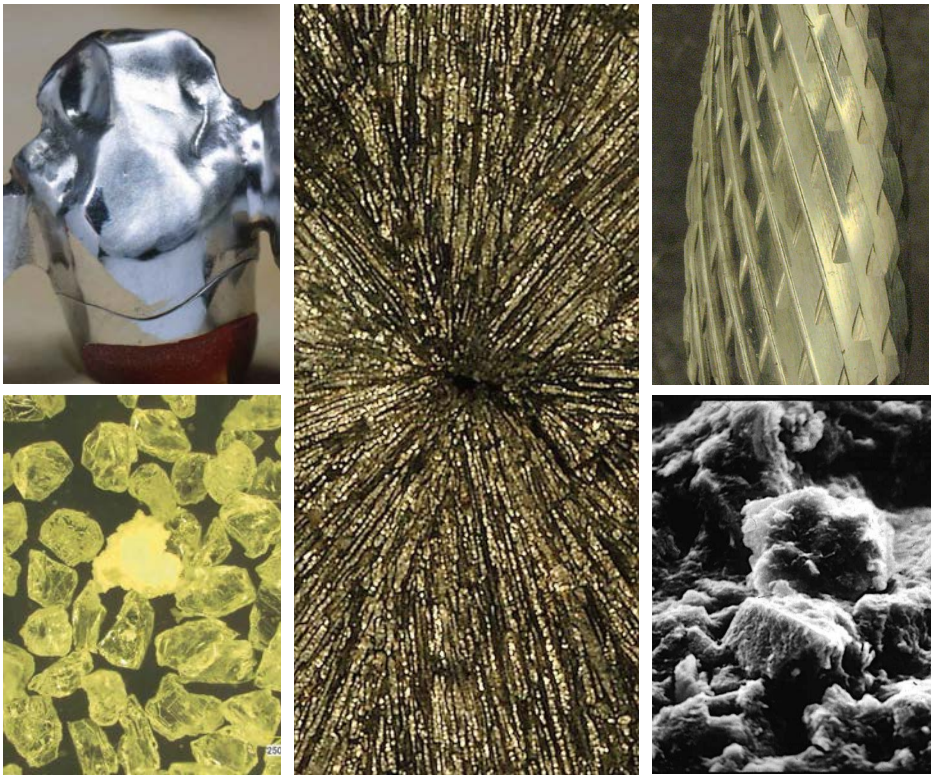
Roland Strietzel

Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien 2



Verlag Neuer Merkur

Roland Strietzel

Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien

Band 2: Spezieller Teil

Verlag Neuer Merkur GmbH

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. Fügetechniken
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.

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

6. Abformwerkstoffe 27
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

6.2.2	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

7. Modellwerkstoffe 63

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	Dimensionstreue	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

8.	**Modellierwerkstoffe**	91
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

8.2	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

9.	Einbettmassen	119
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	159
	– Verwendung von Muffelvlies	160
9.4.4.2	Ringlose Muffeln	160
9.4.4.3	Positionieren der Modellation in der Muffel	161
	– Wärmezentrum der Muffel	161
9.4.4.4	Einfüllen der Einbettmasse in die Muffel	163
9.4.5	Abbindevorgang	164
9.4.6	Vorwärmen der Muffel	164

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

10. Oberflächenbearbeitung		189
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. Doublerwerkstoffe 223
11.1 Verwendung von Doublierwerkstoffen 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 Doublierwerkstoffe 230
11.3.1 Reversible Doubliermassen 230
11.3.1.1 Bestandteile von Agar-Agar-Dubliermassen 230
11.3.1.2 Verarbeitung von Agar-Agar-Dubliermassen 231
11.3.2 Irreversible Dubliermassen 232
11.3.2.1 Bestandteile von A-Silikon-Dubliermassen 232
11.3.2.2 Verarbeitung von A-Silikon-Dubliermassen 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

12.3.3	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	Galliulegierungen	295
12.5.2.10	Kupfer-Aluminium-Bronzen	295
12.6	Verarbeitung von Dentallegierungen	296
12.6.1	Gerüstgestaltung	297
12.6.2	Gerüstherstellung	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

	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

13. Keramische Werkstoffe 335

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“-Gerüstes	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)	393
	– Pulver- und Pastengrundmassen	393
	III) Bonder	394
	IV) Liner	395
	V) Dentin- und Schneidemassen	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	411
	– 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

14. Kunststoffe 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	Photoinitatoren	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 Siedeblasen	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

15. Fügetechniken 525
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

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	Schweißeignung 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

16. Befestigungswerkstoffe 601

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	Glasionomerzement	612
16.3.8	Verbund zu den zahntechnischen Werkstoffen	614
16.4	Adhäsive Befestigungssysteme	615
16.4.1	Verbund zur Zahnhartsubstanz	615

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

17. Implantate 623
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 630
– Titanunverträglichkeit 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 635
– Zahnhalteapparat (Parodontium) 635
– Osseointegration 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 Planungssschablone 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 implantatgetragenem Zahnersatz 652
17.6.1 Bildung eines galvanischen Elements zwischen Implantat und Abutment 653
Literatur 656

18. Füllungswerkstoffe 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 Glasionomerzemente 677
18.4.3.2 Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente 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

19. Sonstige Materialien 693
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 Grafittiegel und Glaskohlenstofftiegel 712
19.5.3 Tiegeleinsätze 714
19.6 Flussmittel und Schmelzpulver 715
Literatur 716

20. MDR, Normen und SI-Einheiten 717
20.1 Medizinprodukterichtlinie (MDD) und Medizinprodukteverordnung (MDR) 719
20.1.1 Medizinproduketrichtlinie (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

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

21. Erweiterter Index 779

Danksagung 807

6

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 aufgenommene 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

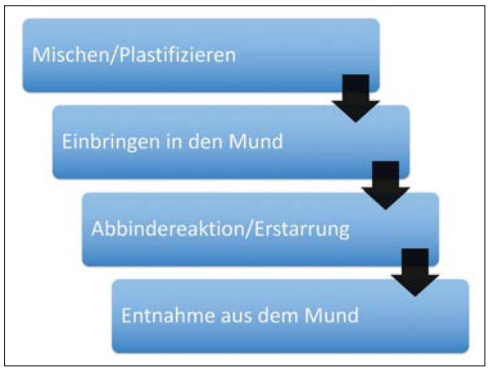


Abb. 6.2 Schematische Darstellung des Arbeitsablaufs bei einer Abformung

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 kan (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

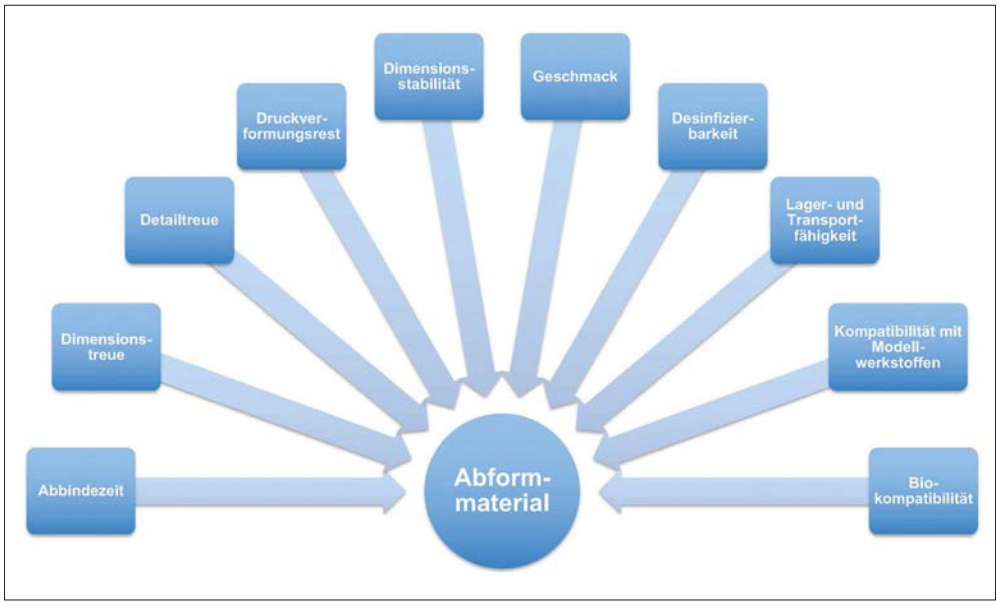


Abb. 6.4 Anforderungen an Abformmaterialien

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 µm wiederzugeben sind. Dagegen benötigt die Darstellung von Weichgewebe eine geringere Detailtreue von etwa 50 µm.

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 unbeschliffenen Zähne. Trotz des vorhandenen 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

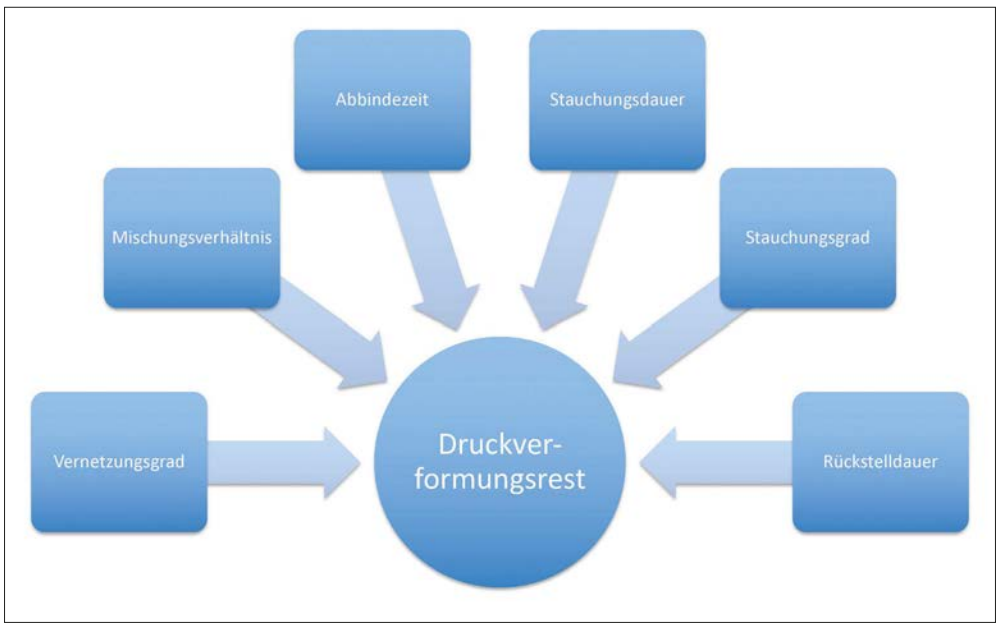


Abb. 6.5 Schematische Darstellung der Einflussfaktoren auf den Druckverformungsrest bei elastischen Abformmaterialien (s. Kap. 2)

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. Alginatabdrücke 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 Umgebungsfeuchtigkeit 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 Abbindeschrumpfung 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 Abbindeschrumpfung 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 irreversibel-starr, reversibel-starr, reversibel-elastisch und irreversibel-elastisch folgt in etwa der historischen Reihenfolge ihrer Einführung

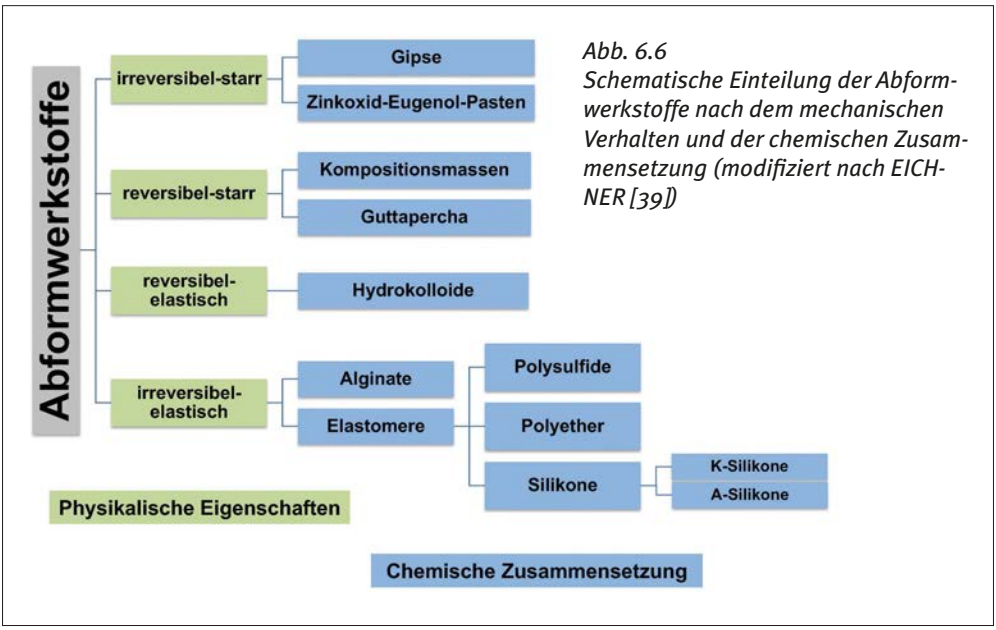


Abb. 6.6 Schematische Einteilung der Abformwerkstoffe nach dem mechanischen Verhalten und der chemischen Zusammensetzung (modifiziert nach EICHNER [39])

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 zusammengesetzt 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 β-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 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 organischen 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 Ostindien [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-

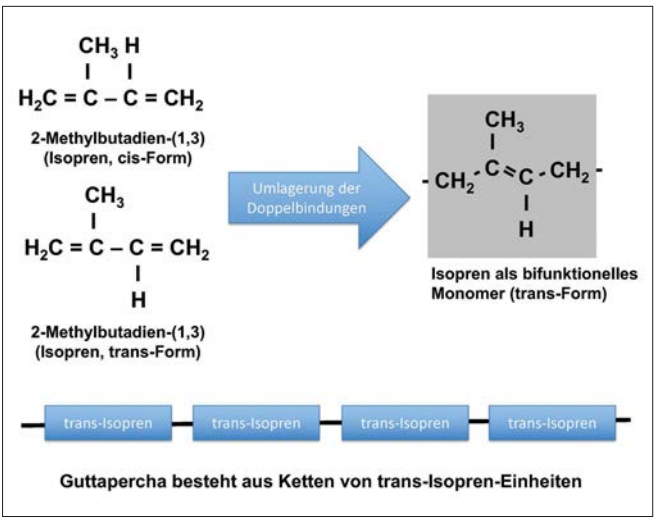


Abb. 6.7
Schematische Darstellung der Herstellung von Guttapercha. Guttapercha ist aus Isopren-Einheiten zusammengesetzt, die aus Isomeren (unterschiedliche stereochemische Strukturen) bestehen, in diesem Fall die trans-Form.

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-Polymers 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 %).
- Glyzerin 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 Alginate 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 Abbindereaktion ist nicht reversibel (= irreversibel). Das Material ist nach dem Abbinden elastisch verformbar.

Alginate

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

Der Ausgangsstoff für Alginate (Alginsäure) ist ein Polysaccharid und wird aus Braunalgenarten extrahiert. Alginsäure besteht aus Polysacchariden mit 750 bis 1.000 Disaccharidmolekülen (D-Mannuronsäure, L-Guluronsäure). Alginate 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 Alginate 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 Gummibecher 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 Abformung 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 Abbindeschrumpfung zu vermindern (Dimensionstreue).
- Farb- und Geschmacksstoffe.

Wird das Alginatpulver mit Wasser vermischt, dissoziieren Alginate 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

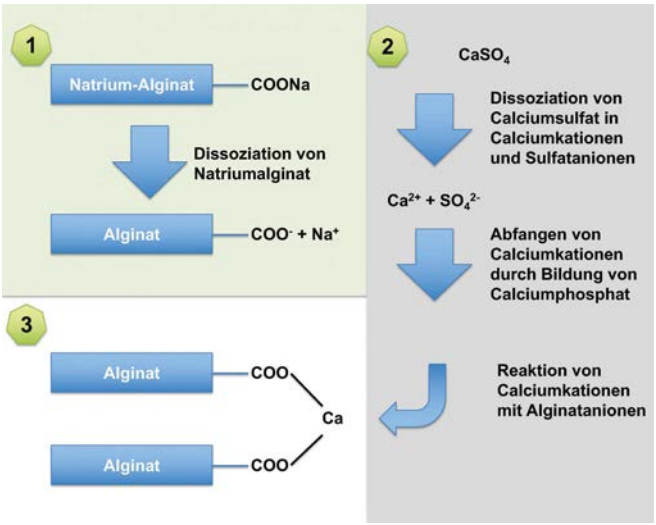


Abb. 6.8 Schematische Darstellung der Abbindereaktion von Natriumalginat. Beim Vermischen des Pulvers mit Wasser dissoziiert das Natriumalginat in Alginatanionen und Natriumkationen (1). Calciumsulfat dissoziiert in Calciumkationen und Sulfatanionen. Calciumkationen werden durch Zugabe von Natriumphosphat 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 irreversibelelastisch. Zu den Elastomeren zählen Polysulfide, 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 Ethendichlorid. Für die Abformung werden zwei Pasten vermischt.

