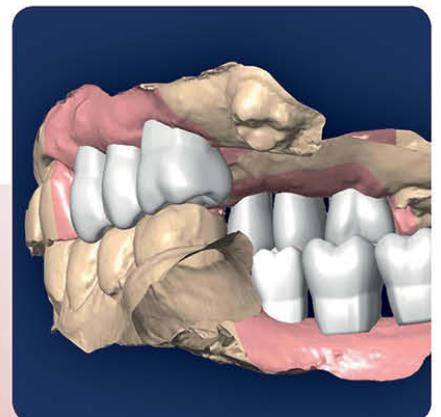
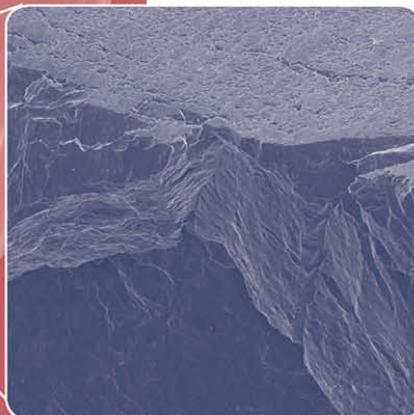
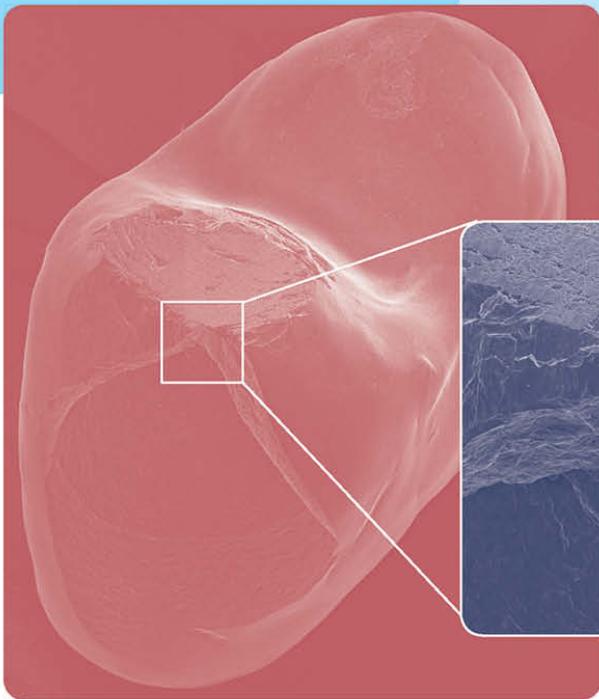


Werkstoffkunde in der Zahnmedizin

Moderne Materialien und Technologien

Herausgegeben von
Martin Rosentritt
Nicoleta Ilie
Ulrich Lohbauer

 Online-Version in der eRef



Werkstoffkunde in der Zahnmedizin

Moderne Materialien und Technologien

Herausgegeben von

Martin Rosentritt, Nicoleta Ilie, Ulrich Lohbauer

Unter Mitarbeit von

Michael Behr, Renan Belli, Aldo R. Boccaccini,
Jon Forstreuter, Roland Frankenberger,
Uwe Gbureck, Robert Gmeiner, Sebastian Hahnel,
Markus Kraft, Albert Mehl, Verena Preis, Sven Reich,
Markus Schmidtke, Daniel Snétivy, Jürgen Stampfl,
Bogna Stawarczyk, Roland Strietzel, Michael Wendler,
Julia Will, Bernd Wöstmann, Moritz Zimmermann

442 Abbildungen

Georg Thieme Verlag
Stuttgart • New York

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek
Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Ihre Meinung ist uns wichtig! Bitte schreiben Sie uns unter:
www.thieme.de/service/feedback.html

Wichtiger Hinweis: Wie jede Wissenschaft ist die Medizin ständigen Entwicklungen unterworfen. Forschung und klinische Erfahrung erweitern unsere Erkenntnisse, insbesondere was Behandlung und medikamentöse Therapie anbelangt. Soweit in diesem Werk eine Dosierung oder eine Applikation erwähnt wird, darf der Leser zwar darauf vertrauen, dass Autoren, Herausgeber und Verlag große Sorgfalt darauf verwandt haben, dass diese Angabe **dem Wissensstand bei Fertigstellung des Werkes** entspricht.

Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag jedoch keine Gewähr übernommen werden. **Jeder Benutzer ist angehalten**, durch sorgfältige Prüfung der Beipackzettel der verwendeten Präparate und gegebenenfalls nach Konsultation eines Spezialisten festzustellen, ob die dort gegebene Empfehlung für Dosierungen oder die Beachtung von Kontraindikationen gegenüber der Angabe in diesem Buch abweicht. Eine solche Prüfung ist besonders wichtig bei selten verwendeten Präparaten oder solchen, die neu auf den Markt gebracht worden sind. **Jede Dosierung oder Applikation erfolgt auf eigene Gefahr des Benutzers.** Autoren und Verlag appellieren an jeden Benutzer, ihm etwa auffallende Ungenauigkeiten dem Verlag mitzuteilen.

© 2018 Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstr. 14
70469 Stuttgart
Deutschland
www.thieme.de

Printed in Germany

Umschlaggestaltung: Thieme Gruppe
Zeichnungen: Karin Baum, Paphos, Zypern;
Fa. willscript Dr. Wilhelm Kuhn, Tübingen
Redaktion: Saskia Dittgen, Kloster Lehnin
Satz: L42 AG, Berlin
Druck: aprinta druck GmbH, Wemding

DOI 10.1055/b-005-143308

ISBN 978-3-13-240108-2

1 2 3 4 5 6

Auch erhältlich als E-Book:
eISBN (PDF) 978-3-13-240123-5
eISBN (epub) 978-3-13-240124-2

Geschützte Warennamen (Warenzeichen ®) werden nicht immer besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann also nicht geschlossen werden, dass es sich um einen freien Warennamen handelt.

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

Die abgebildeten Personen haben in keiner Weise etwas mit der Krankheit zu tun.

Anschriften

Herausgeber

Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin **Rosentritt**
UKR Uniklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Prof. Dr. Nicoleta **Ilie**
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
Goethestr. 70
80336 München

Prof. Dr.-Ing. Ulrich **Lohbauer**
Universitätsklinikum Erlangen
Zahnklinik 1 – Zahnerhaltung und Parodontologie
Forschungslabor für dentale Biomaterialien
Glückstr. 11
91054 Erlangen

Mitarbeiter

Prof. Dr. med. dent. Michael **Behr**
Universitätsklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Dr. med. dent. Renan **Belli**
Universitätsklinikum Erlangen
Zahnklinik 1 – Zahnerhaltung und Parodontologie
Forschungslabor für dentale Biomaterialien
Glückstr. 11
91054 Erlangen

Prof. Dr.-Ing. habil. Aldo R. **Boccaccini**
Universität Erlangen-Nürnberg
Lehrstuhl Biomaterialien
Cauerstr. 6
91058 Erlangen

Jon **Forstreuter**
EVE Erst Vetter GmbH
Neureutstr. 6
75210 Keltern

Univ.-Prof. Dr. Roland **Frankenberger**
Philipps-Universität Marburg
Zentrum für ZMK
Abteilung für Zahnerhaltungskunde
Georg-Voigt-Str. 3
35039 Marburg

Prof. Dr. rer. nat. Uwe **Gbureck**
Universitätsklinikum Würzburg
Abtl. f. Funktionswerkstoffe der Medizin
und der Zahnheilkunde
Pleicherwall 2
97070 Würzburg

Dr. Robert **Gmeiner**
Technische Universität Wien
Institut für Werkstoffwissenschaft
und Werkstofftechnologie/E308
Getreidemarkt 9 Gebäude BE
1060 Wien
Österreich

Prof. Dr. med. dent. Sebastian **Hahnel**
Universitätsklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Prof. Dr. Nicoleta **Ilie**
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
Goethestr. 70
80336 München

Dr. Markus **Kraft**
CAMLOG Biotechnologies GmbH
Margarethenstrasse 38
4053 Basel
Schweiz

Prof. Dr.-Ing. Ulrich **Lohbauer**
Universitätsklinikum Erlangen
Zahnklinik 1 – Zahnerhaltung und Parodontologie
Forschungslabor für dentale Biomaterialien
Glückstr. 11
91054 Erlangen

Prof. Dr. Dr. Albert **Mehl**
Klinik für Präventivzahnmedizin
Parodontologie und Kariologie
Abteilung für computergestützte restaurative Zahnmedizin
Plattenstrasse 11
8032 Zürich
Schweiz

PD Dr. Verena **Preis**
UKR Uniklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Univ.-Prof. Dr. med. dent. Sven **Reich**
Universitätsklinikum Aachen
Zentrum für Implantologie
Lehr- und Forschungsgebiet
Computergestützte Zahnmedizin in der
Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomaterialien
Pauwelsstr. 30
52074 Aachen

Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin **Rosentritt**
UKR Uniklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Markus **Schmidtke**
EVE Erst Vetter GmbH
Neureutstr. 6
75210 Kelters

Dr. Daniel **Snétivy**
Neckarsulmstrasse 28
2540 Grenchen
Schweiz

Prof. Dr. Jürgen **Stampfl**
Technische Universität Wien
Institut für Werkstoffwissenschaft
und Werkstofftechnologie/E308
Getreidemarkt 9 Gebäude BE
1060 Wien
Österreich

PD Dr. Dipl.-Ing. (FH), MSc Bogna **Stawarczyk**
Klinikum der Universität München
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Campus Innenstadt
Goethestr. 70
80336 München

PD Dr. Roland **Strietzel**
BEGO Bremer Goldschlägerei
Wilh.-Herbst GmbH & Co. KG
Wilhelm-Herbst-Str. 1
28359 Bremen

Dr. med. dent. Michael **Wendler**
Universitätsklinikum Erlangen
Zahnklinik 1 – Zahnerhaltung und Parodontologie
Forschungslabor für dentale Biomaterialien
Glückstr. 11
91054 Erlangen

Dr. Julia **Will**
Universitätsklinikum Erlangen-Nürnberg
Lehrstuhl Biomaterialien
Cauerstr. 6
91058 Erlangen

Prof. Dr. med. dent. Bernd **Wöstmann**
Universitätsklinikum Gießen
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Schlangenzahl 14
35392 Gießen

Dr. med. dent. Moritz **Zimmermann**
Klinik für Präventivzahnmedizin,
Parodontologie und Kariologie
Abteilung für computergestützte restaurative Zahnmedizin
Plattenstrasse 11
8032 Zürich
Schweiz

