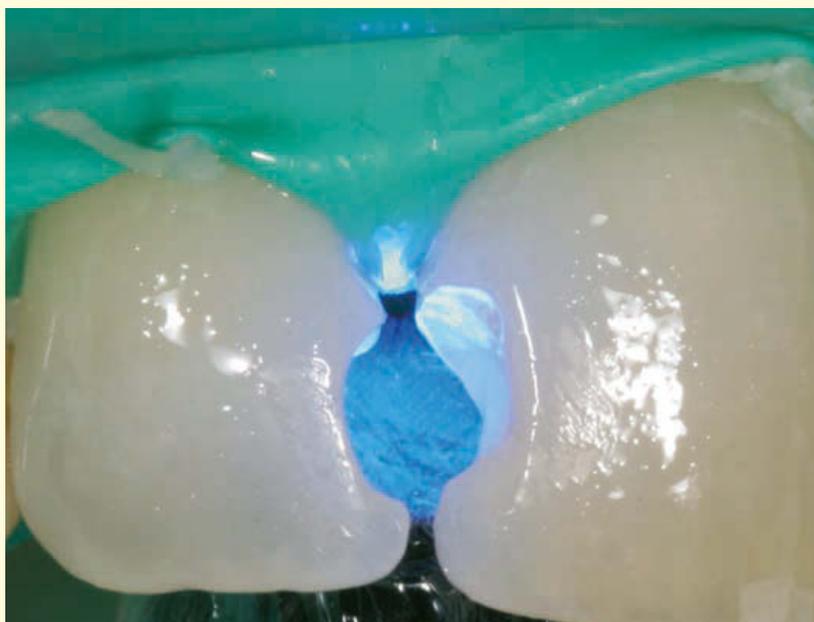


R. Frankenberger (Hrsg.)

# Adhäsive Zahnheilkunde

Wissenschaft und Praxis



Deutscher Zahnärzte Verlag

R. Frankenberger (Hrsg.)  
**Adhäsive Zahnheilkunde**



**R. Frankenberger (Hrsg.)**

# **Adhäsive Zahnheilkunde**

**Wissenschaft und Praxis**

Mit Beiträgen von U. Blunck, C.-P. Ernst, R. Frankenberger, J. Hajtó,  
A. Jacobi, M. Lenhard, M. Naumann, S. Reich, T. Schwenk, M. Striegel

Mit 410 Abbildungen in 461 Einzeldarstellungen und 16 Tabellen

eISBN: 978-3-7691-3717-0

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 © 2013 by  
Deutscher Zahnärzte Verlag  
Dieselstraße 2, 50859 Köln

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

Umschlagkonzeption: Sybille Rommerskirchen  
Produktmanagement: Gabriele Rode  
Manuskriptbearbeitung: Adrian Loew  
Titelbild: Prof. Dr. C.-P. Ernst  
Covergestaltung: Bettina Beatrice Kulbe  
Satz: Plaumann, 47807 Krefeld

## Vorwort

Noch ein Buch über Adhäsivtechnik? Na klar! Denn der neue Ansatz dieses Buches ist die Vernetzung von Praxis und Wissenschaft. Ich wollte schon immer einmal eine Mischung aus Wissenschaftlern und Praktikern für ein gemeinsames Buch begeistern. Als ich mit dem Verlag an der Idee arbeitete, schlug ich daher vor, sowohl Kollegen aus der Universität als auch aus der zahnärztlichen Praxis einzuladen, hier mitzumachen.

Es war von Beginn an nicht meine Intention, ein Lehrbuch mit Lehrmeinungs- oder Kochbuchcharakter zu initiieren – ganz im Gegenteil, das Lebendige an unserem Fach ist die Vielfalt der Meinungen, die allesamt zum Ziel führen. Daher sind an vielen Stellen in diesem Buch klinische Wege aufgezeigt, die ich vielleicht in meinem Hörsaal in Nuancen anders darstelle und interpretiere, aber es kommt doch auf das Gesamtbild an, oder?

