

6. überarbeitete Auflage

R. Marxkors / H. Meiners / J. Geis-Gerstorfer

# Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde

Vom Defekt zur Restauration



Deutscher Zahnärzte Verlag

R. Marxkors / H. Meiners / J. Geis-Gerstorfer  
**Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde**



**R. Marxkors / H. Meiners / J. Geis-Gerstorfer**

# **Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde**

**Vom Defekt zur Restauration**

Begründet von Prof. Dr. Reinhard Marxkors  
und Prof. Dr. Hermann Meiners  
Fortgeführt von Prof. Dr. Jürgen Geis-Gerstorfer

6. überarbeitete Auflage

Mit 151 farbigen Abbildungen und 11 Tabellen

Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer  
Universitätsklinikum  
Tübingen  
Zentrum für Zahn-, Mund-  
und Kieferheilkunde  
Poliklinik für Prothetik  
Sektion „Medizinische Werk-  
stoffkunde und Technologie“  
Oslanderstr. 2–8  
72076 Tübingen

1. Auflage 1978,  
Marxkors/ Meiners,  
Hanser Fachbuchverlag

2. Auflage 1982,  
Marxkors/ Meiners,  
Hanser Fachbuchverlag

3. Auflage 1988,  
Marxkors/ Meiners,  
Hanser Fachbuchverlag

4. Auflage 1993,  
Marxkors/ Meiners,  
Hanser Fachbuchverlag

5. Auflage 2000,  
Marxkors/ Meiners,  
Deutscher Zahnärzte Verlag

ISBN (E-Book)  
978-3-7691-3636-4  
zahnheilkunde.de

### **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.

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- oder Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

#### **Wichtiger Hinweis:**

Die Zahnmedizin und das Gesundheitswesen unterliegen einem fortwährenden Entwicklungsprozess, sodass alle Angaben immer nur dem Wissensstand zum Zeitpunkt der Drucklegung entsprechen können.

Die angegebenen Empfehlungen wurden von Verfassern und Verlag mit größtmöglicher Sorgfalt erarbeitet und geprüft. Trotz sorgfältiger Manuskripterstellung und Korrektur des Satzes können Fehler nicht ausgeschlossen werden.

Der Benutzer ist aufgefordert, zur Auswahl sowie Dosierung von Medikamenten die Beipackzettel und Fachinformationen der Hersteller zur Kontrolle heranzuziehen und im Zweifelsfall einen Spezialisten zu konsultieren.

#### **Der Benutzer selbst bleibt verantwortlich für jede diagnostische und therapeutische Applikation, Medikation und Dosierung.**

Verfasser und Verlag übernehmen infolgedessen keine Verantwortung und keine daraus folgende oder sonstige Haftung für Schäden, die auf irgendeine Art aus der Benutzung der in dem Werk enthaltenen Informationen oder Teilen davon entstehen.

Das Werk ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung in anderen als den gesetzlich zugelassenen Fällen bedarf deshalb der vorherigen schriftlichen Genehmigung des Verlages.

Copyright © 2012  
Deutscher Zahnärzte Verlag  
Dieselstraße 2, 50859 Köln

Die Deutsche Zahnärzte Verlag DÄV GmbH ist ein Tochterunternehmen der Deutscher Ärzte-Verlag GmbH.

Umschlagkonzeption: Sybille Rommerskirchen  
Titelfoto: Visuals Unlimited/Corbis  
Satz: Plauemann, 47807 Krefeld  
Druck / Bindung: Kösel, 87452 Altusried-Krugzell

## Vorwort

Die stürmische Entwicklung der Zahnheilkunde, insbesondere im Bereich der zahnärztlichen Werkstoffe und der dentalen Technologie, ist nach wie vor ungebrochen. Die sechste Auflage dieses Taschenbuches der zahnärztlichen Werkstoffkunde bedurfte daher erneut einer gründlichen Überarbeitung und Ergänzung.

Zahnarzt und Techniker müssen sich, wollen sie die angebotenen Werkstoffe optimal nutzen, um die naturwissenschaftlichen Grundlagen bemühen. Mit dieser Bearbeitung soll erneut versucht werden, den Interessierten mit wesentlichen Problemen der zahnärztlichen Werkstoffkunde vertraut zu machen. Dabei war, dem Charakter eines Taschenbuches entsprechend, eine größtmögliche Straffung des umfangreichen Stoffes, nicht zuletzt auch im Interesse der Leser, geboten.

Für den tätigen Zahnarzt kann es keine Werkstoffkunde um ihrer selbst willen geben, sondern ausschließlich des klinischen Erfolges wegen. Aus diesem Grunde haben wir nicht die einzelnen Werkstoffe zum Gegenstand unserer Betrachtungen gemacht, sondern die klinische Aufgabe in den Mittelpunkt gestellt und abzuhandeln versucht, welchen Einfluss die verwendeten Werkstoffe auf das Gelingen der Arbeit nehmen. Bei dieser Betrachtungsweise ist unschwer zu erkennen, dass der Zahnarzt, wenn er die naturwissenschaftlichen Gesetzmäßigkeiten missachtet, sich dem Zufall ausliefert, und dass der Erfolg sich zusammensetzt aus der Summe der vermiedenen kleinen Fehler. Die Kenntnis der klinischen Maßnahmen und der labortechnischen Verrichtungen wird als bekannt vorausgesetzt.

Durch die Aufteilung nach klinischen Gesichtspunkten soll vor allem dem Zahnarzt und dem Studierenden der Zahnheilkunde eine Hilfe für das Bewältigen ihrer therapeutischen Aufgaben an die Hand gegeben werden. Darüber hinaus glauben wir, dass die Ausführungen auch für den Zahntechniker von Nutzen sind.

Der Anhang enthält Werte-Tabellen mit Angaben zu wichtigen physikalischen Eigenschaften sowie spezielle Erläuterungen zu den im Text mit Indizes gekennzeichneten Begriffen. Neben dem alphabetischen Stichwortverzeichnis soll das Register nach Werkstoffgruppen einen schnellen Zugriff auf Informationen zu einzelnen Werkstoffen ermöglichen.

Im April 2008

*Jürgen Geis-Gerstdorfer*

*Hermann Meiners*



# Inhaltsverzeichnis

<b>I</b>	<b>Die Gusskrone</b> .....	<b>1</b>
<b>1</b>	<b>Abformung und Modellherstellung</b> .....	<b>3</b>
1.1	Elastische Abformmaterialien – 5	
1.1.1	Silikone – 5	
1.1.2	Polyäther – 8	
1.1.3	Polysulfide (Thiokole) – 9	
1.1.4	Hydrokolloide – 10	
1.2	Verarbeitung elastischer Abformmaterialien – 12	
1.2.1	Fließverhalten – 12	
1.2.2	Anmischen – Verarbeitungszeit – 12	
1.2.3	Rückstellvermögen – 15	
1.2.4	Volumeneffekte – 18	
1.3	Starre Abformmaterialien – 22	
1.3.1	Thermoplastische Abformmaterialien – 22	
1.3.2	Abformgips – 23	
1.4	Abformmethoden – 23	
1.4.1	Korrekturabformung – 24	
1.4.2	Doppelmischtechnik – 26	
1.4.3	Einphasenabformung – 27	
1.4.4	Ringabformung – 27	
1.4.5	Desinfektion – 28	
1.5	Modellwerkstoffe – 28	
1.5.1	Gips – 29	
1.6	Arbeitsmodell – 33	
1.7	Modellgenauigkeit – 34	
<b>2</b>	<b>Wachsmodellation</b> .....	<b>37</b>
<b>3</b>	<b>Gießen und Gussprobleme</b> .....	<b>41</b>
3.1	Kompensation der Erstarrungskontraktion des Metalls – 42	
3.2	Kompensation der thermischen Kontraktion des Metalls – 43	
3.3	Gießbedingungen und Eigenschaften des Gussstückes – 46	
3.3.1	Temperatur der Schmelze – 46	