Inhaltsverzeichnis

Teil I Einführung

1	Materialauswahl und grundlegende Unterscheidungen	17
	<i>N. Ilie, U. Lohbauer, M. Rosentritt</i>	

Teil II Zahnärztliche Materialien

2	Abformmaterialien	23
	<i>B. Wöstmann</i>	

2.1	Einleitung	23	2.3	Materialspezifische Charakteristika ...	29
2.2	Grundsätzliche Anforderungen an Abformmaterialien	23	2.3.1	Elastomere	29
2.2.1	Präzision	23	2.3.2	Polysaccharide	37
2.2.2	Oberflächenreproduktion und Fließfähigkeit	24	2.3.3	Sonstige Abformmassen	40
2.2.3	Hydrophilie	24	2.4	Klinische Aspekte	41
2.2.4	Deformierbarkeit und Rückstellvermögen	25	2.4.1	Abformverfahren	41
2.2.5	Reißfestigkeit	26	2.4.2	Abformlöffel	44
2.2.6	Dimensionsstabilität	27	2.4.3	Modellherstellung	47
2.2.7	Desinfizierbarkeit	28	2.4.4	Biologische Parameter	49
2.2.8	Kompatibilität mit Modellmaterialien	28	2.4.5	Verbesserung der Resultate durch Standardisierung	49
2.2.9	Biokompatibilität	29	2.5	Klinische Studien	50

3	Adhäsive	56
	<i>R. Frankenberger</i>	

3.1	Einleitung	56	3.4	Wertung der Adhäsivsysteme	68
3.2	Definitionen und Voraussetzungen ...	57	3.5	Klinische Aspekte	70
3.2.1	Schmelzhaftung	58	3.5.1	Klinische Realität beim Dentinbonding ...	70
3.2.2	Dentinhaftung	60	3.5.2	Klinische Hürden bei der Anwendung ...	71
3.3	Klassifikation der Adhäsivsysteme ...	64	3.5.3	Biokompatibilität von Adhäsiven	73
3.3.1	Self-etch-Adhäsive	64	3.5.4	Postoperative Hypersensitivitäten	73
3.3.2	Adhäsive zur Polymerisation ohne Licht ..	65	3.5.5	Anwenderstudien	74
3.3.3	Adhäsive mit Füllkörperzusatz	65	3.6	Zusammenfassung	74
3.3.4	Universaladhäsive	66			
3.3.5	Konfigurationsfaktor und Haftung	67			

4	Glasionomerezemente	79			
	<i>U. Lohbauer</i>				
4.1	Einführung	79	4.4.2	Verschleiß und Ermüdung	84
4.2	Historische Entwicklung	79	4.4.3	Thermische Kompatibilität	84
4.3	Chemischer Aufbau und Abbindereaktion	80	4.4.4	Haftung an der Zahnhartsubstanz	85
			4.4.5	Kariostatische Eigenschaften	85
4.3.1	Säure-Base-Reaktion	80	4.4.6	Klinische Bewährung	85
4.3.2	Reaktive Ionomergläser	82	4.5	Verstärkungskonzepte	86
4.3.3	Polycarbonsäuren	83	4.5.1	Verringerung der Porosität	86
4.4	Materialeigenschaften	83	4.5.2	Partikelverstärkung	86
			4.5.3	Kunststoffmodifikation	87
4.4.1	Linear-elastische mechanische Eigenschaften	83	4.5.4	Kunststoffbeschichtung	87
5	Dentale Befestigungsmaterialien	92	4.6	Zusammenfassung	88
5.1	Aufgaben und klinische Anwendung ..	92	5.3	Phosphate	106
	<i>M. Behr, M. Rosentritt</i>		5.3.1	Zinkoxid-Phosphat-Zemente	106
5.1.1	Unterschiede Befestigung Zahn – Implantat	92	5.4	Polycarboxylate	109
5.1.2	Formen der Befestigung von Restaurationen	93	5.4.1	Zinkoxid-Carboxylat-Zemente	109
5.1.3	Einteilung der Befestigungsmaterialien ...	103	5.4.2	Glasionomerezemente	111
5.2	Phenolate	103	5.5	Polymethacrylate	117
	<i>M. Behr, S. Hahnel, M. Rosentritt</i>		5.5.1	Polycarbonsäuremodifizierte Komposite/ Kompomere	117
5.2.1	Zinkoxid-Eugenol-Zemente, Zinkoxid- Ethoxybenzoesäure-Zemente, eugenol- freie Zinkoxidzemente	103	5.5.2	Befestigungskomposite	118
6	Kunststoffe	130			
	<i>M. Rosentritt</i>				
6.1	Einleitung	130	6.2.8	Klinische Aspekte	140
			6.2.9	Zusammenfassung	141
6.1.1	Polymermaterialien	130	6.3	Prothesenkunststoffe	141
6.1.2	Polymerisation	132	6.3.1	Einführung	141
6.1.3	Monomere	133	6.3.2	Aufbau, Struktur, Zusammensetzung	142
6.1.4	Hilfsstoffe	134	6.3.3	Eigenschaften	147
6.1.5	Wichtige Begriffe	134	6.3.4	Grenzflächen	148
6.2	Temporäre Kunststoffe	135	6.3.5	Alterung, Degradation, Lebensdauer und Versagen	150
			6.3.6	Klinische Studien und Bewährung	150
6.2.1	Einführung	135	6.3.7	Klinische Aspekte	151
6.2.2	Klinische Herstellung	136	6.3.8	Zusammenfassung	151
6.2.3	Aufbau, Struktur, Zusammensetzung	136			
6.2.4	Eigenschaften	138			
6.2.5	Grenzflächen	138			
6.2.6	Beständigkeit und Degradation	139			
6.2.7	Klinische Studien und Bewährung	140			

6.4	Prothesenzähne	151	6.6.4	Grenzflächen	165
6.4.1	Einführung	151	6.6.5	Alterung, Degradation, Lebensdauer und Versagen	166
6.4.2	Aufbau, Struktur, Zusammensetzung	152	6.6.6	Klinische Studien und Bewährung	166
6.4.3	Eigenschaften	155	6.6.7	Klinische Aspekte	166
6.4.4	Grenzflächen	156	6.6.8	Zusammenfassung	167
6.4.5	Beständigkeit und Degradation	159	6.7	PAEK-Werkstoffe	167
6.4.6	Klinische Studien und Bewährung	160		<i>B. Stawarczyk, M. Rosentritt</i>	
6.4.7	Klinische Aspekte	160	6.7.1	Einführung	167
6.4.8	Zusammenfassung	160	6.7.2	Aufbau, Struktur, Zusammensetzung	167
6.5	Versiegelungsmaterialien und Lacke ..	160	6.7.3	Eigenschaften	167
6.5.1	Einführung	160	6.7.4	Grenzflächen	170
6.5.2	Aufbau, Struktur, Zusammensetzung	161	6.7.5	Alterung	171
6.5.3	Eigenschaften	162	6.7.6	Klinische Studien und Bewährung	171
6.5.4	Grenzflächen	162	6.7.7	Klinische Aspekte	172
6.5.5	Beständigkeit und Degradation	162	6.7.8	Zusammenfassung	173
6.5.6	Klinische Studien und Bewährung	163	6.8	Kunststoffe für spezielle Anwendungen	173
6.5.7	Klinische Aspekte	163	6.8.1	Kunststoffe für spezielle Anwendungen in subtraktiver, additiver, konventioneller oder lichthärtender Verarbeitung	173
6.5.8	Zusammenfassung	163	6.8.2	Kunststoffe zur Folienverarbeitung im Tiefziehverfahren	176
6.6	Faserverstärkte Kunststoffe	163			
6.6.1	Einführung	163			
6.6.2	Aufbau, Struktur, Zusammensetzung	164			
6.6.3	Eigenschaften	165			
7	Direkte und indirekte Komposite	183			
	<i>N. Ilie, B. Stawarczyk</i>				
7.1	Einführung	183	7.4.3	Klinische Aspekte	212
7.2	Aufbau, Struktur, Zusammensetzung ..	183	7.5	Indirekte Komposite	212
7.2.1	Organische Matrix	183	7.5.1	Kunststoffbasierte CAD/CAM-Materialien ..	212
7.2.2	Füllkörper	190	7.5.2	Verblendkomposite	222
7.2.3	Haftvermittler	194	7.6	Lichtpolymerisation	223
7.2.4	Initiatoren und andere Additive	195	7.6.1	Lichtpolymerisationsgeräte	223
7.3	Klassifikation und Entwicklungsschritte der Komposite	200	7.6.2	Klinische Aspekte der Lichtpolymerisation	225
7.4	Direkte Füllungskomposite	201	7.6.3	Tipps für eine korrekte Lichtpolymerisation	228
7.4.1	Kompositklassen	201	7.6.4	Polymerisation diverser Materialien	229
7.4.2	Eigenschaften plastischer Komposite	206	7.7	Zusammenfassung	232
8	Keramische Materialien	239			
	<i>U. Lohbauer, R. Belli, M. Wendler</i>				
8.1	Geschichtliche Entwicklung der Dentalkeramik	239	8.2	Glas und Keramik – Grundlagen	240
			8.2.1	Glas	240
			8.2.2	Keramik	240
			8.2.3	Glaskeramik	243