Neben dem Engagement meiner verehrten Universitätskollegen OA Dr. Blunck (Berlin) mit dem ich endlich ein gemeinsames Kapitel über unser beider Lieblingsthema Adhäsive verfassen durfte, Prof. Dr. Ernst (Mainz) dem Papst der Polymerisation, Prof.

Dr. Naumann (Ulm und Potsdam) dem uneingeschränkten Stift-Spezialisten und Prof. Dr. Reich (Aachen) dem bekannten CAD/CAM-Meister danke ich besonders meinen niedergelassenen Kollegen Dr. Lenhard (CH-Neunkirch), Dr. Hajtó (München), Dr. Jacobi (München), Dr. Striegel und Dr. Schwenk (beide Nürnberg), da für sie das Schreiben nicht zum Tagesgeschäft gehört und gar nicht hoch genug eingeschätzt werden kann, dass sie sich neben ihrer Praxistätigkeit abends noch hinsetzten, um ihre wertvollen Beiträge zu diesem Buch zu leisten, ohne die es auch nur die Hälfte Wert wäre.

Wir haben versucht, alle Facetten der Adhäsiven Zahnmedizin zu beleuchten, und dies sowohl aus der wissenschaftlichen als auch aus der Praxisperspektive. Beides vereint sich zum praxisnahen und wissenschaftlich fundierten Buch über eines der spannendsten Kapitel der modernen Zahnmedizin.

Viel Spaß bei der Lektüre!

Ihr

Roland Frankenberger



# Autorenverzeichnis

## Herausgeber

Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger  
Abteilung für Zahnerhaltungskunde  
Georg-Voigt-Straße 3  
35039 Marburg

## Autoren

Dr. med. dent. Uwe Blunck  
Charité – Universitätsmedizin Berlin  
CC 3: Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
Abt. f. Zahnerhaltung und  
Präventivzahnmedizin  
Aßmannshäuser Straße 4–6  
14197 Berlin

Prof. Dr. med. dent. Claus-Peter Ernst  
Poliklinik für Zahnerhaltungskunde  
Universitätsmedizin der Johannes  
Gutenberg-Universität Mainz  
Augustusplatz 2  
55131 Mainz

Dr. med. dent. Jan Hajtó  
Weinstraße 4  
80333 München

Dr. med. dent. Anna Jacobi  
Arnulfstraße 31  
80636 München

Dr. med. dent. Markus Lenhard  
Fridhag  
CH-8525 Niederneunforn

Prof. Dr. med. dent. Michael Naumann  
Zahnärzte an der Kleinmachnower Schleuse  
Wannseestraße 42  
14532 Stahnsdorf  
und  
Klinik für Zahnärztliche Prothetik  
Universitätsklinikum Ulm  
Albert-Einstein-Allee 11  
89081 Ulm

Prof. Dr. med. dent. Sven Reich  
Klinik für Zahnärztliche Prothetik  
Implantologie und Biomaterialien  
Universitätsklinikum Aachen  
Pauwelsstraße 30  
52074 Aachen

Dr. med. dent. Thomas Schwenk  
Ludwigsplatz 1a  
90403 Nürnberg

Dr. med. dent. Marcus Striegel  
Ludwigsplatz 1a  
90403 Nürnberg



## Abkürzungsverzeichnis

Ag	Silber
Au	Gold
BEMA	Bewertungsmaßstab zahnärztlicher Leistungen
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CEREC	CEramic REConstruction
C-Faktor	Configuration factor
CLSM	Confocal laser scanning microscope
CNC	Computerized Numerical Control
Co	Cobalt
CONSORT	Consolidated Standards of Reporting Trials
CQ	Campherquinon
Cr	Chrom
DBA	Dentin Bonding Agent
DC	Dual cure
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DGZPW	Deutsche Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
DIN	Deutsches Institut für Normung e.V.
DVT	Dentale (Digitale) Volumentomographie
EBM	Evidence Based Medicine
EDTA	Ethylenediaminetetraacetic acid
EMBO	European Molecular Biology Organization
EMF	Edelmetallfrei
eV	Elektronenvolt
FBGT	Freies Bindegewebsstransplantat
FEA	Finite Element Analysis
FGP	Friktions-Geschiebe-Passung
GaAs	Galliumarsenid
GaN	Galliumnitrid
GaPh	Galliumphosphid
Gew.-%	Gewichtsprozent
GPa	Gigapascal
H	Wasserstoff
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat(e)
HIP	Hot isostatic pressing
HT	High translucency
InGaN	Indium-Galliumnitrid

