramiken sehr anfällig gegenüber Verarbeitungsfehlern. Gerüste aus Keramik müssen daher sehr kritisch betrachtet werden. Mit zunehmender Spannweite nimmt die Wahrscheinlichkeit von Fehlstellen naturgemäß zu. Damit verschlechtert sich prinzipiell die Langzeitprognose.

2.1.4.1 Belastung auf Druck

Die Druckfestigkeit gibt an, bei welcher Kraft ein Körper zerdrückt wird, wobei die belastete Fläche berücksichtigt wird. Sie wird in MegaPascal, (1 MPa = 1 N/1 mm^2, Kraft pro Fläche) angegeben. Zur Bestimmung der Druckfestigkeit wird ein genormter Prüfkörper in eine Prüfmaschine gespannt, die den Kraftverlauf aufnehmen kann. Dann wird mit definierter Kraft gedrückt, bis es zum Bruch kommt.

Dem Bruch vorausgehend ist eine Verformung. Auf atomarer Ebene betrachtet handelt es sich bei den Verformungen um das Verschieben von Gleitebenen (Abb. 2-5). Betrachtet man sich Metalle, so liegen diese in Kristallgittern vor. Durch dieses Gitter lassen sich verschiedene Ebenen legen. Dazu werden die verschiedenen Atome des dreidimensionalen Raumgitters verbunden. Nun gibt es viele Möglichkeiten, solche Ebenen zu konstruieren. Die Anzahl der möglichen Ebenen hängt vom Kristallgittertyp des Metalls ab. Bei einer Krafteinwirkung gleiten dann diese Ebenen aneinander vorbei (Gleitebenen). Je mehr Ebenen möglich sind, desto höher ist die Möglichkeit einer Verformung und desto leichter lässt sich das Metall verformen.

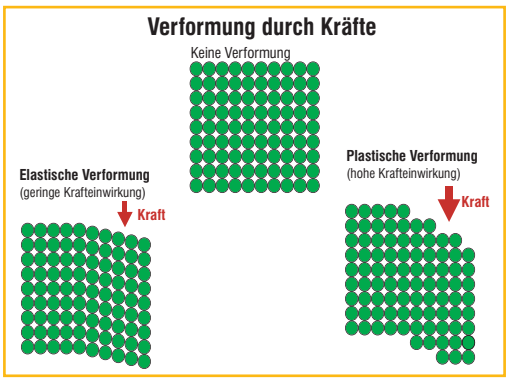


Abb. 2-5 Verformung durch Krafteinwirkung. Bei geringer Krafteinwirkung verschieben sich die Gleitebenen nur geringfügig gegeneinander. Nimmt man die Kraft zurück, kehren die Atome oder Moleküle in ihre ursprüngliche Lage zurück (elastische Verformung). Ab einer bestimmten Kraft kommt es zu einer dauerhaften Verschiebung der Gleitebenen (plastische Verformung), d. h. nach Entlastung bleibt der Prüfkörper deformiert.

Die Druckfestigkeit kann mit den Kaukräften verglichen werden. Über die Höhe der Kaukräfte gibt es unterschiedliche Untersuchungen. Die Werte für die maximalen durchschnittlichen Kaukräfte werden zwischen 150 bis 500 MPa angegeben. Es sollte allerdings zwischen den Kräften unterschieden werden, die im Seitenzahn-, bzw. im Frontzahnbereich auftreten. Hier sind die Kräfte deutlich niedriger.

Bei der Betrachtung der Kaukräfte und deren Auswirkung auf die Restaurationen muss jedoch zwischen kurzzeitig auftretenden Maximalbelastungen und einer Dauerbelastung unterschieden werden. Die Restaurationen müssen kurzfristige Krafteinwirkungen vertragen. Jedoch kann es hier, z. B. durch das Beißen auf einen Kirschstein, zu einer örtlich begrenzten aber sehr hohen Krafteinwirkung kommen. Durch das ungünstige Kraft-pro-Fläche-Verhältnis kann es zum Abplatzen der Verblendkeramik und/oder zum Bruch der Brücke kommen.