8.3	Rohstoffe und Aufbereitung	244	8.9	Verblendete Restaurationen	280
8.4	Herstellung und Formgebung	246	8.9.1	Mechanische Eigenschaften von Verblendsystemen	282
8.4.1	Additive Formgebung im Schlickerverfahren	246	8.9.2	Haftung zwischen Gerüst und Verblendung	283
8.4.2	Heißpressverfahren (Lost-wax-Verfahren)	246	8.9.3	Eigenspannungen	283
8.4.3	Subtraktive Formgebung im CAD/CAM-Verfahren	247	8.9.4	Verblendverfahren	284
8.5	Schmelzen und Sintern	248	8.10	Degradationsprozesse	287
8.6	Eigenschaften keramischer Materialien	250	8.10.1	Chemische Degradation durch Wasser ...	288
8.6.1	Thermische Eigenschaften	250	8.10.2	Mechanische Ermüdung	291
8.6.2	Mechanische Eigenschaften	250	8.11	Klinische Aspekte zu indirekten Keramikrestaurationen	293
8.6.3	Chemische und biologische Eigenschaften	258	8.11.1	Indikation: Die richtige Wahl treffen	293
8.6.4	Oberflächeneigenschaften	259	8.11.2	Biomechanik: Präparationsrichtlinien für den klinischen Erfolg	293
8.6.5	Optische Eigenschaften	262	8.11.3	Enorales Anpassen der Okklusion und Befestigungskonzepte	296
8.7	Aufbau und Mikrostruktur dental-keramischer Materialien	265	8.11.4	Reparatur und Nachsorge	297
8.7.1	Amorphe und kristalline Phasen	265	8.12	Klinischer Erfolg dentalkeramischer Restaurationen	297
8.7.2	Glasphase	267	8.12.1	Inlays und Onlays	298
8.7.3	Kristalline Phase	268	8.12.2	Einzelzahnkronen	299
8.7.4	Polykristalline Kornstrukturen	269	8.12.3	Mehrgliedriger festsitzender Zahnersatz ..	300
8.8	Beschreibung der Materialklassen	270	8.12.4	Zirkonoxid in der Implantologie	300
8.8.1	Silikatkeramiken	271	8.13	Ursachen und Strategien zur Vermeidung von Keramikfrakturen ...	300
8.8.2	Lithiumdisilikatglaskeramiken	273	8.13.1	Einführung in die Methode der klinischen Fraktografie	300
8.8.3	Lithiumsilikatglaskeramik	275	8.13.2	Ursachen für Frakturverluste	301
8.8.4	Oxidkeramiken (nichtsilikatische Keramiken)	275	8.13.3	Maßnahmen zur Vermeidung von Chippings und Frakturen	305
8.8.5	Verbundkeramiken	279			
9	Metalle	311			
	<i>R. Strietzel</i>				
9.1	Metallische Werkstoffe	311	9.3	Eigenschaften der Metalle	323
9.1.1	Geschichte	311	9.3.1	Schmelzpunkt und Schmelzintervall	323
9.1.2	Lieferformen	311	9.3.2	Wärmeausdehnungskoeffizient	326
9.1.3	Metall als Medizinprodukt	311	9.3.3	Mechanische Eigenschaften	326
9.2	Definitionen und Einteilung	311	9.3.4	Chemische Eigenschaften	330
9.2.1	Struktur der Metalle	313	9.3.5	Biologische Eigenschaften	334
9.2.2	Einteilung nach Indikation	315	9.4	Herstellung von metallischen Gerüsten	337
9.2.3	Einteilung nach Verarbeitung	316	9.4.1	Konventionelle Herstellungsverfahren ...	337
9.2.4	Einteilung nach Zusammensetzung	317	9.4.2	CAD/CAM-Verfahren	339

9.5	Einfluss der zahntechnischen Verarbeitung auf die Eigenschaften von Dentallegierungen	340	9.6.2	Metall-Kunststoff-Verbundsysteme	344
9.6	Verbundsysteme mit Metallen	340	9.7	Fügetechniken für Metalle	346
9.6.1	Metall-Keramik-Verbundsysteme	340	9.8	Beschichtungen	347
10	Präparations-, Schleif- und Poliermittel	353			
	<i>M. Schmidtke, J. Forstreuter</i>				
10.1	Einführung	353	10.4.2	Form des Polierers	358
10.2	Vorbemerkungen zum Schleifen und Polieren	353	10.4.3	Randbemerkung – Körnungsgröße und der große Unterschied zu diamantierten Instrumenten	361
10.2.1	Körnungen	353	10.5	Politur der verschiedenen Materialklassen	362
10.2.2	Schnittgeschwindigkeiten/Rotationsenergie auf der Oberfläche	354	10.5.1	Einleitung	362
10.2.3	Hartmetallinstrumente	355	10.5.2	Amalgam	362
10.2.4	Diamantinstrumente	355	10.5.3	Komposite	362
10.2.5	Keramisch gebundene Werkzeuge	355	10.5.4	VMK – Verbund-Metall-Keramik	363
10.2.6	Gummipolierer	356	10.5.5	Silikatkeramiken als Einzelversorgung, Inlay oder Onlay	364
10.3	Finieren	356	10.5.6	Monolithische Zirkonoxidkronen	364
10.3.1	Finieren verschiedener Materialien	356	10.5.7	Vollkeramik	364
10.4	Intraorale Politur	357	10.5.8	Randbemerkung zum Thema Glanzbrand	365
10.4.1	Einleitung	357	10.6	Aufbereitung von Polierern	365
11	Implantat- und Abutmentwerkstoffe	368			
	<i>D. Snétivy, M. Kraft</i>				
11.1	Einführung	368	11.3.6	Klinische Erfahrung mit Zirkoniumdioxid-Implantaten	376
11.2	Titan und Titanlegierungen	369	11.4	PEEK und PEKK	376
11.2.1	Einleitung	369	11.4.1	Einleitung	376
11.2.2	Reintitan	370	11.4.2	Struktur und Eigenschaften	377
11.2.3	Titanlegierungen	371	11.4.3	Beständigkeit gegen Chemikalien, Temperatur und Alterung	378
11.2.4	Korrosionsbeständigkeit	372	11.4.4	Biokompatibilität	379
11.2.5	Biokompatibilität	372	11.4.5	Klinische Erfahrung	379
11.2.6	Klinische Erfahrung	373	11.5	Goldlegierungen, Kobalt-Chrom, Tantal	380
11.3	Zirkoniumdioxid	373	11.5.1	Goldlegierungen	380
11.3.1	Einleitung	373	11.5.2	Kobalt-Chrom	380
11.3.2	Zirkoniumdioxid als Implantat- und Abutmentwerkstoff	374	11.5.3	Tantal	380
11.3.3	Besondere mechanische Eigenschaften von kristallinen Keramiken	375	11.5.4	Kombination von Metallen und Kontaktkorrosion	380
11.3.4	Biokompatibilität	375			
11.3.5	Klinische Erfahrung mit Zirkoniumdioxid-Abutments	376			

11.6	Oberflächen	380	11.6.2	Weichgewebeintegration	382
11.6.1	Osseointegration	380			
12	Knochenersatzmaterialien				386
	<i>J. Will, A. Boccaccini, U. Gbureck</i>				
12.1	Einleitung	386	12.5	Einteilung der KEM anhand ihrer chemischen Zusammensetzung	393
12.2	Anatomische Grundlagen	386	12.5.1	Hydroxylapatit	393
12.3	Mechanismen der Knochenregeneration	387	12.5.2	Trikalziumphosphate	394
12.4	Einteilung der KEM nach ihrer Herkunft	387	12.5.3	Biphasische Werkstoffe	394
12.4.1	Autogene Transplantate	391	12.5.4	Kalziumphosphatzemente	394
12.4.2	Allogene Transplantate	391	12.5.5	Bioaktive Gläser	395
12.4.3	Xenogene Transplantate	392	12.5.6	Polymere	395
12.4.4	Alloplastische Transplantate	393	12.5.7	Kompositmaterialien (Verbundwerkstoffe)	396
			12.6	Zusammenfassung	396
13	Speichelersatzmittel				400
	<i>S. Hahnel</i>				
13.1	Einführung	400	13.2.3	Eigenschaften von klinischen Speichelersatzmitteln	401
13.2	Klinische Speichelersatzmittel	400	13.3	Speichelersatzmittel für Laboruntersuchungen	404
13.2.1	Zusammensetzung	400			
13.2.2	Anforderungen an klinische Speichelersatzmittel	401			
Teil III Moderne Technologien					
14	Digitale Abformmethoden				409
	<i>S. Reich, B. Wöstmann</i>				
14.1	Einleitung	409	14.4	Historische Entwicklung	418
14.2	Funktionsprinzipien der Scannersysteme	409	14.5	Zukünftige Entwicklungen	419
14.3	Workflow	411	14.6	Aktuelle Abformsituation	419
14.3.1	Versorgung natürlicher Zähne	411	14.7	Aktuelle Bewertung digitaler Systeme	420
14.3.2	Implantatversorgung	413			
15	CAD/CAM-Technologie				425
	<i>M. Zimmermann, A. Mehl</i>				
15.1	Einführung	425	15.2	Digitaler Workflow und CAD/CAM-Komponenten	427
15.1.1	Geschichte der CAD/CAM-Technologie ...	425	15.2.1	Digitaler Workflow	427
15.1.2	Dentale CAD/CAM-Technologie	425	15.2.2	Interventionsmöglichkeit	428
			15.2.3	Kompatibilität	428

15.2.4	Verfahrensmöglichkeiten des Digitalen Dentalen Workflow.....	429	15.4.2	Berechnungsverfahren.....	435
15.2.5	Materialien.....	431	15.4.3	Vorteile.....	436
15.3	Digitalisierungsverfahren.....	431	15.5	CAM-Software.....	437
15.3.1	Prinzipien der 3D-Oberflächenerfassung .	431	15.5.1	Prinzip.....	437
15.3.2	Methoden der 3D-Oberflächenerfassung .	432	15.6	Fertigungsverfahren.....	439
15.3.3	Intraoralscanner.....	432	15.6.1	Prinzip.....	439
15.3.4	Laborscanner.....	434	15.6.2	Additive Fertigungsverfahren.....	439
15.3.5	Vorteile Digitalisierungsverfahren.....	434	15.6.3	Subtraktive Fertigungsverfahren.....	440
15.3.6	Nachteile Digitalisierungsverfahren.....	435	15.6.4	Chairside- und Labside-Fertigungsverfahren	441
15.4	CAD-Software.....	435	15.7	CAD/CAM-Indikationsspektrum.....	442
15.4.1	Prinzip.....	435			
16	Additive Fertigung in der digitalen Zahnmedizin.....	448			
	<i>J. Stampfl, R. Gmeiner</i>				
16.1	Einleitung.....	448	16.3	Anwendungen in der Zahnmedizin....	452
16.2	Verfügbare additive Fertigungstechnologien.....	448	16.3.1	Zahntechnische Modelle als Ersatz für Gipsmodelle.....	453
16.2.1	Wannen-Fotopolymerisation („vat photopolymerization“).....	448	16.3.2	Direkte Herstellung von Restaurationen ..	453
16.2.2	Pulverbettsschmelzen („powder bed fusion“ – PBS).....	450	16.3.3	Bohrschablonen für die Implantologie....	453
16.2.3	Materialdruck („material jetting“).....	451	16.3.4	Aufbissschienen für die Kieferorthopädie .	454
			16.3.5	Verlorene Wachsformen (Lost-wax-Modell).....	454
17	Innovative Technologien.....	456			
	<i>V. Preis, M. Rosentritt</i>				
17.1	Einleitung.....	456	17.4.2	Werkstoffe.....	459
17.2	Selektives Lasermelting (SLM).....	456	17.4.3	Indikationen und Studien.....	459
17.2.1	Technik.....	456	17.5	Fräsen und Sintern.....	459
17.2.2	Werkstoffe.....	457	17.5.1	Technik.....	459
17.2.3	Indikationen und Studien.....	457	17.5.2	Werkstoffe.....	459
17.3	Gussverfahren mit 3D-Modell.....	457	17.5.3	Indikationen und Studien.....	459
17.3.1	Technik.....	457	17.6	Fräsen und Kleben: digitale Prothesen.....	459
17.3.2	Werkstoffe.....	457	17.6.1	Technik.....	459
17.3.3	Indikationen und Studien.....	457	17.6.2	Werkstoffe.....	460
17.4	Funkenerosion.....	458	17.6.3	Indikationen und Studien.....	460
17.4.1	Technik.....	458			
	Sachverzeichnis.....	462			