3.3.2	Abkühlungsgeschwindigkeit – 47	
3.3.3	Gussform – 48	
3.3.4	Zusammensetzung der Legierung – 48	
3.4	Rautiefe – 50	
3.5	Galvanoformung – 55	
<b>4</b>	<b>Einsetzen der Krone</b> .....	<b>57</b>
4.1	Befestigungszemente – 57	
4.1.1	Zinkphosphatzemente – 59	
4.1.2	Zinkoxid-Eugenol-Zemente – 59	
4.1.3	EBA-Zemente – 60	
4.1.4	Polyacrylsäurezemente – 60	
4.1.5	Glas-Ionomer-Zemente – 61	
4.1.6	Befestigungskomposite – 61	
4.2	Geometrische Verhältnisse – 61	
<b>5</b>	<b>Schlussbemerkung</b> .....	<b>65</b>
<b>II</b>	<b>Der Stiftaufbau</b> .....	<b>67</b>
<b>6</b>	<b>Der gegossene Stiftaufbau</b> .....	<b>69</b>
<b>III</b>	<b>Das Implantat</b> .....	<b>71</b>
<b>7</b>	<b>Werkstoffkundliche Voraussetzungen</b> .....	<b>73</b>
<b>IV</b>	<b>Die Brücke</b> .....	<b>75</b>
<b>8</b>	<b>Löten</b> .....	<b>78</b>
8.1	Dentallote – 79	
8.2	Löteinbettmassen – 79	
8.3	Flussmittel – 80	
<b>9</b>	<b>Klebebrücke</b> .....	<b>81</b>
<b>V</b>	<b>Die totale Prothese</b> .....	<b>83</b>
<b>10</b>	<b>Situationsabformung – Alginate</b> .....	<b>85</b>
<b>11</b>	<b>Individuelle Löffel</b> .....	<b>87</b>
11.1	Wachswall – Wachse – 87	
<b>12</b>	<b>Funktionsabformung</b> .....	<b>91</b>
12.1	Formung des Funktionsrandes – 91	

12.2	Schlussabformung – 91	
12.2.1	Kunststoffpasten – 91	
12.2.2	Zinkoxid-Eugenol-Pasten – 92	
12.2.3	Grundsätzliches zur Schlussabformung – Reproduktion – 92	
<b>13</b>	<b>Funktionsmodell</b> .....	<b>97</b>
<b>14</b>	<b>Künstliche Zähne</b> .....	<b>99</b>
<b>15</b>	<b>Basiswerkstoffe</b> .....	<b>101</b>
15.1	Acrylate – 102	
15.1.1	Pulver-Flüssigkeit-Verfahren – 103	
15.1.2	Heißpolymerisate – 104	
15.1.3	Autopolymerisate – 105	
15.1.4	Porosität – 107	
15.1.5	Formfüllvermögen – 108	
15.1.6	Einfluss verschiedener Verarbeitungsverfahren auf die Prothesengenauigkeit – 111	
15.1.7	Wasseraufnahme und Löslichkeit – 115	
15.1.8	Vernetzung – 116	
15.1.9	Mechanische Eigenschaften – 116	
15.2	Copolymerisate – 118	
15.3	Thermoplaste – 119	
15.4	Prothesenreinigung – 120	
15.5	Schlussbemerkung – 121	
<b>16</b>	<b>Metalle als Basiswerkstoffe</b> .....	<b>123</b>
<b>17</b>	<b>Weich bleibende Kunststoffe</b> .....	<b>125</b>
<b>VI</b>	<b>Die partielle Prothese</b> .....	<b>127</b>
<b>18</b>	<b>Gebogene Klammern</b> .....	<b>129</b>
18.1	Elastische und plastische Verformung – 129	
18.1.1	Zugversuch – 129	
18.1.2	Biegeversuch – 134	
18.2	Innere Spannungen – 137	
18.3	Kriechen und Relaxation – 139	
18.4	Verformung und Verfestigung – Rekristallisation – 141	
18.5	Drahtlegierungen – 143	
<b>19</b>	<b>Modellgegossene Metallgerüste</b> .....	<b>147</b>
19.1	Modellgusslegierungen – 147	
19.1.1	Gipsfreie Einbettmassen – 148	

19.1.2	Dubliermassen – 149	
19.1.3	Beschichten – 150	
19.2	Gussklammern – Klammerretention – 151	
19.3	Andere Retentionssysteme (Kombinationsarbeiten) – 159	
19.4	Die Basis – 160	
19.4.1	Schweißen – 161	
<b>VII</b>	<b>Die Keramikkrone (Vollkeramikkrone) .....</b>	<b>163</b>
<b>20</b>	<b>Allgemein: Keramische Werkstoffe .....</b>	<b>165</b>
20.1	Dentalkeramische Massen – 168	
20.2	Volumenänderungen – 170	
20.3	Mechanische Eigenschaften – 171	
20.3.1	Oxidkeramiken – 173	
20.4	Transluzenz, Transparenz und Opazität – 174	
20.5	Zahnfarbe und Lichtquelle – 175	
<b>21</b>	<b>Aufbau und Herstellung von Keramikkrone .....</b>	<b>177</b>
21.1	Herkömmliche Verfahren – 178	
21.2	Gießverfahren – Glaskeramik – 179	
21.3	Spritzpressverfahren/Heißpressen – 180	
21.4	Kopierschleifen – 180	
21.5	Elektrophorese – 180	
21.6	Rechnergestützte Frästechnik (CAD-CAM-Technik) – 181	
21.7	Befestigung vollkeramischen Zahnersatzes – 182	
21.7.1	Silikatkeramik – 182	
21.7.2	Oxidkeramik – 182	
21.8	Schlussbemerkung – 182	
<b>VIII</b>	<b>Die Kunststoffmantelkrone .....</b>	<b>185</b>
<b>22</b>	<b>Provisorien .....</b>	<b>187</b>
<b>IX</b>	<b>Die Verblendung von Kronen und Brücken .....</b>	<b>189</b>
<b>23</b>	<b>Kunststoffverblendung .....</b>	<b>191</b>
23.1	Verschleißerscheinungen – 193	
23.1.1	Thermische Belastungen – 193	
23.1.2	Chemische Einflüsse – 194	
23.1.3	Mechanische Einwirkungen – Zahnpflege – 194	
23.2	Indikation – 195	