Das Brechen von Brücken kann jedoch auch bei sehr viel niedrigeren Kräften geschehen. Durch zyklische Belastung bei deutlich niedrigeren Kräf-

ten als den maximal Kräften kann es durch die andauernde Belastung zum Bruch kommen. Grund hierfür ist das Risswachstum von Fehlstellen (Lunkern, Porositäten, Einkerbungen etc.). Keramische Gerüste sind aufgrund der höheren Sprödigkeit hier deutlich anfälliger als die vergleichsweise duktilen Metalle.

Allerdings treten reine Druckkräfte in der Mundhöhle nur selten auf. Aufgrund der verschiedenen Winkel in dem die Kaukräfte auf die Zähne bzw. den Zahnersatz treffen, treten auch Zug- und Scherkräfte auf. Druckfestigkeiten werden meist nur für Modellwerkstoffe und Einbettmassen bestimmt.

2.1.4.2 Belastung auf Zug

Im Gegensatz zu Druckversuchen wird an den Proben gezogen. Diese sind hantelförmig und z. B. in der DIN EN ISO 9693 [26] beschrieben. Die Proben werden in einer Universalprüfmaschine beidseitig eingespannt. Dann wird eine Traverse abgesenkt. Über einen Dehnungsaufnehmer wird die Längenänderung (Dehnung = Längenänderung bezogen auf eine Ausgangslänge; Einheit: %) der Probe gemessen. Die aufgewendete Kraft wird mit einer Kraftmessdose bestimmt. Da der Querschnitt der Probe bekannt ist, kann die (Zug-) Spannung (= Kraft pro Fläche, Einheit: MPa) bestimmt werden. Trägt man den zeitlichen Verlauf der Dehnung gegen die Spannung auf, erhält man das sogenannte Spannungs-Dehnungs-Diagramm. Aus diesem kann man nun verschiedene Kennwerte ablesen:

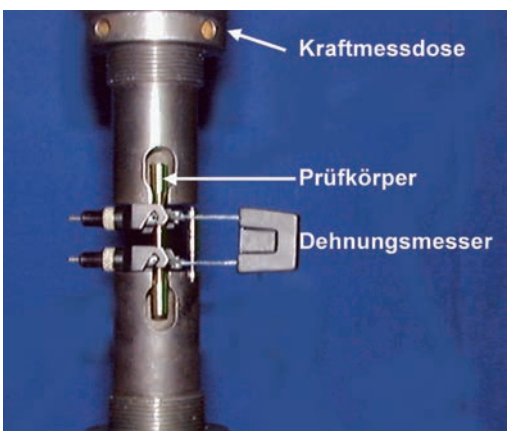


Abb. 2-6 Eingespannter Prüfkörper mit Dehnungsaufnehmer für den Zugversuch

- Elastizitätsmodul [MPa] oder [GPa] (1000 MPa = 1 GPa)
- 0,2 % Dehngrenze [MPa]
- Zugfestigkeit [MPa]
- Bruchdehnung [%]

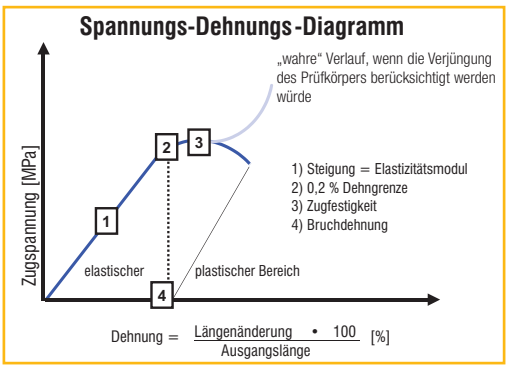


Abb. 2-7 Schematisiertes Spannungs-Dehnungs-Diagramm

Eine elastische Verformung ist reversibel, d. h. umkehrbar. Entlastet man den Prüfkörper, kehrt er wieder in die ursprüngliche Form zurück. Eine plastische Verformung ist irreversibel, d. h. nicht umkehrbar. Entlastet man den Prüfkörper, kehrt er nicht wieder in die ursprüngliche Form zurück (s. a. Druckversuch); er ist länger geworden.