Zusammensetzung von Polysulfid-Abformmassen:

Basispaste
- Polysulfidkautschuk (80 %)
- Zinkoxid (5 %) als Füllstoff
- Calciumsulfat (15 %) als Füllstoff

Reaktionspaste
- Bleidioxid (80 %) als Katalysator
- Schwefel (4 %) zur Kettenbildung und Vernetzung
- Rizinusöl oder Paraffinöl (16 %) als Weichmacher

Bei der Abbindereaktion der Polysulfidabformmassen handelt es sich um eine durch Bleidioxid katalysierte Kondensationsreaktion, es kommt zur Kettenbildung und Vernetzung der Polymerstränge durch Schwefelbrücken. Polysulfidabformmassen weisen eine vergleichsweise hohe Abbindekontraktion und ein geringeres Rückstellvermögen auf. Zudem verdunstet das frei werdende Kondensat Wasser bei der Lagerung, sodass es zu einer Schrumpfung kommt (in 24 h bis 1 linear-%). Zur Rückstellung sollte die Abformung nach der Entnahme aus dem Mund vor der Modellherstellung mindestens 30 min ruhen, danach jedoch innerhalb von 1–2 h mit Gips ausgegossen werden [47, 48].

Polyether

Polyethermassen sind für einphasige und einzeitig-zweiphasige (= Doppelmischabformung) Abformtechniken geeignet. Sie werden für Präparations-, Sammel-, Implantat- und Funktionsabformungen eingesetzt.

Klassischerweise werden Polyether durch Polykondensationsreaktionen von zwei- oder mehrwertigen Alkoholen (s. Kap. 3 und 14) gebildet. Sie können aber auch durch Polyadditionsreaktionen mit Ethenoxid und Tetrahydrofuran synthetisiert werden. Die Polyethermoleküle werden vom Hersteller noch weiterverarbeitet, indem sie mit Crotonsäure (eine Butensäure) Ester bilden und mit bifunktionellen Gruppen, wie Aziridinogruppen, synthetisiert werden. Diese Etherpolymere sind Hauptbestandteil der Basispaste [49]. Zur Abformung werden zwei Pasten vermischt [39, 47, 48].

Zusammensetzung von Polyether-Abformmassen:

Basispaste
- Etherpolymere (ca. 60 %)
- Siliziumdioxid (ca. 40 %) als Füllstoff
- Weichmacher, Farbstoffe

Reaktionspaste
- Sulfonsäureester (ca. 20 %) als Katalysator, zum Beispiel Benzolsulfonsäureester
- Weichmacher (ca. 65 %), zum Beispiel Dioctylphtaleat
- Siliziumdioxid als Füllstoff
- Farbstoffe

Nach der Vermischung von Basis- und Reaktionspaste beginnt die Polyadditionsreaktion. Der Katalysator (Benzol-) Sulfonsäureester zerfällt in ein (Benzol-) Sulfonsäureanion und ein organisches Kation. Das organische Kation (R^+ in Abb. 6.9) greift eine ringförmige Aziridinogruppe an. Dadurch wird der Ring geöffnet und das organische Kation wird um ein Polyethermolekül verlängert. Das vergrößerte organische Kation greift nun wieder die nächste Aziridinogruppe an.

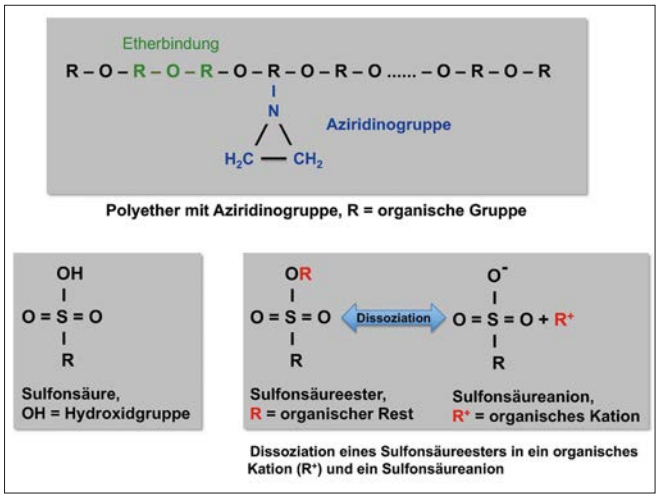


Abb. 6.9
Oben: Schematische Darstellung eines Polyethermoleküls mit einer zyklischen Aziridinogruppe. Links unten: Sulfonsäure mit Hydroxidgruppe. Rechts unten: Der Wasserstoff der Hydroxidgruppe wird durch einen organischen Rest ersetzt und es bildet sich ein Sulfonsäureester. Dieser dissoziiert in ein organisches Kation (R^+) und ein Sulfonsäureanion.

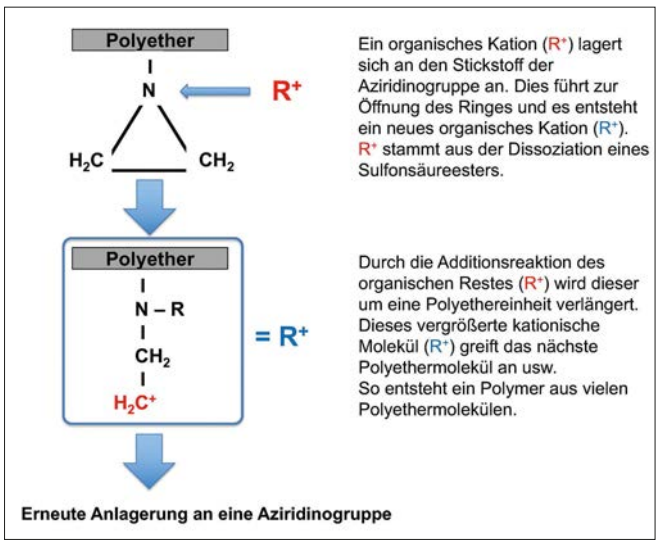


Abb. 6.10
Schematische Darstellung der Ringöffnungsreaktion der Aziridinogruppe durch organische Kationen, die aus der Dissoziation von Sulfonsäureestern stammen, und der Additionsreaktion

Es kommt zu einem Kettenwachstum. Die Bezeichnung „Polyether" ist bezüglich der Abbindereaktion etwas missverständlich. Das mit „Polyether" bezeichnete Molekül (Abb. 6.9 und 6.10) wird über die geöffneten Aziridinogruppen miteinander verknüpft. Die Abbindereaktion entspricht daher mehr einem Vernetzen der Polyethermoleküle. Vorteilhaft an der beschriebenen Ringöffnungsreaktion ist, dass eine Volumenzunahme erzwungen wird, die einer Polymerisationsschrumpfung entgegenwirkt.

Polyether weisen eine hohe Detailtreue, Dimensionsstabilität, Elastizität, ein hohes Rückstellvermögen und eine sehr geringe Abbindekontraktion auf. Polyethermoleküle sind aufgrund der vielen Sauerstoffatome weniger hydrophob. Das ist vorteilhaft für ein Ausfließen der Abformmasse im feuchten Mundmilieu, sorgt aber auch für eine relativ hohe Haftung, was sich bei der Entnahme der Abformung aus dem Mund bemerkbar macht. Hier sind hohe initiale Abzugskräfte nötig. Polyetherabformungen soll-

ten nur kurzzeitig in wässriger Desinfektionslösung eingelegt werden, da sie durch Wasseraufnahme quellen können. Zur Rückstellung von Stauchungen sollten Abformungen erst nach 1–2 h mit Gips ausgegossen werden, die Lagerzeit beträgt mehrere Tage [47, 48].

Silikone

Silikone werden als Abformwerkstoffe in der Zahnheilkunde verwendet, sie sind für alle Abformtechniken geeignet. In der Zahntechnik werden sie zum Doublieren von Modellen und zur Fassung von Kunststoffzähnen bei der Fertigstellung von herausnehmbaren Prothesen verwendet. Man unterscheidet die Silikone aufgrund ihrer Abbindereaktion in kondensationsvernetzende (K)- und additionsvernetzende (A)-Silikone.

Silikone sind silizium-organische Polymere (= Polyorganosiloxane, Silikone). Das Grundgerüst bilden Silizium-Sauerstoff-Ketten. Die freien Valenzen des Siliziums werden durch organische Reste (Methylgruppen, Ethylgruppen) gesättigt. Silikone kommen in der Natur nicht vor, es sind synthetische Polymere [46].

Das vierwertige Silizium kann maximal in vier Richtungen über Sauerstoffatome oder Vinylgruppen mit anderen Siliziumatomen verbunden werden. Für eine Kettenbildung (s. Kap. 14) muss ein Wachstum in zwei Richtungen (linear) möglich sein.

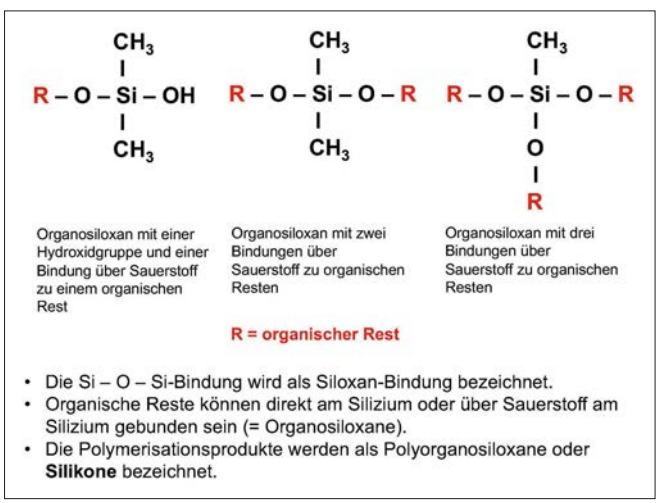


Abb. 6.11
Schematische Darstellung von Organosiloxanmolekülen: links ein Organosiloxan mit einer reaktiven Stelle (monofunktionell) und einer Hydroxidgruppe, in der Mitte ein Organosiloxan mit zwei reaktiven Stellen (bifunktionell), rechts ein Organosiloxan mit drei reaktiven Stellen (trifunktionell)

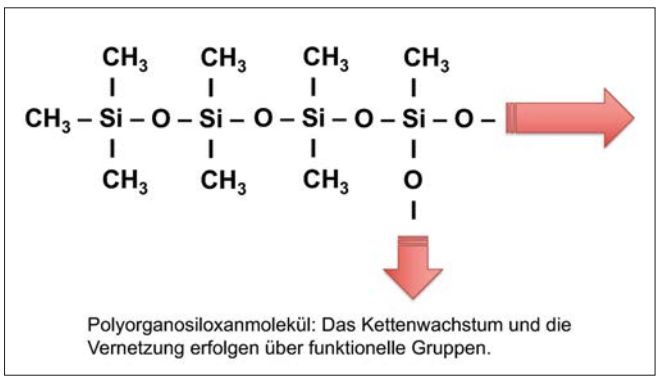


Abb. 6.12
Schematische Darstellung eines Polysiloxanmoleküls (Silikon). Organosiloxane mit einer reaktiven Stelle sitzen an den Kettenenden, Organosiloxane mit zwei reaktiven Stellen bilden Ketten, Organosiloxane mit drei und vier reaktiven Stellen wirken als Vernetzer.

Dafür benötigt man Bausteine (= Monomere), die bifunktionell sind, also zwei funktionelle Gruppen besitzen. Mit trifunktionellen und tetrafunktionellen Monomeren kommt es zu einer Vernetzung, indem verschiedene Ketten miteinander verbunden werden. Über die zugegebene Menge an tri- und tetrafunktionellen Monomeren kann der Grad der Vernetzung bestimmt werden. Die Länge der Ketten und der Grad der Vernetzung bestimmen die physikalischen Eigenschaften, wie niedrig- bis hochviskos oder fest. Silikone sind temperaturbeständig (von -50 °C bis +250 °C) und aufgrund der vielen organischen Gruppen hydrophob [46].

Kondensationsvernetzende Silikone

Die Abformmasse wird in zwei Pasten geliefert, die vor der Abformung vermischt werden. Bei der Abbindereaktion kondensieren in Anwesenheit des Katalysators die Hydroxidgruppen der Polysiloxane und die Ethylgruppen der Alkoxysilane unter Abspaltung von Alkohol. Dadurch werden die Moleküle vernetzt.

Zusammensetzung von K-Silikonabformmassen [39, 47, 48]:

Basispaste

- Polysiloxane (Polydimethylsiloxan) (20–90 %) mit endständigen Hydroxidgruppen, die Kettenlänge beeinflusst die Konsistenz und die Polymerisationsschrumpfung
- Füllstoffe (10–80 %), mit denen die Konsistenz eingestellt wird, Kieselgur (Diatomeenerde), Titandioxid
- Paraffinöl (5–30 %) als Weichmacher
- Farbstoffe

Reaktionspaste

- tetrafunktionelle Alkoxysilane (Tetraethylsilikat) als Vernetzer, die Menge beeinflusst den Vernetzungsgrad
- als Katalysator Zinkoctoat oder Dibutylzinndilaurat
- Füllstoffe, Farbstoffe

K-Silikone weisen eine hohe Detailtreue, Elastizität und ein sehr hohes Rückstellvermögen auf. Aufgrund der organischen Gruppen sind sie jedoch stark hydrophob, das heißt, sie fließen auf feuchten

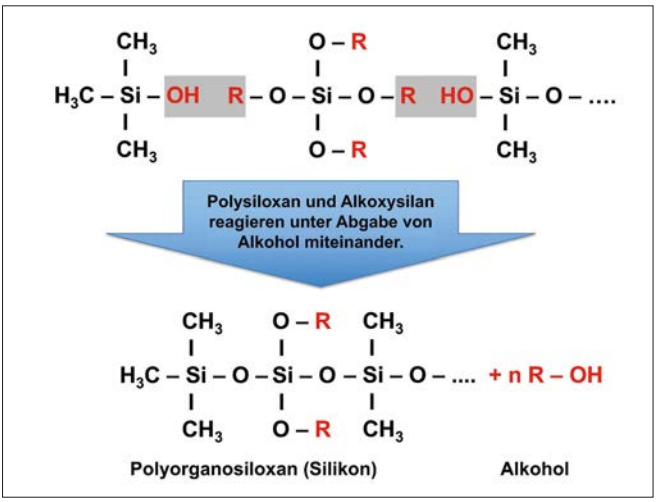


Abb. 6.13 Schematische Darstellung der Kondensationsreaktion von Silikonen

Oberflächen weniger gut aus. Eine Trockenlegung der abzuformenden Bereiche ist deshalb anzustreben. Aufgrund der thermischen Kontraktion nach der Entnahme aus dem Mund und durch das Verdunsten des Kondensats Alkohol kommt es zu einer Schrumpfung des Materials. Je nach Konsistenz kann die Masse in 24 h bis zu 0,7 linear-% schrumpfen, deshalb sollten die Abformungen nach der Desinfektion innerhalb einer Stunde mit Gips ausgegossen werden [46].

Additionsvernetzende Silikone

Chemisch gesehen sind A-Silikone den K-Silikonen ähnlich. Sie unterscheiden sich jedoch durch die funktionellen Gruppen. Die beiden unterschiedlichen Polysiloxanmoleküle in den Pasten enthalten entweder endständige Vinyl-Gruppen oder direkt an das Silizium gebundene Wasserstoffatome. Vinyl-Gruppen sind Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen. Die Abformmasse wird in zwei Pasten geliefert, die vor der Abformung vermischt werden. Bei der Abbindereaktion kommt es in Anwesenheit des Platinkatalysators durch Umlagerung von chemischen Bindungen und Wasserstoffatomen zur Bildung von Ethylbrücken. Dadurch werden die Moleküle vernetzt.