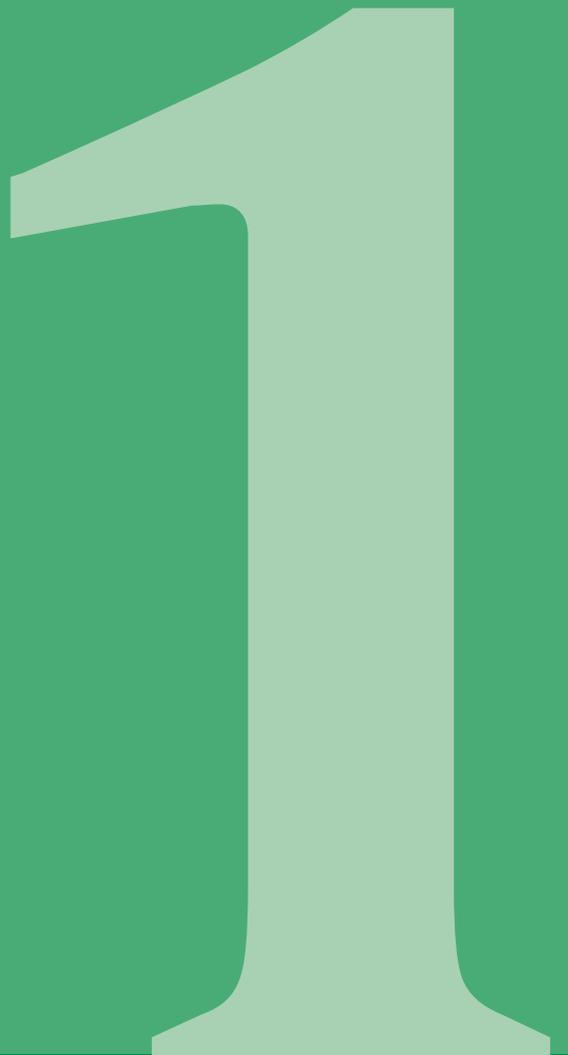
Teil I

Einführung

1	Materialauswahl und grundlegende Unterscheidungen	17
---	---	----



Kapitel 1
Materialauswahl und
grundlegende
Unterscheidungen



1 Materialauswahl und grundlegende Unterscheidungen

N. Ilie, U. Lohbauer, M. Rosentritt

Die Vielfalt dentaler Materialien ist enorm und ermöglicht den Anwendern eine optimierte Auswahl auch für spezielle Indikationen. Welches Material für eine klinische Anwendung am besten geeignet erscheint, hängt von einer Vielzahl verschiedenster Kriterien ab. Da für ein erfolgreiches Produkt verschiedene Personengruppen Verantwortung tragen, ergeben sich die Kriterien wiederum aus den unterschiedlichen Sichtweisen der beteiligten Gruppen (► Abb. 1.1).

Für den Patienten stehen bei der Entscheidung sicherlich Kriterien wie Erscheinungsbild, Kosten und Zufriedenheit im Vordergrund, während der Zahnarzt neben diesen und anderen Aspekten auch Funktion, Zugänglichkeit und Haltbarkeit der Versorgung in Betracht ziehen wird. Es kommen die Faktoren Genauigkeit, Fertigungsmöglichkeiten oder zeitliche Ansätze der Herstellung hinzu, wenn die Versorgung im zahntechnischen Labor gefertigt wird. Befragt man die Wissenschaftler, stehen optimale Eigenschaften oder das gute Langzeitverhalten einer Restauration im Fokus. Die Herstellerseite legt Wert auf gute Handling- und Verarbeitungseigenschaften und

reproduzierbare Qualität. Diese oft sehr unterschiedlichen Anforderungen überlagern sich dabei immer wieder: Ein Material mit prinzipiell guten Eigenschaften, das aber vom Zahnarzt als schlecht oder schwierig zu bearbeiten eingeschätzt wird, wird nicht immer den Weg in die Praxis finden. Beim Zahnarzt und auch beim Zahntechniker kommen persönliche Aspekte hinzu, wie gute Erfahrungen mit einem Lieferanten oder das Vertrauen in die Produkte eines bestimmten oder ihnen bekannten Herstellers. Die Patienten wiederum werden, z.T. inspiriert durch Werbung oder ihr persönliches Umfeld, bestimmte, oftmals innovative oder besonders ansprechende Produkte anfragen. Zahnarzt und Zahntechniker sollten daher in Bezug auf **innovative Materialien und Verfahren** (z. B. intraorale Abformung, 3D-Druck) immer auf dem neuesten Stand sein. Auch eine intensive und konstruktive Kommunikation bzw. Feedback zwischen den beteiligten Gruppen ist daher unerlässlich.

Die Auswahl eines Materials ist ein multifaktorielles Thema, bei dem man erkennt, dass es nicht das optimale Material für eine spezielle Anwendung gibt, sondern dass nur durch das gemeinsame Abwägen aller Vor- und Nachteile ein gangbarer Kompromiss von allen Beteiligten getragen werden kann.

Eine erste wichtige Information in diesem Fachbuch soll sein, dass der Anwender leicht erkennt, welche Materialien für welche **Indikationen** eingesetzt werden können und welche Anforderungen die beschriebenen Materialien hierbei erfüllen können. Daneben sollen Aufbau und Struktur der Materialien erläutert werden, um daraus ein Verständnis für die spezifischen Materialeigenschaften zu entwickeln. Die Kenntnis der einzelnen Inhaltsstoffe und der Zusammensetzung der Materialien sowie deren Verarbeitung ist die Basis jeder erfolgreichen Anwendung.

Vonseiten der Materialforschung ist es von Bedeutung, die Werkstoffgruppen anhand ihrer mechanischen Parameter grob zu unterteilen (► Tab. 1.1). Die chemischen

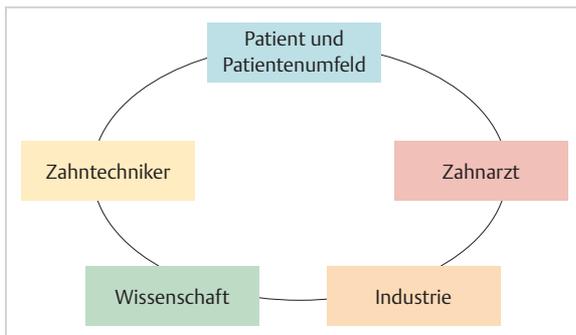


Abb. 1.1 Beteiligte. An einer Versorgung beteiligte Personengruppen.

Tab. 1.1 Größenordnung typischer mechanischer Eigenschaften indirekter Materialien.

Eigenschaft	Kunststoff		Kunststoff/ Keramik	Keramik			Legierung	
	PEEK	Komposite	Hybridmaterial	Feldspat	Li-S / Li ₂ S	ZrO ₂	Nichtedelmetall (CoCr)	Edelmetall
Biegefestigkeit (MPa)	165	100–200	160	100–150	350–450	900–1400	450–550*	350–550*
E-Modul (GPa)	3,5	10–15	30	45–70	70–90	200	150–240	75–150
Bruchzähigkeit (MPa·m ^{0,5})	4–5	<2	1,5	1,1	2,5	5–10	>50	>50

* 0,2% Dehngrenze

und physikalischen Grundlagen bestimmen auch für die praktische Anwendung wichtige und grundlegende Eigenschaften und Unterschiede zwischen Materialklassen, so z. B. die Verformbarkeit der Metalle oder das spröde Verhalten von Keramiken. Klinische Fragen, ob z. B. Festigkeit und Härte für eine Anwendung im Seitenzahnbereich mit Belastungen von bis zu 1000N überhaupt ausreichend ist, müssen geklärt werden. Wenn Risse entstehen, kann man anhand der Bruchzähigkeit beurteilen, wie schnell sich diese ausbreiten werden. Für einen Laien können einige Kennwerte allerdings verwirrend oder auf den ersten Blick unlogisch erscheinen. Wie können Materialien den gleichen E-Modul besitzen, wie z. B. eine Kobalt-Chrom-Legierung und eine Zirkonoxidkeramik mit ca. 200 GPa, aber trotzdem komplett unterschiedliche Festigkeit aufweisen?

Um die Materialoptionen weiter einschätzen zu können, helfen Informationen zu physikalischen (Wärmeausdehnung, Schrumpfung, Stress etc.), biologischen (Toxizität, Mutagenität, Allergien etc.) und ästhetischen (Farbe, Transluzenz, Verfärbung etc.) Eigenschaften. Diese entscheiden über die grundlegenden Einsatzmöglichkeiten eines Materials. Ein Beispiel: Für metallische Kronen kann eine Tangentialpräparation gewählt werden, da der metallische Kronenrand sehr dünn auslaufen kann, während für keramische Kronen zwingend eine abgerundete Hohlkehle oder Stufe präpariert werden muss, da der Kronenrand sonst aufgrund der Sprödigkeit der Keramik ausbrechen droht.

Weitere wichtige Inhalte für den klinischen Alltag liefern die Informationen zu den eingesetzten **Fertigungs- und Verarbeitungstechnologien**: Wie wird ein Material richtig verarbeitet und was muss besonders beachtet werden? Prinzipiell gleiche Materialien können so unterschiedlich verarbeitet werden, dass sich daraus unterschiedliche Produkteigenschaften und Anwendungsmöglichkeiten ergeben. Keramiken können z. B. gepresst, geschichtet oder geschliffen werden. Denkt man an die Zahnhaftung, kann bei der Zahnvorbehandlung unter Umständen auf das Ätzen verzichtet werden oder es kann Zahnschmelz selektiv bzw. Dentin und Schmelz zusammen geätzt werden, und dies teilweise bei Verwendung des gleichen Adhäsivsystems. ► Abb. 1.2 zeigt am Beispiel von Kunststoff verschiedene Verarbeitungsverfahren und daraus resultierende Kombinationsmöglichkeiten.