Der gerade Bereich des Spannungs-Dehnungs-Diagramms ist für die Bestimmung des Elastitätsmoduls (E-Modul) wichtig. Der E-Modul ist ein Maß für die Steifigkeit eines Materials. Ein hoher Wert bedeutet, dass man viel Kraft aufwenden muss, um das Material elastisch zu verbiegen. Mathematisch betrachtet ist der E-Modul die Steigung des geraden Abschnitts des Spannungs-Dehnungs-Diagramms. Physikalisch betrachtet ist der E-Modul die Proportionalitätskonstante im Hooke'schen Gesetz. Dies besagt, dass die Auslenkung (z. B. einer Feder) proportional der Kraft ist. D. h. verdoppelt man die Kraft, verdoppelt sich die Auslenkung. Ist diese Proportionalität nicht mehr gegeben, krümmt sich der Kurvenverlauf. Für den Zahntechniker ist der E-Modul ein Maß dafür, wieviel Kraft aufgebracht werden muss, um das Gerüst (elastisch) zu verbiegen. Der E-Modul sollte möglichst hoch sein, da die Verblendkeramik auf gar keinen Fall unter Zugspannung gesetzt werden darf, was bei einer Durchbiegung des Brückengerüsts unweigerlich geschehen würde.

Ein weniger steifes Material kann für Gerüste verwendet werden, dann muss jedoch stärker modelliert werden. Hier zeigen NEM/EMF-Legierungen mit ihrem etwa doppelt so hohen E-Modul gegenüber EM-Legierungen und Titan Vorteile. Mit ihnen können bei gleicher Stabilität grazilere Konstruktionen modelliert werden. Dies ist bei beengten Platzverhältnissen vorteilhaft.
Keramik und somit auch eine Dentalkeramik zeigt nur einen sehr kleinen elastischen Bereich. Der E-Modul ist sehr hoch. Dentalkeramik ist also ein sehr starres und kaum verformbares Material. Daher führen geringe Verformungen zum Bruch. Das gilt für Verblend- und Gerüstkeramiken.

Auch eine elastische Verbiegung des Gerüsts führt zu einem Versagen des Metall-Keramik-Verbunds und muss daher vermieden werden.
Der Übergang zwischen dem elastischen und plastischen Bereich wird durch die Dehngrenze definiert. Diese Grenze wird jedoch willkürlich festgelegt, da man sie nicht exakt bestimmen kann. Die Frage ist, wann die Hooke'sche-Gerade keine Gerade mehr ist. Daher wurde definiert, dass eine Dehnung von 0,2 % die maximale Grenze darstellt. Wird eine Dehnung von über 0,2 % erreicht, wird dies als eine plastische Verformung definiert (Abb. 2-8). Die Spannung (Kraft pro Fläche) bei der eine irreversible 0,2 %ige Dehnung erreicht wird, wird mit 0,2 % Dehngrenze bezeichnet und in MPa angegeben. Die 0,2 % Dehngrenze ist ein Maß für die plastische Verformbarkeit. Sie gibt an, bei welcher Kraft (pro Fläche) die Restauration irreversibel verformt wird und legt den Übergang zwischen elastischer und plastischer Verformung fest. Die 0,2 % Dehnung ist willkürlich festgelegt, hat sich jedoch im Dentalbereich etabliert.

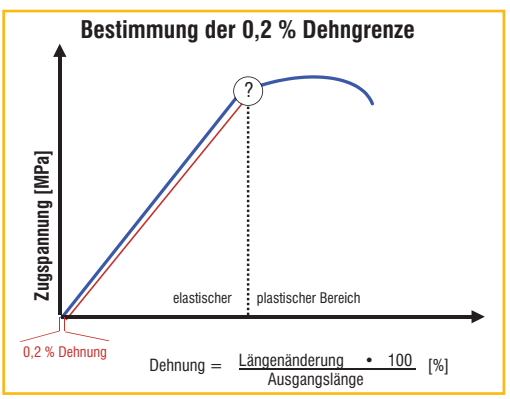


Abb. 2-8 Schematische Darstellung der Bestimmung der 0,2 % Dehngrenze

Beim Erreichen/Überschreiten der 0,2 % Dehngrenze ist die Restauration unwiderbringlich zerstört. Ist sie überschritten worden, z. B. durch Kaukräfte (z. B. durch Beißen auf einen Kirschkern o. ä.) oder durch zu starkes Aufbiegen von Klammern beim Herausnehmen von Prothesen, ist die Restauration plastisch, d. h. irreversibel verbogen. Eine keramische Verblendung ist schon lange vorher abgeplatzt.

