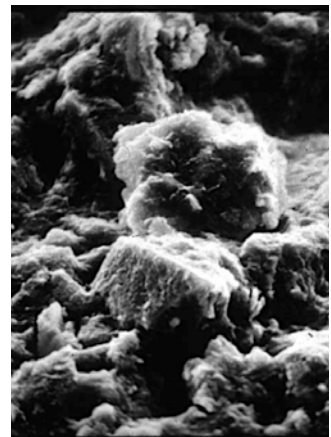
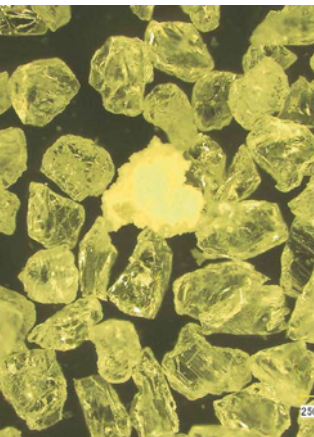
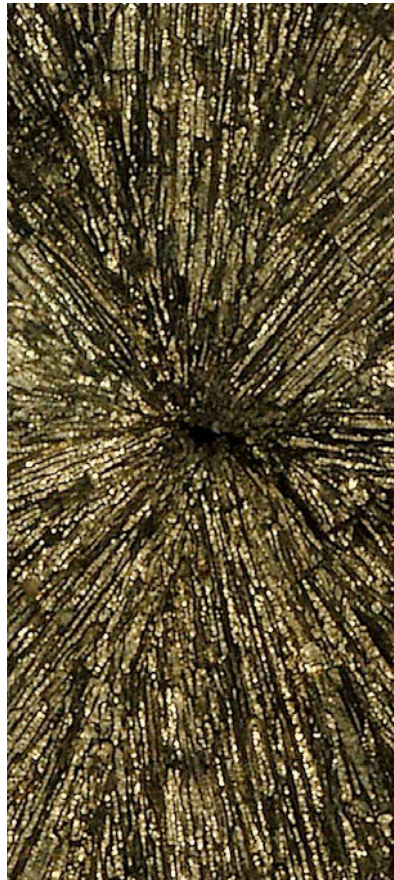


Roland Strietzel

# Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien

# 2



Verlag Neuer Merkur

# Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien: Gesamt-Inhaltsverzeichnis

## **Band 1: Allgemeiner Teil:**

1. Einführung
2. Physikalische Eigenschaften
3. Chemische Eigenschaften
4. Biologische Eigenschaften
5. Fertigungsverfahren

## **Band 2: Spezieller Teil:**

6. Abformwerkstoffe
7. Modellwerkstoffe
8. Modellierwerkstoffe
9. Einbettmassen
10. Oberflächenbearbeitung
11. Doublierwerkstoffe
12. Metallische Werkstoffe
13. Keramische Werkstoffe
14. Kunststoffe
15. Fügeverfahren
16. Befestigungswerkstoffe
17. Implantate
18. Füllungswerkstoffe
19. Sonstige Werkstoffe
20. MPG, Normen und SI-Einheiten
21. Erweiterter Index

Bibliografische Informationen der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <https://www.dnb.de> abrufbar.

© 2021 Verlag Neuer Merkur GmbH  
Verlagsort: Postfach 12 53, D-82141 Planegg

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 ihm 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.

Roland Strietzel, Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien, Band 2  
1. Auflage 2021  
Lektorat: Ulrich Bartel  
Titelgestaltung und Layout: Martina Stolzmann  
ISBN 978-3-95409-053-2  
Druck: Westermann Druck Zwickau GmbH

Das vorliegende Buch wendet sich vor allem an Zahntechniker und Zahnmediziner in der Ausbildung. Dem Praktiker kann es als Nachschlagewerk und zur Auffrischung seines Wissens dienen. Bücher zur Werkstoffkunde in der Zahnheilkunde gibt es mehrere. Leider sind diese bezüglich neuer Materialien (z. B. Zirkoniumdioxid) und Fertigungstechniken (z. B. CAD/CAM) nicht mehr ganz aktuell, was ein prinzipieller Nachteil von Lehrbüchern ist. Sie hinken dem aktuellen Stand stets schnell hinterher, da deren Erstellung recht langwierig ist. Daher erschien es sinnvoll, ein Update zu erstellen. Es sei an dieser Stelle allen Vorgängern gedankt, die sich die Mühe gemacht haben, das Wissen zusammenzutragen und zu Papier zu bringen. Viele Konzepte und Ideen habe ich aufgegriffen, um das vorliegende Fachbuch zu erstellen. Die Keimzelle dieses Werkes sind jedoch Vorlesungen für Zahnmediziner und Meisterschüler, die ich in den vergangenen Jahren gehalten habe. Etwaigen Nachfolgern danke ich schon im Voraus für die Ergänzungen, Verbesserungen und Aktualisierungen, die sie sicherlich vornehmen werden.

Die Werkstoffkunde ist aus meiner Sicht nicht das bloße Formellernen, für das es meist gehalten wird, sondern beherrscht die Herstellungsprozesse in der Zahntechnik und Zahnmedizin und gibt bestimmte Handlungsweisen vor. Um diese besser zu verstehen und damit Fehler zu vermeiden, ist der Hauptgrund, warum man sich damit beschäftigen sollte.

Die folgenden Kapitel sollen aber nicht die Gebrauchsanweisungen der Hersteller ersetzen, sondern das Hintergrundwissen vermitteln, warum bestimmte Prozesse so

und nicht anders verlaufen sollten. Neben einer kurzen Historie werden die jeweiligen Werkstoffgruppen definiert und eingeteilt sowie deren Eigenschaften erläutert. Die Reihenfolge der behandelten Werkstoffgruppen folgt im Wesentlichen dem Arbeitsfluss des Zahntechnikers. Es soll die Bedeutung der einzelnen Arbeitsschritte und Materialien dargelegt werden. Für eine Vertiefung der Kenntnis sollten weiterführende Lehr- und Fachbücher herangezogen werden.

Neben dem bisherigen konventionellen (analogen) Prozess soll auch die (digitale) CAD/CAM-Technologie dargestellt werden. Beide Prozesse sollen wenn möglich parallel abgearbeitet werden.

Um die Kapitel nicht zu überfrachten und um die Lesbarkeit zu erhalten, wurden bestimmte Aspekte herausgenommen, zusammengefasst und in eigenen Kapiteln behandelt. Damit wird der Leser zwar gezwungen, teilweise hin- und herzuspringen und es kommt zu gelegentlichen Wiederholungen, allerdings werden die Kapitel dadurch in sich schlüssig. Durch die chronologische Abfolge findet man sich hoffentlich gut zurecht.

## 4 Verwendete Abkürzungen

### Verwendete Abkürzungen

Abkürzung	Definition
CAD	Abk. für engl. computer aided design = computerunterstütztes Entwerfen
CAM	Abk. für engl. computer aided manufacturing = computerunterstütztes Fertigen
d. h.	das heißt
E-Modul	Elastizitätsmodul
EM	Edelmetall (in Kombination mit Legierung)
EMF	edelmetallfrei (in Kombination mit Legierung)
EU	Europäische Union
i. A.	Im Allgemeinen
i. d. R.	in der Regel
KO	Kieferorthopädie
lin. WAK	linearer Wärmeausdehnungskoeffizient
MPG	Medizinproduktegesetz
NE	Nichtedelmetall (in Kombination mit Legierung)
NEM	Nichtedelmetall (in Kombination mit Legierung)
OK	Oberkiefer
s. a.	siehe auch
u. a.	unter anderem
UK	Unterkiefer
u. U.	unter Umständen
usw.	und so weiter
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
z. B.	zum Beispiel
„Zirkon“	Mit Yttriumoxid teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid, aus Gründen der Lesbarkeit wird der Laborjargon „Zirkon“ verwendet. Es sei aber auch an dieser Stelle angemerkt, dass der Begriff „Zirkon“ so verwendet sachlich falsch ist (s. a. Band 2, Kap. 13 Keramische Werkstoffe).
z. T.	zum Teil

Vorwort des Autors	3
Verwendete Abkürzungen	4
<b>6. Abformwerkstoffe</b>	<b>27</b>
6.1 Analoges Abformen	31
6.1.1 Abformlöffel	31
6.1.2 Vorbereitung und Abformung	32
6.1.3 Anforderungen an Abformmaterialien	32
6.1.3.1 Abbindezeit	32
6.1.3.2 Dimensionstreue	33
6.1.3.3 Detailtreue	33
6.1.3.4 Druckverformungsrest	34
6.1.3.5 Dimensionsstabilität	35
6.1.3.6 Geschmack	35
6.1.3.7 Desinfizierbarkeit	35
6.1.3.8 Lagerung und Transport	36
6.1.3.9 Kompatibilität mit Modellwerkstoffen	36
6.1.3.10 Biokompatibilität	36
6.1.4 Einteilung der Abformmaterialien	36
6.1.4.1 Einteilung nach Konsistenz	36
6.1.4.2 Einteilung nach physikalischen Eigenschaften und chemischer Zusammensetzung	37
1. Gruppe: irreversibel-starr	38
– Abdruckgipse	38
– Zinkoxid-Eugenol-Pasten	38
2. Gruppe: reversibel-starr	39
– Kompositionsabformmassen	39
– Guttapercha	40
3. Gruppe: reversibel-elastisch	41
– Hydrokolloide	41
4. Gruppe: irreversibel-elastisch	41
– Alginate	42
– Elastomere	43
– Polysulfide	43
– Polyether	44
– Silikone	46
– Kondensationsvernetzende Silikone	47
– Additionsvernetzende Silikone	48
6.2 Digitales Abformen mit Scannern	49
6.2.1 Intraorales Scannen	50
6.2.1.1 Parameter, die bei Intraoralscannern zu beachten sind	51

## 6 Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien 2

6.2.2	Extraorales Scannen	52
6.2.3	Technische Verfahren des Scannens	54
6.2.3.1	Mechanische Verfahren	54
6.2.3.2	Optische Verfahren	54
6.2.3.2.1	Triangulationsverfahren	55
6.2.3.2.2	Signalverarbeitung	56
6.2.3.3	Bildgebende Verfahren	57
	Literatur	59

<b>7. Modellwerkstoffe</b>		<b>63</b>
7.1	Analoge Herstellung von Modellen	66
7.1.1	Modellarten	66
7.1.2	Anforderungen an Modellwerkstoffe	68
7.1.2.1	Erstarrungszeit	68
7.1.2.2	Dimensionstreu	69
7.1.2.3	Detailtreue	70
7.1.2.4	Druckfestigkeit	70
7.1.2.5	Abriebfestigkeit der Oberfläche	72
7.1.2.6	Kontrastierende Farbe	72
7.1.2.7	Scanbarkeit von Modellen	72
7.1.2.8	Biokompatibilität	73
	– Formaldehyd	73
	– Desinfizierbarkeit	73
7.1.2.9	Kompatibilität mit anderen Dentalmaterialien	73
7.1.2.10	Lagerung	74
7.1.3	Gips als Modellwerkstoff	74
7.1.3.1	Modifikationen des Gipses	74
7.1.3.2	Brennen des Gipses	75
7.1.3.3	Abbindereaktion von Gips	76
7.1.3.4	Dentalgipse und deren Anwendung	77
7.1.3.5	Beeinflussung der physikalischen Eigenschaften	77
	– Durch den Hersteller	77
	– Durch den Zahntechniker	78
7.1.3.6	Verarbeitung von Dentalgips	81
7.1.4	Andere Modellwerkstoffe	81
7.1.4.1	Modellzemente	81
7.1.4.2	Metalle	82
	– Amalgame	82
	– Eutektische Legierungen	82
	– Galvanisieren	82
7.1.4.3	Kunststoffe	82
	– Polymethylmethacrylate	82

– Epoxidharze	83
– Polyurethane	83
7.2 Digitale Herstellung von Modellen	83
7.2.1 Modellarten	84
7.2.2 Virtuelle Artikulatoren	86
7.2.3 Verfahren und Modellwerkstoffe	87
7.2.3.1 Additive Verfahren	87
– Stereolithographie (SLA)	87
– Digital Light Processing (DLP)	88
– Polyjet-Modeling	88
– Selektives Lasersintern (SLS)	88
7.2.3.2 Subtraktive Verfahren	88
Literatur	89