Zusammensetzung von A-Silikonabformmassen [39, 47, 48]:

Basispaste

- Vinylpolysiloxan (Polydimethylsiloxan mit endständigen Vinylgruppen)
- als Katalysator organische Platinverbindungen (Hexachlorplatinsäure)
- Füllstoffe (10–80 %), mit denen die Konsistenz eingestellt wird
- Farbstoffe

Reaktionspaste

- Organohydrogenpolysiloxan (Siloxane mit Wasserstoff direkt am Silizium)
- Vinylpolysiloxan
- Füllstoffe, Farbstoffe

A-Silikone weisen eine hohe Detailtreue, eine sehr hohe Dimensionsstabilität, eine hohe Elastizität und ein hohes Rückstellvermögen auf. Aufgrund der vielen organischen Gruppen sind sie stark hydro-

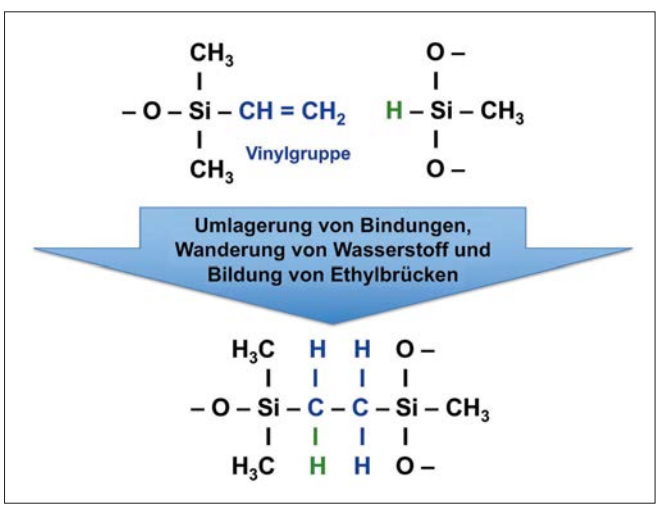


Abb. 6.14 Schematische Darstellung der Additionsreaktion von Silikonen

phob, das heißt, sie fließen auf feuchten Oberflächen weniger gut aus. Eine Trockenlegung der abzuformenden Bereiche ist deshalb anzustreben. Durch die Zugabe von Tensiden kann die Hydrophobie etwas verringert werden. Tensidmoleküle besitzen ein hydrophiles und ein hydrophobes Ende (s. Kap. 19) [50]. Während der Abbindereaktion sammeln sie sich an der Oberfläche des Materials und sollen die Oberflächenspannung verringern. Die Schrumpfung der A-Silikone bei der Polymerisation und während der Lagerung ist sehr gering, sie beträgt weniger als 0,05 linear-% [47, 48]. Die Abformungen können durch Lagerung für 10–15 min in Desinfektionslösung desinfiziert und bis zur Modellherstellung mehrere Tage aufbewahrt werden.

6.2 Digitales Abformen mit Scannern

Für das digitale Abformen mit Scannern gibt es unterschiedliche technische Verfahren. Es können mechanische, optische oder bildgebende Verfahren eingesetzt werden. Diese Verfahren waren schon lange bekannt [22], konnten aber aus technischen Gründen nicht immer umgesetzt werden. Um die Jahrtausendwende waren die Rechnerleistung zu langsam und das Speichervolumen zu teuer, sodass sich die CAD/CAM-Systeme im Dentalbereich erst allmählich durchsetzten.

CAD/CAM-Verfahren ermöglichen einen hohen Automatisationsgrad und sind in der Lage, die meisten zahntechnischen Restaurationsarten herzustellen [51, 52]. Sie benötigen unabhängig vom späteren Produktionsverfahren (s. Kap. 5 Fertigungsverfahren) eine virtuelle/digitale Darstellung der oralen Situation des Patienten. Diese muss daher in die digitale Welt überführt werden [53]. Für das Scannen, das „digitale Abformen", gibt es verschiedene Möglichkeiten (Abb. 6.15).

Unabhängig davon, ob analog oder digital abgeformt wird, sind die zahnmedizinischen Anforderungen identisch. Die Qualität der Abformung von Zähnen und Kieferbereichen muss der geplanten Restauration genügen. Das Ergebnis einer digitalen Abformung ist ein dreidimensionaler Datensatz, die virtuelle Ab-

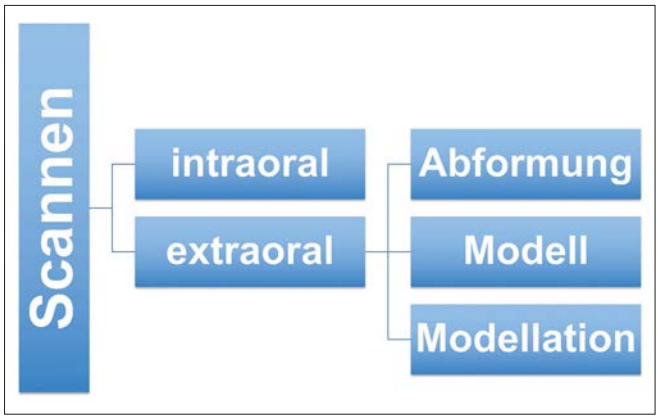


Abb. 6.15
Das Scannen der oralen Situation kann sowohl intra- als auch extraoral erfolgen. Extraoral können Abformungen, Modelle oder Modellationen gescannt werden.

formung. Diese muss alle Informationen mit derselben Präzision enthalten wie eine analoge Abformung. Der Scanner muss daher über eine ausreichend hohe Auflösung verfügen [53]. Für sehr präzise Messungen ist auch eine konstante Temperatur nötig. Dies gilt sowohl für die Umgebung als auch für den Scanner selbst. Im µm-Bereich kommt es bei unterschiedlichen Temperaturen zu merklichen Volumenänderungen. Der Scanner selbst sollte vor einer Messung „warmgelaufen" sein, um präzise und reproduzierbare Ergebnisse zu liefern. Das Ergebnis des Scanvorgangs wird am Bildschirm als Modell gezeigt, welches virtuell als dreidimensionale Darstellung drehbar ist und dabei auf Vollständigkeit geprüft werden kann. Anders als eine analoge Abformung ist eine Abbildung auf einem Bildschirm nicht drei-, sondern zweidimensional. Der Anwender muss daher ein gutes räumliches Vorstellungsvermögen besitzen und mit der Softwarenutzung vertraut sein, um mit den virtuellen Darstellungen arbeiten zu können. Sind Areale nicht oder unzureichend abgebildet, kann entweder noch einmal gescannt oder, was etwas eleganter ist, nachgescannt werden. Hier wird entweder manuell gescannt (intraoral) oder die gewünschte Ansicht angefahren und gescannt (extraoral). Das neue oder die neuen zusätzlichen Scanbilder werden in die Darstellung eingearbeitet. Das Übereinanderlegen und Ausrichten von Bildern wird als „Matchen" bezeichnet.

Der Datensatz muss kompatibel mit der CAD- und CAM-Software sein, da er hiermit be- und verarbeitet werden soll. Eine analoge Situation kennt man aus dem täglichen Leben. Ein geschriebener Text soll aus einem Textverarbeitungssystem an einen Drucker gegeben werden. Das setzt voraus, dass der Drucker das von der Textverarbeitung herausgegebene Dateiformat lesen kann. Hier ist eine Standardisierung sinnvoll.

Bei CAD/CAM-Systemen gibt es hier zum Teil gewollte Einschränkungen. Man spricht von geschlossenen oder offenen Systemen. Bei geschlossenen Systemen werden eigene oder kodierte Formate von den Herstellern verwendet, um sicherzustellen, dass der Anwender in der firmeneigenen Systemkette bleibt. Für den Anwender hat dies den Vorteil, dass alles aus einer Hand kommt und er bei Problemen nur einen Ansprechpartner hat. Nachteilig ist, dass er zu Angeboten von anderen Produzenten, zum Beispiel speziellen Materialien, anderen Lieferzeiten und/oder Preisen, nicht wechseln kann. In einem vollständig offenen System kann der Anwender alle Komponenten frei erwerben und miteinander kombinieren. Nachteilig ist, dass er hier eine sehr hohe Sachkompetenz besitzen muss und bei Problemen eventuell mehrere Ansprechpartner hat. Bereits das vom Scanner ausgegebene Dateiformat entscheidet darüber, ob man in einem geschlossenen oder offenen System arbeitet. Bei den CAD/CAM-Systemen in der Dentaltechnik hat sich das stl-Format durchgesetzt (stl für Standard Triangulation Language, s. Kap. 5).

6.2.1 Intraorales Scannen

Beim intraoralen Scannen werden optische Verfahren angewandt. Der Behandler fährt berührungslos mit einem Hand-

stück die Zähne und Kieferbereiche ab [54–56].

Im Handstück befinden sich je nach Hersteller unterschiedliche Lichtquellen (Weißlicht, Blaulicht, Laser) mit Sensoren und/oder Kameras. Vor der Abformung müssen präparierte Zähne gesäubert, trockengelegt und die Präparationsgrenzen durch das Legen von Retraktionsfäden gut einsehbar gemacht werden. Bei einigen Scannern wird vor dem Scanvorgang ein spezielles feines Pulver (Puder) auf Zähne und Gingiva aufgetragen, um konstante Reflexionen zu erhalten oder um Messpunkte zu setzen [57, 58]. Moderne Scanner kompensieren störende Reflexionen geräteseitig, sodass die Verwendung von Scanpulvern nicht mehr nötig ist [59].

6.2.1.1 Parameter, die bei Intraoralscannern zu beachten sind

Desinfizierbarkeit, Sterilisierbarkeit: Da der Scanner mit Patienten in Kontakt kommt, muss er desinfizierbar sein. Über das Handstück mit der Messoptik werden austauschbare Hüllen geschoben, die sterilisierbar sind.

Größe des Handstücks: Aufgrund der technischen Möglichkeiten der Miniaturisierung von Lichtquellen und Optik können Handstücke mittlerweile sehr schmal und mit einem geringen Gewicht gestaltet werden. Dies vereinfacht die Führung über alle Kieferbereiche, ohne den Patienten zu sehr zu belasten.

Dauer des Scanvorgangs: Der eigentliche Scanvorgang eines ganzen Kiefers dauert etwa eine Minute. Die digitale Abformung wird auf dem Bildschirm des Scanners vergrößert als virtuelles Modell dargestellt. So kann die Abformung auf Vollständigkeit überprüft und eine Präparation eventuell korrigiert werden, bevor der Datensatz gespeichert und elektronisch an ein Labor geschickt wird.

Genauigkeit: Die Genauigkeit digitaler intraoraler Abformungen entspricht mittlerweile der von analogen Abformungen mit Elastomeren (Polyether, Silikone) und Hydrokolloiden. Für die Abformung ganzer Kiefer scheinen analoge Abformungen mit Polyethermassen genauer zu sein als digitale [60]. Manche Autoren sehen die digitale Abformung noch verbesserungsfähig im Vergleich zur konventionellen [61, 62]. In einigen Untersuchungen wurden, im Vergleich zu konventionell hergestellten Kronen, geringere Randspalten bei Kronen ermittelt, die mittels einer optischen Abformung produziert wurden. Stark gekippte oder sich überlappende Zähne und tief im Sulkus verlaufende Präparationsgrenzen erschweren eine genaue Abformung [59, 63].

Einsatzmöglichkeiten: Es können ganze Kiefer, Kieferabschnitte und die Okklusion erfasst werden. Aus den Scandaten werden auf einem Bildschirm virtuelle, drehbare Abbildungen der gescannten Kiefer, auch in virtuellen Artikulatoren, berechnet und dargestellt.

Inlays, Kronen und Brücken werden via CAD/CAM-Technik produziert. Sollen Gerüste verblendet werden, müssen aus dem Datensatz auch Modelle via CAD/CAM-Verfahren hergestellt und diese im Artikulator fixiert werden (labside) [64]. Inlays können auch in der Zahnarztpraxis direkt gefräst werden (chairside).

In der Implantologie besteht die Möglichkeit, die gescannte Kiefersituation mit

Daten einer Digitalen Volumentomographie (DVT) zusammenzuführen und zur Herstellung einer präzisen Bohrschablone zu verwenden. Dafür wird eine spezielle Software benötigt. Auch die Suprakonstruktion kann vorab geplant und die Planung eventuell korrigiert werden [65].

In der Kieferorthopädie werden digitale Abformungen für die Alignerbehandlung (Aligner, techn. Justiergerät) benötigt. Dabei korrigiert man leichte Zahnfehlstellungen mit einer Serie von Schienen aus klarem Kunststoff. Die erwünschte Bewegung der Zähne wird am virtuellen Modell berechnet und schrittweise durch das Tragen von immer neu hergestellten Schienen umgesetzt [66].

Kosten gegenüber analogen Verfahren: Bei einem Vergleich der Kosten von digitalen intraoralen gegenüber analogen Abformungen muss die gesamte Prozesskette betrachtet werden. Dabei müssen die Kosten für Anschaffung und Betrieb des Intraoralscanners und die Zeiten für die Vorbereitung, Durchführung und Nachbereitung des Scanvorgangs einbezogen werden. Auch die Arbeitsmodelle müssen via CAD/CAM-Verfahren hergestellt werden. Dies ist derzeit noch deutlich teurer als eine analoge Abformung, nach der ein Modell aus Gips hergestellt wird. Im Vergleich zu den gesamten Kosten einer Restauration fällt dagegen die Einsparung der Kosten für Löffel und Abformmaterial kaum ins Gewicht [67].

6.2.2 Extraorales Scannen

Beim extraoralen Scannen werden mechanische (s. u.) und optische Verfahren angewendet. Optische extraorale Scanner bestehen aus einem Gehäuse mit einem geschlossenen Scanbereich. In diesem befinden sich der Modellhalter und, je nach Hersteller und Baureihe, unterschiedliche Lichtquellen und eine unterschiedliche Anzahl von Kameras. Der Scanvorgang läuft automatisch ab, wobei die Scannersoftware die verschiedenen Achsen des Systems ansteuert. Ein Scanvorgang dauert für einen ganzen Kiefer etwa 30 Sekunden, für einen Einzelstumpf etwa 20 Sekunden. Die erfassten Daten werden durch die Software aufbereitet und in ein maschinenlesbares Format umgewandelt. Es ergeben sich prinzipiell drei Möglichkeiten des Einstiegs in das digitale Verfahren:

Scannen der Abformung [68]: Das Scannen der Abformung ist technisch möglich und wird von einigen Herstellern auch angeboten. Die Abformung muss sauber und trocken sein, um störende Reflexionen zu vermeiden. Bei sehr tiefen Bereichen einer Abformung kann das Licht oder der Laserstrahl nur unzureichend eindringen und es kann zu Abschattungen kommen. Bei dunkelfarbigen Abformmaterialien wird dieser Effekt noch verstärkt, da das Licht stark absorbiert wird. Deshalb sollte man geeignete (scanbare) Elastomere verwenden. Das vom Zahntechniker benötigte Modell kann nun mit dem Datensatz des Scans durch CAD/CAM-Verfahren hergestellt werden.

Scannen des Modells [69, 70]: Stand der Technik ist derzeit (2020), dass nach einer analogen Abformung ein konventionelles (Gips-) Modell hergestellt wird, welches dann gescannt wird. Die beim intraoralen Scannen beschriebenen Probleme bei schwierigen oralen Situationen

Abb. 6.16 Beispiele kommerzieller Scanner

bestehen beim extraoralen Scannen am Modell ebenfalls, können aber deutlicher erkannt werden. Durch die vollständige Zugänglichkeit des Modells kann eine entsprechende Scan-Strategie angewendet werden. Stark untersichgehende Bereiche sollten jedoch ausgeblockt werden. Dies kann zwar prinzipiell auch bei der digitalen Modellation im CAD-Programm geschehen, ist dort aber meist langwieriger.

Scannen der Modellation [71, 72]: Auf einem konventionell hergestellten Modell wird eine Restauration, meist ein Kronen- oder Brückengerüst, in Wachs oder Kunststoff modelliert. Die Modellation wird gescannt und via CAD/CAM-Verfahren in eine Vollkrone oder ein Gerüst umgesetzt, welches mit Keramik verblendet wird. Der Firma Degussa gelang mit dem Cercon-System, einer Kopierfräse zusammen mit dem Werkstoff „Zirkon", eine breite Einführung von CAD/CAM-Systemen im zahntechnischen Bereich [73, 74]. Bei einer Kopierfräse ist eine bewegliche Sonde, mit der die Modellation abgetastet wird, direkt mechanisch mit einem Fräsgerät gekoppelt [71, 72].

Der extraorale Scanner muss, um einwandfrei zu funktionieren, staub- und erschütterungsfrei aufgestellt werden. Durch Staub kann es zur Verschmutzung der Optik und zu einer Beeinträchtigung der feinmechanischen Antriebe des Scanners kommen. Daher ist eine Trennung des Scanners von Bereichen im Labor, in denen Stäube entstehen, zwingend notwendig. Erschütterungen oder Vibrationen während des Scanvorgangs machen eine präzise Messung unmöglich. Um eine Genauigkeit im µm-Bereich zu erreichen, muss der Scanner auf einer stabilen, vibrationsfreien Unterlage stehen.