Aufgrund dieser vielfältigen Möglichkeiten Materialien und Verarbeitungstechniken zu kombinieren, verliert der Anwender leicht den Überblick und es besteht das Risiko, dass sich unbewusst Fehler einschleichen. Weitere klinische Probleme können daraus resultieren, dass Verarbeitungsschritte einzelner Produkte fälschlicherweise generalisiert oder auf andere Materialien oder Materialklassen übertragen werden. Nicht selten kommt es zu einer Zweckentfremdung der eigentlich für eine spezifische Anwendung konzipierten Materialien (z. B. Befestigung von Restaurationen mit Flowkomposit) oder zu Not-

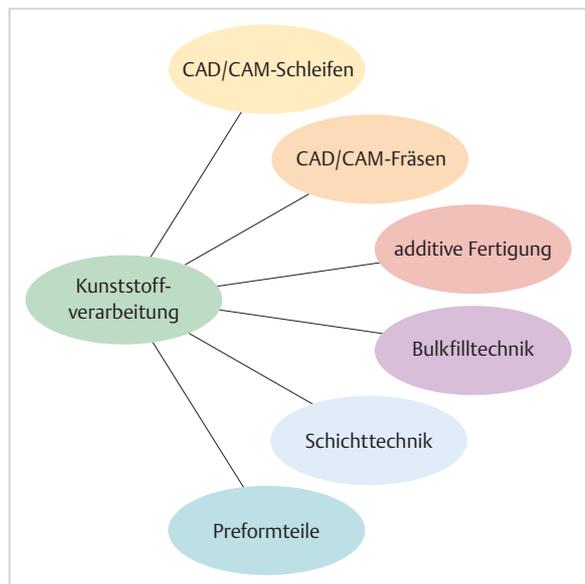


Abb. 1.2 Verarbeitungsverfahren. Möglichkeiten der Kunststoffverarbeitung in der Zahnmedizin.

lösungen und Improvisationen. Eile und Hektik des Alltags begünstigen dies. Ein Beispiel hierfür kann die inkonsequente Belichtung von direkten Kompositen sein, deren Materialeigenschaften durch unzureichende Lichtpolymerisation drastisch reduziert werden können. Die Kompetenz und Erfahrung der Anwender bei Indikationsstellung, Materialauswahl, Verarbeitung und der Eingliederung der Versorgung tragen deshalb entscheidend zum Erfolg bei. Ein Blick auf die Verarbeitungsanleitung oder zumindest das grafische Ablaufschema muss vor der Anwendung obligatorisch sein. Der Erfolg einer Restauration hängt zu 70% vom Behandler und lediglich zu 30% vom dem eingesetzten Material und seiner Verarbeitungstechnik ab.

Noch komplexer wird eine Materialentscheidung durch das Zusammenspiel der einzelnen Materialien und ihre Wechselwirkung an den **Grenzflächen**. Sehr offensichtlich ist dies beim Haftverbund zwischen Zahn und Restauration, bei dem das Material, die Vorbehandlung, die Präparation, die Reinigung, die Aktivierung (Primer) oder die Art des Befestigungsmaterials eine entscheidende Rolle spielen.

Insgesamt erscheint es für den Anwender wichtig, bereits vor Beginn der Arbeiten, also bereits vor der Präparation, die Planung über den kompletten Verlauf der Arbeiten abgeschlossen zu haben und bereits zu diesem Zeitpunkt zu wissen, wie eine Versorgung bis hin zum Föhnen und Polieren verarbeitet werden muss. Natürlich gibt es besonders patientenabhängige, unberechenbare Faktoren, wie eine erschwerte Zugänglichkeit, Würgereize, Blutungen oder erhöhte Speichelbildung, die es manchmal nötig machen von der definierten Materialaus-

wahl oder dem geplanten Vorgehen (z. B. der Befestigung) doch abweichen zu müssen. Im Notfall oder bei Versagen einer Restauration sollten verschiedene Möglichkeiten der Reparatur bekannt sein und entsprechende Materialien vorgehalten werden.

Wichtige Parameter, um die Eignung von Materialien beurteilen zu können, sind darüber hinaus die Untersuchung von **Alterungs- und Degradationseffekten** sowie die Analyse von Versagensmustern (Korrosion, pH-Resistenz, Fraktografie etc.), um die Lebensdauer von Materialien und Versorgungen abzuschätzen. Hierzu können sicherlich einzelne Materialparameter, wie das Elastizitätsmodul oder die Festigkeit bestimmt werden. Hilfreich und realitätsnäher sind aber auch zyklische Ermüdungstests und Bauteilprüfungen. Um im Labor möglichst klinisch relevant zu prüfen, werden z. B. in der sogenannten Kausimulation klinisch relevante Versorgungen, die teilweise auf extrahierten Humanzähnen befestigt wurden, einer künstlichen Alterung durch Kauen im feuchten Medium und unter thermischen Wechsellasten unterzogen. Anhand der Nachstellung dieser klinischen Parameter im Zeitraffer wird es möglich, die Auswirkungen des kli-

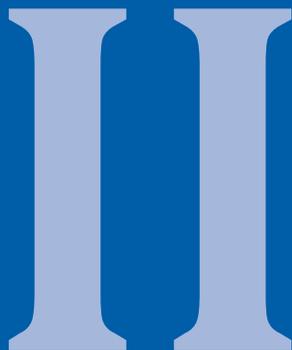
nischen Alltags nachzuahmen und Überlebensraten einzuschätzen. Diese präklinischen Testverfahren können im Vorfeld meist unter vergleichbar kostengünstigen Bedingungen erste Eignungen der neuen Materialien ausloten. Zwingend notwendige prospektive und retrospektive klinische Studien können durch diese In-vitro-Studien nicht ersetzt werden. Klinische Studien müssen deshalb immer als endgültige Entscheidungsgrundlage für ein Material oder eine Therapieform stehen.

Dem Anwender hilft dieses Buch darüber hinaus mit Informationen zu klinischen Aspekten wie Verarbeitungshinweisen, häufig auftretenden Problemen, Reparaturoptionen oder einfach praxisbezogenen Tipps und Tricks. Wer sich weiter mit der entsprechenden Materie beschäftigen möchte, dem sind die aktuellen Literatur- und Videohinweise ans Herz gelegt. Man sollte sich bewusst machen, dass viele der am Markt verfügbaren Materialien gute bis exzellente Eigenschaften und somit das Potenzial für einen langfristigen klinischen Erfolg besitzen. Voraussetzung hierfür ist aber immer eine Kombination aus Kenntnis der Materialien und dem Wissen um ihre richtige Verarbeitung.

Teil II

Zahnärztliche Materialien

2	Abformmaterialien	23
3	Adhäsive	56
4	Glasionomerezemente	79
5	Dentale Befestigungsmaterialien	92
6	Kunststoffe	130
7	Direkte und indirekte Komposite	183
8	Keramische Materialien	239
9	Metalle	311
10	Präparations-, Schleif- und Poliermittel	353
11	Implantat- und Abutmentwerkstoffe	368
12	Knochenersatzmaterialien	386
13	Speichelersatzmittel	400



Kapitel 2

Abformmaterialien

2.1	Einleitung	23
2.2	Grundsätzliche Anforderungen an Abformmaterialien	23
2.3	Materialspezifische Charakteristika	29
2.4	Klinische Aspekte	41
2.5	Klinische Studien	50



2 Abformmaterialien

B. Wöstmann

2.1 Einleitung

Die Abformung von Zähnen und Kieferabschnitten stellt gestern wie heute ein ebenso komplexes wie problematisches Gebiet der Zahnheilkunde dar. Die Qualität des Abformergebnisses entscheidet maßgeblich über den Erfolg zahlreicher zahnärztlicher Behandlungsmaßnahmen, vor allem jedoch über das Ergebnis einer prothetischen Versorgung, da ohne Modell die derzeitige dentale Technik undenkbar ist. Alle heute für permanente festsitzende Restaurationen verwendeten Werkstoffe können nicht direkt im Munde des Patienten verarbeitet werden, sondern bedürfen einer externen – auch wenn chairside gefräst (Cerec) – (zahn)technischen Anfertigung. Damit stellt die Abformung, die man auch als „dreidimensionale Erfassung der anatomischen Patientensituation“ begreifen kann, die entscheidende Basis für die sich anschließenden technischen Prozesse bei der Herstellung des Zahnersatzes dar. Dies trifft gleichermaßen für konventionelle Abformtechniken, wie auch für den digitalen, intraoralen Scan (Kap. 14) zu.

Merke

Die vielfach gebrauchte Bezeichnung „Abdrucknahme“, welche unnötigerweise die Anwendung eines mehr oder weniger großen Druckes in den Vordergrund rückt, sollte durch den zutreffenderen Begriff „Abformung“ ersetzt werden.

Die Anfänge der Abformung liegen im 18. Jahrhundert, als Pfaff die Abformung – allerdings zunächst noch ohne Abformlöffel – unter Benutzung von verflüssigtem Siegelwachs beschrieb [52] und durch Ausgießen des gewonnenen Negativs mit Gips ein Modell herstellte. 1820 war mit der Beschreibung des Abformlöffels durch Delabarre [102] bereits das noch heute gültige Prinzip der Abformung erreicht: Ein wie auch immer geformter Materialträger wird mit Abformmasse beschickt und den darzustellenden anatomischen Strukturen aufgedrückt. Bemerkenswert erscheint, dass schon in den Anfängen der Abformungspraxis der Einfluss der Abformmasse auf das Abformergebnis erkannt wurde.

Die meisten Abformmaterialien wurden allerdings erst während der letzten 100 Jahre entwickelt. Lediglich die zur Darstellung unterschrittener Gebiete mehr oder weniger als ungeeignet anzusehenden Materialien wie Gips, Stents-Masse (Kombination verschiedener Wachsarten; erstmalig 1857 von Stent beschrieben [102]) oder Gutta-percha fanden schon vorher Verwendung. Eine zufriedenstellende Darstellung schwer abzuförmender Unter-

schnitte gelang erst 1926 mit der Einführung der Hydrokolloide [90] und der Alginat (ab ca. 1940) [115]. Die heute insbesondere zur Abformung präparierter Zahnhartsubstanz vorwiegend eingesetzten Polyether (Impregum, 3M) wurden erstmals 1964, A-Silikone ca. 1975 vorgestellt, nachdem als erste synthetische Präparate Polysulfide und danach C-Silikone bereits 1954/1955 Eingang in die Zahnheilkunde gefunden hatten.

Die Innovationen der letzten Jahre betreffen in erster Linie Detailverbesserungen, da sich am grundsätzlichen Prinzip der Abformung seit Jahrzehnten nichts mehr geändert hat. Weiterentwicklungen betrafen die Bereitstellung von Silikon-Polyether-Hybriden mit dem Ziel, die positiven Eigenschaften von Polyethern mit denen der A-Silikone zu kombinieren, die Optimierung des Verhältnisses von Verarbeitungszeit zur Mundverweildauer, die Verbesserung automatischer Mischverfahren, die Hydrophilisierung der Abformmassen sowie die Methoden des Weichgewebsmanagements [11], [13], [125], [130].

2.2 Grundsätzliche Anforderungen an Abformmaterialien

2.2.1 Präzision

Die technischen Genauigkeitsanforderungen an die einzelnen Abformmassen sind in den jeweiligen Normen für die Materialien definiert (► Tab. 2.1). Sie betreffen die lineare Schrumpfung bei der Vernetzung, die Rückstellung nach Verformung und die Fähigkeit der Materialien zur Oberflächenreproduktion. Für die klinische Anwendung sind diese Daten jedoch nur wenig aussagekräftig und waren daher auch nur in Ausnahmefällen Gegenstand einer diesbezüglichen wissenschaftlichen Untersuchung.