<b>8. Modellierwerkstoffe</b>	<b>91</b>
8.1 Analoges Modellieren von Zahnersatz	93
8.1.1 Verwendung von Modellierwerkstoffen	93
8.1.2 Anforderungen an Modellierwerkstoffe	95
8.1.2.1 Einfache Verarbeitbarkeit	95
8.1.2.2 Formstabilität	96
8.1.2.3 Kontrastierende Farben	96
8.1.2.4 Rückstandsloses Verbrennen	97
8.1.2.5 Kompatibilität mit anderen Werkstoffen	97
8.1.2.6 Lagerung	98
8.1.3 Einteilung der Modellierwerkstoffe	98
8.1.3.1 Wachse	98
I) Allgemeine Eigenschaften	98
II) Allgemeine Einteilung	99
III) Einteilung von Dentalwachsen	99
a) Gusswachse	100
b) Modellierwachse	100
c) Biss- und Registrierwachse	101
d) Klebewachse	101
8.1.3.2 Werkstoffprüfung	101
I) Fließverhalten	101
II) Verhalten beim Trimmen	102
III) Verhalten beim Erweichen	102
IV) Rückstand an künstlichen Zähnen	102
V) Adhäsion während der Lagerung	103
VI) Verbrennungsrückstand	103
8.1.3.3 Kunststoffe	103
8.1.3.4 Lichthärtende Wachse	104

## 8 Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien 2

8.2	Allgemeine Hinweise für die Modellation	105
8.2.1	Hygiene	105
8.2.2	Randspalt von Kronen	106
8.2.3	Innere Passung von Kronen	106
8.2.4	Geometrie	107
8.2.5	Anstiftsystem	108
8.2.5.1	Anwendung	108
8.2.5.2	Ausführung	109
8.2.5.3	Wärmezentrum der Muffel	111
8.2.5.4	Luftabzugs- und Druckausgleichskanäle	111
8.3	Digitale Modellation	112
8.3.1	Gegenüberstellung analog – digital	112
8.3.2	Anwendung	113
8.3.2.1	Vorbereiten des Modells	113
8.3.2.2	Vorbereiten des Designs	113
8.3.2.3	CAD/CAM-Verfahren	113
8.3.2.4	CAD/Cast-Verfahren	114
	Literatur	116

<b>9. Einbettmassen</b>		<b>119</b>
9.1	Hitzebeständige Einbettmassen	122
9.1.1	Anforderungen an Einbettmassen	122
9.1.1.1	Fließfähigkeit	123
9.1.1.2	Erstarrungszeit	123
9.1.1.3	Druckfestigkeit	124
9.1.1.4	Expansion	124
	– Abbindeexpansion	125
	– Thermische Expansion	125
9.1.1.5	Porigkeit	126
9.1.1.6	Feinkörnigkeit	127
9.1.1.7	Benetzbarkeit	127
9.1.1.8	Oberflächengüte	127
9.1.1.9	Hitzebeständigkeit und Temperaturwechselbeständigkeit	128
9.1.1.10	Chemisch inertes Verhalten	129
9.1.1.11	Biokompatibilität	130
9.1.2	Werkstoffprüfung	130
9.1.2.1	Fließfähigkeit nach DIN EN ISO 15912	131
9.1.2.2	Erstarrungsbeginn nach DIN EN ISO 15912	131
9.1.2.3	Druckfestigkeit nach DIN EN ISO 15912	132
9.1.2.4	Lineare Wärmeausdehnung nach DIN EN ISO 15912	132
9.1.2.5	Hinreichende Expansion nach DIN EN ISO 15912	133



9.1.2.6	Ausfließtest	133
9.2	Einteilung der Einbettmassen	135
9.2.1	Einteilung nach Anwendungsbereich	136
9.2.2	Einteilung nach dem einzubettenden Material	136
9.2.3	Einteilung nach dem Bindersystem	137
9.2.4	Einteilung nach der Einlegetemperatur	138
9.3	Bestandteile von Einbettmassen	139
9.3.1	Einbettmassepulver	139
9.3.1.1	Bindersysteme	140
	a) Gipsgebundene Einbettmassen	140
	b) Phosphatgebundene Einbettmassen	142
	c) Silikatgebundene Einbettmassen	143
	d) Acetatgebundene Einbettmassen	144
	e) Expansionsfreie Einbettmassen für CAD-Cast-Verfahren	146
9.3.1.2	Feuerfeste Bestandteile	147
9.3.1.3	Füllstoffe	149
9.3.1.4	Zusatzstoffe	149
	a) Hilfsstoffe	149
	b) Pigmente	150
	c) Grafit	150
9.3.2	Anmischflüssigkeit	150
9.3.2.1	Bakterizide in Anmischflüssigkeiten	152
9.3.2.2	Frostschutzmittel in Anmischflüssigkeiten	152
9.4	Verarbeitung von Einbettmassen	153
9.4.1	Einflüsse auf die Erstarrungszeit der Einbettmassen	153
9.4.1.1	Temperatur während der Verarbeitung	154
9.4.2	Dosieren	155
9.4.2.1	Anmischflüssigkeit	155
9.4.2.2	Einbettmassepulver	156
9.4.3	Mischvorgang	157
9.4.3.1	Vorspateln	157
9.4.3.2	Mischen	158
9.4.4	Muffelsysteme	158
9.4.4.1	Muffelsysteme mit Stahlringen – Verwendung von Muffelvlies	159 160
9.4.4.2	Ringlose Muffeln	160
9.4.4.3	Positionieren der Modellation in der Muffel – Wärmezentrum der Muffel	161 161
9.4.4.4	Einfüllen der Einbettmasse in die Muffel	163
9.4.5	Abbindevorgang	164
9.4.6	Vorwärmen der Muffel	164

## 10 Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien 2

9.4.6.1	Austreiben von Modellierwachsen	165
9.4.6.2	Austreiben von Modellierkunststoffen – Vergleich des Ausbrennverhaltens von Wachsen und Kunststoffen	165 166
9.4.6.3	Einlegetemperatur – Abbinde- versus thermischer Expansion bei unterschiedlichen Einlegetemperaturen	168 168
9.4.6.4	Vorwärmtemperatur – Vorwärm- versus Gießtemperatur	169 171
9.4.7	Abkühlung der Muffel und der Schmelze beim Gussvorgang	173
9.4.7.1	Erstarrung der Legierung – Gerichtete Erstarrung	174 176
9.4.7.2	Abkühlung der Muffel nach dem Guss	177
9.4.8	Ausbetten	177
9.5	Zusammenfassung	179
	Literatur	180

<b>10. Oberflächenbearbeitung</b>		<b>189</b>
10.1	Trennen	192
10.2	Fräsen und Schleifen	193
10.2.1	Hand- und Winkelstücke	196
10.2.2	Fräser und Schleifkörper für die Zahntechnik	197
10.2.2.1	Fräser	197
10.2.2.2	Diamantierte Schleifkörper und Sinterdiamanten	198
10.2.2.3	Schleifsteine, Gummipolierer, Polierpasten	198
10.2.3	Verschleiß der Fräser und Schleifkörper	199
10.2.4	Pflege der Fräser und Schleifkörper	202
10.2.5	Fehlermöglichkeiten beim Fräsen und Schleifen	203
10.3	Retentionen	204
10.3.1	Makroretention	204
10.3.2	Mikroretention	206
10.4	Abstrahlen	206
10.4.1	Einfluss von Korngröße und Strahldruck auf die Mikroretention	207
10.4.2	Oberflächenaktivierung	209
10.4.3	Strahlgeräte	210
10.4.4	Strahlmittel	211
10.4.5	Strahlwinkel, Abstand und Abstrahlzeit	211
10.4.6	Wiederverwendung von Strahlmittel	212
10.5	Abdampfen	213
10.6	Polieren	213

10.6.1	Mechanisches Polieren	214
10.6.2	Elektropolieren	216
10.6.3	Plasmapolieren	217
10.6.4	Vergleich Elektro- und Plasmapolieren	218
10.7	Ätzen	218
10.7.1	Chemisches Ätzen	219
10.7.2	Elektrolytisches Ätzen	219
10.8	Reinigung	219
	Literatur	220

## 11. Doublwerkstoffe 223

11.1	Verwendung von Doublwerkstoffen	225
11.2	Anforderungen an Dublierwerkstoffe	226
11.2.1	Werkstoffprüfung	226
11.2.1.1	Verflüssigungstemperatur (Typ 1)	226
11.2.1.2	Einfülltemperatur (Typ 1)	227
11.2.1.3	Farbe der Komponenten (Typ 2)	227
11.2.1.4	Wiedergabegenauigkeit	228
11.2.1.5	Verträglichkeit mit Einbettmasse oder Gips	228
11.2.1.6	Rückstellvermögen	229
11.2.1.7	Weiterreißfestigkeit	229
11.2.1.8	Widerstand gegen Pilzbefall (Typ 1)	229
11.3	Einteilung der Doublwerkstoffe	230
11.3.1	Reversible Doublmassen	230
11.3.1.1	Bestandteile von Agar-Agar-Dublmassen	230
11.3.1.2	Verarbeitung von Agar-Agar-Dublmassen	231
11.3.2	Irreversible Dublmassen	232
11.3.2.1	Bestandteile von A-Silikon-Dublmassen	232
11.3.2.2	Verarbeitung von A-Silikon-Dublmassen	233
11.3.3	Vergleich der beiden Materialgruppen	233
	Literatur	234

## 12. Metallische Werkstoffe 235

12.1	Charakteristische Merkmale von Metallen	238
12.2	Einteilung von Metallen	239
12.2.1	Leichtmetall/Schwermetall	239
12.2.2	Chemisches Verhalten	239
12.2.3	Element/Legierung	240
12.2.4	Edelmetall/Nichtedelmetall	242
12.3	Einteilung von Dentallegierungen	242
12.3.1	Einteilung nach Typen gemäß DIN EN ISO 22674	243
12.3.2	Einteilung nach der Indikation	244

## 12 Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien 2

12.3.3	Einteilung nach der Verarbeitungstechnik	248
12.3.4	Einteilung nach der Zusammensetzung	248
12.3.4.1	Angabe der Zusammensetzung	249
12.3.4.2	Gefährliche Elemente gemäß DIN EN ISO 22674	250
12.3.4.3	Reinheit von Legierungen	251
12.4	Anforderungen an Dentallegierungen	252
12.4.1	Physikalische Anforderungen	252
12.4.1.1	Elastizitätsmodul	252
12.4.1.2	0,2-%-Dehngrenze	253
12.4.1.3	Zugfestigkeit	254
12.4.1.4	Bruchdehnung	254
12.4.2	Wärmeausdehnungskoeffizient	255
12.4.3	Verarbeitungstemperaturen von Legierungen	257
12.4.3.1	Schmelzintervall	257
12.4.3.2	Gießtemperatur	257
12.4.3.3	Brenntemperatur	258
12.4.3.4	Löttemperatur	259
12.4.4	Härte	259
12.4.5	Korrosion	260
12.4.5.1	Zusammensetzung von Legierungen	261
12.4.5.2	Zahntechnische Verarbeitung	263
	– Gusstechnische Verarbeitung und CAD/CAM-Verfahren	263
	– Oberflächenbearbeitung	264
	– Keramische Brände	265
	– Löten und Schweißen	266
	– Stoffe in der Mundhöhle	266
	– Galvanische Elemente durch Kontakt unterschiedlicher Legierungen	267
	– Übersicht der Einflüsse auf die Korrosion	268
12.5	Bestandteile von Dentallegierungen	268
12.5.1	Edelmetall-Legierungen	268
12.5.1.1	Hauptbestandteile von Edelmetall-Legierungen	268
	I) Angussfähige Edelmetall-Legierungen	270
	II) Gold und Gold-Basis-Legierungen	270
	III) Platin und Platin-Basis-Legierungen	273
	IV) Palladium und Palladium-Basis-Legierungen	273
	V) Silber und Silber-Basis-Legierungen	274
12.5.1.2	Nebenbestandteile von Edelmetall-Legierungen	275
	– Edelmetalle	275
	– Nichtedelmetalle	275
	– Nichtmetalle	276