6.2.3 Technische Verfahren des Scannens

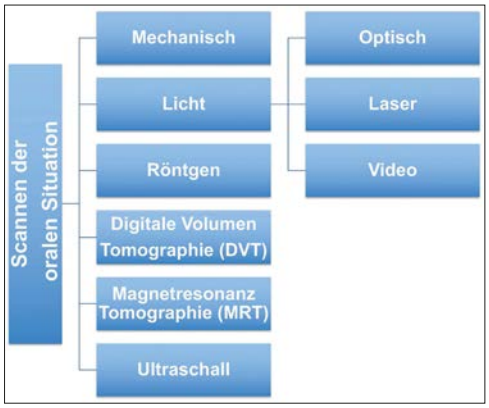


Abb. 6.17 Verschiedene Verfahren des Scannens: mechanisches Abtasten mit Sonden oder berührungslos mit Lichtstrahlen. Bildgebende Verfahren dienen gegebenenfalls der Ergänzung von Oberflächenscans.

6.2.3.1 Mechanische Verfahren

Das mechanische Abtasten wird extraoral bei Modellen eingesetzt. Bei der mechanischen Erfassung der geometrischen Umrisse wird ein Modell, das auf einem Sockel fixiert ist, mit einer Sonde umfahren, die an beweglichen Hebelarmen befestigt ist [75]. Damit es dabei nicht zu einem Abrieb des Modellwerkstoffes kommt, muss dieser abriebfest sein. Die Oberflächen werden dabei nach einer speziellen Strategie manuell oder automatisch abgetastet. Die Koordinaten der Messpunkte werden über die Messung der Winkeländerungen der Hebelarme zu ihrer festen Halterung berechnet. Die Genauigkeit der Abtastung hängt vom Durchmesser des kugelförmigen Endes der Sonde, der Anzahl der erfassten Messpunkte, der Länge der Hebelarme und der Software zur Digitalisierung ab [75]. Beim taktilen Scannen wird eine hohe Präzision erreicht. Die Genauigkeit der Datenerfassung wird durch störende Lichtreflexionen auf Metalloberflächen nicht negativ beeinflusst. Deshalb wurde die Technik entwickelt, um Implantatmodelle mit Implantataufbauten (Abutments) und Meistermodelle mit Primärkronen oder Geschieben mechanisch zu scannen, wobei die Herstellung von Supra- und Sekundärkonstruktionen via CAD/CAM-Verfahren erfolgt. Es besteht die Möglichkeit, taktile und optische Scans des gleichen Modells per Software am Bildschirm zusammenzuführen, um die Vorteile beider Methoden zu nutzen.

Abb. 6.18 Manuelle mechanische Abtastvorrichtung des DentiCAD-Systems (Fa. BEGO, 1995)

6.2.3.2 Optische Verfahren

Optische Verfahren zum berührungslosen Scannen werden extra- und intraoral eingesetzt. Die optische Datenerfassung kann mit **weißem Licht, blauem Licht** oder **Laserlicht** erfolgen. Zur Aufnahme der Reflexionen werden CCD-Sensoren und/oder Videokameras eingesetzt. Das

Licht kann punktförmig, streifenförmig oder flächig auf die zu vermessende Oberfläche projiziert werden.

Bei der optischen Abtastung der Oberflächen ist zu beachten, dass das zu scannende Material auftreffendes Licht möglichst gering absorbiert, sondern konstant reflektiert. Deshalb sollten weiße oder pastellfarbene Modellwerkstoffe verwendet werden, da dunkle Farben zu viel Licht absorbieren. Dasselbe gilt für Kunststoffe oder Gipse mit Kunststoffzusätzen, da diese ebenfalls Licht absorbieren. Damit wäre die Maßhaltigkeit nicht mehr gegeben [76]. Das Graycode-Verfahren (s. u.) kann nur bei weißen Modellwerkstoffen angewandt werden.

Prinzipiell können die optischen Scanner nur das Scannen, was sie „sehen", Unterschnitte erfassen sie nicht. Daher dreht oder kippt man die Scanner oder die Objekte, um aus verschiedenen Winkeln messen zu können (Abb. 6.19).

Je mehr Messungen man durchführt, desto länger dauert der Scanvorgang. Die Scandauer setzt sich aus der Zeit, die man zum Anfahren der Messpunkte benötigt, der Messzeit pro Aufnahme und der Rechenzeit zusammen. Die errechneten Bilder werden virtuell übereinandergelegt (engl.: to match), um eine dreidimensionale Darstellung zu erhalten. Ein Bild wird aus vielen kleinen, zweidimensionalen Elementen gebildet, die man als Pixel (Kunstwort aus den englischen Worten picture und element, deutsch Bildelement) bezeichnet. Die Pixel haben eine Fläche und einen Grauwert. Je kleiner die Pixel sind, desto höher ist die Auflösung des Bildes, das heißt, es können feinere Strukturen abgebildet werden. Pixel sind jedem bekannt, der einmal ein digitales Bild vergrößert hat. Ab einer bestimmten Vergrößerung sind lauter kleine Quadrate sichtbar, dies sind die Pixel.

6.2.3.2.1 Triangulationsverfahren

Triangulationsverfahren (Dreiecksaufnahmen) [77, 78] können berührungslos mit Licht- oder Laserstrahlen durchgeführt werden und stellen das technische

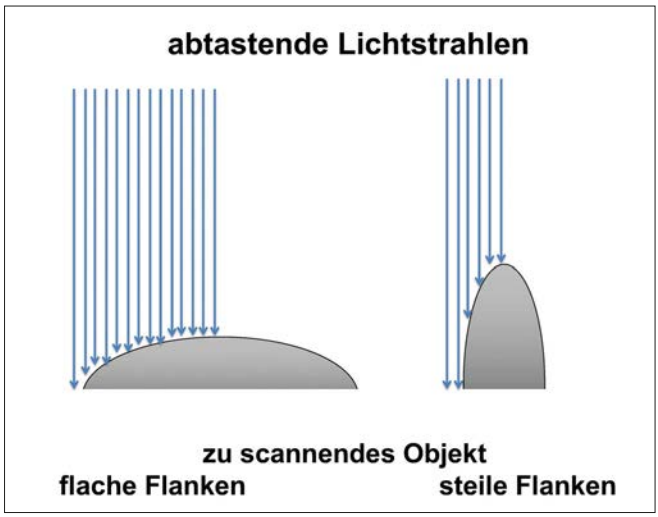


Abb. 6.19
Je steiler die gescannte Oberfläche eines Objektes ist, desto weniger Messpunkte stehen zur Verfügung, um die Steigung zu beschreiben. Dadurch wird die Vermessung weniger genau.

Grundprinzip dar. Sie werden beim extra- und intraoralen Scannen eingesetzt.

Eine Lichtquelle und ein Sensor werden in einem definierten Winkel (Triangulationswinkel α) zueinander positioniert. Die Lichtquelle bestrahlt durch einen Projektor die Oberfläche des zu scannenden Objekts. Dies kann punktförmig, als Streifenmuster [79] oder flächig erfolgen. Um den Vorgang an der nächsten Messposition zu wiederholen, kann entweder der Messkopf, bestehend aus Lichtquelle und Sensor, oder das Objekt bewegt werden. Die Reflexionen des Lichts werden durch den Sensor erfasst. Aus dem Unterschied der Reflexion zwischen den Aufnahmen aus unterschiedlichen Positionen wird der Oberflächenverlauf errechnet und zu einer dreidimensionalen Darstellung zusammengesetzt. Zum genauen Erfassen eines Objektes muss die Anzahl der Messpunkte ausreichend groß sein. Die Datensätze für einen gescannten Kieferbogen bestehen aus etwa 20 Millionen Messpunkten (Abb. 6.20).

Bei der **Photogrammetrie** werden die Objekte mit Videokameras aus mehreren Perspektiven aufgenommen. Die Einzelbilder werden virtuell übereinandergelegt, wodurch eine dreidimensionale Darstellung erzeugt wird.

Bei der **konfokalen Mikroskopie** verlaufen Lichtstrahl und Reflexion im gleichen Strahlengang. Ist der Abstand zum Objekt korrekt eingestellt, haben sie an der Oberfläche einen gemeinsamen Brennpunkt (konfokal). Das reflektierte Licht wird mit einem Spiegel abgelenkt und trifft durch eine feine Lochblende auf den Sensor. Beim Abtasten der Messpunkte werden deren Höhenunterschiede gemessen. Aus diesen Daten wird eine dreidimensionale Darstellung errechnet.

6.2.3.2.2 Signalverarbeitung

Durch die Anwendung verschiedener Verfahren zur optischen Signalverarbei-

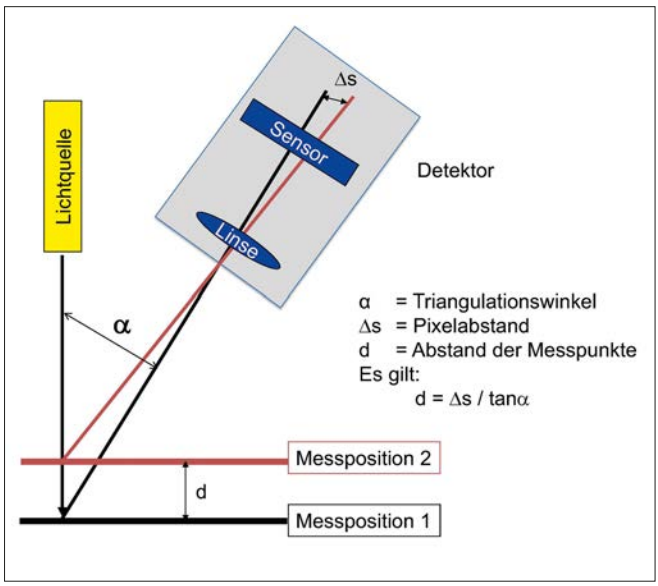


Abb. 6.20 Funktionsprinzip der Triangulation. Eine Lichtquelle und ein Sensor sind in einem definierten Winkel (Triangulationswinkel) zueinander angeordnet. Die Lichtquelle projiziert einen Punkt, eine Linie oder ein Muster auf die zu vermessende Oberfläche. Das reflektierte Licht wird durch den Sensor erfasst. Dann werden entweder der Messkopf oder das Objekt bewegt und der Vorgang an der nächsten Messposition wiederholt. Mit der obigen Formel lässt sich der Abstand d berechnen. Dieser Abstand entspricht einer Höhendifferenz.

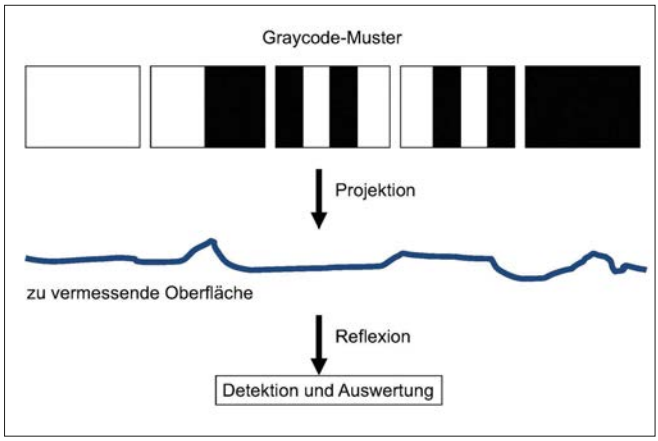


Abb. 6.21
Prinzip des Graycode-Verfahrens. Ein codiertes Lichtmuster wird auf eine Oberfläche projiziert. Die Rauheit der Oberfläche verzerrt das projizierte Muster, welches durch das reflektierte Licht detektiert wird. Die Topographie wird aufgrund der Verzerrung des ursprünglichen Musters berechnet.

tung werden die Genauigkeit der Erfassung und die Auflösung erhöht:

Räumliche Heterodynverfahren (Trägerfrequenzverfahren): Ein Streifenmuster aus Licht einer bestimmten Wellenlänge wird auf die zu vermessende Oberfläche projiziert. Die Reflexionen führen durch Überlagerung zu einer Modulation eines Trägersignals. Diese Modulationen werden mathematisch mithilfe der Fast-Fourier-Transformation in ein dreidimensionales Oberflächenprofil umgerechnet. Mit dieser Methode können auch reflektierte Signale niedriger Intensität detektiert werden.

Zeitliche Heterodynverfahren (Phasenschiebeverfahren): Streifenmuster aus Licht einer bestimmten Wellenlänge werden mehrmals (mindestens drei Mal) phasenverschoben auf die zu vermessende Oberfläche projiziert. Das reflektierte Licht überlagert ein Modulationssignal. Durch Messung der Intensitäten des Mischsignals wird die Phasenverschiebung der Reflexionen bestimmt. Die unterschiedlichen Reflexionsmuster werden in ein dreidimensionales Oberflächenprofil umgerechnet (Fast-Fourier-Transformation). Je höher die Frequenz des Lichts und je mehr Projektionen durchgeführt werden, desto höher ist die Auflösung.

Optische Codierverfahren (Graycode-Verfahren): Es werden codierte Muster auf die zu vermessende Oberfläche projiziert. Die Kodierung erfolgt durch Schwarz-Weiß-Muster, Muster aus verschiedenen Graustufen, farbige Lichtstrukturen oder periodisch modulierte Lichtintensitäten (hell/dunkel mit unterschiedlichen Ortsfrequenzen). Mit diesen Verfahren werden Dekodierfehler, die bei der Überlagerung von Reflexionen auftreten können, vermieden (Abb. 6.21).

6.2.3.3 Bildgebende Verfahren

Bei den bisher beschriebenen mechanischen und optischen Verfahren zur Vermessung werden Oberflächen digital durch ein Netz aus zweidimensionalen Pixeln dargestellt. Die innere Struktur der Objekte wird nicht erfasst. Mithilfe der Tomographie werden Schnittbilder des Inneren der Objekte (Körper und Körperteile) aufgenommen. Sie ergänzen

das oberflächliche Netz aus Pixeln mit dreidimensionalen Informationen. Die kleinsten Elemente eines Raumgitters aus Datenpunkten werden als Voxel (engl.: volume element) bezeichnet. Voxel haben ein Volumen und einen Grauwert. Sie sind im Gegensatz zu Pixeln dreidimensional und bauen zur digitalen Darstellung ein Raumgitter auf. Das Volumen wird nicht mehr nur durch die Hülle aus Pixeln umschrieben, sondern man erhält nun Informationen über innen liegende Strukturen.

Röntgenaufnahmen und die **Digitale Volumentomographie (DVT) mit Röntgenstrahlen** bilden Hartgewebe wie Knochen und Zähne ab. DVT ist zur dreidimensionalen Darstellung des Gesichtsschädels entwickelt worden.

Bei der **Magnetresonanztomographie** werden Weichgewebe wie Muskelgewebe, Nervengewebe und Blutgefäße dargestellt.

Ultraschall wird an Grenzflächen von Geweben mit unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften reflektiert, aber auch teilweise resorbiert und gestreut. Mit Ultraschall kann man Weichgewebe und Hartgewebe darstellen.

Die Anwendung von dreidimensionalen bildgebenden Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz ist derzeit noch nicht Stand der Technik. Sie werden jedoch zunehmend in der Implantologie (DVT) zur Planung von Bohrschablonen (geführte Implantation) und der Restaurationen (Suprakonstruktion) eingesetzt [80–85]. Die Vorteile zur Unterstützung bei der Diagnostik und bei der Planung von Behandlungen sollten gegenüber den Nachteilen, wie den höheren Kosten und der Strahlendosis bei Röntgengeräten, abgewogen werden.