Die Zugfestigkeit ist die höchste messbare Spannung im Spannungs-Dehnungs-Diagramm. Zahntechnisch hat sie keine Bedeutung, da die Restauration schon beim Erreichen der 0,2 % Dehngrenze irreversibel zerstört ist. Die Zugfestigkeit lässt sich präzise und reproduzierbar bestimmen und kann daher zum Vergleich verschiedener Materialien herangezogen werden.

Bei einer bestimmten Kraft (bzw. Spannung) kommt es zum Reißen der Prüfkörper im Zugversuch. Zieht man nun von diesem Punkt eine Parallele zum geraden Kurvenverlauf, so kann man die Dehnung ablesen, bei der der Prüfkörper gerissen ist. Dieser Wert der Dehnung wird als Bruchdehnung bezeichnet. Je höher dieser Wert ist, desto stärker lässt sich das Material dehnen. Eine hohe Dehnung ist z. B. für das Anfinieren von Inlays oder Kronenrändern günstig.

2.1.4.3 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit ist die Kombination aus Zug- und Druckfestigkeit. Bei der Biegung treten sowohl Druckkräfte (dort wo das Material gestaucht wird) als auch Zugkräfte (dort wo das Material gedehnt wird) auf.

Man unterscheidet den Biegeversuch aufgrund der Auflagen. Liegt der Prüfkörper z. B. auf zwei Auflagen und fährt eine Finne mit einer Auflage herunter, spricht man von einem 3-Punkt-Biegeversuch. Die Finne könnte jedoch auch zwei Auflagen besitzen, dann würde es sich um einen 4-Punkt-Biegeversuch handeln.

Dentalkeramik zeigt aufgrund ihrer geringen Zugfestigkeit auch nur eine geringe Biegefestigkeit. Zu verblendende Gerüste müssen sehr starr sein, damit durch die Kaukräfte keine Deformation stattfindet. Dies würde zu einer Biegung führen, was zum Abplatzen der Keramik führen würde.

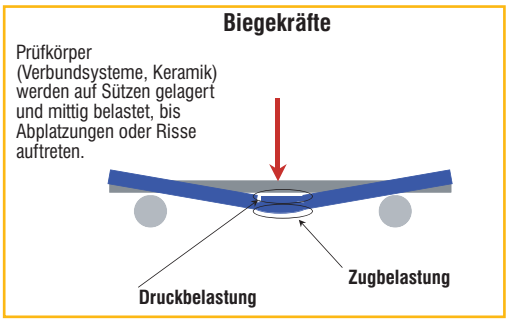


Abb. 2-9 Schematische Darstellung eines 3-Punkt-Biegeversuchs. Im Bereich, wo die Druckfinne auftrifft, wird das Material gestaucht. Es steht also unter Druckspannung. Auf der gegenüberliegenden Seite wird das Material auseinandergezogen. Daher steht es dort unter Zugspannung

Der Biegeversuch liefert die wichtigsten Kenngrößen zur Charakterisierung von Keramiken. Aufgrund der Kaukräfte werden Dentalmaterialien in der Mundhöhle nicht nur einmal, sondern zyklisch belastet. Es kommt während der Lebensdauer einer Restauration zu vielen hunderttausend Belastungen. Durch diese Dauerbelastungen können sich auch kleine Fehlstellen negativ auswirken. Besonders Keramiken sind hiervon betroffen. Metalle vertragen diese aufgrund ihrer höheren Duktilität besser. Aufgrund der hohen Sprödigkeit der Keramik wirken sich kleine Risse oder Poren stark negativ aus. Kleine Poren bilden die Ausgangspunkte für wachsende Risse. Verläuft die Rissbildug schnell, kommt es zum Versagen der Keramik. Anders als bei den Metallen kann es schon bei niedrigen Kräften und wenig Poren zum Versagen kommen. Dies kann sich bei Messungen der Biegefestigkeit in hohen Schwankungen der Messwerte auswirken. Daher betrachtet man bei Keramiken nicht so sehr die gemessenen Spannungen (Kraft pro Fläche), sondern die Wahrscheinlichkeiten, bei denen es zum Bruch des Prüfkörpers kommt. Als Maß hierfür gilt der Weibull-Modul. Um eine übersichtlichere Darstellung der Messungen zu erhalten, werden ein paar mathematische Kniffe angewandt. Grob gesagt trägt man die Bruchwahrscheinlichkeit gegen die Belastung auf, bei der die Probe bricht. Die Steigung der Geraden, die man durch die gewählte Auftragungsart erhält, repräsentiert den Weibull-Modul. Je höher dieser ist, desto „fester“ ist die Keramik. Er wird bei zunehmender Fallzahl (n) aussagekräftiger. Daher muss „n“ möglichst groß gewählt werden. Die Anzahl der Fehlstellen bestimmt somit maßgeblich die Festigkeit der Keramiken. Dies gilt sowohl für Verblend- als auch für Gerüstkeramiken. TINSCHERT [112] konnte dies für CAD/CAM-gefertige Brücken aus Zirkoniumdioxid zeigen. Die Biegefestigkeit sank mit zunehmender Zahl an Zwischengliedern.