– Kornfeiner	276
– Haftoxidbildner	277
12.5.1.3 Funktion der Legierungselemente von EM-Legierungen in der Zahnheilkunde	278
12.5.2 Nichtedelmetall- und edelmetallfreie Legierungen	278
12.5.2.1 Edelmetallhaltige Nichtedelmetall-Legierungen	280
12.5.2.2 Cobalt-Basis-Legierungen	281
I) Nichtaufbrennfähige Cobalt-Basis-Legierungen (Modellguss-Legierungen)	281
II) Aufbrennfähige Cobalt-Basis-Legierungen	283
12.5.2.3 Nickel-Basis-Legierungen	284
– Nickel-Chrom-Legierungen	284
– Nickel-Titan-Legierungen (Nitinol)	286
– Nickel-Kupfer-Legierungen (Monel-Legierungen)	286
12.5.2.4 Metallische Nebenbestandteile von Cobalt-Basis- und Nickel-Basis-Legierungen	287
12.5.2.5 Nichtmetallische Zusätze von Cobalt-Basis- und Nickel-Basis-Legierungen	288
I) Silizium	288
II) Kohlenstoff	288
III) Stickstoff	289
IV) Bor	289
12.5.2.6 Eisenlegierungen	290
12.5.2.7 Titan und Titanlegierungen	290
– Elementares Titan	292
– Titanlegierungen	292
12.5.2.8 Funktion der Legierungselemente von EMF-Legierungen in der Zahnheilkunde	295
12.5.2.9 Galliumlegierungen	295
12.5.2.10 Kupfer-Aluminium-Bronzen	295
12.6 Verarbeitung von Dentallegierungen	296
12.6.1 Gerüstgestaltung	297
12.6.2 Gerüsterstellung	298
12.6.2.1 Konventionelle Verfahren	299
– Gießen	299
– Wiedervergießen	300
– Modellgusstechnik	304
– Klammern als Halteelemente	305
– Galvanotechnik	307
– Elektrophorese	308
– Sintern	308
12.6.2.2 Digitale Verfahren	308

## 14 Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien 2

	I) CAD-Cast-Verfahren	309
	II) Additive Verfahren	309
	III) Subtraktive Verfahren	309
12.6.3	Wärmebehandlung	310
12.6.4	Oberflächenbearbeitung	311
12.6.5	Verblenden von Gerüsten	313
12.6.5.1	Keramikverblendung	313
12.6.5.2	Kunststoffverblendung	314
12.6.6	Befestigen von Zahnersatz	314
12.6.7	Beschichten von metallischen Oberflächen	315
12.7	Auswahlkriterien für eine Dentallegierung	316
12.8	Zusammenfassung	316
	Literatur	317

<b>13. Keramische Werkstoffe</b>		<b>335</b>
13.1	Einteilung von Dentalkeramiken	339
13.1.1	Einteilung von Dentalkeramiken nach Indikation	339
13.1.1.1	Gerüstkeramiken	341
13.1.1.2	Verblendkeramiken	341
	I) Verblendkeramiken für metallische Gerüste	342
	II) Verblendkeramiken für keramische Gerüste	344
13.1.1.3	Monolithische Keramiken	344
13.1.2	Einteilung von Dentalkeramiken nach der Zusammensetzung	344
13.1.2.1	Natürliche und synthetische Dentalkeramik	345
13.1.3	Einteilung von Dentalkeramiken nach der Verarbeitung	345
13.1.3.1	Konventionelle (analoge) Verarbeitung	346
13.1.3.2	Verarbeitung mit CAD/CAM-Systemen (digitale Verarbeitung)	346
13.2	Bestandteile von Dentalkeramiken	347
13.2.1	Glasanteil	347
13.2.1.1	Quarz	347
13.2.2	Keramikanteil	348
13.2.2.1	Feldspäte	348
13.2.2.2	Leucit	349
13.2.2.3	Lithiumdisilikat	349
13.2.2.4	Metalloxide	351
13.2.2.5	Farbstoffe und Pigmente	351
13.2.2.6	Trübungsmittel	352
13.3	Werkstoffkundliche Eigenschaften	352
13.3.1	Vergleich Keramik und Metall	352

13.3.2	Werkstoffkundliche Kenngrößen für Keramiken	353
13.3.2.1	Mechanische Kennwerte	353
	I) Elastizitätsmodul	354
	II) Biegefestigkeit	354
	III) Risszähigkeit	355
	IV) Weibull-Modul	357
	V) Alterung von Keramiken	358
13.3.2.2	Härte	358
13.3.2.3	Vergleich der mechanische Werte	359
13.3.3	Thermische Kennwerte	359
13.3.3.1	Schmelzpunkt, Schmelzintervall und Schmelzbereich	359
13.3.3.2	Sintertemperaturen und Brenntemperaturen	359
	I) Schrumpfungsfaktor	360
	II) Verzug durch den Sinterprozess	361
13.3.3.3	Glaserweichungstemperatur	361
13.3.3.4	Wärmeausdehnungskoeffizient	362
13.3.4	Löslichkeit	362
13.3.5	Farbe	363
13.3.6	Radioaktivität	364
13.4	Anwendung keramischer Werkstoffe	365
13.4.1	Allgemeine Hinweise zur Planung und Präparation	366
13.4.2	Allgemeine Hinweise zur Verarbeitung	367
13.5	Dentalkeramiken	368
13.5.1	Glaskeramiken	368
13.5.1.2	Kristallisieren von Gläsern	368
13.5.1.3	Press- und Überpresskeramiken	371
13.5.1.4	Lithiumdisilikat-Keramiken	373
13.5.2	Infiltrationskeramiken	376
13.5.2.1	Mit Glas infiltrierte Keramiken	376
13.5.2.2	Mit Kunststoff infiltrierte Keramiken	378
13.5.3	Oxidkeramiken	380
13.5.3.1	Aluminiumoxid	380
13.5.3.2	Stabilisiertes Zirconiumdioxid („Zirkon“)	381
	I) Definition	381
	II) Modifikationen von Zirconiumdioxid	381
	III) Teil- und Vollstabilisierung von Phasen	382
	a) Rissheilung	384
	b) Heilungsbrände	384
	c) Alterungsprozess	385
	IV) Generationen des „Zirkons“	385
	V) Gestaltung des „Zirkon“-Gerüsts	386
	VI) Einfärben	388

	VII) Verarbeitung von „Zirkon“	388
	VIII) Sintern	388
	IX) Ausarbeiten	389
	X) Befestigen	389
	XI) Allgemeine Bearbeitungshinweise	390
13.5.4	Silikatische Verblendkeramiken	391
13.5.4.1	Schichttechnik	391
	I) Anmischflüssigkeiten	392
	II) Grundmasse (Opaker) – Pulver- und Pastengrundmassen	393
	III) Bonder	394
	IV) Liner	395
	V) Dentin- und Schneidmassen	395
	VI) Glasurmassen und Malfarben	395
13.6	Keramische Brände	396
13.6.1	Keramiköfen	396
13.6.1.1	Steuerelektronik für Brennprogramme	398
13.6.2	Temperaturprogramme	398
13.6.2.1	Ablauf des Brennzyklus	399
13.6.2.2	Sinterschrumpfung	400
	I) Silberprobe zur Kalibrierung von Keramiköfen	401
	II) Bestimmung des Brenngrads	402
13.6.3	Abkühlphase	403
13.6.4	Die Brände bei der keramischen Verblendung	404
13.6.4.1	Oxidbrand	404
	I) Edelmetall-Legierungen	404
	II) Edelmetallfreie Legierungen	406
	III) Titan und Titanlegierungen	407
	IV) Vergleich der verschiedenen Legierungsarten bezüglich des Oxidbrands	407
13.6.4.2	Washbrand	407
13.6.4.3	Grundmassebrand	408
13.6.4.4	Dentinbrand	408
13.6.4.5	Glanzbrand	409
13.6.5	Oberflächenbehandlung bei analog und digital hergestellten Metallgerüsten	409
13.6.6	Verfärbungen nach den keramischen Bränden	410
13.6.7	Entfernung der Verblendkeramik vom Metallgerüst	410
13.6.8	Fehlermöglichkeiten beim keramischen Verblenden – Reklamationsfall	411
13.7	Metall-Keramik-Verbund	413
13.7.1	Verbundmechanismen	413



13.7.1.1	Adhäsion	414
13.7.1.2	Physikalische Kräfte	414
13.7.1.3	Chemische Bindungen	415
	– Mischoxidbildung	416
13.7.2	Prüfung des Metall-Keramik-Verbunds	418
13.7.3	Versagensmöglichkeiten bei keramischen Verblendungen von Metallgerüsten	419
13.7.3.1	Kohäsives und adhäsives Versagen	419
13.7.3.2	Beeinflussung der Verbundfestigkeit durch Korrosion	421
13.7.3.3	Vergleich von Metall-Keramik- und Keramik-Keramik- Verbundsystemen	421
13.8	Reparatur von Keramiken	422
13.8.1	Reparatur von keramischen Verblendungen	423
13.8.1.1	Intraoral	423
13.8.1.2	Extraoral	424
13.8.1.3	Infiltration von Rissen mit Gläsern	425
13.9	Zusammenfassung	426
	Literatur	426

<b>14. Kunststoffe</b>		439
14.1	Einführung in die Polymerchemie	441
14.1.1	Polyreaktionen	442
14.1.1.1	Monomere, Oligomere und Polymere	443
14.1.1.2	Polymerisationsreaktion	444
	– Radikalische Polymerisation	445
	– Kettenstart (Initiation)	446
	– Kettenwachstum (Propagation)	447
	– Kettenabbruch (Termination)	448
14.1.1.3	Polykondensation	449
14.1.1.4	Polyaddition	450
14.1.2	Polymerisationsschrumpfung	450
14.1.3	Vernetzung der Polymere	451
14.1.3.1	Thermoplaste, Elastomere und Duromere	452
14.1.3.2	Verarbeitung der Kunststoffe	452
	– Thermoplastische Verfahren	452
	– Chemoplastische Verfahren	453
	– CAD/CAM-Verfahren	453
14.2	Bestandteile von radikalisch polymerisierenden Kunststoffen	453
14.2.1	Monomere	454
14.2.1.1	Comonomere	456
	– Haftvermittler	458

14.2.2	Initiatoren	458
14.2.2.1	Photoinitiatoren	459
14.2.3	Akzeleratoren	460
14.2.4	Katalysatoren	463
14.2.5	Inhibitoren	463
14.2.5.1	Sauerstoffinhibierte Schicht	465
14.2.6	Füllstoffe	465
14.2.7	Farbstoffe und Pigmente	468
14.2.8	Fasern	468
14.2.9	UV-Absorber/Lichtstabilisatoren	469
14.2.10	Antioxidantien	470
14.2.11	Weichmacher	471
14.2.12	Rheologische Hilfsstoffe	471
14.2.13	Andere Bestandteile	471
	– Zusammenfassung	473
14.3	Einteilung von Dentalkunststoffen	473
14.3.1	Einteilung gemäß DIN-Normen	473
14.3.1.1	Prothesenkunststoffe	473
14.3.1.2	Kronen- und Verblendwerkstoffe	474
14.3.1.3	Polymerbasierende Restaurationsmaterialien	475
14.4	Anforderungen an Kunststoffe	476
14.4.1	Plastizität beim Stopfen	476
14.4.2	Restmonomergehalt	477
14.4.3	Aushärtungstiefe	477
14.4.4	Polymerisationstiefe	478
14.4.5	Wasseraufnahme und Löslichkeit	478
14.4.6	Farbe und Farbbeständigkeit	480
14.4.7	Festigkeit	480
14.5	Prothesenkunststoffe	482
14.5.1	Künstliche Zähne	483
14.5.2	Herstellung von herausnehmbaren Total- und Teilprothesen	484
14.5.3	Parameter bei der Verarbeitung von Prothesenkunststoffen	486
14.5.3.1	Mischungsverhältnis von Pulver und Flüssigkeit	486
14.5.3.2	Anwendung von Überdruck	487
14.5.3.3	Temperaturverlauf in der Küvette	488
14.5.3.4	Vermeidung von Siedebblasen	491
14.6	Digitale Herstellung von Totalprothesen	492
14.7	Composites	493
14.7.1	Einteilung von Composites	494
14.7.2	Einteilung nach Indikation	494

14.7.2.1	Einteilung nach der Matrix	494
	– Composites basierend auf Bis-GMA	494
	– Hybridcomposites	495
	– Compomere	496
	– Ormocere	496
14.7.3	Einteilung nach Füllstoffen	497
14.7.4	Einteilung nach der Konsistenz	498
14.7.5	Einteilung nach der Polymerisationsart	498
14.7.5.1	Chemischpolymerisierende Composites	499
14.7.5.2	Photopolymerisierende Composites	500
	– Aushärtungstiefe	500
14.7.5.3	Dualhärtende Composites	502
14.8	Polyaryletherketone (PAEK)	503
14.9	Spezialkunststoffe	505
14.10	Metall-Kunststoff-Verbund	506
14.10.1	Makro- und Mikroretention	508
14.10.2	Adhäsion	508
14.10.3	Chemische Bindungen	509
14.10.3.1	Verbund über Oxidschichten	510
14.10.3.2	Verbund über Silikatschichten	510
14.10.4	Metall-Kunststoff-Verbundprüfung	512
14.11	Reparatur von Kunststoffen	516
14.11.1	Extraoral	516
14.11.2	Intraoral	517
14.11.3	Verbundmechanismen	517
14.11.3.1	Mechanischer Verbundmechanismus	517
14.11.3.2	Chemischer Verbundmechanismus	518
14.12	Zusammenfassung	519
	Literatur	519
<b>15.</b>	<b>Fügetechniken</b>	<b>525</b>
15.1	Definition und Verbindungsarten	527
15.2	Löten	529
15.2.1	Anforderungen an Lötverbindungen	530
15.2.2	Arbeitstemperatur der Lote	530
15.2.3	Zusammensetzung der Lote	531
15.2.4	Gestaltung des Lötspalts	532
15.2.5	Einfluss der Temperatur beim Löten	533
15.2.6	Löteinbettmassen	534
15.2.7	Flussmittel	535
15.2.8	Löten mit der offenen Flamme	536
15.2.9	Punktschweißen u. Löten mit dem Punktschweißgerät	537