<b>24</b>	<b>Aufbrennkeramik</b> .....	<b>197</b>
24.1	Gerüststabilität – 197	
24.2	Aufbrennfähige Legierungen – 201	
24.2.1	Edelmetall-(EM-)Legierungen – 201	
24.2.2	Edelmetallfreie (EMF-)Legierungen – 203	
24.2.3	Titan – 204	
24.2.4	Andere Techniken der Gerüstfertigung – 206	
24.3	Aushärtung (Vergütung) – 207	
24.3.1	Härte – 209	
24.4	Bindung Metall/Keramik – 211	
<b>25</b>	<b>Löten von Verblendarbeiten</b> .....	<b>217</b>
<b>26</b>	<b>Reparaturmöglichkeiten keramischer Verblendungen</b> .....	<b>219</b>
<b>X</b>	<b>Füllungswerkstoffe</b> .....	<b>221</b>
<b>27</b>	<b>Komposite</b> .....	<b>224</b>
27.1	Zusammensetzung – 225	
27.1.1	Konventionelle Komposite – 225	
27.1.2	Mikrogefüllte Komposite – 227	
27.1.3	Hybrid-Komposite – 227	
27.2	Verarbeitung der Komposite – 228	
27.3	Kompositkleber – 229	
27.4	Kompositinlays – 229	
<b>28</b>	<b>Kompomere</b> .....	<b>231</b>
<b>29</b>	<b>Ormocere</b> .....	<b>233</b>
<b>30</b>	<b>Schmelz-Dentin-Adhäsive</b> .....	<b>235</b>
<b>31</b>	<b>Silikatzemente</b> .....	<b>237</b>
<b>32</b>	<b>Glas-Ionomer-Zemente (Glas-Polyalkenoat-Zemente)</b> .....	<b>239</b>
32.1	Lichthärtende Glas-Ionomer-Zemente – 240	
32.2	Cermet-Zemente – 240	
<b>33</b>	<b>Amalgame</b> .....	<b>241</b>
33.1	Legierungspulver – 241	
33.1.1	Herkömmliche Amalgame – 242	
33.1.2	Kupferreiche Amalgame – 243	
33.2	Abbindereaktionen – 243	
33.2.1	Herkömmliche Amalgame – 244	
33.2.2	Kupferreiche Amalgame – 244	

33.3	Eigenschaften – 245	
33.3.1	Dimensionsverhalten – 245	
33.3.2	Mechanische Eigenschaften – 247	
33.3.3	Klinisches Verhalten – 249	
33.4	Kupferamalgam – 249	
<b>XI</b>	<b>Die Mundbeständigkeit der Metalle .....</b>	<b>251</b>
<b>34</b>	<b>Innerer Aufbau der Metalle .....</b>	<b>253</b>
34.1	Legierungen – 256	
34.2	Thermische Analyse – 257	
34.3	Zustandsdiagramme – 258	
34.3.1	Lückenlose Mischbarkeit – 259	
34.3.2	Rein eutektische Legierungen – 260	
34.3.3	Begrenzte Mischbarkeit – 262	
34.4	Interpretation von Zustandsdiagrammen – 262	
34.4.1	Mischkristallbildung – 263	
34.4.2	Inhomogene Mischkristalle – 264	
34.4.3	Homogenisieren – 266	
34.5	Schliffbild – Metallografie – 267	
<b>35</b>	<b>Verhalten metallischer Werkstoffe im Mund .....</b>	<b>269</b>
35.1	Grundsätzliche Betrachtungen – 269	
35.1.1	Galvanische Elemente – 269	
35.1.2	Korrosion – 271	
35.1.3	Passivierung – 272	
35.1.4	Strom-Potenzial-Diagramme – 273	
35.1.5	Zwei Metalle im Kontakt – 277	
35.2	Situation im Mund – 280	
35.2.1	Gewebsflüssigkeit als zweiter Elektrolyt – 282	
35.3	Korrosion von Dentallegierungen – 285	
35.3.1	Edelmetalllegierungen – 286	
35.3.2	Edelmetallfreie Legierungen – 288	
35.3.3	Amalgame – 289	

<b>XII Die Wirkung von zahnärztlichen Werkstoffen auf den menschlichen Organismus</b> .....	<b>291</b>
<b>36 Allergische Reaktionen</b> .....	<b>294</b>
<b>37 Lokaltoxische Effekte</b> .....	<b>297</b>
<b>38 Systemtoxische Effekte</b> .....	<b>299</b>
38.1 Dentallegierungen, Amalgame – 300	
38.2 Prothesenkunststoffe – 304	
38.3 Füllungswerkstoffe, Zemente – 304	
38.4 Keramische Werkstoffe – 305	
<b>39 Elektrische Wirkungen</b> .....	<b>307</b>
<b>40 Mechanische Irritationen</b> .....	<b>311</b>
40.1 Gewebeverdrängung – 311	
40.2 Dauerkontakt – 311	
40.3 Oberflächenqualität – 312	
40.4 Schleifen und Polieren – 314	
40.4.1 Schleif- und Poliermittel – 316	
40.5 Sandstrahlen – 316	
40.6 Elektrolytisches Polieren (Glänzen) – 316	
<b>Anhang</b> .....	<b>319</b>
SI-Einheiten – 319	
Tabellen – 320	
Quellenverzeichnis zum tabellarischen Anhang – 331	
Erläuterungen zum Text – 331	
<b>Register nach Werkstoffgruppen</b> .....	<b>339</b>
<b>Stichwortverzeichnis</b> .....	<b>341</b>



# I Die Gusskrone

- 1 Abformung und Modellherstellung – 3
- 2 Wachsmodellation – 37
- 3 Gießen und Gussprobleme – 41
- 4 Einsetzen der Krone – 57
- 5 Schlussbemerkung – 65



*Von der Präparation eines Zahnes bis zum Einsetzen der fertigen Gusskrone ist es ein langer Weg. Die einzelnen Arbeitsgänge sind Abformung, Modellherstellung, Wachsmodellation, Einbetten, Gießen, Ausarbeiten, Polieren und Befestigen. Alle bei den einzelnen Fertigungsschritten verwendeten Materialien und Formtechniken nehmen später Einfluss auf die Passgenauigkeit der Krone.*

*In der Dentaltechnik erfolgt die Herstellung eines Gegenstandes mit vorgegebenen Abmessungen nach wie vor nahezu ausschließlich nach einer einfachen Methode. Ein zunächst noch weiches, also modellierbares oder flüssiges, vergießbares Material wird in die gewünschte Form gebracht und dann durch eine chemische Reaktion (Abbinden) oder durch Abkühlung (Erstarren) in den festen Zustand überführt; dabei ist die Verfestigung grundsätzlich von einer Volumenänderung – meist einer Kontraktion – des Werkstoffes begleitet. Inzwischen finden sich auch in der Dentaltechnik Verfahren wie computergestützte Schleifmaschinen oder Funkenerosion, die nach einer anderen klassischen Methode der Formgebung arbeiten, nämlich das Herausarbeiten der gewünschten Form aus einem festen Rohling durch Abtragen des Überschusses.*

## 1 Abformung und Modellherstellung

Im Grunde wäre es notwendig, die beiden Arbeitsphasen der Abformung und Modellherstellung getrennt voneinander zu betrachten und abzuhandeln; wir beschränken uns aber hier auf die durch Abformung mit einem plastisch, elastischen Material gewonnenen Modelle. Dabei ist jedoch zu berücksichtigen, dass die Eigenschaften des Abformmaterials und der verwendeten Modellwerkstoffe die Dimensionen des Modells beeinflussen. Sollen die Einflüsse von Abform- und Modellmaterial auf die Dimensionstreue und spätere Passung untersucht werden, so sind selbstverständlich die Herstellerangaben zur Verarbeitung der verwendeten Materialien einzuhalten.