2.1.4.4 Verschleiß

Unter Verschleiß versteht man den fortschreitenden Materialabtrag eines festen Werkstoffs an der Grenzfläche zu einem festen, flüssigen oder gasförmigen Medium [33]. Ein Verschleißmechanismus ist die Abrasion. Darunter versteht man die Zerspanung und Zerfurchung einer Oberfläche durch das darüberweggleiten eines anderen Werkstoffs.

Dentalkeramik zeigt nur einen geringen Verschleiß im Mund. Dies liegt u. a. an der hohen Härte des Materials. Ist die Keramik härter als der Antagonist (z. B. ein natürlicher Zahn), wird dieser abradiert.

2.1.5 Härte

Unter Härte versteht man den Widerstand, den ein Körper einem Eindringenden entgegensetzt. Es handelt sich hier um eine reine Oberflächeneigenschaft.

Die Härte ist eine Eigenschaft der Oberfläche und kann meist mit dem Abrasionsverhalten sowie der Oberflächenbearbeitbarkeit verknüpft werden. „Der“ Zahntechniker verwendet den Begriff oftmals falsch. So spricht er z. B. von harten Modellguss-Legierungen. Zur Prüfung wird eine Modellgussprothese zwischen Daumen und Zeigefinger gespannt und gedrückt. Bei einer Verformung wird dann von einer „weichen“ Legierung gesprochen. Gemessen wurde jedoch die elastische Verformung der Prothese. Das Maß hierfür ist der Elastizitätsmodul.

Die Härte als Oberflächeneigenschaft lässt sich am ehesten mit der Oberflächenbearbeitung (Schleifen, Polieren, Fräsen …) korrelieren. Im Allgemeinen ist diese um so schwieriger, je höher die Härte ist. Aber es gibt auch hier Ausnahmen. So kann eine Legierung mit höherer Härte günstiger

spanbar sein als eine mit niedrigerer Härte. Der Zahntechniker wird dann die objektiv härtere Legierung als angenehmer zu bearbeiten empfinden. Bei hochgoldhaltigen Legierungen ist gelegentlich auch beim Polieren ein Schmieren der Oberfläche zu beobachten. Auch hier kann die Härte kein alleiniges Maß für die Oberflächenbearbeitbarkeit sein.

Härte wird oftmals mit der Oberflächenbearbeitung gleichgesetzt. Wie dargelegt ist dieser Begriff jedoch nicht eindeutig definiert, sondern ist eine Mischung verschiedener Eigenschaften. Meinen tut der Zahntechniker am ehesten die „Spanbarkeit“ (älterer Begriff: „Zerspanbarkeit“). Diese ist leider auch nicht durch eine definierte Größe beschrieben. Hier müssen die aufgewandte Kraft, verwendete Fräswerkzeuge, Form und Größe der abgehobenen Späne u. a. berücksichtigt werden.

Verblendkeramik zeigt meist eine höhere Härte als der Zahnschmelz (der härtesten Substanz des Menschen). Dies kann unter bestimmten ungünstigen Bedingungen zur Abrasion des Antagonisten führen, was wiederum eine Bissverstellung mit anschließenden Kiefergelenksbeschwerden verursachen kann. Daher lehnten ältere Lehrmeinungen Keramik in der Kaufläche ab.