ISO	International Organization for Standardization
J	Joule
K	Kelvin
KFO	Kieferorthopädie
LC	Light cure
LED	Light-emitting diode
LT	Low translucency
mA	Milliampere
MARC	Managing Accurate Resin Curing
µm	Mikrometer
Mo	Molybdän
MO	Medium opaque/mesial-okklusal
MOD	Mesial-okklusal-distal
Mol.-%	Molekularprozent
MPa	Megapascal
mW	Milliwatt
N	Stickstoff
NADENT	Normenausschuss Dental
nm	Nanometer
O	Sauerstoff
OD	Okklusal-distal
OK	Oberkiefer
PA-	Parodontal-
Pd	Palladium
PSZ	Partially stabilized zirconia
Pt	Platin
PZR	Professionelle Zahnreinigung
REM	Rasterelektronenmikroskop
SiC	Siliciumcarbid
SLA	Stereolithografie (auch STL)
SSA	Stiftstumpfaufbau
STL	Surface Tessellation Language
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat
TEM	Transmissionselektronenmikroskop
TS	Technical specification
TZP	Tetragonal zirconia polycrystal
UEDMA	Urethan-Dimethacrylat
UK	Unterkiefer
UV	Ultraviolett
V	Volt
VIP	Varying intensity polymerization
VMK	Verblend-Metall-Keramikkrone
Vol.-%	Volumenprozent
ZA	Zahnarzt
ZT	Zahntechniker

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Adhäsive</b> .....	<b>1</b>
	<i>R. Frankenberger, U. Blunck</i>	
1.1	Einleitung – 3	
1.2	Grundlagen der Adhäsion – 3	
1.2.1	Definitionen – 3	
1.2.2	Voraussetzungen – 4	
1.3	Haftung am Schmelz – 5	
1.3.1	Haftmechanismen am Schmelz – 5	
1.4	Haftung am Dentin – 8	
1.4.1	Historische Entwicklung – 8	
1.4.2	Haftmechanismen im Dentin – 13	
1.5	Einteilung der Adhäsivsysteme – 16	
1.5.1	Dunkelhärtende Adhäsive – 18	
1.5.2	Gefüllte Adhäsive – 19	
1.6	Wertung der Adhäsivsysteme – 20	
1.7	Probleme bei der Anwendung – 21	
1.7.1	Etch-and-Rinse-Systeme – 21	
1.7.2	Selbstätzende Systeme – 23	
1.8	Verträglichkeit adhäsiver Biomaterialien – 24	
1.9	Postoperative Sensibilitäten – 25	
1.10	Hinweise zur korrekten Anwendung – 26	
<b>2</b>	<b>Lichtpolymerisation</b> .....	<b>35</b>
	<i>C.-P. Ernst</i>	
2.1	Vorwort – 37	
2.2	Einleitung – 37	
2.3	Technische Aspekte der Lichtpolymerisation – 39	
2.3.1	Übersicht über die unterschiedlichen Lichtquellen – 39	
2.3.2	Variation der Lichtintensität während der Bestrahlungszeit – 47	
2.4	Biologische Aspekte der Lichtpolymerisation – 50	
2.4.1	Temperaturerhöhung im Zahn während der Polymerisation – 50	
2.4.2	Eigenschutz des Behandlungsteams – 51	
2.5	Klinische Aspekte der Lichtpolymerisation – 52	
2.5.1	Klinische Relevanz von Stufen-, Softstart- und VIP-Belichtungsvarianten – 52	
2.5.2	Polymerisationszeit – 53	
2.5.3	Lichtintensität – 55	
2.5.4	Polymerisation mit reduzierter Leistung – 56	
2.5.5	Messung der Lichtleistung – 57	