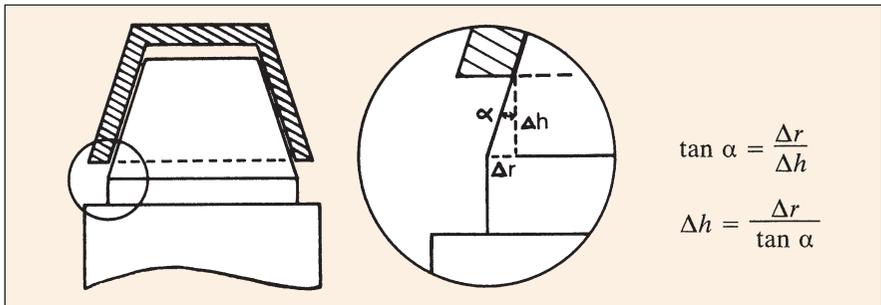
Bei Untersuchungen zur Dimensionstreue und Passgenauigkeit von Abformnegativen, Arbeitsmodellen und fertig gegossenen Kronen wird im Mikrometerbereich ( $1 \mu\text{m} = 10^{-3} \text{ mm}$ ) gemessen. Die Bedeutung dieser Bemühungen um eine so weitgehende Präzision wird verständlich, wenn man bedenkt, dass von der Abformung bis zum Ausarbeiten des gegossenen Teiles mindestens fünf Arbeitsgänge erforderlich sind, bei denen

immer wieder Negative der vorausgehenden Form angefertigt werden müssen. Dabei nimmt jeder Arbeitsgang Einfluss auf die Genauigkeit. Wenn sich im ungünstigsten Fall alle Fehler addieren, dann kann ohne Weiteres eine Dimensionsabweichung zwischen dem zu versorgenden Zahnstumpf und dem gegossenen Ersatz von 100 µm und mehr entstehen. Abweichungen dieses Ausmaßes können bei Patienten bereits nach kurzer Zeit irreparable Schädigungen nicht nur des Parodontiums und der Zahnhartsubstanz, sondern des gesamten Kausystems hervorrufen.

Selbst eine auf wenige Mikrometer genau angefertigte Arbeit kann aufgrund geometrischer Gegebenheiten zu nicht tolerierbaren Störungen führen. Das sei am Beispiel einer Krone demonstriert, deren lichter Durchmesser zu klein ist (s. Abb. 1): Die Krone lässt sich nicht ganz über den Zahnstumpf schieben, sondern bleibt um einen Betrag  $\Delta h$  oberhalb der ihr zugedachten Position stecken. Dieser Betrag  $\Delta h$  ist immer größer als der Fehlbetrag  $\Delta r$  im lichten Radius, sofern der Präparationswinkel  $\alpha$  kleiner als  $45^\circ$  bleibt. Das Verhältnis  $\Delta r/\Delta h$  wird umso kleiner, je kleiner der Winkel  $\alpha$  wird.

Für einen durchaus realistischen Präparationswinkel von  $5-6^\circ$  ist  $\Delta h$  bereits 10-mal größer als  $\Delta r$ . Das bedeutet, dass bei einem um 20 µm zu kleinen Lumendurchmesser ( $\Delta r = 10 \mu\text{m}$ ) die Krone um 0,1 mm zu hoch ist. Entsprechend breit ist dann der Streifen beschliffener Zahnhartsubstanz zwischen Präparationsgrenze und Kronenrand. Wenn die okklusale Störung durch Einschleifen eventuell behoben werden kann, so bleibt doch der mangelhafte Randschluss mit der am ungeschützten Dentin erhöhten Gefahr der Kariesbildung.

Mit Einführung der elastischen Abformmaterialien Mitte der fünfziger Jahre wurden auch neue Abformtechniken entwickelt, die die bis dahin vorherrschende Einzelstumpfabformung („Kupferringabdruck“) mit thermoplastischen Massen und nachfolgender Sammelabformung („Überabdruck“) praktisch vollkommen verdrängt haben. Trotz mancher Neuerungen hat sich das Gipsmodell bei der Modellherstellung bis heute bewährt. Im Folgenden seien deshalb zunächst alle zur Fertigung von festsitzendem Zahnersatz (Kronen, Brücken, Inlays) genutzten Abformmaterialien und -techniken aufgezeigt.



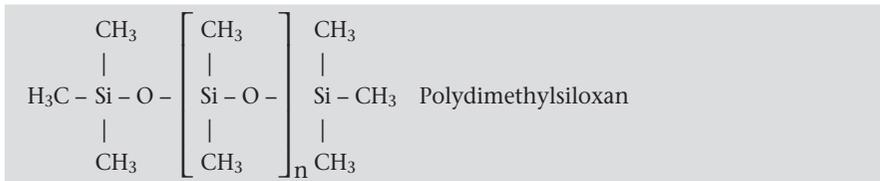
**Abb. 1:** Fehlpassung und okklusale Diskrepanz einer zu kleinen Krone

## 1.1 Elastische Abformmaterialien

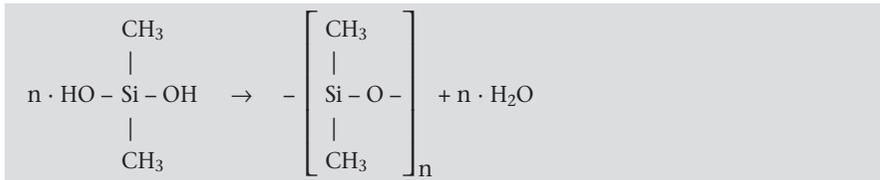
Abformmaterialien unterscheidet man nach ihren mechanischen Eigenschaften im verfestigten Zustand in **starre** (z.B. Abformgips) und **elastische** (genauer: gummielastische) Abformmaterialien. Bei einer Verfestigung durch chemische Reaktion spricht man von **irreversiblen** (z.B. Alginate, Silikone, Polyäther), bei Plastifizierung und Erstarrung durch Erwärmung bzw. Abkühlung und umgekehrt von **reversiblen** (z.B. Hydrokolloide) Materialien. Der Vorteil der elastischen Massen ist, dass sie in einfacher Weise die Abformung von Unterschnitten erlauben, wogegen eine solche Abformung mit einem starren Material, etwa Gips, zur Entfernung aus dem Mund erst zerteilt werden muss. In der heutigen Zeit werden bei uns keine Abdrücke mehr aus Gips angefertigt.

### 1.1.1 Silikone

Die Abformmaterialien auf Silikonbasis sind **irreversibel-elastisch**. Silikone (Synonym: Siloxane) sind makromolekulare Substanzen, deren Molekülketten aus Si-O-Gruppen bestehen. Die beiden restlichen Valenzen des Si-Atoms sind durch Alkylreste (meist  $-\text{CH}_3$ ) abgesättigt, z.B.



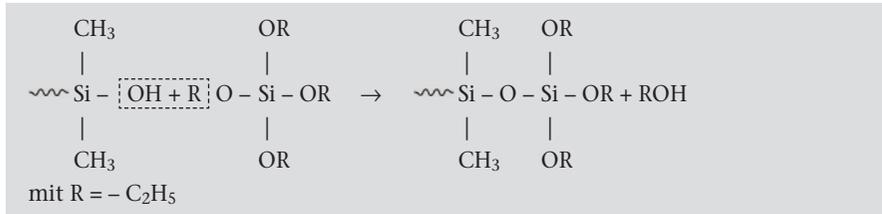
Die Ketten entstehen durch Polykondensation von Silanolen unter Abspaltung von Wasser:



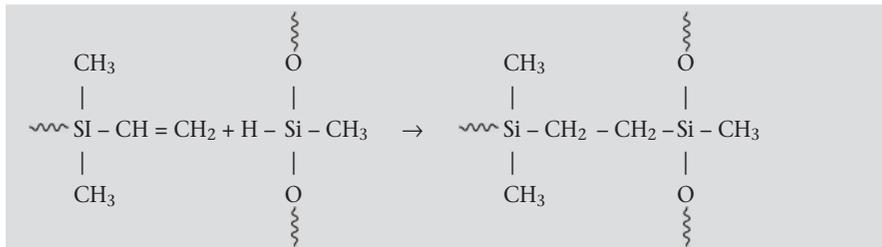
Je nach Anzahl der OH-Gruppen des Monomers spricht man von mono-, bi-, tri- und tetrafunktionellen Molekülen, die entsprechend kettenabbrechend, -fortsetzend oder -verzweigend wirken.