Es gibt verschiedene Prüfverfahren z. B. Härteprüfung nach MOHS (älteste Verfahren), nach VICKERS (Diamantpyramide). Allen Härte-Prüfmethoden gemeinsam ist, dass ein Stempel in das zu prüfende Material gedrückt wird (Abb. 2-10). Die Verfahren unterscheiden sich hinsichtlich:

- der Geometrie der Stempel,
- des Materials des Stempels,
- der Prüfkraft,
- der Belastungsdauer,
- der zu vermessenden Geometrien (z. B. Tiefe, Diagonalen …).

Die wichtigste Härtebestimmung in der Zahnheilkunde ist die Bestimmung nach Vickers. Gelegentlich wird auch die Härte nach Brinell gemessen. Die beiden Angaben können etwa bis zu Werten von 350 miteinander verglichen werden.

Bei der Vickershärte wird die zu prüfende Oberfläche mit der Spitze einer vierseitigen Pyramide aus Diamant senkrecht belastet. Die Flächen der Pyramide stehen jeweils in einem Winkel von 136°

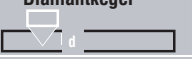
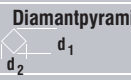
Verfahren	Messgröße	Eindringkörper
Brinell [HB]	Eindruckfläche	Stahlkugel
Rockwell [HR]	Eindringtiefe	Diamantkegel 
Vickers [HV]	Eindruckfläche	Diamantpyramide 
Knoop [HK]	Eindruckfläche	Diamantpyramide

Abb. 2-10 Übersicht über verschiedene Härteprüfungen

zueinander. Die Belastung geschieht mit einer bestimmten Kraft für eine bestimmte Zeit.

Die Härte wird mit z. B. 300 HV10/30 angegeben. Dies bedeutet, dass der Härtewert „300“ nach einer Belastung von 10 kp (= 98 N) mit einer Belastungsdauer von 30 s bestimmt worden ist. Für die Härtebestimmung von Edelmetallen wird die HV 5 verwendet, für die NEM (Nichtedelmetalllegierungen)/EMF (edelmetallfreie Legierungen) -Legierungen und Titan die HV 10. Grund hierfür ist, dass bei zunehmender Härte des Materials die Eindrücke immer kleiner werden. Damit wird das Ausmessen der Diagonalen immer schwieriger. Steigert man die Prüfkraft, werden die Eindrücke größer und das Vermessen wird einfacher. Die Werte können jedoch näherungsweise miteinander verglichen werden.

Bei größeren Abweichungen der Belastungskräfte ist jedoch Vorsicht geboten. Verwendet man sehr geringe Kräfte, werden nur die obersten Schichten erfasst. Diese können jedoch aufgrund ihrer unterschiedlichen chemischen Zusammensetzung (z. B. Oxidschicht, α-case bei Titan) extrem hohe Härten erreichen. Bei höherer Belastung erfasst man dann das weichere Grundmaterial. Solche Werte wären dann nicht mehr miteinander vergleichbar.

Bei elastischen Materialien (z. B. Kunstsstoffen) kann es durch das Rückstellvermögen zu Fehlmessungen kommen. Wird der Stempel nach der Belastung aus dem Material gezogen, stellt sich das Material zurück und der Eindruck verkleinert sich. Dadurch wird eine höhere Härte gemessen als tatsächlich vorliegt. Daher werden elastische Materialien unter Druck vermessen. Dafür vermisst man

den Eindruck durch den Stempel hindurch. Die Härte kann verwendet werden, um Materialien zu charakterisieren, aber auch um Stoffgruppen zu identifizieren. Die Härtebestimmung ist eine fast zerstörungsfreie Prüfung. So kann die Prüfung an nicht sichtbaren Stellen des Objekts vorgenommen werden. Es kann z. B. festgestellt werden, ob eine EM- oder eine NEM/EMF-Legierung vorliegt. Mit einer gewissen Sicherheit kann auch zwischen verschiedenen Legierungsgruppen unterschieden werden. Allerdings muss dabei beachtet werden, dass die Verarbeitung einen großen Einfluss auf die Härte nehmen kann. Enfernt man z. B. Oxidschichten nicht, wird die Härte erhöht.