## 20 Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien 2

15.2.10	Löten im Keramikofen	539
15.2.11	Beurteilung der Qualität der Lötverbindung	540
15.2.11.1	Mechanische Festigkeit von gelöteten Restaurationen	540
15.2.11.2	Korrosion von gelöteten Restaurationen	541
15.3	Schweißen	543
15.3.1	Laserschweißen	544
15.3.1.1	Das Laserschweißgerät	546
15.3.2	Sicherheitsaspekte beim Laserschweißen	547
15.3.3	Einstellparameter am Laserschweißgerät	547
15.3.3.1	Leistung	548
15.3.3.2	Pulsdauer	549
15.3.3.3	Fleckdurchmesser	550
15.3.3.4	Pulsfrequenz	551
15.3.3.5	Pulsformen	552
15.3.3.6	Einfluss der Parameter	552
15.3.3.7	Laserschweißnähte	553
	– I-Naht	554
	– Doppelte Y-Naht	554
	– X-Naht und V-Naht	554
15.3.4	Setzen der Schweißpunkte	555
15.3.5	Verwendung von Schutzgas	557
15.3.6	Schweißbeignung von Grundwerkstoffen und Zusatzwerkstoffen	560
15.3.6.1	Schweißzusatzwerkstoffe	562
15.3.7	Beurteilung Qualität der Schweißverbindung	563
	– Visuelle Prüfung	563
	– Mechanische Prüfung	563
	– Mikroskopische Prüfung	563
	– Mechanische Prüfung	563
	– Korrosionsprüfung	564
15.3.7.1	Mechanische Festigkeit von lasergeschweißten Restaurationen	564
15.3.7.2	Korrosion von lasergeschweißten Restaurationen	564
15.3.8	Keramische Verblendung von lasergeschweißten Objekten	565
15.3.9	Phasern	566
15.3.10	Vergleich von Löten und Schweißen	567
15.4	Angießen	570
15.4.1	Anwendungen für das Angießen	571
15.4.2	Nicht-angussfähige Legierungen	571
15.5	Kleben	573

15.5.1	Gestaltung der Klebeverbindung	573
15.5.2	Anwendungen für das Kleben	574
	– Implantatabutment	574
	– Doppelkronen	574
	– Geschiebe	574
15.6	Geschiebetechnik	575
15.6.1	Doppelkronen	576
15.6.1.1	Teleskopkronen	576
	– Einfluss von Speichel auf die Reibungskraft	578
15.6.1.2	Konuskronen	578
15.6.1.3	Doppelkronen mit Spielpassung	579
15.6.1.4	Werkstoffe für Doppelkronen	579
15.6.1.5	Die CAD/CAM-Fertigung	580
15.6.1.6	Korrosion von Doppelkronen	581
15.6.2	Stege	582
15.6.2.1	Konfektionierte Stege	583
15.6.2.2	Individuelle Stege	583
15.6.2.3	Festigkeit von Stegen	584
15.7	Geschiebe	587
15.7.1	Konfektionierte Geschiebe	587
15.7.1.1	Konfektionierte Geschiebe aus Metall	587
15.7.1.2	Konfektionierte Geschiebe aus ausbrennbarem Kunststoff	588
15.7.2	Individuelle Geschiebe	589
15.8	Riegel	590
15.9	Schrauben	591
	Literatur	592
<b>16.</b>	<b>Befestigungswerkstoffe</b>	<b>601</b>
16.1	Einteilung der Befestigungswerkstoffe	603
16.2	Anforderungen an Befestigungswerkstoffe	604
16.3	Zemente	605
16.3.1	Zinkphosphat-Zement	606
16.3.2	Zinkoxid-Eugenol-Zement	609
16.3.3	Eugenolfreier Zinkoxid-Zement	610
16.3.4	Ethoxybenzoesäure-Zement	610
16.3.5	Carboxylat-Zement	611
16.3.6	Zinksulfat-Zement	612
16.3.7	Glasionomermazement	612
16.3.8	Verbund zu den zahntechnischen Werkstoffen	614
16.4	Adhäsive Befestigungssysteme	615
16.4.1	Verbund zur Zahnhartsubstanz	615

## 22 Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien 2

16.4.1.1	Schmelz-Ätztechnik	616
16.4.1.2	Dentin-Ätztechnik	616
16.4.1.3	Bestandteile der Komponenten	618
16.4.2	Verbund zu den zahntechnischen Werkstoffen	618
16.4.2.1	Metalle	619
16.4.2.2	Keramiken	620
16.4.2.3	Kunststoffe	620
16.4.3	Anforderungen an Befestigungscomposites	620
	Literatu	621

<b>17. Implantate</b>		<b>623</b>
17.1	Implantatkomponenten	625
17.1.1	Indikationen für Implantate	627
17.1.2	Kontraindikationen für Implantate	627
17.2	Implantat (Endostruktur)	629
17.2.1	Implantatwerkstoffe	630
17.2.1.1	Titan und Titanlegierungen – Titanunverträglichkeit	630 630
17.2.1.2	Zirkoniumdioxid	631
17.2.1.3	Mechanische Belastbarkeit von Implantaten	631
17.2.1.4	Oberflächen von Implantaten aus Titan und Titanlegierungen	633
17.2.1.5	Parodontium und Osseointegration – Zahnhalteapparat (Parodontium) – Osseointegration	635 635 635
17.2.1.6	Biokompatibilität	635
17.2.1.7	Sterilität	636
17.3	Abutment (Mesostruktur)	637
17.3.1	Implantat-Abutment-Verbindung	638
17.3.2	Abutmentwerkstoffe	640
17.3.2.1	Titan und Titanlegierungen	640
17.3.2.2	Cobalt-Chrom-Legierungen	641
17.3.2.3	Edelmetalllegierungen	642
17.3.2.4	Keramiken	642
17.3.2.5	Kunststoffe	643
17.3.3	Emergenzprofil	644
17.3.4	Platform Switching	644
17.4	Suprastruktur (Exostruktur) und Suprakonstruktion	645
17.4.1	Sheffield-Test	646
17.5	Implantologie	647
17.5.1	Planungsssschablone für die geführte Pilotbohrung	647

17.5.2	Bohrschablone für die navigierte Implantation	648
17.5.3	Implantationszeitpunkt	649
17.5.4	Einzeitige und zweizeitige Implantation	649
	– Einzeitige Implantation	649
	– Zweizeitige Implantation	649
17.5.5	Implantatabformung und Implantatmodell	650
	– Geschlossene Abformung und Implantatmodell	651
	– Offene Abformung und Implantatmodell	651
17.6	Korrosion von implantatgetragendem Zahnersatz	652
17.6.1	Bildung eines galvanischen Elements zwischen Implantat und Abutment	653
	Literatur	656

<b>18. Füllungswerkstoffe</b>		661
18.1	Einteilung von Kavitäten	663
18.2	Anforderungen an Füllungswerkstoffe	664
18.3	Einteilung von Füllungswerkstoffen	664
18.4	Direkte Füllungswerkstoffe	666
18.4.1	Metalle	666
18.4.1.1	Amalgame	667
18.4.1.2	Stopfgold	670
18.4.1.3	Galliumlegierungen	670
18.4.2	Füllungscomposites	671
18.4.2.1	Composites	672
18.4.2.2	Keramik-Inserts	675
18.4.2.3	Ormocere	676
18.4.2.4	Silorane	676
18.4.3	Zemente	677
18.4.3.1	Glasionomerezemente	677
18.4.3.2	Kunststoffmodifizierte Glasionomerezemente	678
18.4.3.3	Compomere	678
18.4.3.4	Glascarbomere	679
18.4.3.5	Silikatzemente	679
18.4.3.6	Silikophosphatzemente	679
18.5	Indirekte Füllungswerkstoffe	680
18.5.1	Metalle	680
18.5.1.1	Goldlegierungen	680
18.5.1.2	Galvanogold	681
18.5.2	Keramiken	681
18.5.2.1	Glaskeramiken	682
18.5.2.2	Hybridkeramik	683
18.5.3	Composites	684

18.5.4	Vergleich von direkten und indirekten Füllungswerkstoffen	684
	Literatur	685
<b>19.</b>	<b>Sonstige Materialien</b>	<b>693</b>
19.1	Gase	695
19.1.1	Farbkennzeichnung von Gasflaschen	695
19.1.2	Brenngase	697
19.1.3	Schutzgase	698
19.1.3.1	Edelgase als Schutzgase	698
19.1.3.2	Stickstoff als Schutzgas	699
19.1.4	Formiergase	699
19.1.5	Druckluft	700
19.2	Säuren	701
19.2.1	Einteilung von Säuren	701
19.2.2	Neutralisationsreaktion	703
19.3	Lösungsmittel	703
19.3.1	Lösungen	704
19.3.2	Löslichkeit	704
19.3.3	Einteilung der Lösungsmittel	704
19.3.4	Das Lösungsmittel Wasser	705
19.3.4.1	Härtegrad	705
19.3.4.2	Destillation	706
19.3.4.3	Umkehrosmose	706
19.3.4.4	Ionenaustausch	707
19.4	Oberflächenentspannungsmittel	708
19.5	Tiegelmaterialien	710
19.5.1	Keramiktiegel	711
19.5.2	Grafitiegel und Glaskohlenstoffiegel	712
19.5.3	Tiegeleinsätze	714
19.6	Flussmittel und Schmelzpulver	715
	Literatur	716
<b>20.</b>	<b>MDR, Normen und SI-Einheiten</b>	<b>717</b>
20.1	Medizinprodukterichtlinie (MDD) und Medizinprodukteverordnung (MDR)	719
20.1.1	Medizinprodukterichtlinie (MDD)	721
20.1.2	Medizinprodukteverordnung (MDR)	721
20.1.3	Definition eines Medizinprodukts	724
20.1.4	Zweckbestimmung und bestimmungsgemäßer Gebrauch	726



20.1.5	Grundlegende Sicherheits- und Leistungsanforderungen	726
20.1.5.1	CMR-Stoffe	727
20.1.5.2	Phthalate und Bisphenol-A	728
20.1.5.3	Nanomaterialien	728
20.1.6	Klassifizierung von Medizinprodukten	729
20.1.6.1	Klassifizierung von Produkten im Dentalbereich	730
20.1.7	Sonderanfertigungen	731
20.1.8	EU-Konformitätserklärung und CE-Konformitätskennzeichnung	733
20.1.9	Benannte Stellen	733
20.1.10	CE-Zeichen	734
20.1.11	Risikobasierter Ansatz der MDD und MDR	735
20.1.11.1	PDCA-Methode	735
20.1.12	Haltbarkeit von Medizinprodukten	736
20.1.13	Verantwortliche Person (Qualified Person)	737
20.1.13.1	Sicherheitsbeauftragter für Medizinprodukte	737
20.1.13.2	Medizinprodukteberater	740
20.1.14	Nachverfolgbarkeit von Medizinprodukten	741
20.1.15	Verpackung, Kennzeichnung und Gebrauchsanweisung	742
20.1.15.1	Gebrauchsanweisung	744
20.1.15.2	Symbole auf Verpackungen, Etiketten, und Gebrauchsanweisungen	745
20.2	Normen	750
20.2.1	Normungsgremien	750
20.2.2	Normenreihen und Normenarten	752
20.2.2.1	Harmonisierte Normen	755
20.2.3	Entstehung einer Norm	755
20.2.4	Verzeichnis der Dental-Normen	756
20.2.5	Qualitätsmanagementsysteme	762
20.2.5.1	DIN EN ISO 9001: Qualitätsmanagementsysteme – Anforderungen	762
20.2.5.2	DIN EN ISO 13485: Medizinprodukte – Qualitätsmanagementsysteme – Anforderungen für regulatorische Zwecke	763
20.3	Gefahrstoffe und Gefahrgüter	764
20.3.1	Gefahrstoff	765
20.3.2	Gefahrgut	766
20.3.3	Sicherheitsdatenblatt	766
20.4	Gebrauchsmuster, Geschmacksmuster, Marken und Patente	766