Literatur

1. Zukunft, D., *Einführung in die Werkstoffkunde – Abformwerkstoffe*. Lehrmaterial für Ausbildung und Weiterbildung von mittlerem medizinischem Personal. 1980, Potsdam: Institut für Weiterbildung mittlerer medizinischer Fachkräfte.
2. ESPE, F.M., *Präzisionsabformungen – ein Leitfaden zur Theorie und Praxis*. 2016, Seefeld: 3M ESPE.
3. Ring, M.E., *Dentistry by Harry N. Abrams, Incorporated, New York 1985 ins Deutsche übersetzt 1997*. 1997, Köln: Könemann Verlagsgesellschaft mbH.
4. Stoll, S., *Dimensionsänderung von Abformmassen auf Polyetherbasis nach Desinfektion,* in *Medizinisches Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. 2001, Marburg: Philipps-Universität Marburg.
5. Böckmann, R.-D. and F. H., MPG & Co.: *Eine Vorschriftensammlung zum Medizinproduktegesetz mit Fachwörterbuch*. Praxiswissen Medizin. 2002, Köln: TÜV-Verlag.
6. Schorn, G.H., *Medizinproduktegesetz: Gesetzestext mit amtlicher Begründung und einer Einführung von Gert H. Schorn*. 1994, Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH.
7. von See, C. and M. Meindorfer, *Grundlegender Wandel durch 3D-Druck*. Dent Lab, 2015. **63**(11): p. 90–97.
8. Zukunft, D., *Abgestimmte Werkstoffketten – Grundlage und Voraussetzung zur Herstellung hochwertiger Prothesen*. Zahntechnik, 1980. **21**(6): p. 229–238.
9. Caputi, S. and G. Varvara, *Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study.* J Prosthet Dent, 2008. **99**(4): p. 274–81.
10. Hamalian, T.A., E. Nasr, and J.J. Chidiac, *Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure*. J Prosthodont, 2011. **20**(2): p. 153–60.
11. Karlsson, S., *A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion*. J Oral Rehabil, 1986. **13**(5): p. 423–32.
12. Nissan, J., et al., *Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(2): p. 161–165.
13. Noack, T., et al., *Klinisch erreichbare Abformgenauigkeit von A-Silikonen*. Dtsch Zahnarztl Z, 2004. **59**: p. 590–592.
14. Siemer, A., et al., *Abformgenauigkeit von Doppelmischabformungen vs. Korrekturabformungen – eine 3D-Scan In-vitro-Studie*. Dtsch Zahnarztl Z, 2004. **59**: p. 585–589.
15. Rekow, D., *Computer-aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of the art*. J Prosth Dent, 1987. **58**(4): p. 512–516.
16. Rekow, E.D., *Prostheses by computer*. N Y State Dent J, 1988. **54**(4): p. 21–23.
17. Rekow, E.D., *Dental CAD-CAM Systems What is the state of the art?* JADA, 1991. **122**: p. 43–48.
18. Rekow, E.D., *CAD/CAM in dentistry*. Alpha Omegan, 1991. **84**(4): p. 41–44.
19. Rekow, E.D., *A review of the developments in dental CAD/CAM systems*. Curr Opin Dent, 1992. **2**: p. 25–33.
20. Rekow, E.D., *CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future*. J Can Dent Assoc, 1992. **58**(4): p. 287–288.
21. Rekow, E.D., et al., *CAD/CAM for dental restorations–some of the curious challenges*. IEEE Trans Biomed Eng, 1991. **38**(4): p. 314–318.
22. Rekow, E.D. and A.G. Erdmann, *Comparison of techniques for aquiring high-precision three-dimensional computer-based geometric data directly from the human mouth*. Advances in Bioengineering, Dec. 1985. p. 139–140.

23. Rekow, E.D., A.G. Erdmann, and T.M. Speidel, *Computer-Assisted System to Automate Production of Posterior Dental Restorations*. Biostereometrics, 1985. **602**: p. 204–210.

24. Mörmann, W.H., M. Brandestini, and F. Lutz, *The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting*. Quintessenz, 1987. **38**(3): p. 457–470.

25. Stoll, R. and V. Stachniss, *Computerunterstützte Technologien in der Zahnheilkunde*. Dtsch Zahnärztl Z, 1990. **45**(6): p. 314–322.

26. Mörmann, W.H. *State of the art of the CEREC method: proceedings. International Symposium on Computer Restorations*. 1991. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.

27. Bieniek, K.W., *Computer- und andere automatisierte Systeme zur Erstellung von Zahnrestaurationen, Teil 1 – Das CEREC-System*. ZMK, 1994. **??**: p. 8–15.

28. Wöstmann, B., *Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen?* ZWR, 1996(5): p. 247–250.

29. Wöstmann, B., A. Podhorsky, and P. Rehmann, *Darstellung der Präparationsgrenze vor der Abformung*. Quintessenz, 2017. **68**(6): p. 659–665.

30. Ludwig, K., et al., *Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde*. 2005, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.

31. Meiners, H., *Der richtige Umgang mit elastomeren Abformmaterialien*. Zahnärztl Mitt 1980. **70**: p. 480–485.

32. Schulz, H.-H. and H. Schwickerath, *Die Abformung in der Zahnheilkunde*. 1989, Köln: Dtsch Ärzteverlag.

33. 4823:2000, D.E.I., *Zahnheilkunde – Elastomere Abformmassen*. 2001, Berlin: Beuth Verlag.

34. Enkling, N., et al., *Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials*. Clin Implant Dent Relat Res, 2012. **14**(1): p. 144–51.

35. Viohl, J., *Desinfektion von Abdrücken (Stellungnahme 3/92)*. Dtsch Zahnärztl Z, 1993. **48**(3): p. 148.

36. Bergman, B., *Disinfection of prosthodontic impression materials: a literature review*. Int J Prosthodont, 1989. **2**(6): p. 537–42.

37. Bößmann, K. and J. Heinenberg, *Zahnärztliche Hygiene – Pflicht aus Gesetz und Verantwortung*. 1985, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.

38. DIN EN ISO 4823, *Zahnheilkunde – Elastomere Abformmaterialien*. 2015, Berlin: Beuth Verlag.

39. Eichner, K. and H.-F. Kappert, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, Grundlagen und Verarbeitung*. 2005, Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.

40. Gatewood, R.S., *Endodontic materials*. Dent Clin North Am, 2007. **51**(3): p. 695–712, vii.

41. Hook, D. and G. Fishelberg, *The use of gutta-percha for obturation during root canal therapy in latex-allergic patients*. Gen Dent, 2003. **51**(4): p. 337–339.

42. Nicholls, E., *Root filling techniques*. J Br Endod Soc, 1979. **12 Suppl**: p. 65–71.

43. Theodosopoulou, J.N. and R. Niederman, *A systematic review of in vitro retrograde obturation materials*. J Endod, 2005. **31**(5): p. 341–349.

44. Tortini, D., et al., *Warm gutta-percha obturation technique: a critical review*. Minerva Stomatol, 2011. **60**(1–2): p. 35–50.

45. Falbe, J., Regitz, M., Römpp *Chemie Lexikon*. 1995, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

46. Christen, H.R., G*rundlagen der organischen Chemie*. 1972, Aarau, Frankfurt am Main/Wiesbaden: Verlag Sauerländer/Verlag Diesterweg Salle.

47. Anusavice, K.J., *Phillips' Science of Dental Materials*. 11 ed. ed. 2003, Philadelphia: Elsevier.

48. Wöstmann, B., *Zum gegenwärtigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde*. 1998, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH.

49. Marxkors, R., Meiners, H, *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. Vol. 5. Auflage. 2005, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.

50. Dörfler, H.D., *Grenzflächen und kolloid-disperse Systeme*. Vol. 1. Auflage. 2002, Berlin Heidelberg: Springer Verlag.

51. Feuerstein, P., *CAD/CAM: enhancing productivity through automation*. Compend Contin Educ Dent, 2011. **32 Spec No 4**: p. 40, 42–43.

52. Torabi, K., E. Farjood, and S. Hamedani, *Rapid Prototyping Technologies and their Applications* in *Prosthodontics, a Review of Literature*. J Dent (Shiraz), 2015. **16**(1): p. 1–9.

53. Strietzel, R. and C. Lahl, *CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis*. 2007, München: Verlag Neuer Merkur.

54. Wöstmann, B. and P. Rehmann, *Die digitale Abformung – der digitale Workflow erfordert strukturierte Arbeitsabläufe*. Teamwork J Cont Dent Educ, 2012. **Spec 20123**: p. 30–33.

55. Zaruba, M., A. Ender, and A. Mehl, *New applications for three-dimensional follow-up and quality control using optical impression systems and Oracheck*. Int J Comput Dent 2014. **17**: p. 53–64.

56. Ender, A. and A. Mehl, *Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems*. Int J Comput Dent 2013. **16**: p. 11–21.

57. Kurz, M., T. Attin, and A. Mehl, *Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system*. Clin Oral Investig, 2015. **19**(8): p. 2035–2043.

58. da Costa, J.B., et al., *Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D*. Oper Dent, 2010. **35**(3): p. 324–329.

59. Kern, M. *Ist die digitale Abformung wirklich präzise?* in *Jahrestagung Dentale Technologie e. V.* 2013. Böblingen: AG Dentale Technologie e. V.

60. Kuhr, F., et al., *A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients*. J Dent, 2016. **55**: p. 68–74.

61. Reich, S., T. Vollborn, and S. Wolfart, *Die optische introrale Abformung – vier Systeme im Überblick*. Dtsch Zahnärztl Z, 2012. **67**(3): p. 177–189.

62. Ender, A., et al., *In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions*. Clin Oral Investig, 2016. **20**(7): p. 1.495–1.504.

63. Brückel, C., et al., *Passgenauigkeit von Kronen nach optischer Abformung im Vergleich mit konventionellen Verfahren*. Deutsches Zahnärzteblatt 2012. **121**(9): p. 394–401.

64. Mehl, A., *A new concept for the integration of dynamic occlusion in the digital construction process*. Int J Comput Dent 2012. **15**: p. 109–123.

65. Reiz, S.D., et al., *Cerec meets Galileos-integrated implantology for completely virtual implant planning*. Int J Comput Dent 2014. **17**: p. 145–157.

66. Jo, Y.-M. *Kieferorthopädie: Digitale Fallplanung trifft praktische Anwendung im Labor*. Internat Zahntech Mag, 2016.

67. Hajto, J., *„Rechnet" sich ein Intraoralscanner?* Zahnarzt Wirtschaft Praxis 2016. **9**: p. 36–39.

68. Meckel, L., M. Gente, and A. Schaudig, *Anfertigung eines virtuellen 3-D-Modells durch den Scan einer Abformung*. Zahnärztl Welt, 2009. **118**(9): p. 426–428.

69. Luthardt, R., et al., *Digitalisierung vollständiger Kiefermodelle und CAD-Modellation von Okklusalflächen*. Zahnärztl Welt, 1999. **108**(10): p. 574–580.

70. Klar, A., *Der Arbeitsablauf des digitalen Modellgusses.* Quintessenz Zahntech, 2011. **37**(1): p. 88–95.
71. Cramer von Clausbruch, S., *Zurück in die Zukunft?* dental lab, 2006. **54**(9): p. 1169–1180.
72. Cramer von Clausbruch, S., *Kopierfräsen als verlässliches Verfahren in der Zahntechnik.* Quintessenz Zahntech, 2008. **34**(3): p. 332–342.
73. Bünemann, J., *Clever und smart.* dent lab, 2001. **49**(9): p. 1.481–1.492.
74. Völkl, L., *cercon – das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental.* Quintessenz, 2001. **52**(8): p. 811–814.
75. Persson, M., M. Andersson, and B. Bergman, *The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns*. J Prosthet Dent, 1995. **74**(3): p. 223–229.
76. Wedekin, M., *Einfluss der Modellwerkstoffe auf die Digitalisierung bei computergestützter Zahnersatzherstellung.* 2005, Berlin: Charité-Universitätsmedizin Berlin.
77. Häusler, G. and W. Heckel, *Light sectioning with large depth and high resolution.* Appl Optics, 1988. **27**: p. 5165–5169.
78. Häusler, G. and J.M. Herrmann, *Physical limits of 3D-sensing, in Optics, Illumination and Image Sensing for Machine Vision*, D.J. Svetkoff, Editor. 1992: Boston.
79. Dresel, T., G. Häusler, and H. Venzke, *Three-dimensional sensing of rough surfaces by coherence radar.* Appl Optics, 1992. **31**(7): p. 919–925.
80. Benington, P.C., B.S. Khambay, and A.F. Ayoub, *An overview of three-dimensional imaging in dentistry.* Dent Update, 2010. **37**(8): p. 494–496, 499–500, 503–504 passim.
81. Bindl, A., L. Ritter, and A. Mehl, *Digital 3-D implant planning: Cerec meets Galileos.* Int J Comput Dent, 2010. **13**(3): p. 221–231.
82. Flugge, T., et al., *Registration of cone beam computed tomography data and intraoral surface scans – A prerequisite for guided implant surgery with CAD/CAM drilling guides.* Clin Oral Implants Res, 2016.
83. Nairn, N.J., et al., *Digital replacement of the distorted dentition acquired by cone beam computed tomography (CBCT): a pilot study.* Int J Oral Maxillofac Surg, 2013. **42**(11): p. 1.488–1.493.
84. Widmann, G., et al., *Cone Beam Computed Tomography vs Multislice Computed Tomography in Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Guided Implant Surgery Based on Three-Dimensional Optical Scanning and Stereolithographic Guides: Does Image Modality Matter?* Int J Oral Maxillofac Implants, 2016. **31**(3): p. 527–533.
85. Stimmelmayr, M., et al., *Digital evaluation of the reproductibility of implant scanbody fit – an in-vitro study.* Clin Oral Investig, 2012. **16**: p. 851–856.

7

Modellwerkstoffe

Abb. 7.1
Die Modellherstellung erfolgt nach der Abformung

Aus der analogen oder digitalen Abformung, die das Negativ der oralen Situation abbildet, wird eine positive Kopie in Form eines Modells hergestellt. Ein Modell gibt die Zahnformen und die Stellung der Zähne wieder. Zusammen mit dem Gegenkiefermodell wird die Okklusion wiedergegeben. Für Brückenglieder und Prothesen muss der Kieferkamm abgebildet sein, für Totalprothesen auch Umschlagfalte und Bandansätze.

Ein Modell dient dem Zahntechniker als Arbeitsgrundlage. Situationsmodelle helfen bei der Planung von Zahnersatz. Mithilfe des Modells erfolgt das analoge Modellieren oder, nach dem Scannen des Modells (extraorales Scannen), die Überführung der oralen Situation in ein CAD-Programm (digitales Modellieren). Zum Verblenden von Gerüsten (konventionell oder via CAD/CAM hergestellt) werden immer Modelle benötigt.

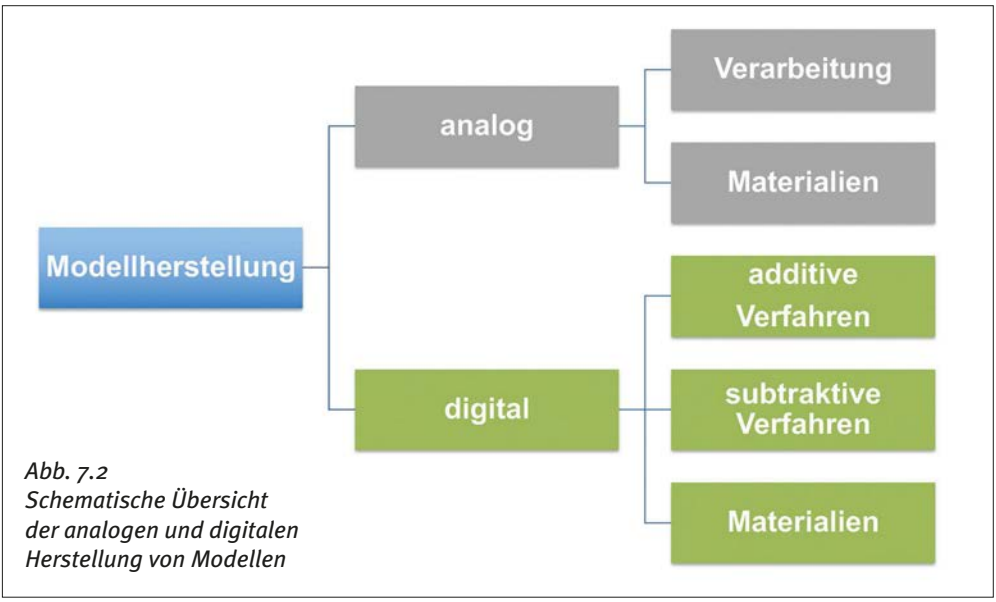


Abb. 7.2
Schematische Übersicht der analogen und digitalen Herstellung von Modellen

7.1 Analoge Herstellung von Modellen

Die analoge (manuelle) Herstellung von Modellen aus Dentalgips ist derzeit Stand der Technik. Bezüglich der benötigten Ausstattung des Dentallabors und des Arbeitsaufwands ist diese Methode am preisgünstigsten.

Alle zahntechnischen Anforderungen an ein Modell können mit dieser Technik erfüllt werden.

7.1.1 Modellarten

Die Art der Abformung, die von der Zahnarztpraxis mit dem entsprechenden Auftrag zur Herstellung einer Restauration ins Dentallabor geliefert wird, gibt die Art des Modells vor.