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit der Härteprüfung ist es, Querschnittsprofile der Oberflächen aufzunehmen. Somit kann z. B. die Dicke der α-case von Titan oder anderen Verzunderungsschichten bestimmt werden. Die Härte wird vom Zahntechniker als Maß für die Oberflächenbearbeitbarkeit verwendet. Bei solchen Vergleichen muss jedoch darauf geachtet werden, dass vergleichbare Oberflächen miteinander verglichen werden. So kann die Härte nach keramischen Bränden zunehmen.

Die Härte stellt nicht das einzigste Kriterium für die Bewertung der Oberflächenbarbeitung dar. Wichtig für den Zahntechniker ist auch die Spanbarkeit des Materials, d. h. ob es sich durch rotierende Instrumente günstig abtragen lässt. Ungünstig ist das Verschmieren der Oberflächen beim Bearbeiten. Diese Eigenschaft ist jedoch unabhängig von der Härte, wie schon dargelegt wurde.

2.1.6 Übersicht über die wichtigsten mechanischen Eigenschaften

In der Tab. 2-2 sind zusammenfassend die bisher besprochenen Parameter zusammengefasst.

Name	Kürzel	Einheit	Erläuterung
Schmelzintervall	/	°C	Wird durch den Liquidus- und Soliduspunkt bestimmt.
Elastizitätsmodul	E-Modul	MPa (1GPa=1000 MPa)	Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für die Steifigkeit einer Legierung. Er sollte möglichst hoch sein für Modellguss und Kronen-/Brückenlegierungen.
Zugfestigkeit	R m	MPa	Sollte für hochbeanspruchbare Restauration möglichst hoch sein. Die Zugfestigkeit besitzt keine zahntechnische oder zahnmedizinsche Bedeutung, kann jedoch zum Vergleich von verschiedenen Werkstoffen verwendet werden.
Dehngrenze	R P0,2	MPa	Gibt den Übergang von elastischen in den plastischen Bereich bei einer (Zug-) Verformung an. Meist wird die 0,2 % Dehngrenze angegeben, da sich diese experimentell gut bestimmen lässt. Bei Materialien für Klammern sollte der Wert möglichst hoch liegen.
Bruchdehnung	A L	%	Gibt die Dehnung an, bei der der Bruch der gezogenen Probe eingetreten ist.
Dichte	keins	g/cm^3	Masse pro Volumen, wichtige Angabe von Umrechnungen von Wachsgewichten der Modellationen auf die benötigte Legierungsmenge für den Guss, Kenngröße für den Preis einer Restauration. Je höher die Dichte, desto mehr (Masse) Material wird benötigt.
Härte	HV 5/HV 10	keine	Gibt eine gewisse Information über die Oberflächenverarbeitbarkeit. Hohe Werte sprechen zwar nicht zwingend, jedoch meistens für eine schwierigere Oberflächenbearbeitbarkeit. Eine zu niedrigere Härte führt im Allg. zu einer leichten Verformbarkeit. Zu hohe Härten können zu ungewollten Abrasionen natürlicher Antagonisten führen.
Wärmeausdehnungskoeffizient	WAK	$10^{-6} \cdot K^{-1}$	Gibt an, um wie viel sich ein Stoff beim Abkühlen zusammenzieht, bzw. bei Erwärmen ausdehnt. Wird meist als linearer Wärmeausdehnungskoeffizient (lin. WAK) angegeben. Dies bedeutet nicht, dass der WAK eine lineare Abhängigkeit zeigt, sondern dass die Größenänderung nur in einer Raumrichtung (Längenänderung) gemessen wurde. Der WAK ist von größter Wichtigkeit für die Metall-Keramik-Systeme. Zu große Unterschiede zwischen den WAKs der Legierung und der Keramik führen zum Versagen des Verbunds.