Die **kondensationsvernetzenden** (C-)Silikon-Abformmassen enthalten lineare Ketten mit endständigen OH-Gruppen (Polydimethylsilanol). Die Überführung in den

gummielastischen Zustand erfolgt nach dem Zumischen der Härterkomponente. Diese enthält tetrafunktionelles Äthylsilikat und eine organische Zinnverbindung als Katalysator. Das Äthylsilikat reagiert mit den endständigen OH-Gruppen der Ketten unter Abspaltung von Alkohol (Kondensat). Dadurch werden die Kettenenden multifunktionell und können durch Reaktion mit weiteren OH-Endgruppen anderer Ketten reagieren, wobei es zur Kettenverlängerung, -verzweigung und -vernetzung kommt:



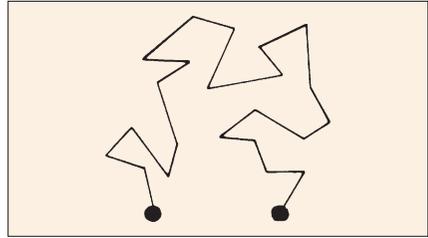
Durch Verdunstung des freigesetzten Alkohols kommt es zu einer Kontraktion des abgebundenen Materials. Aus diesem Grund wurden **additionsvernetzende**, also kondensatfreie A-Silikone eingeführt: Die Kettenmoleküle der einen Komponente besitzen endständige Vinylgruppen, die der zweiten Komponente seitliche H-Gruppen. In Gegenwart eines geeigneten Katalysators (organische Platin-Verbindungen) bilden sich Äthylbrücken zwischen den einzelnen Silikonmolekülen<sup>1</sup>:



Silikone sind hydrophob; das beeinträchtigt sowohl die Abformung feuchter Strukturen (Blut, Speichel), vor allem aber auch die Benetzbarkeit durch den Gipsbrei bei der Modellherstellung. Bei den A-Silikonem sind daher auch hydrophilisierte Produkte verfügbar.

Die Verfestigung der Silikone beruht auf der Verlängerung und insbesondere der Vernetzung der Kettenmoleküle untereinander. Durch diese Verknüpfungen wird die vor dem Anmischen mögliche freie Beweglichkeit der Moleküle gegeneinander (flüssiger bzw. plastischer Zustand) beeinträchtigt. Der gummielastische Zustand findet sich nur bei makromolekularen Substanzen (elastische Polymere = **Elastomere**). Lineare Makromoleküle befinden sich im Allgemeinen nicht im gestreckten Zustand, sondern weisen eine unregelmäßige „verknäulte“ Konfiguration auf (s. Abb. 2); Der Abstand zwischen den beiden Moleküleenden ist deutlich kleiner als die Gesamtlänge des Moleküls.

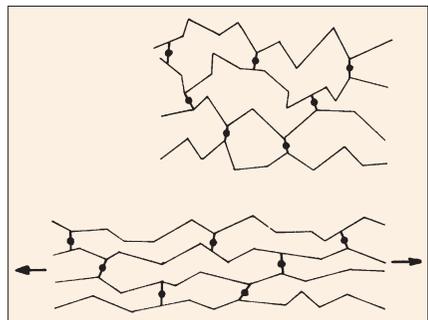
**Abb. 2:** Bei einem linearen Makromolekül ist der Abstand der Molekülenden voneinander im Allgemeinen kleiner als die Moleküllänge.



Eine Vergrößerung dieses Abstandes nähert das Molekül dem wenig wahrscheinlichen gestreckten Zustand. Zur Streckung der Molekülkette ist daher nach den Gesetzen der Thermodynamik eine Kraft erforderlich, die diese Verknäulungstendenz, also das Streben nach einer wahrscheinlicheren Konfiguration, als Rückstellkraft entgegenwirkt. Da bis zur völligen Streckung die Bindungen zwischen den einzelnen Atomen des Makromoleküls nicht beansprucht werden, sind die zur Streckung (große Deformation) benötigten Kräfte gering.

In einer aus Kettenmolekülen bestehenden polymeren Substanz ergibt sich der Zusammenhalt der Moleküle untereinander durch Bindungen sekundärer Art. Das Ausmaß dieses im Vergleich zu direkten chemischen Bindungen sehr schwachen Zusammenhaltes bestimmt die Beweglichkeit der einzelnen Ketten gegeneinander und ist entscheidend dafür, ob die Substanz im flüssigen oder festen Zustand vorliegt (vgl. Kap. V. 15.1). Im festen Zustand haben die einzelnen Makromoleküle den Spielraum für den Übergang aus der verknäulten in die gestreckte Konfiguration und umgekehrt verloren. Im flüssigen Zustand fehlt es an einer dauerhaften Zugriffsmöglichkeit äußerer Kräfte auf die Konfiguration der einzelnen Moleküle: Sie werden während einer makroskopischen Verformung (Rühren, Gießen) zwar gestreckt, doch spätestens nach Beendigung der Verformung können sie sich weitgehend unabhängig von ihrer Umgebung wieder verknäulen. Gummielastische Materialien nehmen daher eine Mittelstellung zwischen flüssigen und festen Polymeren ein. Diesen Zustand erreicht man durch vereinzelte chemische Verknüpfungen der Kettenmoleküle (s. Abb. 3). Dadurch entsteht ein dreidi-

**Abb. 3:** Vernetzte Makromoleküle im entspannten und gedehnten Zustand

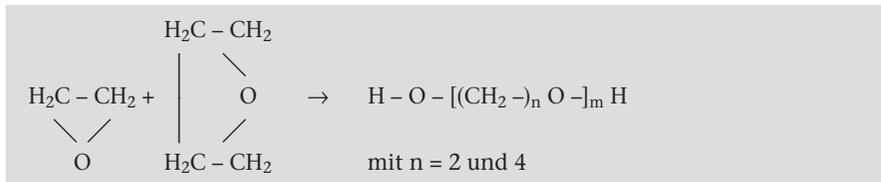


mensionales Netzwerk, dessen Maschen während der Einwirkung äußerer Kräfte deformiert bleiben. Die Verknäulungstendenz der einzelnen Molekülteilstücke summiert sich zur Rückstellkraft des deformierten Elastomers.

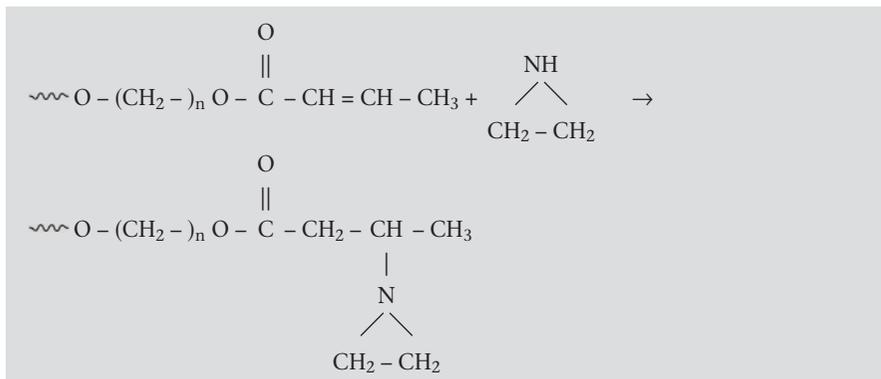
Die zunehmende Vernetzungsdichte steigert die Festigkeit auf Kosten der gummielastischen Eigenschaften (Hartgummi); ebenso wirkt eine zusätzliche Vernetzung in einem a priori festen makromolekularen Werkstoff festigkeitssteigernd.