## 26 Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien 2

20.4.1	Gebrauchs- und Geschmacksmuster	766
20.4.2	Marken	767
20.4.3	Patente	768
20.5	Physikalische Einheiten im SI-System	769
20.5.1	SI-Vorsätze	769
20.5.2	SI-Basiseinheiten	770
20.5.2.1	Definition der Basiseinheiten	770
20.5.3	Abgeleitete Größen und SI-Einheiten	770
20.5.4	Einheiten außerhalb des SI-Systems	773
20.6	Bezeichnung von chemischen Stoffen	773
20.6.1	IUPAC-Nomenklatur	773
20.6.1.1	Anorganische Verbindungen	774
20.6.1.2	Organische Verbindungen	774
20.6.2	CAS-Nummern	775
	Literatur	777
<b>21. Erweiterter Index</b>		<b>779</b>
<b>Danksagung</b>		<b>807</b>

# Abformwerkstoffe



Abb. 6.1

Bei der Anfertigung von Zahnersatz erfolgt zunächst die Abformung der oralen Situation durch den Zahnarzt

Die Geschichte des Zahnersatzes begann vor etwa 3.000 Jahren. Mit der Einführung neuer Techniken zur Herstellung von Zahnersatz wurden Abformmassen entwickelt. Diese werden seit etwa 300 Jahren angewendet [1, 2]:

- 1692: PURRMANN verwendet Bienenwachs zum Abformen
- 1840: DWINELLE führt Gips als Abformwerkstoff ein
- 1843: Das Material Guttapercha wird in die Zahnheilkunde eingeführt
- 1860: STENT schmelzt Harzgemische zum Abformen (Produkt: Stent-Masse)
- 1927: Einführung von thermoplastischen Gelatinemassen (Produkt: Dentcoll)
- 1940: Einführung von Alginaten
- 1955: Einführung von kondensationsvernetzenden Silikonen, K-Silikone
- 1965: Einführung von ringöffnenden Polyethern (Produkt: Impregum)
- 1975: Einführung von additionsvernetzenden Silikonen, A-Silikone

PFAFF (1713–1766) führte die Abformung als grundlegenden Arbeitsschritt

in die Zahnheilkunde ein. Der Abformlöffel wurde 1820 von DELABARRE beschrieben. Damit waren laut RING [3, 4] die noch heute gültigen Prinzipien der Abformung eingeführt. Als Synonym für Abformung wird auch der Begriff Abdruck verwendet. Dies ist jedoch nicht ganz korrekt, da in der Regel drucklos gearbeitet wird.

Eine Abformung soll die orale Situation eines Patienten detail- und dimensionsgetreu abbilden. Die anatomischen Gegebenheiten des Kiefers, die Anzahl und die Form der Zähne sowie die Lage der Zähne zueinander müssen wiedergegeben werden. Da Abformlöffel und Abformmaterialien kurzzeitig in den Patientenmund eingeführt werden, sind sie Medizinprodukte. Sie fallen in die Klasse I [5, 6]. Die Abformlöffel können dabei konfektioniert oder individuell hergestellt sein. Das Medizinproduktegesetz gilt auch bei der Herstellung von individuellen Abformlöffeln mittels 3D-Druck [7]. Der Kunststoff aus dem Baumarkt mag dabei zwar technisch funktionieren, aber eine biologische Sicherheit sowohl für den Anwender als auch für den Patienten

ist damit noch lange nicht gegeben. Zudem kann ein Löffelmaterial mit dem Abformmaterial nicht kompatibel sein. Daher ist die allgemeine Forderung von ZUKUNFT, die er schon 1980 formulierte, nach Verwendung von abgesicherten Werkstoffketten [8] auch hier anzuwenden.

Es können einzelne Zähne, Zahngruppen oder der gesamte Kiefer abgeformt werden. Die Abformung kann einphasig, zweiphasig oder zweizeitig durchgeführt werden. Das hängt vom Behandler und der Art der geplanten Restauration ab. Auch der antagonistische (gegenüberliegende) Teil des Kiefers oder der gesamte Kiefer müssen abgeformt werden, um die Okklusion (Verzahnung) berücksichtigen zu können. Bei der Herstellung von Restaurationen muss sowohl die statische als auch die dynamische Okklusion beachtet werden, denn der Kauvorgang ist kein simples „Auf und Ab“ des Unterkiefers, sondern ein komplexer dreidimensionaler Vorgang mit Seitwärtsbewegungen und zusammengesetzten Bewegungen.

Bei der konventionellen (analogen) Durchführung der Abformung wird ein Abformlöffel mit einem plastischen Abformwerkstoff in die Mundhöhle des Patienten gebracht. Nach dem Erstarren des Werkstoffes wird die Abformung aus dem Mund entfernt, gesäubert, desinfiziert und anschließend in ein zahntechnisches Labor gegeben, wo die Modellherstellung erfolgt. Das Modell ist die Arbeitsgrundlage für den Zahntechniker [9–14].

Die Alternative zur analogen Abformung ist das intraorale Scannen (digitale Abformung). Hier wird mit optischen, taktilen oder bildgebenden Verfahren die Kiefersituation abgetastet. Der aufge-

nommene Datensatz wird in eine CAD-Software überführt und damit virtuell weiterverarbeitet.

Die digitale Abformung ist schon seit Jahrzehnten Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Die Arbeitsgruppe um REKOW beschäftigte sich seit etwa 1980 mit CAD/CAM-Systemen und der digitalen Erfassung von Daten [15–23].

Das CEREC-System (ehemals Fa. Siemens, dann Sirona, heute Dentsply Sirona) arbeitet seit 1985 mit intraoralen Scannern [15, 24–27]. Diese waren nur für die Aufnahme von einzelnen Zähnen geeignet, da die Technik noch nicht weit genug fortgeschritten war, um Zahnreihen oder ganze Kiefer in einer akzeptablen Zeit und zu angemessenen Kosten zu erfassen.

Die Abformung stellt in jedem Fall die Schnittstelle zwischen dem Zahnarzt und dem Zahntechniker dar. Daher muss die Abformung, unabhängig davon, ob sie analog oder digital vorgenommen wurde, alle Informationen abbilden, die zur Planung und zur Herstellung des Zahnersatzes benötigt werden. Unter Verwendung der Abformung wird das Modell hergestellt, auf dem die zahntechnischen Arbeiten ausgeführt werden. Der Abformvorgang ist nicht unproblematisch [28]. Ein starker Würgereiz oder starker Speichelfluss beim Patienten kann eine korrekte Abformung erschweren. Bei präparierten Zähnen zur Aufnahme von Kronen können Blutungen und Speichel im Sulkus die genaue Abformung der Präparationsgrenze verhindern. Bei Kronen wird die Größe des Randspaltes von der Genauigkeit des Abdruckes, des Modells und der Ausführung der Kronen bestimmt. Ein zu großer Randspalt (>100

µm) begünstigt die Entstehung von Karies [28] und Parodontitis [28].

Die Abformung kann eine wesentliche Fehlerquelle im gesamten Produktionsprozess von Zahnersatz darstellen [29]. Deshalb gilt für analoge und digitale Abformungen gleichermaßen:

**Keine Restauration kann besser werden als die zugrunde liegende Abformung!**

## 6.1 Analoges Abformen



Abb. 6.2 Schematische Darstellung des Arbeitsablaufs bei einer Abformung

### 6.1.1 Abformlöffel

Pastöse, nicht abgebundene Werkstoffe müssen auf einem Träger, dem Abformlöffel, [30] in den Patientenmund gebracht werden, bis sie abgebunden sind. Dann muss der Löffel wieder entnommen werden. Da es durch Unterschnitte und dem Überwinden von Unterdruck beim Herausnehmen zu

hohen Belastungen kommt, müssen Abformlöffel sehr stabil sein. Die vorgefertigten Abformlöffel (Konfektionslöffel) sind daher meist aus Edelstahl. Sie sind ausreichend fest, einfach zu reinigen und zu desinfizieren. Individuelle Abformlöffel werden über einem Situationsmodell manuell aus selbsthärtendem PMMA (Polymethylmethacrylat) oder lichthärtendem Urethan-Dimethacrylat mit Schichtdicken von 3–4 mm hergestellt. Die Festigkeit von PMMA ist für die komplette Abformung eines vollbezahnten Kiefers kritisch zu betrachten, da die Polymerketten unvernetzt sind. Lichthärtende Urethan-Dimethacrylate sind aufgrund der Vernetzung der Polymerketten fester. Individuelle Löffel können auch digital produziert werden, indem das Situationsmodell gescannt und der Löffel mittels 3D-Druck aufgebaut wird.

Abb. 6.3 Abformlöffel aus Edelstahl mit Retention durch nach innen überstehende Ränder (Rimlock-Löffel).



Material	Edelstahl, Kunststoff	Kunststoff
Kiefer	Ober- und Unterkiefer	Ober- und Unterkiefer
Varianten für	vollbezahnte, teilbezahnte (Frontzähne) und unbezahnte Kiefer, Kieferabschnitte	vollbezahnte, teilbezahnte und unbezahnte Kiefer
Anwendung	Situations-, Gegenkiefer-, Präparationsabformung	Funktionsabformung im unbezahnten Kiefer, Abformung im teilbezahnten Kiefer, Präparationsabformung, Sammelabformung

Tab. 6.1 Vergleich der vorgefertigten und individuellen Abformlöffel

### 6.1.2 Vorbereitung und Abformung

Einprobe	Wahl der Größe und Variante	Anpassung durch Beschleifen oder Antragen von Material
Abformmaterial für Situations- und Gegenkieferabformung	Alginate, Polyether, K- oder A-Silikone	–
Abformmaterial für Präparationsabformung	Polyether, A-Silikone, K-Silikone	Polyether, K-Silikone, A-Silikone
Abformmaterial für Sammelabformung	–	Polyether, K-Silikone, A-Silikone
Abformmaterial für Funktionsabformung	–	Guttapercha, Polyether, K-Silikone, A-Silikone
Präparationsabformung	Trockenlegung der präparierten Zahnhartsubstanz, Retraktionsfäden legen. Vor dem Einbringen des Löffels Entfernung der Fäden.	Trockenlegung der präparierten Zahnhartsubstanz, Retraktionsfäden legen. Vor dem Einbringen des Löffels Entfernung der Fäden.
Sammelabformung	–	Primärkronen oder Geschiebekronen werden auf präparierte Zähne gesetzt, Abdruckpfosten werden auf Implantate gesetzt. Kronen und Abdruckpfosten verbleiben beim Herausnehmen in der Abformung.
Funktionsabformung	–	Nach dem Einbringen des Löffels Ausführung von Funktionsbewegungen durch den Patienten zur Ausformung eines Funktionsrandes.

K-Silikone: kondensationsvernetzende Silikone

A-Silikone: additionsvernetzende Silikone

Tab. 6.2 Vorgehen bei verschiedenen Abformungen

### 6.1.3 Anforderungen an Abformmaterialien

Unabhängig von ihrer Zusammensetzung oder Anwendung müssen Abformmaterialien einige grundlegende Anforderungen erfüllen, um zu gewährleisten, dass eine zufriedenstellende Abformung erzielt werden kann (Abb. 6.4).

#### 6.1.3.1 Abbindezeit

Nach dem Anmischen beginnt das Abformmaterial abzubinden. Bei der Applikation, dem Einbringen und dem Positionieren des Abformlöffels muss das Material plastisch sein, in Position geht es in den elastischen Zustand über [31].

Die Abbindezeit soll ausreichend lang

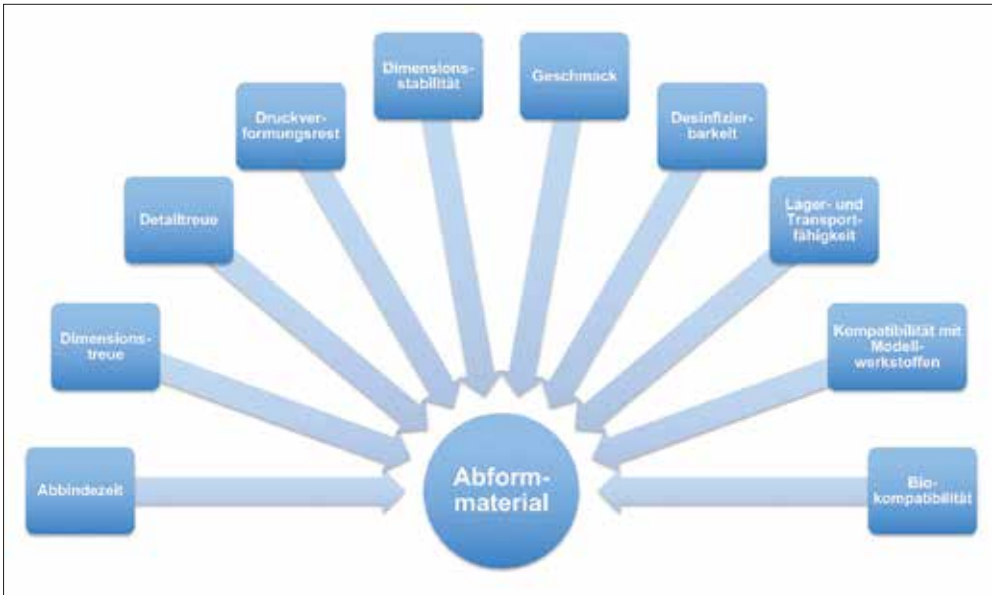


Abb. 6.4 Anforderungen an Abformmaterialien

sein, damit nach dem Dosieren und Mischen genug Zeit zum Auftragen auf den Abformlöffel und Positionieren im Mund vorhanden ist. Danach soll das Abbinden, also der Übergang von plastisch zu elastisch, schnell erfolgen, um Verzerrungen zu vermeiden und um den Patienten möglichst kurz zu belasten.