Tab. 2-2 Gebräuchliche mechanische Kennwerte und Erläuterungen dazu

2.1.7 Optische Eigenschaften

Die Verblendung von Metallgerüsten dient dazu, den Zahnersatz ästhetisch zu gestalten, was immer man unter dem Begriff „ästhetisch“ verstehen mag. Neben der Stellung der Zähne zueinander und auf dem Kieferkamm und der Form, ist es vor allem die Farbgebung, die den ästhetischen Eindruck nachhaltig bestimmt. Es gibt jedoch auch andere Parameter, die das Wechselwirken von Licht mit der Zahnhartsubstanz, bzw. dem Verblendmaterial stark beeinflussen. Daher müssen Verblendmaterialien diese Eigenschaften (z. B. Phoshporeszenz oder Opaleszenz) besitzen, bzw. imitieren.

Für die Farbbestimmung sind eine Vielzahl von Parametern zu beachten, die im Folgenden behandelt werden sollen:

- Material
- Optische Eigenschaften des Verblendmaterials
- Optische Eigenschaften des Gerüstmaterials
- Oberflächenbeschaffenheit (z. B. Rauigkeit)
- Umgebung
- Lichteinfall
- Verwendete Lichtquelle (spektrale Zusammensetzung)
- Umgebung
- „rotes“ Zahnfleisch
- Farbe der umgebenden echten oder künstlichen Zähne
- Betrachter
- Farbfehlsichtigkeit

Die Farbbestimmung ist ein sehr komplexer Vorgang, da er von vielen Faktoren beeinflusst wird. Dies beginnt in der Mundhöhle des Patienten. Neben der Bestimmung der Zahnfarbe durch den Zahnarzt ist auch die Kommunikation darüber wichtig, denn es muss sicher gestellt werden, dass alle Beteiligten die gleiche Farbe meinen und dass im Dentallabor diese reproduziert wird.

Die Farbe der Verblendung hängt nicht nur von der Verblendkeramik ab, sondern auch von der Umgebung. Dazu gehört das Gerüstmaterial, aber auch die Farbe des Modellwerkstoffs sowie die Umgebungsbeleuchtung. So ist der Farbeindruck unter einer normalen Neon- oder Glühlampe ein anderer als unter Tageslicht. Dies ist durch die unterschiedliche spektrale Zusammensetzung der verschiedenen Lichter begründet (Abb. 2-11).

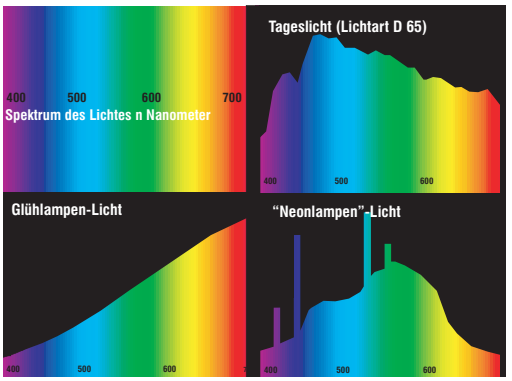


Abb. 2-11 Spektrum von Licht sowie Spektren von Tageslicht, Neon- und Glühlampen

Auch ist es ein Unterschied, in welche Himmelsrichtung die Fenster des Orts der Farbbestimmung ausgerichtet sind und zu welcher Uhrzeit man die Farbbestimmung vornimmt, da der Rot-Gehalt des Tageslichts u. a. von diesen Faktoren abhängt. Daher werden z. B. die Fenster von Behandlungsplätzen von Zahnkliniken möglichst nach Norden ausgerichtet, da hier die gleichmäßigsten Lichtverhältnisse vorherrschen.
In den Räumen, in den Farben bestimmt werden sollen, müssen daher immer die gleichen Lichtverhältnisse herrschen. Das heißt, grelle und kräftige Farben an den Wänden, Fußboden und Decken sind zu vermeiden. Grundsätzlich gilt das natürlich auch für die Kleidung des Zahntechnikers. Weiße Kittel suggerieren zwar Hygiene, sind aber aufgrund ihrer hohen Reflexion vergleichsweise ungünstig. Helle Pastellfarben wären günstiger.

Auch die Farbe des Modellmaterials kann die Farbgebung negativ gestalten. So sehen Schaumodelle auf schwarzen oder dunklen Modellen sehr ästhetisch aus, eine Farbbestimmung oder -bewertung sollte man hier jedoch nicht vornehmen.

Abb. 2-12 Unterschiedliche farbliche Umgebungen können den Farbeindruck beeinflussen. Die senkrechten und waagerechten Streifen sind von identischer Farbe!