### 1.1.2 Polyäther

Ausgangspunkt der **irreversibel-elastischen** Abformmassen auf Polyätherbasis sind Copolymerisate aus Äthylenoxid und Tetrahydrofuran. Die Heterozyklen addieren sich unter Ringöffnung zu linearen Makromolekülen:

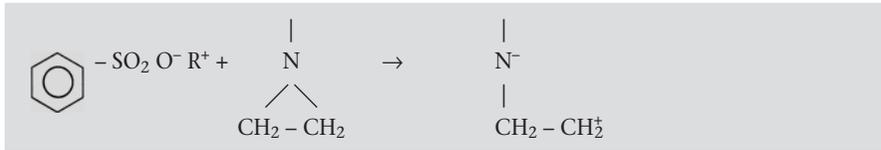


Die endständigen OH-Gruppen werden mit einer ungesättigten Säure (z.B. Crotonsäure) verestert. Die Doppelbindung dieser Säure vermag mit Äthylenimin zu reagieren, so dass die Molekülketten schließlich endständige Aziridin-Gruppen besitzen:



Äthylenimin ist als dreigliedriger, heterozyklischer Ring sehr reaktionsfähig und spaltet leicht auf. Die Verbindung wird durch die katalytische Gegenwart von Säuren (kationischer Mechanismus) unter **Polyaddition** zur Vernetzung veranlasst. So enthält die Härterpaste z.B. einen Benzolsulfonsäureester, dessen R<sup>+</sup>-Ionen die katalytische Funktion

zur Ringspaltung und anschließenden Reaktion der bifunktionellen Molekülen untereinander übernehmen.

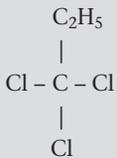


### 1.1.3 Polysulfide (Thiokole)

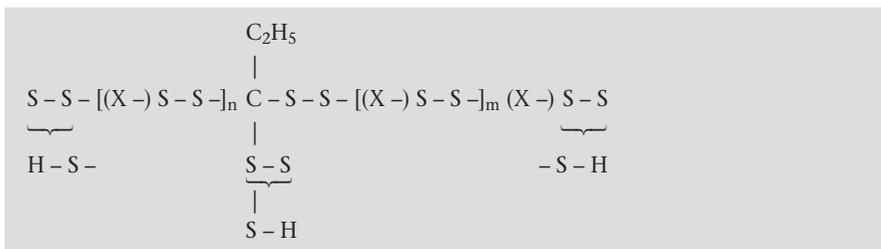
Das erste speziell für Abformzwecke konzipierte Elastomer war ein Polysulfid-Kautschuk. Die Polysulfide, auch Thiokole genannt, gehören wie die Silikone zu den **irreversibel-elastischen** Abformmaterialien. Das Ausgangsprodukt ist ein Dichlordialkylformal, meistens Dichlordiäthylformal:



im Folgenden als Cl-(X-)Cl abgekürzt, dem zwei Mol.-% trifunktionelles Trichlorpropan beigegeben ist:

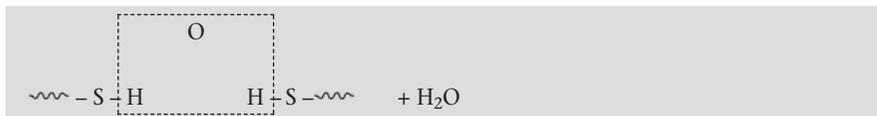


Durch Polykondensation mit Natriumpolysulfid  $\text{Na}_2\text{S}_x$  ( $x = 3-7$ ) entstehen Makromoleküle der Form



Das freie Disulfid wird durch Reduktion gespalten und in SH-Gruppen überführt. Die ebenfalls pastenförmige Härtersubstanz enthält in feinsten Suspension Bleidioxid, des-

sen oxidierende Wirkung eine **Kondensationsreaktion** der Mercaptangruppen untereinander und damit das Abbinden des angemischten Materials ermöglicht:



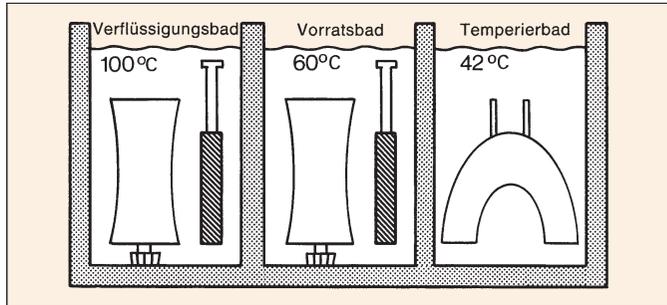
Zur Vernetzung tragen nur die Moleküle bei, die mindestens drei funktionelle Gruppen enthalten, also während der Synthese mit einem oder mehreren Trichlorpropanmolekülen reagiert haben.

### 1.1.4 Hydrokolloide

Die ältesten elastischen Abformmaterialien sind die Hydrokolloide (seit 1926); sie spielen aber heute eher eine untergeordnete Rolle. Die Massen bestehen neben geringfügigen Zusätzen (z.B. Borax<sup>2</sup>, Paraffin<sup>3</sup>, Talkum<sup>4</sup>), die die Festigkeits- bzw. Fließeigenschaften verbessern sollen, im Wesentlichen aus einer wässrigen kolloidalen Lösung (Hydrokolloid) von mit Schwefelsäure veresterter, polymerer Galaktose (Molekulargewicht ca. 150 000). Die Lösungen, die unter der bekannteren Bezeichnung Agar-Agar<sup>5</sup> als Nährboden für Bakterienzüchtungen Verwendung finden, sind bei höheren Temperaturen flüssig (Solzustand) und verfestigen sich bei Abkühlung zu einem elastischen Gel (reversibel-elastisch), wobei die Verfestigungstemperatur niedriger als die Verflüssigungstemperatur ist (Hysterese). Die Übergangstemperaturen sind abhängig vom Wassergehalt und Molekulargewicht des Polysaccharides und liegen bei den Abformmaterialien mit Wassergehalten von 70–85% – je nach Fließfähigkeit im Solzustand – zwischen 70 und 100 °C für die Verflüssigung bzw. 37 und 42 °C für die Verfestigung. Die Hydrokolloide werden ausschließlich nach der Spritzen-Löffel-Technik (vgl. Kap. I. 1.4.2) verwendet. Das Löffelmaterial wird in Tuben geliefert, das dünn fließende Spritzenmaterial dagegen in Stabform. Die Stäbchen werden dann vor dem Verflüssigen in entsprechende Spritzen geschoben.

Der Gebrauch der Hydrokolloide erfordert besondere Geräte. Angeboten werden Apparate, die drei voneinander unabhängig temperierbare und thermostatisch kontrollierte Wasserbäder aufweisen (s. Abb. 4). Im ersten, auf 100 °C aufheizbaren Bad wird das Material in etwa 10 min verflüssigt. Danach wird es in das zweite, auf 60 °C erwärmte Bad gelegt, wo es beliebig lange in gebrauchsbereitem Zustand gehalten werden kann. Im dritten Bad wird das auf den Löffel gebrachte Material auf 45–40 °C abgekühlt und danach appliziert. Die Spritze mit dem dünn fließenden Material wird dagegen zum Gebrauch unmittelbar dem Vorratsbad (60 °C) entnommen, da das Material sonst beim Passieren der Düse zu stark abkühlen würde. Damit eine gute Verbindung von Spritzen-

**Abb. 4:** Hydrokolloid-wärmer



und Löffelmaterial resultiert, ist vor dem Applizieren die Oberfläche des Löffelmaterials trocken zu tupfen.