Abformungen ganzer Kiefer:

- Planungsmodelle, Situationsmodelle, Arbeitsmodelle für individuelle Löffel und Interimsprothesen werden mit Hartgips in einem Arbeitsgang ausgegossen und gesockelt.
- Gegenkiefermodelle, Arbeitsmodelle für Schienen oder für Modellgussprothesen mit Klammern werden aus Superhartgips in einem Arbeitsgang ausgegossen und gesockelt.

Funktionsabformungen unbezahnter Kiefer:

Arbeitsmodelle für Totalprothesen werden mit Hartgips ausgegossen und gesockelt. Der abgeformte Funktionsrand muss dabei etwa 3 mm hoch in Gips gefasst werden.

Präparationsabformungen ganzer Kiefer:

Sägemodelle mit oder ohne Pins werden aus Superhartgips hergestellt. Die Zahnstümpfe und Nachbarzähne werden aus dem Zahnkranz gesägt, sodass man sie aus dem Sockel entnehmen und wieder zurückstecken kann. Es gibt dafür verschiedene Modellsysteme [1]:

- Die Pins werden in den Zahnkranz mit eingegossen. Nach dem Abbinden wird dieser mit Superhartgips gesockelt. Vor dem Sockeln muss der Zahnkranz mit einem Trennmittel gegen Gips isoliert werden.
- Der Zahnkranz wird mit Superhartgips ausgegossen, entformt und die Basisfläche zum Einkleben von Pins angebohrt. Danach wird der Zahnkranz gegen Gips isoliert und mit Superhartgips gesockelt.
- Der Zahnkranz wird ausgegossen und dabei mit einer Kunststoffplatte mit Pins gesockelt.
- Der Zahnkranz wird mit Superhartgips ausgegossen und dabei in einer Kunststoffform mit Innenprofil gesockelt.
- Kontrollmodelle der präparierten Zähne und deren Nachbarzähne werden ebenfalls aus Superhartgips hergestellt, indem die Abformung noch einmal ausgegossen wird.

Herausnehmbare Gipsstümpfe benötigt man, um die Präparationsgrenze durch zirkuläres Beschleifen freizulegen. Vor dem Modellieren der Kronen werden die Stümpfe einzeln in ein Wachstauchgerät eingetaucht. So erhält man Käppchen aus Tauchwachs. Käppchen werden auch, ebenfalls über den einzelnen Stümpfen, mit Tiefziehfolie hergestellt. Zum genauen Modellieren des Kronenrandes sind herausnehmbare Stümpfe nötig. Heraus-

nehmbare Nachbarzähne erleichtern das Einschleifen der Kontaktpunkte.

Dual-Arch-Abformungen von Kieferteilen nach Präparation eines einzelnen Zahnes:
Ober- und Unterkieferteil werden mit einem speziellen Abformlöffel in maximaler Interkuspidation zusammen abgeformt. Präparationsabformung und Gegenkieferabformung werden nacheinander ausgegossen und dabei mit einer Kunststoffplatte mit Pins oder einer Kunststoffform gesockelt. Nach dem Montieren im Okkludator werden die Modelle entformt und das Sägemodell gesägt.

Sammelabformungen über Primärkronen oder Kronen mit Primärgeschieben:
Zur Herstellung des Meistermodells werden die Kronen im Abdruck mit einem selbsthärtenden Modellierkunststoff aufgefüllt, in den ein Pin einpolymerisiert wird. Das restliche Volumen wird mit Superhartgips ausgegossen und gesockelt.

Implantatabformungen mit Abdruckpfosten:
Zur Herstellung des Implantatmodells werden Modellpfosten auf die Abdruckpfosten geschraubt. Eine abnehmbare Zahnfleischmaske aus Silikon wird um den Modellpfosten gespritzt. Nach dem Abbinden des Silikons wird das restliche Volumen mit Superhartgips ausgegossen und gesockelt. Sind Nachbarzähne und/oder präparierte Zähne vorhanden, werden Implantatmodell und Sägemodell kombiniert.

Das **Einsetzen der Modelle im Artikulator** erfolgt mit Artikulationsgips. Ein Artikulator ist eine Simulation der Kiefergelenke. Damit können mit den eingesetzten Ober- und Unterkiefermodellen die Kaubewegungen vertikal und horizontal imitiert werden. Es gibt Mittelwertartikulatoren, teiljustierbare und volljustierbare Artikulatoren. Ist der Sockel eines Modells aus Gips, muss die Unterseite des Modells mit einem Trennmittel gegen Gips isoliert werden. Um die Modelle abnehmen zu können, gibt es verschiedene Befestigungssysteme, deren korrespondierende Teile im Modellsockel und am Artikulator eingegipst werden. Für Modelle mit einem Kunststoffsockel gibt es passend zum jeweiligen Modellsystem Retentionen am Kunststoffsockel, die nur am Artikulator eingegipst werden. Als Befestigungssysteme dienen häufig Magnete und eisenhaltige Metallplatten oder Steckverbindungen.

Kiefermodelle für Einzelkronen oder kleine Interimsprothesen werden im **Okkludator** eingesetzt. Okkludatoren simulieren vertikale Kaubewegungen (Öffnen und Schließen).

Im **Fixator** werden Kiefermodelle in maximaler Interkuspidation starr fixiert. Fixatoren werden in der Kieferorthopädie verwendet.

Abb. 7.3 Im Artikulator montierte Modelle (Oberkiefer mit Wachsmodellation)
Quelle BEGO

7.1.2 Anforderungen an Modellwerkstoffe

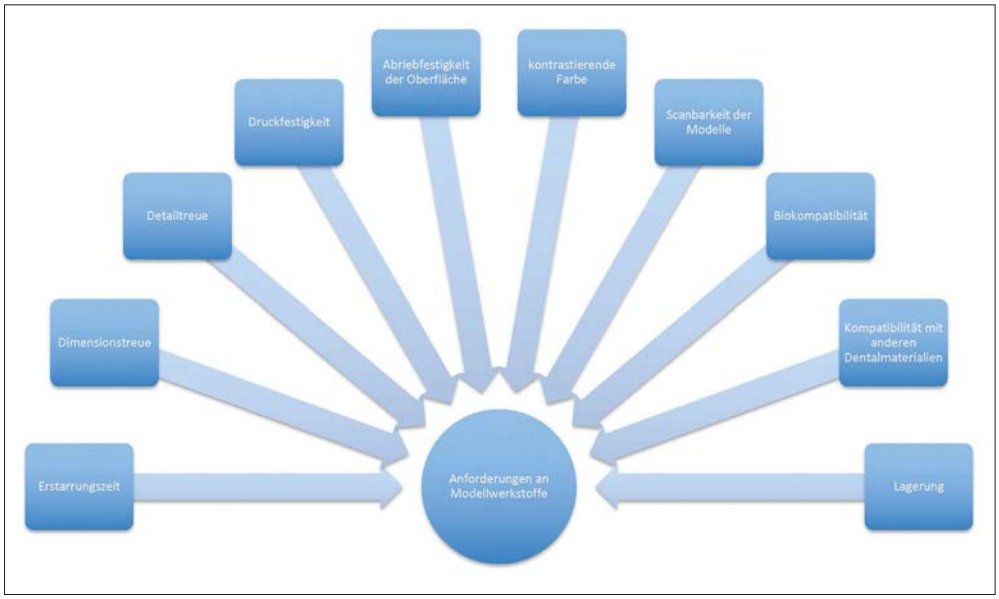


Abb. 7.4 Kiefermodelle in der Zahntechnik werden heutzutage aus Dentalgipsen mit unterschiedlichen Eigenschaften hergestellt. Die Anforderungen beziehen sich deshalb hauptsächlich auf den Werkstoff Gips.

7.1.2.1 Erstarrungszeit

Die Dauer der Erstarrungszeit (Vicatzeit) von Dentalgips beinhaltet die Sumpfzeit (20–30 s), die Rührzeit (30–60 s) und die Verarbeitungszeit (5–6 min), hier am Beispiel von Superhartgips. Bei einer Verarbeitungszeit von 6 min kann man in der Regel vier Abformungen ausgießen. Die Verarbeitungszeit verkürzt sich bei hoher Umgebungstemperatur. Artikulationsgips hat eine Verarbeitungszeit von

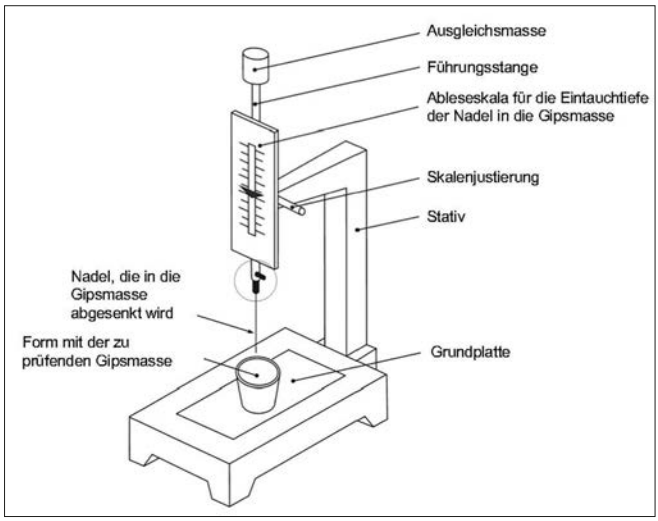


Abb. 7.5 Schematische Darstellung eines Nadelpenetrometers gemäß DIN EN ISO 6873 zur Bestimmung der Erstarrungszeit

zirka 3 min, was ein schnelles Fixieren der Modelle im Artikulator ermöglicht.

Die Zeitspanne zwischen Beginn des Mischens der Gipsmasse und dem Zeitpunkt, bei dem die Nadel weniger als 2 mm eindringt, wird als Erstarrungszeit definiert (DIN EN ISO 6873 [2]). Gemessen wird die Erstarrungszeit mit einem Nadelpenetrometer. Hier wird eine Nadel mit definierter Geometrie in die nach Herstellerangaben gemischte Gipsmasse eingetaucht. Der Versuch wird etwa 1 bis 2 min vor dem Erreichen der vom Hersteller angegebenen Erstarrungszeit begonnen. Nach dem ersten Eintauchen der Nadel wird der Versuch alle 15 s wiederholt, bis die Eindringtiefe weniger als 2 mm beträgt.

7.1.2.2 Dimensionstreue

Beim Abbinden expandieren Dentalgipse. Die Höhe der Expansion ist bei den verschiedenen Gipstypen unterschiedlich. Die Abbindeexpansion von Superhartgips kompensiert im Idealfall die Polymerisationsschrumpfung des Abformmaterials (Alginate und Elastomere). Die Gipsexpansion wird bei Pinmodellen mit Kunststoffsockel sichtbar, wenn der Zahnkranz aus Gips nach dem Abheben vom Sockel nicht mehr reponiert werden kann. Es müssen deshalb nicht nur die Zahnstümpfe aus dem Zahnkranz gesägt, sondern auch Entlastungsschnitte im restlichen Zahnbogen durchgeführt werden. Zahnkränze bei Pinmodellen sollten 2 bis 3 h nach dem Anmischen gesägt werden. Artikulationsgips weist eine geringe Expansion auf, um die Okklusion der Modelle im Artikulator nicht zu verändern.

Nach LUTHARD et al. [3] zeigen Gipsmodelle einen Tag nach dem Ausgießen keine klinisch relevante Dimensionsveränderung mehr. FRANZ [1] beschreibt eine lineare Kontraktion von nur 0,04 % nach sieben Tagen. Die Weiterarbeit auf einem Gipsmodell ist bezüglich der Abbindeexpansion frühestens 2 h nach Mischbeginn möglich. Da sich die Werte für Druckfestigkeit und Härte erst nach 24 h dem Maximalwert nähern, sollte möglichst erst nach diesem Zeitraum weitergearbeitet werden.

Nach DIN EN ISO 6873 werden die Minimal- und Maximalwerte für die lineare Abbindeexpansion der Gipstypen vorgegeben (Tab. 7.1).

Die Messung der linearen Abbindeexpansion erfolgt mithilfe eines Extensometers (Abb. 7.6). Dieses besteht im We-

Typ	Bezeichnung	Lineare Abbindexpansion in %			
		2 h		24 h	
		minimal	maximal	minimal	maximal
1	Abdruckgips	0,00	0,15	–	–
2 (Klasse 1)	Artikulationsgips	0,00	0,05	–	–
2 (Klasse 2)	Modellgips	0,06	0,30	–	–
3	Modellhartgips	0,00	0,20	–	–
4	Superhartgips, geringe Expansion	0,00	0,15	0,00	0,18
5	Superhartgips, hohe Expansion	0,16	0,30	–	–

Tab. 7.1 Von der DIN EN ISO 6873 vorgegebene Werte für die lineare Abbindeexpansion von Dentalgipsen 2 h und 24 h nach Mischbeginn

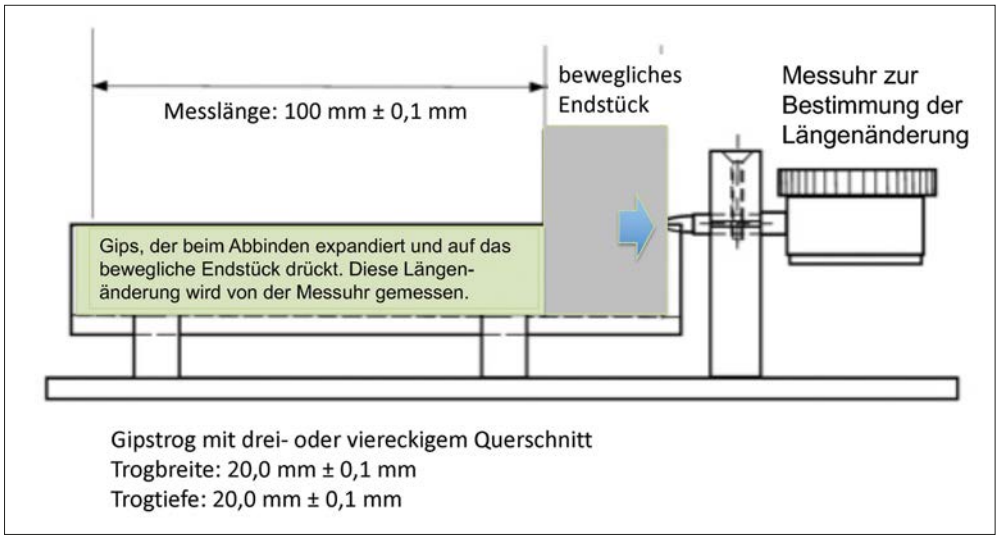


Abb. 7.6 Schematische Darstellung eines Extensometers gemäß DIN EN ISO 6873 zur Bestimmung der linearen Abbbindeexpansion

sentlichen aus einem Trog mit vorgegebenen Abmessungen. An einer Schmalseite befindet sich ein beweglicher Stempel, der auf eine Messuhr drückt, die die Längenänderung registriert. Der Gips wird nach Herstellerangaben angemischt und in das Extensometer gefüllt. Nach der Erstarrung der Gipsmasse wird die Länge des Prüfkörpers gemessen, um die Ausgangslänge zu erhalten. Nach 2 h wird die Länge wieder gemessen, für Typ-4-Gips wird eine dritte Messung nach 24 h durchgeführt. Aus den gemessenen Werten wird die lineare Abbindeexpansion berechnet.

7.1.2.3 Detailtreue

Ein Gipsmodell muss alle Feinheiten der Abformung wiedergeben, was mit der Detailtreue beschrieben wird. Auch hier enthält die DIN EN ISO 6873 [2] Vorgaben. Zur Prüfung wird mit einem Doubliersilikon ein Prüfkörper abgeformt. Dieser besteht aus einem Metallblock mit drei Rillen mit definierten geometrischen Abmessungen (Abb. 7.6). Der Silikonabdruck wird mit dem zu prüfenden Gips ausgegossen. Die Oberfläche des Gipsblocks wird dann mit einem Mikroskop bei vier- bis sechsfacher Vergrößerung begutachtet. Die Rillen müssen vollständig abgebildet sein, um die Anforderungen der DIN EN ISO 6873 zu erfüllen. Die Gipstypen 1 und 2 müssen die Rille 3 (75 µm) und die Gipstypen 3, 4 und 5 die Rille 1 (50 µm) vollständig wiedergeben (Abb. 7.7).