Die Abbindezeit hängt neben dem Mischungsverhältnis der Komponenten auch von der Temperatur ab. Es muss unterschieden werden zwischen der Temperatur des Materials, der Umgebungstemperatur und der Temperatur in der Mundhöhle.

Für die Haltbarkeit des Abformmaterials ist eine kühle Lagerung günstig; wenn es jedoch zu kühl verarbeitet wird, erhöht sich die Abbindezeit. Die Temperatur in der Zahnarztpraxis beeinflusst die Abbindezeit ebenfalls. Je höher sie ist, desto schneller bindet das Material ab. Die Temperatur in der Mundhöhle liegt konstant etwas unterhalb der Körpertemperatur.

### 6.1.3.2 Dimensionstreue

Während des Abbindevorgangs geht das Abformmaterial vom plastischen in den elastischen Zustand über. Dabei soll sich die räumliche Ausdehnung nur wenig verändern. Die Abmessungen der Zähne und die Lage der einzelnen Zähne zueinander müssen möglichst genau wiedergegeben sein.

### 6.1.3.3 Detailtreue

Für eine optimale Abformung müssen nicht nur grobe Strukturen wiedergegeben werden, sondern auch Feinheiten wie Präparationsgrenzen und Fissuren. Daher wird eine hohe Detailtreue gefordert, die auch feine Strukturen wiedergibt.

SCHULZ und SCHWICKERATH [32] forderten, dass für festsitzenden Zahnersatz Oberflächendetails der präparierten



Zähne im Bereich von mindestens 25  $\mu\text{m}$  wiederzugeben sind. Dagegen benötigt die Darstellung von Weichgewebe eine geringere Detailtreue von etwa 50  $\mu\text{m}$ .

Damit eine hohe Detailtreue erzielt werden kann, muss eine Benetzbarkeit der Zahnoberfläche mit dem Abformmaterial gegeben sein. Dazu muss das Abformmaterial eine gewisse Hydrophilie aufweisen, damit es auch in feinste Bereiche fließen kann.

### 6.1.3.4 Druckverformungsrest

Bei den Elastomeren stellt der Druckverformungsrest eine wichtige Kenngröße dar. Wie schon in Kapitel 2 beschrieben, kommt es bei der Entformung von Elastomeren immer zu einer Stauchung des Materials durch untersichgehende Bereiche am Kiefer und der Form der natürlichen unbeschleunigten Zähne. Trotz des vorhan-

den Rückstellvermögens verbleibt eine gewisse Stauchung, deren Ausmaß durch den Druckverformungsrest definiert wird. Ist dieser zu hoch, wird die Abformung ungenau. Der Druckverformungsrest wird durch eine Vielzahl von Parametern beeinflusst. Es ist ein niedriger Druckverformungsrest anzustreben.

Der erwünschte Vernetzungsgrad wird durch die Zusammensetzung der Edukte (Ausgangsstoffe) bestimmt, also durch den Hersteller. Ob dieser Vernetzungsgrad erreicht wird, hängt von der Verarbeitung des Elastomers ab. Die Basispaste und die Reaktionspaste müssen nach Verarbeitungsanleitung dosiert und vermischt werden. Wird dies manuell durchgeführt, muss auch die Anmischzeit eingehalten werden. Bei modernen Mischhilfen geschieht das Dosieren und Mischen automatisch. Dadurch werden handwerkliche Fehler vermieden. Die Abbindezeit des

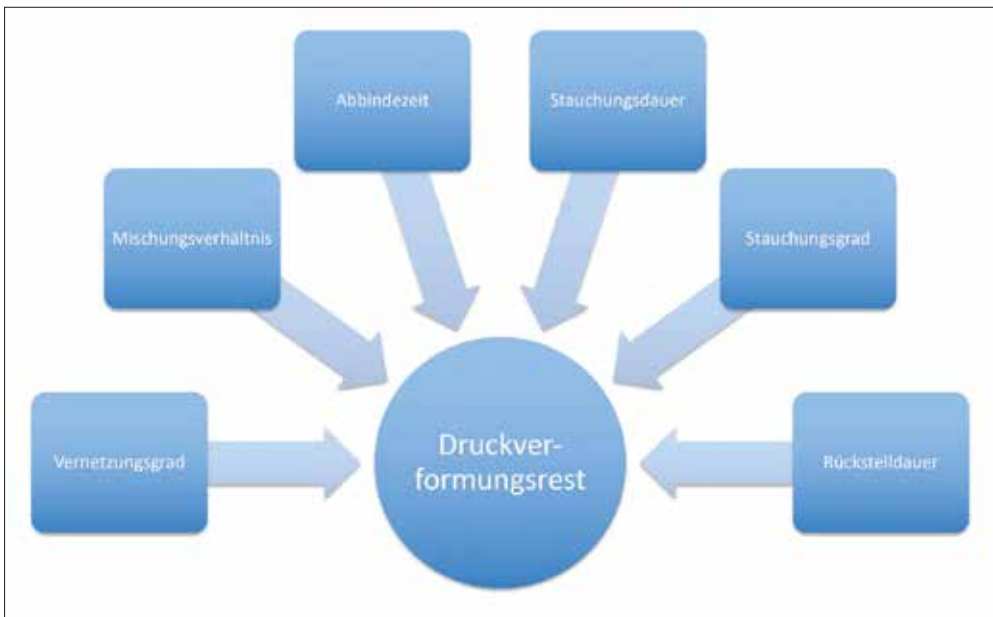


Abb. 6.5 Schematische Darstellung der Einflussfaktoren auf den Druckverformungsrest bei elastischen Abformmaterialien (s. Kap. 2)

Materials muss eingehalten werden. Dabei ist zu beachten, dass diese von der Temperatur abhängt. Die Abbindezeit kann mit einer Uhr (Timer) kontrolliert werden. Man kann zusätzlich eine kleine Probe des angemischten Abformmaterials auf eine Glasplatte geben und durch Fingerdruck die erreichte Gummielastizität prüfen. Während der Abbindezeit des Materials soll der Löffel im Mund gehalten und dabei nicht bewegt werden. Die Entnahme der Abformung aus dem Mund sollte zügig erfolgen, wobei ein übermäßiges Ziehen oder Stauchen nach Möglichkeit zu vermeiden ist. Je länger das Material gezogen oder gestaucht wird, desto größer ist der Zug- bzw. Druckverformungsrest. Der Abformlöffel sollte so gewählt und positioniert werden, dass das Abformmaterial eine Mindeststärke von 5 mm aufweist. Bei dünneren Schichten wird beim Herausnehmen der Stauchungsdruck so groß, dass auch der Druckverformungsrest steigt und/oder das Material reißen kann [1]. Hier sind individuelle Abformlöffel vorteilhaft, da die Schichtdicke des Abformmaterials gestaltet werden kann. Sie werden für den jeweiligen Patienten über dem Situationsmodell aus Kunststoff hergestellt (manuell oder 3D-Drucker). Nach der Entnahme aus dem Mund sollte die Abformung zur Rückstellung eine gewisse Zeit ruhen. Die Rückstelldauer ist materialabhängig.

### 6.1.3.5 Dimensionsstabilität

Die Abmessungen einer Abformung dürfen sich nach dem Abbinden nicht oder nur geringfügig verändern. Bei Elastomeren dürfen gemäß ISO 4823 sowohl die

Polymerisationsschrumpfung als auch die Schrumpfung bei Lagerung in 24 Stunden einen Wert von maximal 1,5 linear-% nicht überschreiten [33].

Elastomere wie Polyether, kondensationsvernetzende (K)- und additionsvernetzende (A)-Silikone schrumpfen deutlich weniger.

Die Dimensionsstabilität ist je nach Material zeitabhängig. Nach der Entnahme aus dem Mund müssen Alginate möglichst sofort mit Gips ausgegossen werden, K-Silikone innerhalb einer Stunde und Polyether innerhalb einiger Tage. A-Silikone können mehrere Tage gelagert werden.

### 6.1.3.6 Geschmack

Abformmaterialien werden in den Patientenmund gebracht. Neben physikalischen und chemischen Eigenschaften sind auch der Geschmack sowie Farbe und Geruch von Bedeutung, um eine Akzeptanz beim Patienten zu erreichen. Eine angenehme Geschmacksnote ist hierfür vorteilhaft [34].

### 6.1.3.7 Desinfizierbarkeit

Nach der Herausnahme der Abformung aus dem Mund muss diese gesäubert und desinfiziert werden [35], da sie weiterverarbeitet wird [4, 36, 37]. Durch ein gründliches Spülen unter fließendem Wasser werden Sekrete und Gewebereste entfernt. Nach der Reinigung wird die Abformung desinfiziert durch Einlegen für 10–15 min in eine Desinfektionslösung (zum Beispiel 2%ige Glutaraldehyd-

lösung) [35]. Hier sind die Gebrauchsanweisungen der Hersteller der Abformmaterialien und der Desinfektionsmittel zu befolgen. Die Desinfektionslösung muss nach der Entnahme gründlich unter fließendem Wasser abgespült werden. Auf eine eventuelle Inkompatibilität zwischen Abformmaterial und Desinfektionsmittel muss geachtet werden. STOLL [4] weist daraufhin, dass weniger hydrophobe Materialien, wie Polyether, Wasser aus dem Desinfektionsmittel aufnehmen und dadurch quellen können. Alginateabdrücke sollten nur für 10 s in Desinfektionslösung gelegt werden, da sie darin ebenfalls Feuchtigkeit aufnehmen. Lösungen mit Isopropanol sind für Alginate ungeeignet, da sie austrocknend wirken.

### 6.1.3.8 Lagerung und Transport

Die Lagerstabilität der Ausgangsstoffe hängt von der Temperatur und der Umgebungfeuchtigkeit ab, sie sollten kühl und trocken gelagert werden.

Vor dem Transport zum Dentallabor werden die Abformungen verpackt. Alginate werden in feuchte Zellstofftücher eingewickelt und in einer Plastiktüte verpackt, damit sie nicht austrocknen. Elastomere (Polyether und Silikone) werden in trockene Zellstofftücher eingepackt. In Kunststoffbehältern und mit einem schriftlichen Auftrag erfolgt der Transport zum Labor. Ein Auftrag beinhaltet den Namen des Patienten, Art und Ausführung der Restauration und das Material dafür sowie die Liefertermine für die Arbeitsschritte. Temperaturschwankungen, wie sie beim Transport auftreten können, sollten Abformmaterialien unbeschadet überstehen. In der

Mundhöhle herrscht eine Temperatur von zirka 35 °C. Beim Transport zum Dentallabor können im Fahrzeug je nach Jahreszeit Werte von ca. 0 °C–60 °C auftreten. Auch die Luftfeuchtigkeit kann wetterbedingt stark schwanken.

### 6.1.3.9 Kompatibilität mit Modellwerkstoffen

Im Dentallabor werden die Abformungen verwendet, um Modelle herzustellen. Zur Modellherstellung wird die Abformung mit einem Modellmaterial ausgegossen und nach dem Abbinden des Modellmaterials entfernt. Gips ist dabei der am häufigsten verwendete Werkstoff (s. Kap. 7). Das Abformmaterial darf nicht mit dem Modellmaterial reagieren oder verkleben.

### 6.1.3.10 Biokompatibilität

Abformwerkstoffe sind Medizinprodukte der Klasse I. Sie haben kurzzeitig Kontakt mit dem Patienten. Daher muss die Biokompatibilität sichergestellt sein. Neben möglichen toxischen sind vor allem allergene Eigenschaften zu berücksichtigen.