In der Literatur verfügbare Daten beruhen vornehmlich auf einem **Vergleich** einer abzuförmenden Ausgangssituation mit dem aus der Abformung erhaltenen Modell bzw. es wird sogar die Präzision des **gesamten** Arbeitsablaufs anhand der erreichten Passgenauigkeit der definitiven Restauration geprüft. Dies betrifft sowohl die Reproduktion des gesamten Kieferbogens als auch die Darstellung des einzelnen Zahnes beziehungsweise präparierten Zahnstumpfes. Je nach klinischer Aufgabenstellung kommt dabei entweder der Reproduktion des Kieferbogens (z. B. Teilprothese, umfangreiche Implantatversorgung) oder der des Einzelzahns (z. B. Inlay, Krone) die größere Bedeutung zu.

Tab. 2.1 Normen zu Abformmaterialien.

Material	Norm
Abformgips	ISO 6873: 2013
Alginate	ISO 21563: 2013
Guttapercha	–
Hydrokolloide	ISO 21563: 2013
Polyether	ISO 4823: 2015
Polysulfide	ISO 4823: 2015
Silikone	ISO 4823: 2015
thermoplastische Massen	ISO keine – ANSI/ADA 3
Zink-Oxid-Eugenol Pasten	ISO keine – ANSI/ADA 16

2.2.2 Oberflächenreproduktion und Fließfähigkeit

Die Fähigkeit einer Abformmasse, eine Oberfläche zu reproduzieren, hängt wesentlich von ihrer Fließfähigkeit (Viskosität) ab. Grundsätzlich gilt, je fließfähiger ein Material ist, desto besser werden Oberflächendetails wiedergegeben. Auf der anderen Seite darf die Viskosität aber nicht zu niedrig sein, damit das Material nicht aus dem Löffel herausläuft. In diesem Zusammenhang sind strukturviskose Abformmassen vorteilhaft. Unter **Strukturviskosität** versteht man das Verhalten eines Materials, unter Scherbelastung (etwa beim Auspressen durch eine Mischkanüle bzw. Applikationsspritze oder auch beim Einbringen in den Mund mit einer Erhöhung der Fließfähigkeit (Senkung der Viskosität) zu reagieren. Dieses Phänomen entsteht vornehmlich durch parallele Ausrichtung langkettiger Moleküle unter der Scherbelastung, die parallel ausgerichtet besser aneinander „vorbeigleiten“ können. Nach Wegfall der Scherbelastung führt die Brown'sche-Molekularbewegung sehr schnell zu einer Aufhebung der Parallelität und damit wieder zu einem Viskositätsanstieg.

Ein vergleichbares Verhalten zeigen thixotrope Materialien, deren Viskosität unter Scherbelastung ebenfalls abnimmt. Anders als die Strukturviskosität beruht **Thixotropie** dagegen vornehmlich auf der Ausbildung von Wasserstoffbrücken zwischen den Molekülen, die so zu großen Komplexen aggregieren. Unter Scherung werden diese Brücken zerstört, womit sich zwanglos der Einfluss der Belastungsdauer auf die Viskositätsverringering erklärt. Der Aufbau neuer Wasserstoffbrücken benötigt ebenfalls mehr Zeit als die bloße Umorientierung der Moleküle. Ein durch thixotropes Verhalten bedingter Viskositätsanstieg dauert dementsprechend lange, er kann sogar Monate in Anspruch nehmen.

2.2.3 Hydrophilie

Die vollständige Benetzung der Präparation durch die Abformmasse besonders im Bereich der Präparationsgrenze ist Grundvoraussetzung für eine gelungene Abformung.

Obwohl es bisher nach wie vor unklar ist, welche Materialeigenschaften insbesondere die Benetzungsfähigkeit einer Abformmasse beschreiben [20], [106], wird allgemein die Hydrophilie des Materials als ein wesentlicher erfolgsbestimmender Faktor angesehen [69], [87], [88]. Zusätzlich ist die **Benetzbarkeit** der Oberfläche der Abformung bei der Modellherstellung von großer Wichtigkeit, da sie der Entstehung von Luftblasen entgegenwirkt [58]. Dementsprechend hat die Hydrophilie einer Abformmasse insgesamt großen Einfluss nicht nur auf die Genauigkeit der Abformung als solche, sondern auch auf das Ergebnis der Modellherstellung.

Im Allgemeinen wird die Kontaktwinkelmessung am liegenden Tropfen als ein geeignetes Verfahren zur Bestimmung der Hydrophilie von Abformmaterialien angesehen. Dabei handelt es sich um ein optisches Verfahren, bei dem ein Tropfen (4–5 µl) einer Prüflüssigkeit (i. d. R. Wasser) auf die zu charakterisierende Oberfläche aufgebracht und der Randwinkel des Tropfens mit der Oberfläche über einen Zeitraum von mehreren Sekunden betrachtet wird. Je besser die Oberfläche von der Flüssigkeit benetzt wird, desto kleiner fällt der Randwinkel aus, so dass dieser üblicherweise im Zusammenhang mit Wasser als direktes Maß für die Hydrophilie einer Abformmasse verwendet wird (► Abb. 2.1).

Die Problematik des Verfahrens besteht darin, dass eine definierte Messung nur an abgebundenen Massen möglich ist. Etwaige Veränderungen der Hydrophilie des Materials während der Vernetzungsphase bleiben unberücksichtigt. Insgesamt ist der Aussagewert von Kontaktwinkeldaten im Hinblick auf das klinisch zu beobachtende Anfließverhalten von Abformmassen daher eingeschränkt [12], [13].

Versuche, die klinische Situation im Labor mithilfe von Sulkusmodellen nachzustellen, um den Einfluss von Feuchtigkeit auf das Abformresultat zu bestimmen, scheinen die klinische Realität zwar besser abzubilden, sie sind aber sehr aufwendig und wurden daher nur in Einzelfällen unternommen [107], [127].

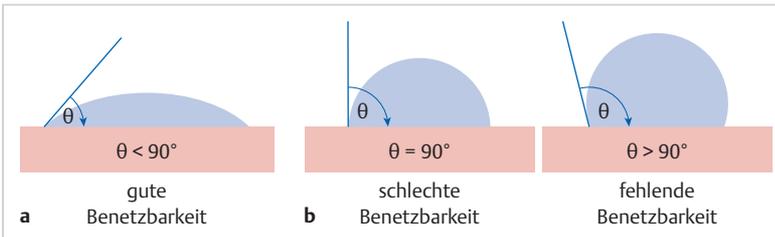


Abb. 2.1 Kontaktwinkelmethode zur Bestimmung der Hydrophilie von Abformmassen:

- a hydrophiles Material
- b hydrophobes Material

2.2.4 Deformierbarkeit und Rückstellvermögen

Praktisch keine klinische Situation, die es abzuformen gilt, ist frei von Unterschnitten. Aus diesem Grund muss ein Abformmaterial deformierbar sein, damit die Abformung in toto aus dem Mund entfernt werden kann. Ist es das nicht (starre Abformmaterialien), bleibt nichts anderes übrig als die Abformung im Mund zu zerbrechen und anschließend die Bruchstücke wieder zusammenzufügen.

Idealerweise müsste sich ein Abformmaterial bei einer Deformation vollkommen elastisch verhalten und sich nach Entlastung vollkommen zurückstellen (Hook-Verhalten; ► Abb. 2.2a). Aufgrund des polymeren Charakters der heute verwendeten, nichtstarrten Abformmassen ist eine Deformation immer mit einer – abhängig vom Ausmaß der Belastung – irreversiblen Umorganisation der Molekülketten verbunden. Aus diesem Grund ist nach einer Deformation eines polymerisierten Abformmaterials eine bleibende Verformung unausweichlich (► Abb. 2.2b).

Neben der chemischen Natur der Abformmasse wird das Rückstellvermögen einer Abformmasse wesentlich vom Ausmaß und der Dauer der Deformation bestimmt [6], [63], [75]. Auch der **Polymerisationsgrad** der Abformmasse hat einen Einfluss, da Materialien mit höherem Polymerisationsgrad ein verbessertes elastisches Verhalten zeigen. Der Polymerisationsgrad gibt an, wie viele monomere Moleküle während der Polymerisation sich durchschnittlich zum Makromolekül verkettet haben. Dementsprechend lassen sich durch Verlängerung der Mundverweildauer (Polymerisationszeit) die elastischen Eigenschaften des Abformmaterials verbessern. Dies betrifft insbesondere Polyether, bei denen in den ersten Minuten nach der klinisch erkennbaren Erhärtung der Masse die Polymerisation noch maßgeblich weiter voranschreitet und ein höherer Polymerisationsgrad erzielt wird [6], [12], [63]. Demgegenüber kann eine Verkürzung der Mundverweildauer zu einer Erhöhung der bleibenden Deformation führen [63].

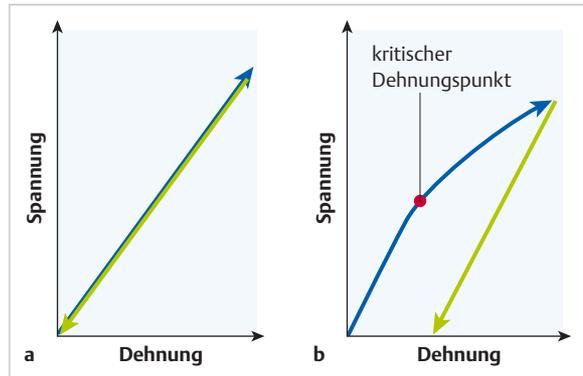


Abb. 2.2 Rückstellverhalten einer Abformmasse. Ideales Rückstellverhalten:

- a reales Rückstellverhalten
- b blau: Deformation, grün: Rückstellung

Das Ausmaß der bleibenden Deformation bei elastomeren Abformmaterialien wird üblicherweise in einem Kompressionsversuch geprüft (ISO 4323). Untersuchungen der bleibenden Deformation nach Zugbelastung fehlen dagegen fast vollständig [71]. Besonders bei niedrigviskosen Abformmassen, die bei ihrer klinischen Anwendung einer erheblichen Elongation ausgesetzt sein können (Elongation einer dünnen Fahne im Sulkusbereich bei der Entnahme der Abformung), ist allerdings von einer hohen klinischen Relevanz auch der bleibenden Deformation nach Zugbelastung auszugehen [67], [68].

Das beste Rückstellvermögen zeigen die Silikone, die sich nahezu wie ein Hook-Material verhalten, sofern ihr kritischer Dehnungspunkt (► Abb. 2.2b, roter Punkt) nicht überschritten wird [33]. Insbesondere A-Silikone können selbst nach 60%iger Dehnung eine Rückstellung von > 99% erreichen [67], [68], [71] (► Abb. 2.3).