7.1.2.4 Druckfestigkeit

Modelle aus Gips müssen eine ausreichend hohe Druckfestigkeit aufweisen. Die gemäß DIN EN ISO 6873 geforderten Minimalwerte für die Druckfestigkeit werden 1 h nach dem Mischen des

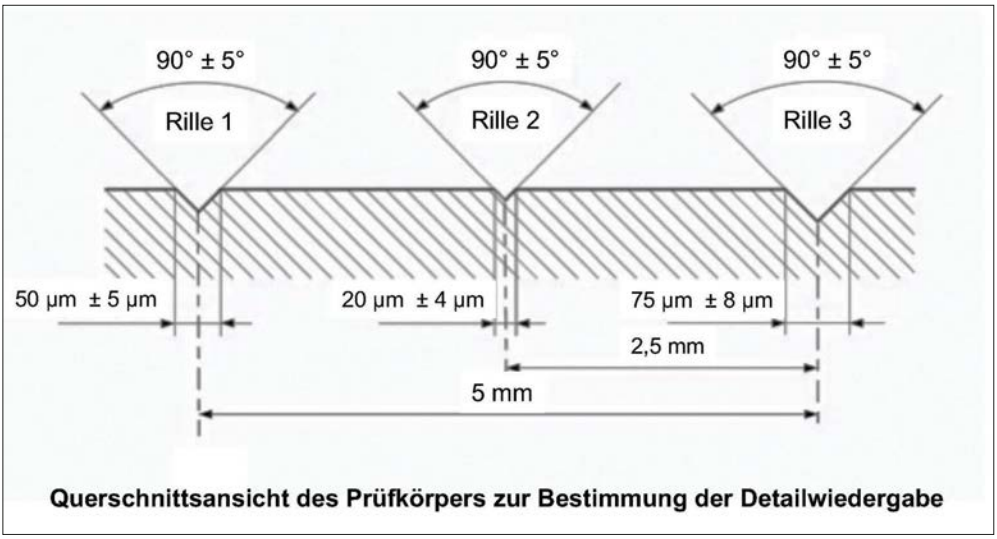


Abb. 7.7 Querschnitt des Prüfkörpers zur Bestimmung der Detailwiedergabe gemäß DIN EN ISO 6873

Gipses bestimmt. Da Gipsmodelle nach frühestens 45 min entformt werden können, müssen sie den dabei auftretenden Zug- und Druckkräften widerstehen. Die Modelle dürfen auch bei der Weiterarbeit nicht zerbrechen, Zähne und Kanten dürfen nicht abbrechen. Deshalb sind für die Gipstypen 2 bis 5 hohe Werte günstig. Da Abdruckgips (Typ 1) zur Entnahme aus dem Mund zerbrochen wird, was mit geringer Kraft möglich sein muss, wird zusätzlich ein Maximalwert angegeben.

Zur Bestimmung der Druckfestigkeit werden fünf zylindrische Prüfkörper aus Gips mit einem Durchmesser von 20,0 mm ± 0,2 mm und einer Länge von 40,0 mm ± 0,4 mm hergestellt. Diese werden in einer Universal-Prüfmaschine bis zum Bruch belastet (Tab. 7.2).

Modelle aus Kunststoffen müssen ebenfalls eine ausreichende Druckfestigkeit aufweisen. Dies wird durch die Zugabe von Füllstoffen erreicht. Da Kunststoffe sich bei Belastung eher verbiegen, statt zu zerbrechen, muss auch auf eine ausreichende Biegefestigkeit geachtet werden. Bei einem Modell mit zu geringer Biegefestigkeit kann bei Zahnersatz die Passung nicht kontrolliert werden, da sich das Modell „anpasst".

Typ	Bezeichnung	Druckfestigkeit in MPa nach 1 h	
		min.	max.
1	Abdruckgips	4,0	8,0
2 (Klasse 1)	Artikulationsgips	9,0	–
2 (Klasse 2)	Modellgips	9,0	–
3	Modellhartgips	20,0	–
4	Superhartgips, geringe Expansion	35,0	–
5	Superhartgips, hohe Expansion	35,0	–

Tab. 7.2 Von der DIN EN ISO 6873 vorgegebene Werte für die Druckfestigkeit von Dentalgipsen 1 h nach Mischbeginn

7.1.2.5 Abriebfestigkeit der Oberfläche

Modellwerkstoffe müssen eine hohe Abriebfestigkeit aufweisen, da beim Modellieren, Ausarbeiten und Aufpassen von Zahnersatz die Oberfläche des Modells stark beansprucht werden kann. Bei Modellen, die durch mechanisches Scannen digitalisiert werden, darf durch den Anpressdruck und die Bewegung der Sonde kein Materialabrieb erfolgen. Da die Härte eine Oberflächeneigenschaft ist, geben die Hersteller bei Superhartgipsen die Härte nach Brinell 1 h und 24 h nach Mischbeginn an; hohe Werte sind günstig. Für eine hohe Abriebfestigkeit darf die Oberfläche von Gipsmodellen nicht porös oder „mehlig" sein. Abformungen müssen deshalb vor dem Ausgießen gründlich ausgespült und mit Druckluft weitgehend trockengeblasen werden. Ein dünner Wasserfilm erleichtert das Ausgießen der Abformung, da die Gipsmasse darauf entlangfließt und dabei den Wasserfilm vor sich herschiebt. Auf diese Weise werden Luftblasen an der Oberfläche vermieden.

7.1.2.6 Kontrastierende Farbe

Modellgipse und -kunststoffe werden in vielen Farben angeboten, meistens werden jedoch weiße oder pastellfarbene Werkstoffe verwendet. Die Einfärbung hat keinen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des Materials. Zur Unterscheidung von verschiedenen Gipstypen im Labor sind unterschiedliche Farben sinnvoll. Zum Beispiel ist Artikulationsgips weiß, Modellhartgips grün oder blau, Superhartgips weiß, hellgelb oder beige. Es sind jedoch auch weitere Farben denkbar. Für das Modellieren ist es günstig, wenn sich das Modell farblich vom Modelliermaterial unterscheidet. Eine zu kräftige Farbe des Modells kann den optischen Eindruck und die Farbwahrnehmung bei einer Restauration beeinflussen. Für Schaumodelle kann ein besonderer Kontrast erwünscht sein, zum Beispiel durch Verwendung von schwarzen Modellen, die die gelbe Farbe von Goldlegierungen besonders betonen.

7.1.2.7 Scanbarkeit von Modellen

Für das Scannen sind spezielle Anforderungen an den Modellwerkstoff zu stellen. Es ist zwischen dem taktilen Abtasten und dem berührungslosen Scannen mit Licht (weißes Licht, blaues Licht, Laserlicht) zu unterscheiden.

Beim mechanischen Scannen muss der Modellwerkstoff ausreichend abriebfest sein, damit der Abtastsensor beim Abfahren der Modellkonturen kein Material abträgt.

Beim optischen Scannen mit Licht kann der Modellwerkstoff das auftreffende Licht reflektieren, absorbieren oder streuen. Matte, unlackierte Oberflächen sind beim optischen Scannen günstig. Spiegelnde Flächen erzeugen zu starke Reflexionen und werden deshalb vom Scanner nicht erkannt. Bei Laserscannern kann die Rauheit der Modelloberfläche das Ergebnis beeinflussen. Liegt die Rauheit in der Größenordnung der Wellenlänge des verwendeten Lasers, kann es zu Störungen durch Interferenzen (Speckle-Effekt, s. Kap. 2) kommen. Modelle aus

Gips mit Kunststoffanteilen oder nur aus Kunststoff bereiten bei optischen Scannern Probleme, da das Licht in den Kunststoff eindringt. [4]. Dunkle Farben absorbieren Licht naturgemäß stärker, wodurch es mangels Reflexion zu Fehlern beim Scannen kommen kann. Weiße oder pastellfarbene Modelle sind daher für das optische Scannen geeigneter [4].

7.1.2.8 Biokompatibilität

Gipse und andere Modellwerkstoffe sind, abgesehen von Abdruckgipsen, keine Medizinprodukte in der EU. Trotzdem spielt die Biokompatibilität eine Rolle, da der Zahntechniker intensiven Kontakt mit diesen Materialien hat. Beim Anmischen und Beschleifen von Gips atmet er den Gipsstaub ein und hat Hautkontakt mit Gipspulver und Gipsbrei. Deshalb sollte wegen der anfallenden Stäube mit geeigneten Absauganlagen gearbeitet werden. Dies gilt auch für Modellwerkstoffe aus Metallen und Kunststoffen (s. u.).

Formaldehyd

Dentalgipse können Formaldehyd enthalten. Formaldehyd (Methanal, Methanaldehyd, H_2CO) ist ein farbloses Gas mit stechendem Geruch und ist überall in der Natur als Reaktions- oder Abbauprodukt zu finden. Seine wässrige Lösung ist als Formalin bekannt. Es wird im industriellen Maßstab produziert und ist in vielen Gegenständen des täglichen Lebens enthalten. Formaldehyd bzw. Formalin (40%ige, wässrige Formaldehydlösung), wirkt keimabtötend, konservierend und desinfizierend. Es kann bei Exposition durch die Lunge (inhalativ) oder über die Haut (dermal) aufgenommen werden und dadurch starke allergische Reaktionen oder Hautreizungen auslösen [5]. In der Raumluft wird ein Richtwert von 0,1 ppm als sicher angesehen. Gelegentlich wird die Abgabe von Formaldehyd aus Gips beschrieben. Messungen des Formaldehyd-Gehalts in der Luft von verschiedenen Dentallaboratorien wiesen Gehalte von 0,01 ppm bis 0,28 ppm nach [6].

Desinfizierbarkeit

Bei der Herstellung von Gipsmodellen wird die Gipsmasse in einen Abdruck gegossen. Normalerweise sollte dieser desinfiziert sein. Eine vollständige Desinfektion einer Abformung hängt jedoch von zahlreichen Parametern ab [7], die nicht immer eingehalten werden können. Daher wird vorgeschlagen, auch die Modelle chemisch oder mithilfe von Mikrowellen zu desinfizieren. Die Desinfektion mit Mikrowellen wird als erfolgreicher bewertet [8].

7.1.2.9 Kompatibilität mit anderen Dentalmaterialien

Der Modellwerkstoff darf chemisch nicht mit dem Abformmaterial reagieren. Das Abformmaterial wiederum darf die Abbindereaktion des Modellwerkstoffes nicht beeinflussen. Modellierwerkstoffe (zum Beispiel Wachs) und Prothesenkunststoffe dürfen mit dem Modellwerkstoff nicht chemisch reagieren. Um eine mechanische Verzahnung zu vermeiden, wird Gips mit entsprechenden Trennmitteln gegen Wachs oder Kunststoff isoliert.

7.1.2.10 Lagerung

Sollen Modelle aufbewahrt werden, dürfen sich in dieser Zeit die Abmessungen nicht verändern, sie müssen dimensionsstabil sein. Gipsmodelle trocknen bei der Lagerung aus und werden dadurch fester, aber auch spröder. In feuchter Umgebung tritt Schimmelbefall auf.

Die Datensätze digitalisierter Modelle können zusammen mit den Patientendaten auf Festplatten gespeichert werden.

7.1.3 Gips als Modellwerkstoff

Gips ist ein Werkstoff, der mindestens seit der Jungsteinzeit (um 7.000 v. Chr.) als Baumaterial verwendet wird. Um das Jahr 970 wurde erstmals das Schienen von Knochenbrüchen mithilfe von Gips erwähnt. Für die Zahnheilkunde beschrieb PFAFF 1756 das Ausgießen einer Abformung aus Wachs mit Gips zur Modellherstellung [1]. In der Zahnheilkunde ist Gips derzeit der am häufigsten verwendete Modellwerkstoff.

Als Rohstoff zur Produktion von **Dentalgipsen** (Rohgips) werden Mineralgips, Synthesegips und REA-Gips (REA: Rauchgasentschwefelungsanlage) verwendet. Um konstante Eigenschaften beim Endprodukt zu erreichen, wird weißer und möglichst reiner Gips bevorzugt.

Mineralgips: Gips (Calciumsulfat-Dihydrat) ist ein Mineral, das häufig als Gipsgestein vorkommt. Gipsgestein zählt zu den Sedimentgesteinen [9]. Es entstand vor 60 bis 200 Millionen Jahren durch das Verdunsten von Meerwasser und kommt deshalb häufig zusammen mit Schichten aus Steinsalz (Natriumchlorid) und anderen Salzen in Lagerstätten vor. Möglichst reiner Naturgips besteht zu 94 % bis 98 % aus Calciumsulfat [9]. Verunreinigungen wie Lehm, Quarz oder Anhydrit werden durch Sortierverfahren entfernt.

Synthesegips: Gips entsteht u. a. in der Lebensmittelindustrie als Nebenprodukt bei der Herstellung von organischen Säuren wie Milch-, Wein- oder Zitronensäure. Dieser Gips besteht aus fast reinem Calciumsulfat-Dihydrat.

REA-Gips: Gips (Calciumsulfat-Dihydrat) entsteht bei der Rauchgasentschwefelung von Kohlekraftwerken als Endprodukt und wird gereinigt auch zur Herstellung von Dentalgips verwendet.

7.1.3.1 Modifikationen des Gipses

Gips ist chemisch betrachtet ein Salz, das Calciumsulfat, und kommt in folgenden Modifikationen vor:

- **Calciumsulfat-Dihydrat:** Rohgips und abgebundener Gips enthalten intrakristallines Wasser. Auf ein Molekül Calciumsulfat kommen zwei Moleküle Wasser. Calciumsulfat-Dihydrat ist in Wasser schwerlöslich.
- **Calciumsulfat-Halbhydrat:** Durch Brennen des Gipses wird ein Teil des Kristallwassers ausgetrieben. Auf ein Molekül Calciumsulfat kommt ein „halbes" Molekül Wasser. Da dieses stöchiometrische Verhältnis leicht variiert, spricht man auch von **Calciumsulfat-Subhydrat.** Dieser Gips kann durch das Mischen mit Wasser abbinden, man erhält wieder Calciumsulfat-Dihydrat. Calciumsulfat-Halbhydrat ist in Wasser lös-

lich. Es kommt in zwei Formen vor, die sich durch ihre Kristallstruktur unterscheiden: **α- und β-Halbhydrat.**

- **Calciumsulfat-Anhydrit:** besteht aus Calciumsulfat und enthält kein Kristallwasser. Calciumsulfat-Anhydrit kann je nach Kristallstruktur in Wasser löslich oder unlöslich sein.

Beim Mischen von Calciumsulfat-Halbhydrat mit Wasser wird mehr Wasser benötigt, um einen fließfähigen Gipsbrei zu erhalten, als stöchiometrisch notwendig wäre (zirka 20 % des Anmischwassers). Das überschüssige Wasser wird interkristallin eingelagert. Das vom Hersteller angegebene Mischungsverhältnis von Gipspulver zu Wasser muss eingehalten werden, um ein festes und porenarmes Modell zu erhalten.

7.1.3.2 Brennen des Gipses

Um abbindefähiges Gipspulver zu gewinnen, muss dem Rohgips drei Viertel des Kristallwassers entzogen werden. Dieser Vorgang wird als Dehydratation bezeichnet. Dafür gibt es zwei technische Verfahrensarten [10, 11]:

- **trockenes Brennen:** atmosphärisch im Brennofen mit Rührwerk bei 160 °C bis zu 8 h oder im Drehofen bei 200 °C in 2 h. Durch den schnellen, teilweise explosiven Austritt des Kristallwassers erhält man ein schuppiges, flockiges Produkt aus kleinen Kristalliten, das **β-Halbhydrat.**
- **nasses Brennen:** im Autoklaven mit Wasserdampf unter hohem Druck (5 bar) bei 120–160 °C für bis zu 48 h. Durch die längere Verfahrensdauer unter Wasserdampf wird Kristallwasser langsamer entzogen und man erhält ein kristallines Produkt aus kleinen nadelförmigen Kristallen, das **α-Halbhydrat.**

Beim Erhitzen des Gipses wird nicht nur das intrakristalline Wasser entzogen. Mit steigender Temperatur kommt es zu weiteren Umwandlungen der Kristallstruktur und schließlich zum Zerfall der Gipsmoleküle [12, 13]:

- 100 °C: Beginn der Umwandlung von Calciumsulfat-Dihydrat zu Calciumsulfat-Halbhydrat durch Abgabe von Kristallwasser.
- 100–200 °C: Beim atmosphärischen Brennvorgang bildet sich β-Halbhydrat, im Autoklaven bildet sich α-Halbhydrat. Beide Calciumsulfat-Halbhydrate binden mit Wasser schnell ab.
- 200–300 °C: Es bildet sich wasserlöslicher Calciumsulfat-Anhydrit III, der mit Wasser noch abbindet.
- 300–600 °C: Es bildet sich unlöslicher Calciumsulfat-Anhydrit II (totgebrannter Gips), der nicht abbindefähig ist.
- 600–800 °C: Es bildet sich schwerlöslicher Calciumsulfat-Anhydrit II (Estrichgips), der abbindefähig ist. Die Abbindezeit mit Wasser beträgt bis zu einer Woche.
- Ab 800 °C: Beginn des Zerfalls von Calciumsulfat ($CaSO_4$) in Calciumoxid (CaO) und Schwefeltrioxid (SO_3). Deshalb darf gipshaltige Einbettmasse (zum Gießen von nicht aufbrennfähigen Goldlegierungen) nur bis zu einer Temperatur von 700 °C vorgewärmt werden.
- Über 1.180 °C: Das gasförmige Schwefeltrioxid entweicht, Calciumoxid lagert sich im verbliebenen Calciumsul-

fat ein. Ob sich dabei Calciumsulfat-Anhydrit I bildet, wird kontrovers diskutiert.