2.5.6	Korrelation von Lichtintensität und Durchhärtungspotenzial	– 58
2.5.7	Polymerisationsgrad	– 59
2.5.8	Beeinflussung der Polymerisationsschrumpfkraft durch die Schichtung der Kompositinkremente	– 59
2.5.9	Schichtweise Applikation des Komposits	– 60
2.5.10	Umhärtungstechnik	– 61
2.5.11	Abstand zwischen Lichtaustrittsfenster und auszuhärtendem Komposit	– 63
2.5.12	Lichtleiter	– 63
2.5.13	Diskrepanz zwischen Kavitätendurchmesser und Durchmesser des Lichtaustrittsfensters	– 67
2.5.14	Transparente Polymerisationsaufsätze	– 67
2.5.15	Aushärtung von indirekten Restaurationen	– 68
2.5.16	Korrekte Lichtpolymerisationstechnik	– 69
2.6	Wartung und Pflege von Lichtpolymerisationsgeräten	– 73
2.6.1	Leistungskontrolle	– 73
2.6.2	Blaufilter	– 74
2.6.3	Reflektor	– 74
2.6.4	Lichtleiter	– 75
2.6.5	Lüfter	– 75
2.7	Schlussfolgerung	– 76
<b>3</b>	<b>Komposit-Restaurationen</b> .....	<b>81</b>
	<i>M. Lenhard</i>	
3.1	Einleitung	– 83
3.2	Zusammensetzung	– 84
3.2.1	Matrix	– 84
3.2.2	Füller	– 85
3.3	Polymerisation und Schrumpfung	– 88
3.3.1	Pre-Gel-Phase	– 89
3.3.2	Gelpunkt	– 89
3.3.3	Post-Gel-Phase	– 89
3.3.4	Freie Schrumpfung	– 89
3.3.5	Effektive Schrumpfung	– 89
3.3.6	Konkurrierende Wände	– 90
3.4	Schrumpfungsstress	– 92
3.4.1	Konfigurationsfaktor	– 92
3.4.2	Volumen	– 93
3.4.3	Schichten	– 93
3.4.4	Polymerisationslampe	– 94
3.4.5	E-Modul und Schrumpfung	– 94
3.5	Seitenzahnrestaurationen mit Komposit	– 95
3.5.1	Auswahl der Zahnfarbe	– 95
3.5.2	Kofferdam	– 95
3.5.3	Präparation	– 95
3.5.4	Matrizentechnik	– 97
3.5.5	Adhäsivtechnik	– 98

3.5.6	Kompositauswahl – 98	
3.5.7	Fließfähige Komposite als Kavitäten-Liner – 98	
3.5.8	Schichttechnik – 98	
3.6	Frontzahnrestaurationen mit Komposit – 106	
3.6.1	Auswahl der korrekten Farbe – 108	
3.6.2	Erkennen der charakteristischen Merkmale und Besonderheiten der Zähne des Patienten – 111	
3.6.3	Funktionelle Besonderheiten – 114	
3.6.4	Präparation – 116	
3.6.5	Anatomische Schichtung – 116	
3.6.6	Ausarbeitung und Politur – 126	
3.6.7	Diastemaschluss – 128	
3.7	Klasse-V-Restaurationen – 135	
3.7.1	Abrasions- und Erosionsläsion – 135	
3.8	Reparatur von Kompositrestaurationen – 136	
3.9	Ausblick – 137	
<b>4</b>	<b>Keramik-Veneers</b> .....	<b>145</b>
	<i>J. Hajtó</i>	
4.1	Einleitung – 147	
4.2	Indikation – 148	
4.3	Planung – 149	
4.3.1	Diagnostik und Analyse – 152	
4.3.2	Hilfsmittel und Methoden zur Ergebnis- und Qualitätserzielung – 154	
4.4	Klinische Schritte – 157	
4.4.1	Präparation – 157	
4.4.2	Provisorische Versorgung – 169	
4.4.3	Befestigung – 171	
4.4.4	Nachsorge – 175	
4.5	Erfolgsfaktoren – 175	
4.5.1	Literaturübersicht – 175	
4.5.2	Keramikfrakturen – 175	
4.5.3	Randverfärbungen – 180	
4.5.4	Fazit – 181	
<b>5</b>	<b>Keramik-Inlays</b> .....	<b>191</b>
	<i>A. Jacobi</i>	
5.1	Einleitung – 193	
5.2	Indikationsstellung – 194	
5.2.1	Habits/Bruxismus – 194	
5.2.2	Auflösung der Approximalkontakte – 194	
5.2.3	Größe der Kavität – 194	
5.2.4	Begrenzung der Kavität – 194	
5.2.5	Wurzelbehandelte Zähne – 195	
5.3	Präparation – 195	
5.3.1	Prinzip der Konstruktion – 195	
5.3.2	Vorgehen – 196	