Um eine schnelle und zuverlässige Abkühlung deutlich unter die Mundtemperatur zu erreichen, müssen Hydrokolloidabformungen gekühlt werden. Das gelingt mit doppelwandigen Speziallöffeln, die, mit einem Zu- und Ablaufanschluss versehen, eine Wasserdurchlaufkühlung ermöglichen. Die Genauigkeit der Hydrokolloidabformungen ist unter anderem darauf zurückzuführen, dass die Verfestigung an den gekühlten Löffelwänden beginnt. Auf diese Weise können Kontraktionseffekte während der Abkühlung (ca. 0,15% linear) bis zuletzt durch Nachfließen in den der Zahnreihe benachbarten Schichten kompensiert werden. Das Hydrokolloid haftet mittels eines Feuchtigkeitsfilms an den Löffelwandungen; um ein Herausgleiten aus dem Löffel zu verhindern, sind auf den Löffelrändern Wülste aufgelötet. Wenngleich die Verfestigung der Hydrokolloide reversibel ist, scheint eine abermalige Benutzung des sterilisierten Materials nicht ratsam, weil sich durch wiederholte Verflüssigung des nicht mehr im Schutz der Tube befindlichen Materials die physikalischen Eigenschaften deutlich ändern.

Wegen des hohen Wassergehaltes erfahren diese Abformmassen bei Lagerung an der Luft starke Volumenkontraktionen durch Verdunsten. Deshalb ist ein sofortiges Ausgießen der Abformungen mit Modellgips erforderlich. Wenn eine Verzögerung der Modellherstellung unvermeidbar ist, sollte die Abformung bei 100% relativer Luftfeuchtigkeit in einem Hygrophor oder in Wasser aufbewahrt werden; die Meinungen gehen hier auseinander. Gegebenenfalls ist den Herstellerangaben zu folgen. In keinem Fall sollte die Abformung länger als eine Stunde gelagert werden.

Agar-Agar beeinträchtigt das Abbinden des Modellgipses. Dieser Effekt wird verstärkt durch die erwähnte Zugabe von Borax<sup>2</sup>, einem spezifischen Verzögerer für die Abbindereaktion von Gips. Dieser insbesondere für die Oberflächenqualität des Modells nachteilige Umstand kann kompensiert werden durch die Verwendung von Kaliumsulfat ( $K_2SO_4$ ), einem Beschleuniger für die Gipsverfestigung. Diese Substanz ist in einigen Fällen in geeigneter Menge dem Abformmaterial zugegeben. Andernfalls ist die Abformung vor dem Ausgießen in eine 2%ige  $K_2SO_4$ -Lösung zu tauchen. Einige Hersteller empfehlen für ihre Massen bestimmte Gipsfabrikate oder liefern selbst einen speziell auf

ihr Produkt abgestimmten Modellgips: Alle Verarbeitungshinweise sollten genau beachtet werden! Bei richtiger Anwendung liefern Hydrokolloidabformungen sehr gute und präzise Gipsmodelle.

Es wird auch eine Kombination von dünn fließendem Hydrokolloid (Spritzenmaterial) mit einem geeigneten Alginat (vgl. Kap. V. 10) als Löffelmaterial praktiziert; bei diesem Verfahren mit vergleichbarer Präzision entfällt die Kühlung des Löffels.

Reversible Hydrokolloidmassen werden auch beim Dublieren (vgl. Kap. VI. 19.1.2) von Modellen eingesetzt.

## 1.2 Verarbeitung elastischer Abformmaterialien

Für eine bestimmte Anwendung konzipierte Werkstoffe haben selbstredend gerade für diesen Zweck günstige Eigenschaften. Dazu aber treten auch unvermeidlich ungünstige Eigenschaften für diese Anwendung auf, sodass immer ein Zwang zum Kompromiss besteht. Die Vielfalt der Angebote auf einem Sektor, etwa bei den Abformmassen, beinhaltet denn auch eine Palette nuancierter Kompromisslösungen, die für eine gegebene Indikation optimal zu nutzen nur mit guten Kenntnissen gelingt.

### 1.2.1 Fließverhalten

Das Fließverhalten der elastomeren Abformmassen unmittelbar nach dem Mischen wird bestimmt vom Gehalt an anorganischen Füllstoffen feinsten Körnung, z.B. Calciumcarbonat ( $\text{CaCO}_3$ ), Calciumsulfat ( $\text{CaSO}_4$ ), Siliziumdioxid ( $\text{SiO}_2$ ), Titandioxid ( $\text{TiO}_2$ ) und Zinkoxid ( $\text{ZnO}$ ), die den in reiner Form öllartigen, makromolekularen Substanzen zugesetzt werden. Man unterscheidet leicht, mittel und schwer fließende sowie knetbare Massen (Typ 0–3).

### 1.2.2 Anmischen – Verarbeitungszeit

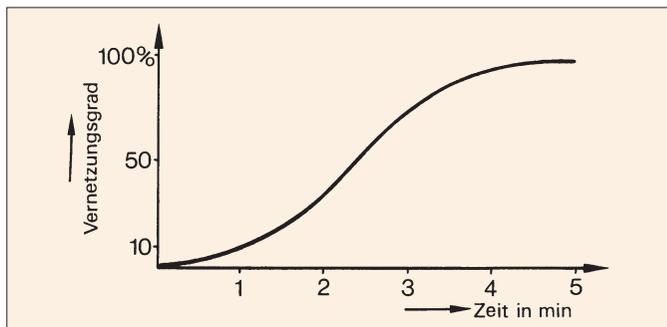
Alle irreversibel härtenden Materialien müssen vor ihrer Verwendung angemischt werden. Das Ende der Verarbeitungszeit – gerechnet vom Mischbeginn – ist erreicht, wenn als Folge des Abbindens die Fließfähigkeit für den Anwendungszweck nicht mehr ausreicht.

Das Vermischen zweier Komponenten ist am einfachsten, wenn sie ähnliche Fließ-eigenschaften haben. Vorteilhaft ist eine unterschiedliche Einfärbung der Komponenten: Das Auftreten einer einheitlichen Mischfarbe bestätigt dann eine homogene Vermischung. Die vom Hersteller angegebenen Mischzeiten sollten weder unter- noch überschritten werden.

Auch bei sorgfältiger Nutzung der konventionellen Dosierhilfen (Hohlmaße, Tropfenzählung, Stranglängen) ist die Reproduzierbarkeit der Dosierungen mit Abweichungen bis zu 20% nicht sonderlich gut. Sehr exakt dagegen arbeiten Hand-Mischgeräte, bei denen die beiden Pasten aus entsprechenden Reservoirs durch eine Mischkanüle gepresst und als fertige Mischung dann unmittelbar im Abformgebiet appliziert oder in den Abformlöffel gefüllt werden; bei diesen Geräten reduziert sich die Mischzeit auf wenige Sekunden. Seit einigen Jahren werden auch für höher viskose Massen zur exakten Dosierung und Mischung elektrisch betriebene Misch- und Dosiergeräte angeboten. Besonders für die Löffelmaterialien, die in größeren Mengen verarbeitet werden und sich durch ihre zähplastische Konsistenz nur schwer mit Handgeräten austragen lassen, wird die Verarbeitung dem Anwender erleichtert. Diese Materialien werden üblicherweise in Schlauchbeuteln oder großen Einwegkartuschen angeboten.