Das Rückstellverhalten ist überdies abhängig von der Dehngeschwindigkeit: Schnell gedehntes Material stellt sich genauer in die ursprüngliche Form zurück, als langsam gedehnte Proben (**viskoelastisches Verhalten**) [28].

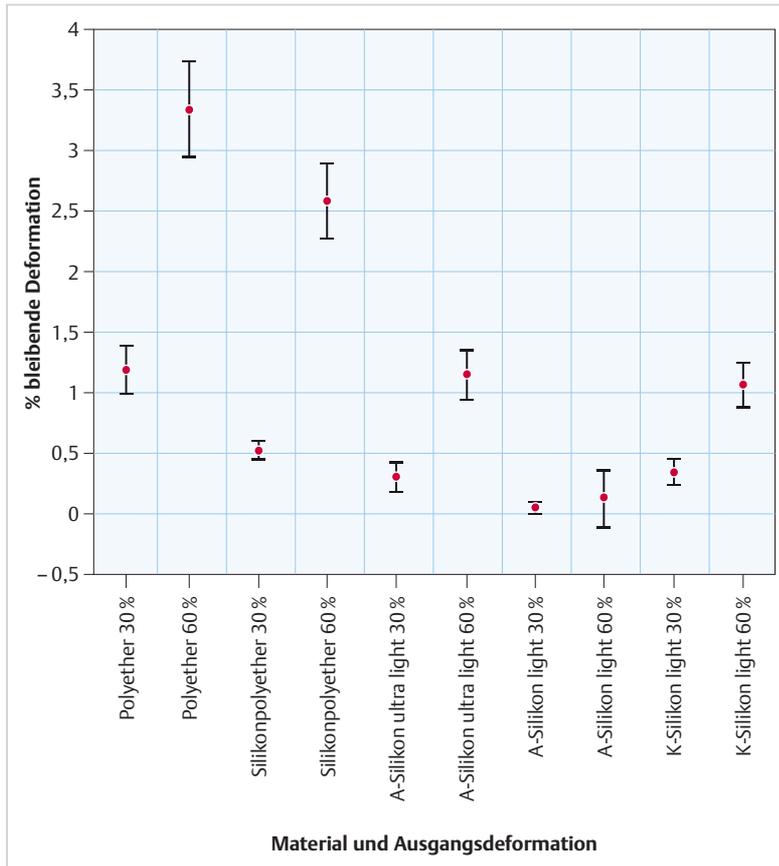


Abb. 2.3 Bleibende Deformation nach Elongation verschiedener Abformmassen.

2.2.5 Reißfestigkeit

Die Reißfestigkeit ist ein wichtiger Parameter zur Charakterisierung der Abformmasse. Dabei sind die Anforderungen an die Reißfestigkeit in Abhängigkeit vom geplanten Einsatzzweck durchaus unterschiedlich: Zur Darstellung **subgingivaler Anteile** ist eine möglichst hohe Reißfestigkeit wünschenswert, damit einerseits die fehlerfreie Darstellung der infragingivalen Bereiche gelingt und andererseits kein Material – möglicherweise unerkannt – im Sulcus verbleibt und eine Fremdkörperreaktion hervorruft [76]. Sofern Material in den **Interdentalraum** eingeflossen ist, darf die Reißfestigkeit nicht so hoch sein, dass die Masse nicht wieder entformt werden könnte. Dies gilt insbesondere für Abformungen mit in situ befindlichen festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen, die wegen der erforderlichen niedrigen Reißfestigkeit der Abformmasse praktisch nur mit Alginaten (oder Agarmassen) möglich ist. Üblicherweise wird die Reißfestigkeit im Zugversuch mit einem hantelförmigen Prüfkörper bestimmt. Mathematisch wird dazu der Quotient der beim Zerreißen aufgetretenen Kraft und der ursprünglichen (!) Querschnittsfläche der Probe gebildet. Dies führt zu einem versuchsinerentem Problem, da sich bei der Dehnung des Probekörpers nämlich der Querschnitt kontinuierlich verringert (► Abb. 2.4).

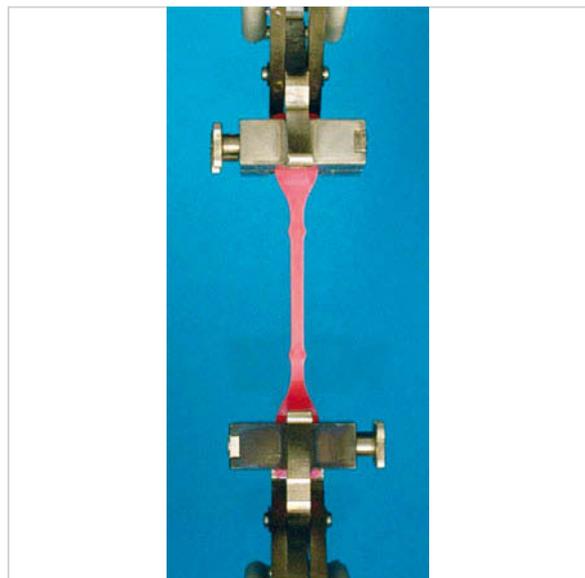


Abb. 2.4 Deformation eines Probekörpers im Zugversuch.

Insbesondere bei stark dehnbaren Materialien (z. B. Polyethern) hat sich im Verlauf der Dehnung der tatsächliche Querschnitt der Probe beim endgültigen Riss deutlich gegenüber dem Ausgangsquerschnitt reduziert, so dass der errechnete Wert für die Reißfestigkeit erheblich unter der tatsächlichen Festigkeit des Materials liegt. Aus dieser Perspektive ist es sinnvoller, anstelle der auf den Ursprungsquerschnitt bezogenen Reißfestigkeit eines Materials die zum Zerreißen der Probe notwendige Energie zu bestimmen, die der Fläche unter dem Graphen im Kraft-Weg-Diagramm entspricht [53]. Dies entspricht auch eher der klinischen Situation (► Abb. 2.5).

Die Zugabe von Verzögerern oder Verdünnern führt im Allgemeinen zu einer Reduktion der Reißfestigkeit [108].

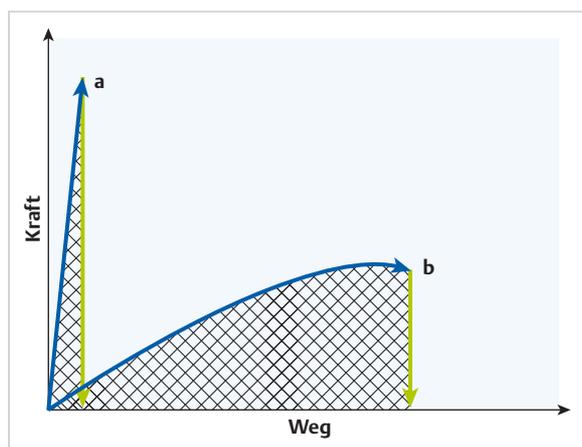


Abb. 2.5 Reißfestigkeit und Reißenergie. Hohe Kraft bei geringem Weg, trotzdem kleine Reißenergie (a). Geringere Kraft bei erheblich stärkerer Deformation, trotzdem hohe Reißenergie (b). Die Reißenergie entspricht der schraffierten Fläche im Graphen.

2.2.6 Dimensionsstabilität

Auf den Umstand, dass eine Abformung nach der Entnahme aus dem Mund stets eine gewisse Rückstellzeit benötigt, wurde bereits hingewiesen. Der Transport der Abformung von der Praxis in das Labor sollte am besten in einem Behälter erfolgen, in dem die Abformung locker in Schaumstoff eingebettet sicher fixiert liegt. Ungeeignete Transport- und Aufbewahrungsbedingungen können beispielsweise durch Hitze oder Aufnahme bzw. Abgabe von Feuchtigkeit zu weiteren Dimensionsänderungen führen.

Grundsätzlich ist zu beachten, dass die **Lagerfähigkeit** einer Abformung nicht nur von dem gewählten Abformmaterial bestimmt wird, sondern auch der Abformlöffel zu berücksichtigen ist. Insbesondere sind bei allen individuellen Löffeln Rückstellungen des Löffelmaterials durch Abbau von bei der Polymerisation eingefrorenen Spannungen nicht auszuschließen. In Abhängigkeit von den Lagerbedingungen sind weitere Dimensionsänderungen durch Aufnahme bzw. Abgabe von Feuchtigkeit in Betracht zu ziehen [120]. Abformungen im individuellen Löffel sollten daher stets möglichst bald (am selben Tag) ausgegossen werden, da in diesem Fall davon ausgegangen werden muss, dass der individuelle Löffel der die Dimension bestimmende Faktor ist. ► Tab. 2.2 fasst die zulässigen Lagerzeiten verschiedener Abformungen zusammen.

Alginate und Hydrokolloide sollten nach der Entformung für ca. 15 min in einem Hygrophor (z. B. in ein feuchtes, aber nicht nasses Fließpapier eingeschlagen) ruhen, damit eine Rückstellung der bei der Abformung deformierten Bezirke erfolgen kann, und danach unmittelbar ausgegossen werden. Sofern dies im Ausnahmefall nicht möglich ist, werden sie am besten im Hygrophor – oder alternativ in einem wieder verschließbaren Kunststoffbeutel mit einem beigelegten feuchten (nicht nassen) Zellstofftuch – transportiert, da unter diesen Bedingun-

Tab. 2.2 Lagerfähigkeit von Abformungen.

Abformmaterial		Lagerfähigkeit	Bemerkungen
A-Silikon	mit Serienlöffel	unbegrenzt	
	mit individuellem Löffel	möglichst am selben Tage ausgießen	Der individuelle Löffel stellt den die Genauigkeit bestimmenden Faktor dar!
K-Silikon		möglichst am selben Tage ausgießen	Schrumpfung durch die Verdunstung des bei der Polymerisation entstandenen Alkohols
Polysulfide		möglichst am selben Tage ausgießen	
Polyether	mit Serienlöffel	einige Tage	trocken, kühl und dunkel lagern
	mit individuellem Löffel	am selben Tage ausgießen	Der individuelle Löffel stellt den die Genauigkeit bestimmenden Faktor dar!
Hydrokolloid		innerhalb von 30 min ausgießen	
Alginat	Abformung unverpackt	innerhalb von 30 min ausgießen	
	in ein feuchtes (nicht nasses) Tuch eingeschlagen und in einem verschlossenen Plastikbeutel gelagert	innerhalb von 1–2 h ausgießen	

gen die geringsten Dimensionsänderungen eintreten. Eine Lagerung über mehr als 1 h ist unter diesen Bedingungen unproblematisch, eine Aufbewahrung länger als 2 h nicht zu empfehlen.