## 6.1.4 Einteilung der Abformmaterialien

### 6.1.4.1 Einteilung nach Konsistenz

Die Konsistenz der elastomeren Abformmaterialien wird vom Hersteller durch Art und Menge der zugegebenen Füllstoffe eingestellt. Füllstoffe sind inerte (= reaktionsträge, inaktive) Stoffe von

Typ 0	keine	knetbar	putty
Typ 1	H	schwerfließend	heavy
Typ 2	M	mittelfließend	medium body
Typ 3	L	leichtfließend	light body

Tab. 6.3 Einteilung der Elastomere in Typen nach ihrer Konsistenz gemäß DIN EN ISO 4823 [38] mit den Abkürzungen, die zur Kennzeichnung im Handel verwendet werden und die Beschreibung der Konsistenz in Deutsch und Englisch

meist anorganischer Natur. Sie nehmen an den Abbindereaktionen nicht teil. Je höher der Füllstoffanteil ist, desto pastöser wird das Material, leichtflüssige Materialien haben einen geringeren Füllstoffanteil. Durch einen hohen Füllstoffanteil wird das Material knetbar (Putty-Masse, von engl. „putty“ = Kitt) und weist prinzipiell eine geringere Abbindeschumpfung auf. Neben der einphasigen Abformung mit mittelfließendem Material werden bei der einzeitig-zweiphasigen Abformung (Doppelmischabformung) knetbare oder schwerfließende Massen mit leichtfließenden kombiniert. Bei der Korrekturabformung werden knetbare Massen mit leichtfließenden kombiniert.

Durch den Gehalt an Füllstoffen kann sowohl die Konsistenz als auch die Abbindeschumpfung von Abformmaterialien beeinflusst werden. Gemäß DIN EN ISO 4823 werden elastomere Abformmassen in vier Typen eingeteilt (Tabelle 6.3).

### 6.1.4.2 Einteilung nach physikalischen Eigenschaften und chemischer Zusammensetzung

Die Unterscheidung der Abformwerkstoffe nach den Eigenschaften irreversibelstarr, reversibelstarr, reversibel-elastisch und irreversibel-elastisch folgt in etwa der historischen Reihenfolge ihrer Einführung

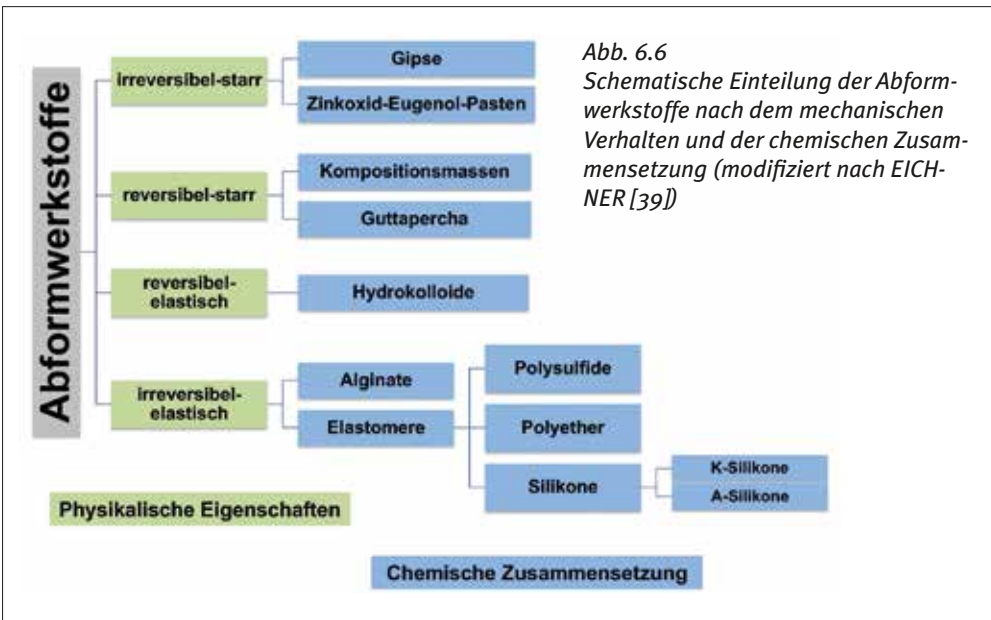


Abb. 6.6 Schematische Einteilung der Abformwerkstoffe nach dem mechanischen Verhalten und der chemischen Zusammensetzung (modifiziert nach EICHNER [39])

in die Zahnheilkunde. Heutzutage werden überwiegend elastomere Abformwerkstoffe verwendet, hauptsächlich Polyether und Silikone. Polysulfide werden in Europa selten verwendet, in den USA häufiger. Die Firma 3M ESPE (Seefeld/Deutschland) hatte lange Zeit eine Monopolstellung für die Materialgruppe der Polyether mit den Produkten Impregum und Permadyne. Die Patente sind 2016 abgelaufen und es wurden weitere Produkte von Mitbewerbern auf den Markt gebracht [38].

### 1. Gruppe: irreversibel-starr

Die Gruppe der irreversiblen-starren Abformmaterialien besteht aus Stoffen, die durch das Vermischen von (meist) zwei Grundmaterialien erzeugt werden. Diese Mischung wird in den Patientenmund eingebracht und härtet dort aus. Die Abbindereaktion ist nicht reversibel (= irreversibel). Das Material ist nach dem Abbinden starr und weist somit keine elastische Verformbarkeit auf, daher ist es auch nur sehr schwer zu entformen. Die irreversiblen-starren Abformmaterialien weisen eine hohe Lagerstabilität auf.

### Abdruckgipse

Abdruckgipse wurden für Situations-, Sammel- und Funktionsabformungen verwendet [1]. Dazu wird Gipspulver (Alabastergips) mit Wasser im Verhältnis von 10 g Pulver zu 7 g Wasser dicksahnig angerührt und die Masse in den Patientenmund gegeben. Dort härtet der Gips in 2–5 min aus. Der abgebundene Gips wird vorsichtig in große Teile zerbrochen und aus dem Patientenmund entnommen. Damit dies möglich ist, sind in Abformgips Zuschlagsstoffe enthalten. Nach der Entnahme werden die Bruchstücke zu-

sammengesetzt und miteinander verklebt. Vor dem Ausgießen mit Modellgips muss der Abdruckgips mit einem Trennmittel (Gips gegen Gips) isoliert werden.

Zusammensetzung von Abdruckgipsen:

- Der Hauptbestandteil ist das  $\beta$ -Hemihydrat des Calciumsulfats (Gips).
- Verringerung der Bruchfestigkeit durch Zusatz von Talkum, Kreide, Kieselgur, Diatomeenerde und/oder Kaolin, um die Entnahme aus dem Mund zu erleichtern.
- Steuerung der Abbindegeschwindigkeit durch Zusatz von anorganischen Salzen (Chloride, Sulfate, Nitrate).
- Farbstoffe erzeugen einen farblichen Kontrast zu Modellgips. Abdruckgips ist meist rosa eingefärbt.
- Durch Zusatz von Geschmackstoffen wird die Abformung für den Patienten etwas angenehmer.

### Zinkoxid-Eugenol-Pasten

Zinkoxid-Eugenol-Pasten werden für Funktionsabformungen und Abformungen für Unterfütterungen von herausnehmbaren Prothesen verwendet. Für Zinkoxid-Eugenol-Abformmassen werden zwei Pasten vermischt [1]. Aus den Vorratstuben werden zwei Stränge auf eine skalierte Anmischplatte gedrückt und etwa 30 s lang verspatelt (Strangdosierung). Bei optimaler Vermischung ergibt sich aus den unterschiedlich gefärbten Strängen ein einheitlicher Farbton. Sind Schlieren zu beobachten, so liegt noch keine vollständige Vermischung vor. Im Mund härtet die Paste in 3–5 min aus, sie ist dann starr, jedoch nicht sehr fest. Durch Antragen von neu angemischter Paste können Abformungen

korrigiert werden. Eine Isolierung gegen Gips ist vor dem Ausgießen zur Modellherstellung nicht notwendig.

Zusammensetzung von Zinkoxid-Eugenol-Pasten:

#### **Paste 1**

- Zinkoxid (80 %).
- Durch Zugabe von harten und weichen Naturharzen und Ölen wird eine knetbare Konsistenz erzeugt.
- Steuerung der Abbindegeschwindigkeit durch Zugabe von Abbindereglern wie Magnesiumacetat oder Zinksulfat.

#### **Paste 2**

- Eugenol (60 %), reagiert mit Zink zu Zinkeugenolat (Salz). Eugenol kann auch durch Nelkenöl (Eugenolgehalt 80 %) oder andere etherische Öle ersetzt werden.
- Kanada- und/oder Perubalsam (40 %), aber auch Pflanzen- oder Paraffinöle.

## **2. Gruppe: reversibel-starr**

Die reversibel-starren Abformwerkstoffe werden vor der Anwendung durch Wärme erweicht. Sie sind thermoplastisch. Beim Abkühlen erstarren sie. Die Reversibilität der Erstarrung kann genutzt werden, um nicht benötigtes Material nochmals zu verwenden. Material, welches sich schon einmal im Patientenmund befunden hat, darf jedoch aus hygienischen Gründen keinesfalls noch mal verwendet werden, da es schwer zu sterilisieren ist.

### **Kompositionsabformmassen**

Thermoplastische Kompositionsabformmassen wurden für Situations- und Präparationsabformungen verwendet [1]. Eine Anwendung sind Kupferring-Kerr-

Abdrücke von einzelnen präparierten Zähnen, die dann mit einem Überabdruck (Polyether) eingesammelt werden. Kerr- und Stent-Massen sind Produktnamen, die als Synonyme für Kompositionsabformmassen verwendet werden. Die Massen werden in Form von Platten oder Stangen geliefert. Zur Anwendung wird die Masse im Wasserbad (Infrarotlampe, Spiritusflamme) bei etwa 60 °C erweicht, in den Abformlöffel gedrückt und im Mund positioniert. Die Entnahme aus dem Mund muss im noch plastischen Zustand erfolgen, da sich die erstarrte Masse sonst nur noch schwer entfernen lässt. Eine Isolierung gegen Gips ist vor dem Ausgießen zur Modellherstellung nicht notwendig.

Zusammensetzung von Kompositionsabformmassen:

- Harze (ca. 35 %) sind das Bindemittel und sorgen für die Thermoplastizität. Es werden Baumharze (Kopale), Schellack, Kolophonium oder Kunstharze verwendet.
- Wachsartige Stoffe (ca. 25 %) setzen die Erweichungstemperatur auf einen Bereich von 55 °C–65 °C herab, sodass die Mundschleimhaut nicht verbrüht wird. Es werden Paraffine, Wachse und Fettsäuren (Stearinsäure) verwendet.
- Füll- und Farbstoffe (ca. 40 %): Füllstoffe werden zugesetzt, damit die Masse beim Erwärmen nicht mehr klebrig wird und beim Abkühlen nur minimal schrumpft. Es werden Zinkoxid, Talkum oder kolloidale Kieselsäure verwendet. Als Farbstoffe werden inerte, meist anorganische Stoffe zugegeben. Die Farbstoffe ermöglichen eine Unterscheidung zum Modellwerkstoff.

**Guttapercha**

Guttapercha ist ein thermoplastisches Abformmaterial und wird für Funktionsabformungen, Unterfütterungs- und Belastungsabdrücke verwendet. In der Endodontie wird Guttapercha als Füllungsmaterial für Wurzelkanäle eingesetzt. Dafür werden Wurzelkanalstifte aus Guttapercha in verschiedenen Stärken bereitgestellt [40–44].

Für die Anwendung als Abformmaterial wird Guttapercha, welches in Plattenform geliefert wird, in einem Wasserbad auf etwa 50 °C erwärmt, wodurch es plastisch verformbar wird. Nach dem Auftragen auf einen Abdrucklöffel oder die Kieferseite einer Prothese wird es in den Patientenmund eingeführt. Zur Ausformung des Funktionsrandes wird es 10–15 min im Mund belassen, da Guttapercha bei Mundtemperatur (ca. 35 °C) noch weich ist. Beim Erstarren kontrahiert Guttapercha um etwa 1,1 linear-% [1].

Bei Temperaturen oberhalb von 100 °C wird Guttapercha klebrig und beginnt sich zu zersetzen. Reste an Modellen sollten deshalb mechanisch oder mit organi-

schen Lösungsmitteln entfernt werden, da ein Dampfstrahler das Material nur verschmiert.

Bei der Lagerung von Guttapercha ist zu beachten, dass es durch Sauerstoff zu Oxidationsreaktionen kommt, die das Material verspröden. Abdrücke sollten innerhalb kurzer Zeit ausgegossen werden. Eine Isolierung gegen Gips ist vor dem Ausgießen zur Modellherstellung nicht notwendig.