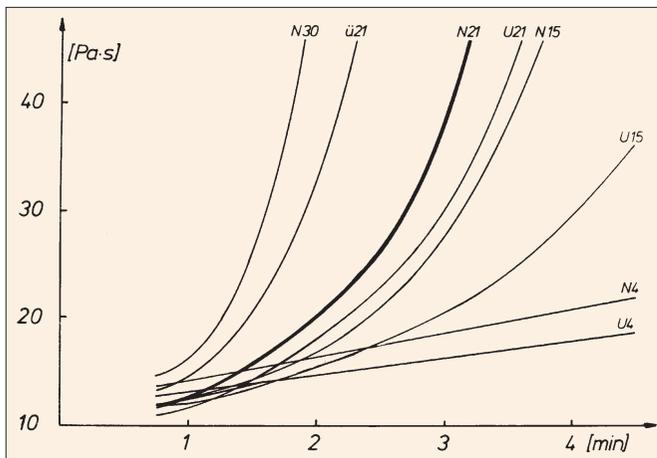
Experimentelle Untersuchungen haben gezeigt, dass bei Verwendung von elastischen Abformmaterialien die Abformlumina unmittelbar nach dem Trennen von den präparierten Stümpfen sehr oft kleiner sind als die Originale. Diese Lumenverkleinerung ist nur mit der Existenz elastischer Spannungen zu erklären, die während der Abformung im Abformmaterial induziert wurden. Mit solchen elastischen Deformationen ist bei jeder Abformung mit Elastomeren zu rechnen: Die Abbindereaktion beginnt schon während des Anmischens (s. Abb. 5), sodass nach dem Mischen und Füllen des Abformlöffels (mindestens 1–1,5 min) bei der Abformung selbst bereits ein gewisser Vernetzungsgrad erreicht ist. Damit besitzt das Abformmaterial, das dann durchaus noch das Erscheinungsbild einer plastischen Masse bzw. Flüssigkeit aufweist, auch schon elastische Eigenschaften. Mit beginnender Vernetzung entstehen Molekülgeflechte, die gegenüber der nicht vernetzten Umgebung einen höheren Reibungswiderstand haben. Geraten diese Geflechte beim Eintauchen des Stumpfes in das Schergefälle einer Strömung, so können sie dabei elastisch beansprucht werden. Wegen des hohen Reibungswiderstandes ist ihre Rückstellung verzögert. Da gleichzeitig die Abbindereaktion fortschreitet, werden die verspannten Molekülgeflechte durch weitere Verknüpfungen mit ihrer zunehmend fester werdenden Umgebung in ihrem Spannungszustand fixiert (endogene

**Abb. 5:** Vernetzungsgrad in Abhängigkeit von der Zeit (halbschematisch)



Spannungen). Da elastische Kräfte immer der Deformationsursache – hier dem eindringenden Stumpf – entgegengerichtet sind, bewirkt die elastische Rückstellung nach der Trennung von Stumpf und Abformung eine Lumenverkleinerung. Das Ausmaß dieser inneren Spannungen wird umso größer, je zahlreicher und/oder größer die Molekülgeflechte sind, je höher also der Vernetzungsgrad zum Zeitpunkt der Abformung ist. Außerdem spielt das Ausmaß der Deformation als Voraussetzung für elastische Rückstellkräfte eine Rolle: Je stärker die Abflussbehinderung der vom Stumpf verdrängten Abformmasse ist, desto größer ist die Verspannung der elastischen Molekülgeflechte.

Die für irreversibel-elastische Abformmaterialien angegebenen Verarbeitungszeiten (Mischbeginn bis endgültige Positionierung des Löffels) markieren die Frist, innerhalb welcher die theoretisch unvermeidbaren Fehler durch endogene Spannungen klinisch tolerierbar bleiben. Die Verarbeitungszeit sollte daher nach Möglichkeit unterschritten werden. Für die Minimierung des Fehlers ist es auch wichtig, die Reaktionsgeschwindigkeit in dem angemischtem Material nicht durch unkontrollierte Überdosierung des Härterers oder fahrlässige Erwärmung, z.B. durch falsche Lagerung beispielsweise in der Nähe von Heizkörpern oder durch Handwärme, zu erhöhen. Da die Viskosität der unangemischten Silikonmassen von der Temperatur praktisch unabhängig ist, kann für diese Abformmaterialien eine Lagerung der Massen im Kühlschrank (ca. 8 °C) und das Anmischen auf gekühlten Unterlagen empfohlen werden. Es sei hier noch erwähnt, dass bei Vermeidung des Einflusses der Handwärme allein die Reibungswärme während des Anmischens, insbesondere bei den schwer fließenden und knetbaren Massen, eine Temperaturerhöhung von mehreren Grad bewirken kann. Die Wärmetönung der Abbindeaktion ist zwar nachweisbar, aber vernachlässigbar klein, sodass das Abbinden der Masse nach der anfänglichen Erwärmung auf Mundtemperatur bei praktisch konstanter Temperatur erfolgt.



**Abb. 6:** Viskosität-Zeit-Kurven eines dünn fließenden Silikonabformmaterials bei verschiedenen Versuchsbedingungen. Die Indizes kennzeichnen Dosierung (N = normal, U und Ü jeweils 15% unter- bzw. überdosiert) und die Lagerungstemperatur in °C vor Mischbeginn.

In der Abbildung 6 ist der Einfluss von Lagerungstemperatur und Härterdosierung auf den Viskositätsanstieg als Maß für die zunehmende Vernetzung eines dünn fließenden, kondensationsvernetzenden Silikonabformmaterials dargestellt. Bei den additionsvernetzenden Silikonen kann die Verfestigung anfänglich so verzögert werden, dass die endogenen Effekte zwar nachweisbar sind, aber bei Beobachtung der Verarbeitungszeit ohne praktische Bedeutung bleiben. Die längsten Verarbeitungszeiten haben die Polysulfide; die der Polyäther sind denen der C-Silikone vergleichbar.

### 1.2.3 Rückstellvermögen

Die Bedeutung der elastischen Abformmassen liegt in der Tatsache, dass mit diesen Materialien auf einfache Weise auch solche Gebilde abgeformt werden können, die in Bezug auf die Abzugsrichtung Unterschnitte aufweisen.

Dieses Problem stellt sich aufgrund der anatomischen Gegebenheiten bei den meisten Abformungen und sei am Beispiel eines unbeschleunigten Zahnes erläutert (s. Abb. 7). Die leichte Deformierbarkeit der Elastomere ermöglicht die erforderliche Stauchung der im zervikalen Bereich liegenden Materialschichten (b), wenn diese beim Abziehen die Engstelle am Zahnäquator (a) passieren müssen; die hohe Elastizität der Massen soll die Rückstellung der deformierten Bereiche und damit die Abformgenauigkeit auch im Unterschnitt sicherstellen.

Wie bei allen hochpolymeren Festkörpern ist auch bei den elastomeren Abformmassen eine einfache Trennung zwischen elastischem und plastischem Verhalten nicht möglich. Bei jeder mechanischen Beanspruchung finden auch zeitabhängige Veränderungen im Material statt, die eine völlige Rückstellung verzögern oder auch unmöglich machen (bleibende Deformation). Diese Eigentümlichkeit wird als viskoelastisches Verhalten bezeichnet.

**Abb. 7:** Unterschnitt bei der Abformung eines unbeschleunigten Zahnes