Abformungen mit K-Silikon oder Polysulfiden müssen am Abformtag ausgegossen werden, da sie per se nicht dimensionsstabil sind. Polyetherabformungen müssen trocken, kühl und vor direktem Sonnenlicht geschützt transportiert und aufbewahrt werden. Unter diesen Bedingungen ist eine Lagerung über mehrere Tage (etwa Wochenende) möglich.

Obwohl A-Silikone die günstigsten Voraussetzungen für eine Aufbewahrung bieten, sollten auch sie auf jeden Fall trocken und nicht über Raumtemperatur gelagert und transportiert werden.

2.2.7 Desinfizierbarkeit

Abformungen sind nicht zu unterschätzende Keimträger, weil sie immer mit Speichel und häufig auch mit Blut kontaminiert sind. Bei der Infektionsprophylaxe in der zahnärztlichen Praxis kommt der Desinfektion von Abformungen besondere Bedeutung zu, da so die Infektionskette zwischen zahnärztlicher Praxis und dem Dentallabor unterbrochen und eine Keimverschleppung verhindert wird.

Das sofortige Abspülen der Abformung unter fließendem Wasser ist bereits eine effektive Maßnahme, um die Keimzahl nachhaltig zu reduzieren. Eine Desinfektion sollte sich möglichst bald anschließen, da jede Verzögerung zu einem Anstieg der Keimzahl führt.

Merke



In jedem Fall muss eine Abformung vor der eigentlichen Desinfektion sorgfältig mit Wasser abgespült werden, da die zu inaktivierenden Erreger unter Umständen durch Speichel- oder Blutproteine geschützt werden und sonst das Desinfektionsmittel in der angegebenen Einwirkzeit die Erreger nicht zuverlässig erreicht und abtötet.

Bei der Desinfektion wird eine Reduzierung der Keimzahlen mindestens um den Faktor 10^5 angestrebt. Eine Sprühdeseinfektion führt in der Regel nicht zu einer ausreichenden Keimreduktion, da keine komplette Oberflächenbenetzung sichergestellt werden kann. Nur ein regelrechtes Eintauchen der Abformung in das Desinfektionsmittel gewährleistet eine ausreichende Desinfektion. Als Tauchbad sollte ein verschließbarer Behälter gewählt werden, um der möglichen Verdunstung des Desinfektionsmittels und einer Anreicherung in der Raumluft vorzubeugen. Als Desinfizierens sollten nur speziell für Abformmassen entwickelte und freigegebene Desinfektionsmittel auf Aldehyd- oder Peressigsäurebasis (Alkohol

reicht zur Abtötung bestimmter Erreger nicht aus) verwendet werden. Die Empfehlungen der jeweiligen Gesellschaften für Hygiene und Arbeitssicherheit und die Angaben der Hersteller sind in jedem Fall genauso zu beachten wie die Prüfung der Verträglichkeit des gewählten Desinfektionsmittels mit dem zur Modellherstellung vorgesehenen Gips [1], [2], [55].

Um Wechselwirkungen vorzubeugen, muss eine Abformung nach der Desinfektion sorgfältig mit Wasser abgespült und (bei Elastomeren) getrocknet werden.

Nicht alle Abformmaterialien sind zur Desinfektion in wässrigen Lösungen gleichermaßen gut geeignet. **Alginate** sind nur begrenzt desinfizierbar, da sie bei der Lagerung in wässrigen Lösungen quellen. Da nicht jedes Alginate mit jedem Desinfizierens gleich gut verträglich ist, empfiehlt es sich, den Angaben der Hersteller zu folgen [89]. Noch problematischer ist die Desinfektion von Abformungen auf **Hydrokolloidbasis**, da der Agar bei Einlagerung in ein wässriges Desinfektionsmedium unmittelbar zu quellen beginnt. Die Einwirkzeit darf deshalb nur wenige Minuten betragen.

Polyether sind nicht ohne Einschränkung desinfizierbar, da sie bei der Lagerung in wasserhaltigen Desinfektionsmitteln ebenfalls zur Wasseraufnahme und Quellung neigen. Zwar ist ein kurzzeitiges Einlegen der Abformung in eine geeignete Desinfektionslösung vertretbar, doch sind Desinfektionszeiten über mehrere Stunden unbedingt zu vermeiden [36], [112]. Gleiches gilt für einige der heutigen stark **hydrophilisierten A-Silikone**. Hier sind es die in das Material eingelagerten Tenside, die aktiv eine Wasseraufnahme begünstigen. Gleichzeitig werden die auf der Oberfläche befindlichen Tensidmoleküle gelöst, was das spätere Ausgießen der Abformung erschwert. Aus diesen Gründen sollten Abformungen nicht mehrfach desinfiziert werden: Entweder die Desinfektion erfolgt bereits in der zahnärztlichen Praxis, dann muss die Abformung entsprechend als „desinfiziert“ gekennzeichnet und darf im Labor nicht erneut desinfiziert werden. Andernfalls muss die Desinfektion im Labor erfolgen.

Bei der Desinfektion von **K-Silikon** und **Polysulfiden** ist keine Quellung der Masse durch Wasseraufnahme zu erwarten, hier stellt die lagerungsbedingte Schrumpfung der Materialien den limitierenden Faktor bezüglich der Einwirkzeit dar.

2.2.8 Kompatibilität mit Modellmaterialien

Die Kompatibilität des verwendeten Abformmaterials mit dem Modellmaterial muss ebenfalls gegeben sein. Die Abformmasse darf weder mit diesem verkleben noch die Oberfläche negativ beeinflussen. Die heute bevorzugt verwendeten Typ-IV-Gipse sind in dieser Hinsicht weitgehend unproblematisch; siehe Modellmaterialien (S. 48).

2.2.9 Biokompatibilität

Die Bioverträglichkeit der heute gebräuchlichen Abformmassen ist im Allgemeinen sehr gut [104]. Dies betrifft insbesondere die Polysaccharide und additionsvernetzenden Silikone, für die ausschließlich Einzelfälle von Unverträglichkeiten berichtet wurden [47]. Grundsätzlich sind polymerisierte Materialien besser verträglich als die Einzelkomponenten [70]. Allergische Reaktionen wurden bisher nur auf den Härter der K-Silikone (S.30) beschrieben, zu dem Hautkontakt vermieden werden sollte [46]. Auch in Bezug auf Polyethermassen sind vereinzelt allergische Reaktionen beschrieben [46], [83], [113], für die insbesondere der Katalysator (S.34) verantwortlich gemacht wird [51]. Wenn auch im Regelfall die Verwendung dieser Materialien unproblematisch sein dürfte, so sollte doch insbesondere bei Patienten, die anamnestisch Allergien angeben, auf andere Massen – bevorzugt A-Silikon – ausgewichen werden. Wegen der Gefahr der Sensibilisierung sollten auch Zahnarzt und Helferin den Hautkontakt mit dem Material vermeiden. Die schlechteste Bioverträglichkeit betrifft die heute eher irrelevanten Polysulfide, die als mäßig toxische Substanzen gelten. Für die Toxizität ist in erster Linie das in der Reaktorpaste enthaltene Bleidioxid verantwortlich. Der Kontakt mit einer frischen Knochenwunde ruft beim Versuchstier entzündliche Reaktionen hervor [32], [64].

Demgegenüber sind Alginate und Hydrokolloide als Naturprodukte sehr gut verträglich; über Allergien wurde bisher nicht berichtet. Die Verträglichkeit von Zinkoxid-Eugenol-Präparaten ist prinzipiell gut; gelegentlich sind jedoch Schleimhautirritationen zu beobachten, die durch das Eugenol hervorgerufen werden. Auch allergische Reaktionen auf Eugenol wurden beschrieben [99].

2.3 Materialspezifische Charakteristika

Aus chemischer Perspektive können die gegenwärtig verfügbaren Abformmaterialien in die folgenden Hauptgruppen eingeteilt werden:

- Elastomere (industrielle Polymere)
 - Silikone (Polysiloxane oder Polydimethylsiloxane)
 - Polyether
 - Siliko-Polyether Hybride
 - Polysulfide
- Polysaccharide (natürliche Polymere)
 - Alginate
 - Hydrokolloide
- sonstige Materialien
 - Abformgips
 - Zinkoxid-Eugenol-Pasten
 - thermoplastische Massen (Stents-Masse)
 - Guttapercha

Tab. 2.3 Einteilung der Abformmaterialien nach physikalischen Gesichtspunkten.

	Starr	Elastisch
Irreversibel	<ul style="list-style-type: none"> • Abformgips • Zinkoxid-Eugenol-Pasten 	<ul style="list-style-type: none"> • Alginate • Elastomere <ul style="list-style-type: none"> ◦ Silikone ◦ Polyether ◦ Siliko-Polyether-Hybride ◦ Polysulfide
Reversibel	<ul style="list-style-type: none"> • Guttapercha • thermoplastische Kompositionsmassen 	<ul style="list-style-type: none"> • Hydrokolloid

Alternativ kommt auch eine Klassifikation der Abformmaterialien nach primär physikalischen Gesichtspunkten in Betracht (► Tab. 2.3).

Für Präzisionsabformungen werden heute nahezu ausschließlich Elastomere – mit Ausnahme der heute fast bedeutungslosen Polysulfide – und Polysaccharide als Abformmassen eingesetzt. Bei Situationsabformungen kommen mit großer Präferenz Alginate zum Einsatz. Dagegen nimmt die Verwendung des reversibel elastischen Hydrokolloids in den letzten Jahren stark ab. Auch starre Abformmassen werden immer weniger verwendet. Wenn überhaupt, werden sie vorzugsweise im Rahmen der Funktionsabformung in der Totalprothetik eingesetzt.

2.3.1 Elastomere

Silikone

Abformmaterialien mit klarer Präferenz sind zum gegenwärtigen Zeitpunkt die Silikone (Polysiloxane), die in sich die Merkmale der anorganischen Siliziumverbindungen und der polymeren Kunststoffe vereinen. Gegen Temperatureinflüsse sind sie – abgesehen von Volumeneffekten – weitgehend unempfindlich. Sie sind lösungsmittelresistent, biologisch inert und wasserabweisend. Die Aushärtung der Silikone erfolgt durch eine Vernetzung der einzelnen Polydimethylsiloxanketten zu einem großen Makromolekül. Je nachdem, ob es sich bei dieser Vernetzungsreaktion um eine Polykondensation (zwei Moleküle reagieren unter Abspaltung eines dritten Moleküls) oder um eine Polyaddition (Verbindung zweier Moleküle ohne Abspaltung eines dritten) handelt, spricht man von K-Silikonen (kondensationsvernetzenden) oder A-Silikonen (additionsvernetzenden; siehe Kap. 6). Der gelegentlich anzutreffende Ausdruck C-Silikon entstammt der anglo-amerikanischen Literatur und ist mit dem Begriff K-Silikon identisch.