Zusammensetzung von Guttapercha:

- Der Hauptbestandteil ist Milchsaft von tropischen (Gummi-) Bäumen in Sumatra, Java und dem südlichen Ostinien [45].
- Weitere Bestandteile sind Oxidationsprodukte, Harze, Gerbsäure, Salze, Füllstoffe [45].

Als Naturprodukt ist Guttapercha nicht einheitlich zusammengesetzt. Chemisch gesehen ist es ein Polymer, welches aus Isopren-Einheiten besteht. Isopren (= 2-Methylbutadien-(1,3)) gehört zur Gruppe der Diene. Dies sind organische Ver-

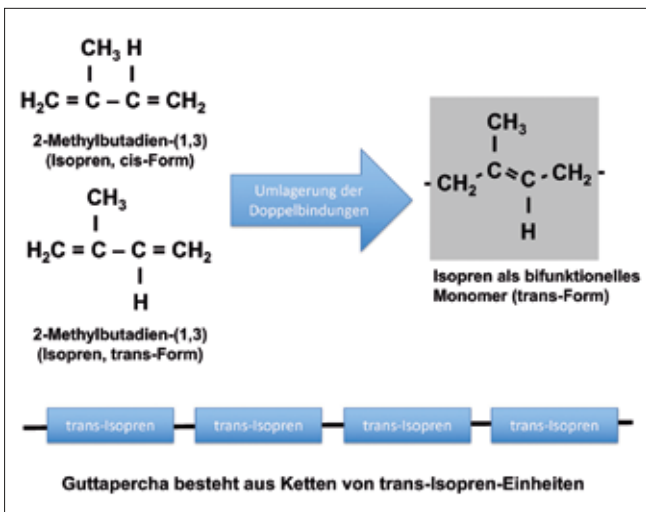


Abb. 6.7 Schematische Darstellung der Herstellung von Guttapercha. Guttapercha ist aus Isopren-Einheiten zusammengesetzt, die aus Isomeren (unterschiedliche stereochemische Strukturen) bestehen, in diesem Fall die trans-Form.

bindungen, die zwei konjugierte Doppelbindungen enthalten [46]. Bei der Herstellung erfolgt eine Umlagerungsreaktion der Doppelbindungen und es entstehen bifunktionelle Isopren-Monomere, die durch eine Polyreaktion langkettige Moleküle, Polymere, bilden (Abb. 6.7). Die Summenformel des Guttapercha-Polymeren lautet  $(C_5H_8)_n$ .

### 3. Gruppe: reversibel-elastisch

#### Hydrokolloide

Unter Hydrokolloiden versteht man wasserlösliche oder teilweise wasserlösliche Polymere, die in wässrigen Systemen Gele bilden [45]. Im Sol-Zustand, nach Erwärmung im Wasserbad, sind die einzelnen Polymermoleküle nicht oder nur sehr schwach miteinander verbunden, wodurch das Material flüssig wird. Bei sinkender Temperatur kommt es zum Gelieren, die einzelnen Polymermoleküle verbinden sich dabei durch Van-der-Waals-Kräfte miteinander. Das flüssige Sol wird so in ein festes Gel überführt. Als Grundstoff für reversibel-elastische Abformmassen und Doubliermassen (s. dort) wird Agar-Agar eingesetzt. Gelatine wird nur noch selten verwendet, sie wird aus tierischem Kollagen gewonnen, welches ebenfalls zur Sol-/Gel-Bildung dient.

Reversibel-elastische Hydrokolloide werden für Präparationsabformungen verwendet. Die Präparationsgrenzen sollten jedoch supragingival liegen. Da die Massen stark hydrophil sind, fließen sie auf angefeuchteten Flächen im Mund besonders gut aus. Zur Abformung ist eine spezielle Ausrüstung erforderlich, die aus drei Wasserbädern mit unterschiedlichen Temperaturen (100 °C, 65 °C, 45 °C) und

einem wassergekühlten Abformlöffel besteht [30]. Nach der Entnahme aus dem Mund muss die Abformung gereinigt, desinfiziert, ausgespült und sofort mit Gips ausgegossen werden. Da Hydrokolloide in Desinfektionslösung quellen, können sie nur kurzzeitig für 10 s darin gelagert werden.

Zusammensetzung von reversibel-elastischen Hydrokolloiden:

- Wasser (55–85 %).
- Glycerin oder Glykole (10–30 %) sind hygroskopisch (= wasseranziehend) und verlangsamen das Austrocknen der Masse.
- Agar-Agar (5–15 %) wird aus Rotalgen gewonnen, deren Zellwände aus einem Polysaccharid (Agarose) bestehen. Dieses ist für die Sol-/Gel-Bildung verantwortlich (s. Kap. 3).
- Konservierungs- und Desinfektionsmittel, da es sich bei Agar-Agar um organisches Material handelt.

Da Agar-Agar eine hohe Bedeutung für das Doublieren hat, wird dieses Material gesondert in Kapitel 11 behandelt.

### 4. Gruppe: irreversibel-elastisch

Die Gruppe der irreversibel-elastischen Abformmaterialien lässt sich in zwei Untergruppen einteilen: die Alginat- und die Elastomere. Sie werden durch das Vermischen von zwei Grundmaterialien erzeugt. Diese Mischung wird auf einem Abformlöffel in den Patientenmund eingebracht und bindet dort ab. Die Abbinde-reaktion ist nicht reversibel (= irreversibel). Das Material ist nach dem Abbinden elastisch verformbar.



### Alginat

Alginat sind chemisch betrachtet Hydrokolloide. Allerdings ist die Gel-Bildung nicht reversibel, da die bei der Abbindereaktion erzeugten Bindungen zum Calcium zu stark sind. Alginat werden für Gegenkieferabformungen und Situationsabformungen im bezahnten und unbezahnten Kiefer verwendet. Auf den daraus hergestellten Gipsmodellen werden individuelle Löffel, Interimsprothesen, Aufbisschienen und kieferorthopädische Apparate hergestellt.

Der Ausgangsstoff für Alginat (Alginsäure) ist ein Polysaccharid und wird aus Braunalgenarten extrahiert. Alginsäure besteht aus Polysacchariden mit 750 bis 1.000 Disaccharidmolekülen (D-Mannuronsäure, L-Guluronsäure). Alginat sind Salze der Alginsäure. Bei Alginaten sind die Wasserstoffatome der Carboxylgruppen der Säure durch Metalle ersetzt, vorzugsweise durch Natrium und Kalium. Je nachdem welches Element vorliegt, spricht man von Natrium- oder Kaliumalginat. Diese Alginat bestehen aus leicht wasserlöslichen, langen einkettigen Polymeren.

Die Abformmasse wird durch das Vermischen von Pulver und Wasser erzeugt. Das Mischungsverhältnis beträgt 1 g Pulver zu 2,1 ml Wasser. Den Packungen liegen Pulverlöffel und Messbecher als Dosierhilfen bei. Pulver und Wasser werden in einem Gummibecker 30–45 s zu einer homogenen Masse verspatelt. Die Masse wird auf den Abformlöffel gegeben und im Mund positioniert. Nach 30–60 s kann die Abformung entnommen werden. Das Anmischen kann auch maschinell in 10–14 s erfolgen. Nach der Entnahme aus dem Mund wird die Ab-

formung desinfiziert, unter fließendem Wasser ausgespült und sofort mit Gips ausgegossen. Alginatabdrücke sollten nur für 10 s in Desinfektionslösung gelegt werden, da sie darin quellen; Desinfektionslösungen mit Isopropanol sind ungeeignet, da sie austrocknend wirken. Für eine eventuelle kurze (= 2 h) Lagerung wird der Alginatabdruck in mit Wasser angefeuchtete Zellstofftücher eingewickelt und in einem Plastikbeutel verpackt. Sobald der Modellgips abgebunden ist, sollte der Abdruck abgezogen werden, da Alginat schnell austrocknet und dadurch so fest wird, dass Gipszähne beim Abziehen vom Modell abbrechen können [30].

Zusammensetzung von Alginaten:

- Wasserlösliches Natrium- oder Kaliumalginat (10–15 %).
- Calciumsulfat (Anhydrit, 5–12 %) gibt beim Anmischen mit Wasser Calciumkationen ab, die mit Alginat zu einem Gel reagieren.
- Natriumphosphat (0,5–2 %) wirkt als Reaktionsverzögerer, dadurch wird die Verarbeitungszeit verlängert.
- Calciumcarbonat (70–80 %) wird als Füllstoff zugegeben, um die Festigkeit zu erhöhen und die Abbindeschumpfung zu vermindern (Dimensionstreue).
- Farb- und Geschmacksstoffe.

Wird das Alginatpulver mit Wasser vermischt, dissoziieren Alginat in Alginatanionen und Natrium- oder Kaliumkationen, Calciumsulfat dissoziiert in Calciumkationen und Sulfatanionen. Die Calciumkationen reagieren mit den Alginatanionen zu unlöslichem Calciumalginat. Über die zweiwertigen Calciumkationen

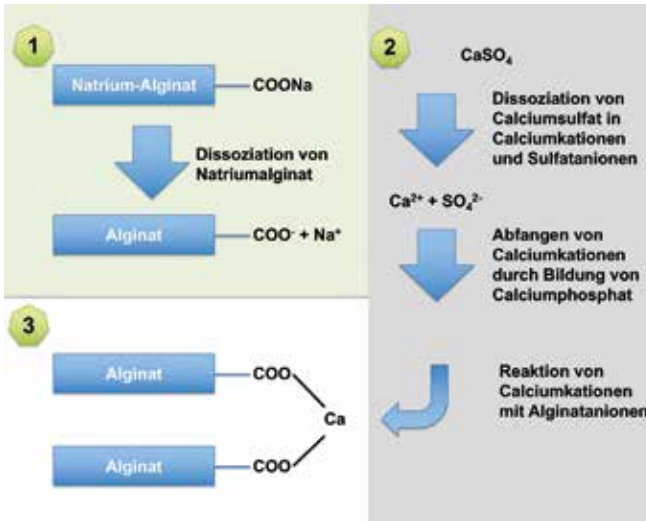


Abb. 6.8 Schematische Darstellung der Abbindereaktion von Natriumalginat. Beim Vermischen des Pulvers mit Wasser dissoziiert das Natriumalginat in Alginatanionen und Natriumkationen (1). Calciumsulfat dissoziiert in Calciumkationen und Sulfatanionen. Calciumkationen werden durch Zugabe von Natriumphosphat abgefangen und dadurch die Reaktion verzögert (2). Freie Calciumkationen reagieren mit den Alginatanionen. Es kommt zu einer Vernetzung der Alginatmoleküle, was zum Erstarren der Masse führt (3).

kommt es dabei zur Verknüpfung von Alginatsträngen und das entstandene unlösliche Calciumalginat erstarrt. Die Natrium- oder Kaliumkationen reagieren mit den Sulfatanionen zu löslichen Natrium- oder Kaliumsulfaten. Zwischen den Alginatsträngen sind Wassermoleküle eingelagert, die zur Elastizität beitragen.

Da diese Reaktion sehr schnell abläuft, wird sie durch Zugabe von Phosphaten zum Pulver verzögert. Die Phosphatanionen fangen gelöste Calciumkationen ab, indem sie unlösliches Calciumphosphat bilden. Dadurch können sich ausreichende Mengen an Alginat lösen, ohne sofort auszufallen. Die Abbindereaktion wird somit verlangsamt und die Verarbeitungszeit dadurch verlängert. Das Anmischen mit kaltem Wasser verlängert die Abbindezeit, warmes Wasser verkürzt sie.

### Elastomere

Elastomere Abformmaterialien sind nach der Abbindereaktion irreversibel-elastisch. Zu den Elastomeren zählen Po-

lysulphide, Polyether und Silikone. Letztere lassen sich aufgrund ihrer Polymerisationsreaktion in kondensations- und additionsvernetzende Silikone unterscheiden. Elastomere werden nach ihrer Konsistenz in die Gruppen knetbar, schwer-, mittel- und leichtfließend eingeteilt [47, 48]. Die Abformmassen werden durch die Vermischung einer Basis- und einer Reaktionspaste erzeugt und für Präparations-, Sammel-, Implantat-, Situations- und Funktionsabformungen eingesetzt.

### Polysulfide

In Europa werden Polysulfid-Abformwerkstoffe nur selten verwendet [47, 48]. Der Grundstoff Polysulfidkautschuk wird auch als Thioplast bezeichnet. Die manchmal gebrauchte Bezeichnung „Thiokol“ ist ein Handelsname. Polysulfidkautschuk entsteht durch eine Kondensationsreaktion von Natriumpolysulfiden und Ethen-dichlorid. Für die Abformung werden zwei Pasten vermischt.