7.1.3.3 Abbindereaktion von Gips

Die Abbindereaktion von Gips stellt die Rückreaktion des Brennprozesses dar. Durch Zugabe von Wasser wird aus dem Calciumsulfat-Halbhydrat das Calciumsulfat-Dihydrat (Abb. 7.8). Dieser Vorgang wird als Rehydratation bezeichnet.

Abbindephasen: Calciumsulfat-Halbhydrat wird im folgenden Text mit „Halbhydrat" abgekürzt, Calciumsulfat-Dihydrat mit „Dihydrat".

- Das Halbhydrat löst sich in Wasser. Dies ist ein endothermer Vorgang, der allerdings nur kurzzeitig messbar ist. Sobald das Halbhydrat-Pulver mit Wasser in Berührung kommt, beginnt die Umwandlung zum Dihydrat durch intrakristalline Wasseraufnahme. Dies ist ein exothermer Prozess, bei dem sich der Gipsbrei auf etwa 40 °C erwärmt. Die Löslichkeit von Halbhydrat in Wasser ist etwa fünfmal höher als von Dihydrat. Durch das Lösen des Halbhydrats entsteht bereits nach einigen Sekunden eine übersättigte Lösung, aus der das Dihydrat ausfällt.
- Durch das Ausfällen des Dihydrats kann sich weiteres Halbhydrat lösen. Dieser Vorgang setzt sich kontinuierlich fort, es entsteht ein dynamisches Gleichgewicht. Ist ausreichend Dihydrat ausgefällt, bildet es die Kristallisationskeime für das Wachstum der nadelförmigen Dihydratkristalle.
- Die nadelförmigen Kristalle des Dihydrats wachsen aufeinander zu und bilden allmählich ein Gefüge, das immer dichter wird. Dadurch verfestigt sich der Gips, er härtet aus. Gleichzeitig behindern sich die Kristalle gegenseitig beim Wachstum, sodass ein Druck nach außen resultiert; der Gips expandiert. Der Prozess des Kristallwachstums dauert vergleichsweise lange. Die Abbindereaktion, das Aushärten, ist weitgehend abgeschlossen, wenn der Gips nach etwa 45 min wieder Raumtemperatur erreicht hat. Das überschüssige Anmischwasser wird interkristallin eingelagert.

Gips ist chemisch betrachtet Calciumsulfat. Die Modifikationen haben unterschiedliche intrakristalline Wassergehalte. Die intrakristallinen Wassergehalte werden in den Formeln mit „·" symbolisiert.

$CaSO_4$	Calciumsulfat-Anhydrit
$CaSO_4 \cdot ½\ H_2O$	Calciumsulfat-Halbhydrat (-Subhydrat)
$CaSO_4 \cdot 2\ H_2O$	Calciumsulfat-Dihydrat

Abbindereaktion von Gips:

$$CaSO_4 \cdot ½\ H_2O + 1\ ½\ H_2O \rightleftharpoons CaSO_4 \cdot 2\ H_2O$$

Calciumsulfat-Halbhydrat + Wasser ⇌ Calciumsulfat-Dihydrat

Abb. 7.8 Reaktionsgleichung der Abbindereaktion von Gips und Wasser

Typ	Bezeichnung	Kristallform	Anwendung
1	Abdruckgips	β-Halbhydrat	Abformung beim Patienten
2 (Klasse 1)	Artikulationsgips	β-Halbhydrat	Fixieren der Modelle im Artikulator
2 (Klasse 2)	Modellgips	β-Halbhydrat	wird nicht mehr verwendet
3	Modellhartgips	α-Halbhydrat	Situations-, Planungsmodell; Arbeitsmodell für individuelle Löffel, Kunststoffprothesen
4	Superhartgips, geringe Expansion	α-Halbhydrat	Gegenkiefer-, Sägemodell, Meistermodell
5	Superhartgips, hohe Expansion	α-Halbhydrat	Arbeitsmodell für Totalprothesen

Tab. 7.3 Einteilung der Dentalgipse gemäß DIN EN ISO 6873:2013 [2]

Der Nachweis für die Theorie, dass die Aushärtung des Gipses über eine Gelbildung durch Dihydrat bewirkt wird, wurde nicht erbracht [1, 11].

7.1.3.4 Dentalgipse und deren Anwendung

Gemäß der DIN EN ISO 6873:2013 [2] werden Dentalgipse in 5 Typen mit unterschiedlichen Eigenschaften eingeteilt, nach denen sich ihre Anwendung richtet (Tab. 7.3).

7.1.3.5 Beeinflussung der physikalischen Eigenschaften

Durch den Hersteller:

Bereits beim Brennen des Gipses im Autoklaven zur Herstellung von α-Halbhydrat wird durch Zusätze (Mineralisatoren) die Größe und Form der entstehenden Kristalle beeinflusst. α-Halbhydratkristalle, die kleiner und kürzer sind, haben eine größere Oberfläche und mehr Berührungspunkte. Es wird weniger Anmischwasser benötigt, da sich die Löslichkeit erhöht. Der Gips bindet schneller ab und der abgebundene Gips ist dichter und fester [1, 11]. Das beim atmosphärischen Brennen entstehende β-Halbhydrat löst sich schnell in Wasser. Der Gips bindet ebenfalls schnell ab, bleibt aber relativ weich, die Expansion ist gering.

Durch Zusätze im gebrannten Gipspulver werden die Eigenschaften für den jeweiligen Verwendungszweck eingestellt. Dies geschieht durch Beeinflussung der Lösungsgeschwindigkeit des Calciumsulfat-Halbhydrats, durch Beschleunigung oder Verzögerung der Bildung von Kristallisationskeimen und des Kristallwachstums von Calciumsulfat-Dihydrat nach dem Mischen mit Wasser. Zusätze beeinflussen die Abbindezeit, die Festigkeit und die Expansion [13].

Es gibt Superhartgipse, die „kunststoffstabilisiert“ oder „-vergütet“ sind. Das Gipspulver enthält wasserlösliche Kunstharze, zum Beispiel 3 % wasserlösliches Melaminharz [14].

Dadurch erhöhen sich die Druckfestigkeit und die Härte des Modells, auch die Fließfähigkeit beim Ausgießen wird verbessert. Das Melaminharz (chem.: Melamin-Formaldehyd-Harz) wird als Pulver im un- oder teilvernetzten Zustand und mit einem chemischen Katalysator dem Gipspulver zugegeben. Beim Anmischen mit Wasser erfolgt die Polykondensation

zu einem Duroplast (synthetischen Duromer). Dabei wird Wasser freigesetzt, aber auch Formaldehyd [1, 11]. Parallel dazu bindet das Calciumsulfat-Halbhydrat durch Aufnahme von Kristallwasser zu Calciumsulfat-Dihydrat ab.

Calciumsulfat-Halbhydrat wird im folgenden Text mit „Halbhydrat" abgekürzt, Calciumsulfat-Dihydrat mit „Dihydrat":

Beschleunigung der Abbindezeit:

- Anorganische Säuren (zum Beispiel Schwefelsäure) und anorganische Salze (zum Beispiel Natriumchlorid, Kaliumsulfat) in geringer Konzentration erhöhen die Löslichkeit des Halbhydrats. Die Löslichkeit des Dihydrats wird verringert, sodass es schneller auskristallisiert und so die Geschwindigkeit der Kristallisationskeimbildung erhöht.
- Dihydrat in geringer Konzentration stellt die Kristallisationskeime zur Verfügung, sodass deren Bildungszeit übersprungen wird.

Verzögerung der Abbindezeit:

- Organische Säuren (zum Beispiel Essigsäure, Zitronensäure) und deren Salze (zum Beispiel Natriumacetat, Natriumcitrat) lösen sich im Anmischwasser, sodass die organischen Säurereste die gelösten Calciumionen komplexieren können. Die Calciumionen werden länger in Lösung gehalten und so das Auskristallisieren des Dihydrats verlangsamt.
- Phosphate und Borate verringern die Löslichkeit des Halbhydrats und damit die Geschwindigkeit des Dihydrat-Kristallwachstums.
- Organische Kolloide (zum Beispiel Gelatine) verzögern die Bildung von Kristallisationskeimen durch Erhöhung der Viskosität, was die Diffusionsgeschwindigkeit aller Teilchen in der Lösung verringert.

Bei allen chemischen Zusätzen ist zu beachten, dass der Einfluss von der Konzentration des Zuschlagsstoffes abhängig ist, die meist sehr niedrig ist. Es liegen hier keine linearen Abhängigkeiten vor. Bei höheren Konzentrationen kann sich die Wirkung umkehren [12].

Durch den Zahntechniker:

Die Angaben der Hersteller zur Verarbeitung von Dentalgipsen beziehen sich auf das Mischungsverhältnis Pulver zu Wasser, die Rührzeit, die Verarbeitungszeit und die Wartezeiten bis zum Entformen und Weiterarbeiten. Diese Empfehlungen sollten eingehalten werden, um die Festigkeit, Härte, Expansion und das Abbindeverhalten des Gipses nicht zu verändern. Zum Beispiel beträgt die Verarbeitungszeit von Artikulationsgips zirka 3 min, um die Modelle schnell im Artikulator fixieren zu können. Hartgips und Superhartgips weisen dagegen eine Verarbeitungszeit von zirka 6 min auf, was ausreicht, um vier Abformungen auszugießen. Chemische Zusätze sollten im Dentallabor nicht zugemischt werden, da diese die Qualität des Gipses meist verschlechtern. Unterschiedliche Gipssorten benötigen ein unterschiedliches Pulver-Wasser-Verhältnis und sollten nicht vermischt werden, die Eigenschaften des Endproduktes sind dann meist ungenügend. Gips muss bei Raumtemperatur trocken gelagert und das Haltbarkeitsdatum muss beachtet werden.

Mischungsverhältnis von Pulver zu Wasser: Das optimale Mischungsverhältnis wird vom Hersteller angegeben. Gips- und Wassermenge müssen vor dem Mischen abgemessen werden.

Bezeichnung	Pulvermenge in mg	Wassermenge in ml
Artikulationsgips	100	35–40
Hartgips	100	30
Superhartgips	100	18–25

Tab. 7.4 Beispiele für das Mischungsverhältnis bei Dentalgips

Calciumsulfat-Halbhydrat wird im folgenden Text mit „Halbhydrat" abgekürzt, Calciumsulfat-Dihydrat mit „Dihydrat":

- **Mehr Wasser:** Der Gipsbrei ist dünnflüssiger. Es dauert länger, bis die Lösung aus Halbhydrat übersättigt ist und Dihydrat ausfällt (s. oben). Dadurch verlängert sich die Abbindezeit. Da der Anteil des interkristallinen Wassers höher ist, weist der abgebundene Gips eine geringere Dichte auf, Festigkeit und Härte sind niedriger, die Porosität höher.
- **Weniger Wasser**: Der Gipsbrei ist zähflüssiger, das Ausgießen von Abformungen kann dadurch erschwert werden. Die Abbindezeit verkürzt sich. Da der Anteil des interkristallinen Wassers niedriger ist, weist der abgebundene Gips eine höhere Dichte auf, Festigkeit und Härte sind höher, die Porosität geringer.

Qualität des Wassers:

- **Destilliertes Wasser** zum Anmischen von Gips wird von den Herstellern empfohlen, um die angegebenen Eigenschaften zu erzielen. Destilliertes (entionisiertes) Wasser enthält keine Salze (zum Beispiel Natriumchlorid, Calciumcarbonat) und keine gelösten Gase.
- **Leitungswasser** (Trinkwasser) enthält gelöste Salze. Diese können die Abbindezeit und die Expansion beeinflussen. In Leitungswasser sind Gase aus der Luft (Sauerstoff, Stickstoff) gelöst. Da Gips sich beim Abbinden bis 40 °C erwärmt, entweicht die gelöste Luft, dies erhöht die Porosität des abgebundenen Gipses. Da Leitungswasser kalt ist (zirka 16 °C), verlängert es die Abbindezeit.

Temperatur des Wassers: Die Hersteller empfehlen einen Temperaturbereich von 20 °C–30 °C. Da Materialien, Werkzeuge und Geräte die Raumtemperatur annehmen, hat diese ebenfalls Einfluss auf die Abbindezeit.

- **Temperatur unter 20 °C:** Die Abbindezeit verlängert sich, da die Löslichkeit von Halbhydrat in kaltem Wasser geringer ist.
- **Temperatur 30 °C–40 °C:** Die Abbindezeit verkürzt sich, da die Löslichkeit von Halbhydrat in warmem Wasser höher ist.
- **Temperatur über 40 °C:** Die Abbindezeit verlängert sich, da sich die Umwandlung von Halbhydrat zu Dihydrat verzögert [12].

Rührzeit: Gips sollte 60 s lang manuell mit einem Spatel gerührt werden oder 30 s lang maschinell unter Vakuum. Für Superhartgips wird das maschinelle Rühren unter Vakuum empfohlen, da die Vermischung gleichmäßiger wird, was die Abbindezeit verringert und die Festigkeit erhöht. Rühren unter Vakuum verringert zudem die Porosität.

Wird beim manuellen Anrühren länger und dabei schnell gerührt, löst sich das Gipspulver besser, die Abbindezeit verkürzt sich dadurch. Wird zu lange gerührt, kann es jedoch zu einer Verlangsamung der Abbindereaktion kommen, da das Auskristallisieren gestört wird, indem die entstandenen nadelförmigen Kristalle immer wieder zerkleinert werden. Dadurch verringert sich auch die Festigkeit des abgebundenen Gipses. Dies gilt ebenfalls beim Verrühren von nachträglich zugegebenem Wasser, wenn der Gips zu erstarren beginnt („totrühren").

Lagerung: Calciumsulfat-Halbhydrat zieht Feuchtigkeit aus der Luft an, es ist hygroskopisch. Daher muss Gipspulver vor allem trocken und in einem geschlossenen Behältnis gelagert werden. Eine Lagerung bei zirka 23 °C und zirka 50 % Luftfeuchtigkeit ist anzustreben [1, 11]. Bei feuchter Lagerung oder Kontakt mit Wasser beginnt die Umwandlung des Calciumsulfat-Halbhydrats in das Calciumsulfat-Dihydrat. Das Gipspulver wird allmählich unbrauchbar, weil es nur noch sehr langsam abbindet, sich die Festigkeit verringert und die Expansion sich erhöht. Die Empfindlichkeit gegenüber Feuchtigkeit hängt auch von der Art des Rohgipses ab. Superhartgipse aus Synthesegips sind stärker hygroskopisch als Superhartgipse aus Mineralgips.

Im Dentallabor werden Artikulationsgips und Hartgips zur Entnahme in Silos oder großen Schubladen aufbewahrt. Ein Silo hat den Vorteil, dass der Gips auf Knopfdruck von oben in den Mischbecher rieselt und dadurch nicht unbeabsichtigt mit Wasser in Berührung kommen kann. In eine offene Schublade kann eher mal Wasser hineintropfen, auch über eine nasse Handschaufel oder einen nassen Spatel, mit denen Gips entnommen wird.

Superhartgips wird meist in Kunststoffbehältern mit Schraubdeckel gelagert. Nach der Entnahme von Gips muss der Behälter gleich wieder zugeschraubt werden. Es gibt auch kleinere Silos für Superhartgips, die Silo, Waage und Wasserspender in einem sind. Die Werte für die benötigten Mengen an Wasser und Superhartgips werden eingegeben und gespeichert. Der Mischbecher für das Vakuumrührgerät wird zum Befüllen auf die Waagefläche unter der Siloöffnung platziert.

Gipspulver ist relativ unempfindlich gegenüber Temperaturschwankungen. Unter normalen Bedingungen (Raumtemperatur) ist eine Lagerung problemlos möglich. Wird sehr kalter Gips, zum Beispiel nach Transport im Winter, in eine warme Umgebung gebracht, kondensiert Wasser an der Oberfläche der Verpackung. Diese sollte erst geöffnet werden, wenn der Gips die Umgebungstemperatur angenommen hat, da sonst Feuchtigkeit auf dem Pulver kondensiert.