5.3.3	Unterfüllung – 199	
5.3.4	Provisorium – 199	
5.3.5	Abformung – 201	
5.4	Eingliederung – 203	
5.4.1	Passung – 203	
5.4.2	Vorbereitung des Zahns – 204	
5.4.3	Befestigungskomposit – 206	
5.4.4	Vorbereitung des Inlays – 207	
5.4.5	Insertion des Inlays – 208	
5.4.6	Politur – 210	
5.4.7	Vorgehen bei Inlaystraßen – 210	
5.4.8	Nachsorge – 211	
5.5	Langzeiterfahrungen/Studien – 211	
5.6	Vermeiden von Misserfolgen – 214	
5.6.1	Fraktur der Keramik – 214	
5.6.2	Fraktur des Zahns – 215	
5.6.3	Hypersensitivität – 215	
5.7	Zusammenfassung – 216	
<b>6</b>	<b>CAD/CAM und adhäsive Zahnheilkunde</b> .....	<b>219</b>
	<i>S. Reich</i>	
6.1	Einleitung – 221	
6.2	Einführung in die CAD/CAM-Technik – 221	
6.2.1	Virtuelle Modellgewinnung – 225	
6.2.2	Intraorale Datenerfassung – 227	
6.3	Klebmöglichkeiten für Restaurationsmaterialien – 232	
6.3.1	Kleben – eine Definition aus technischer Sicht – 232	
6.3.2	Methoden der adhäsiven Befestigung: Grenzfläche Restauration – Komposit – 233	
6.4	CAD/CAM-Materialien – 238	
6.4.1	Keramiken – 238	
6.4.2	Metalle – 246	
6.4.3	Polymere – 247	
6.4.4	Komposite – 248	
6.5	Indikationen für CAD/CAM- und Adhäsivtechnik – 249	
<b>7</b>	<b>Adhäsive Stiftsysteme</b> .....	<b>295</b>
	<i>M. Naumann, R. Frankenberger</i>	
7.1	Prognose endodontisch behandelter Zähne – 297	
7.2	Ein besonders ernstes Problem: vertikale Wurzelfraktur – 298	
7.3	Klassifikation der Aufbaustifte – 299	
7.3.1	Klassifikation der Systeme – 300	
7.4	Wann ist ein Aufbaustift indiziert? – 302	
7.5	Testdesign in vitro: Simulation der klinischen Situation – 304	
7.6	Welches Aufbausystem ist das beste? – 306	
7.6.1	E-Modul – 307	
7.6.2	Belastbarkeit – 309	

7.6.3	Wiederentfernbarkeit – 309	
7.6.4	Gegossene SSA – 309	
7.6.5	Konfektierte Metallaufbaustifte – 311	
7.6.6	Konfektierte SSA mit Zirkonoxid – 312	
7.6.7	Konfektierte SSA mit faserverstärktem Komposit – 313	
7.7	Schlüssel zum Erfolg: der ferrule effect – 316	
7.8	Aufbaustift und Zahnersatz – Wann gibt es Probleme? – 318	
7.8.1	Zahnerhalt durch endodontische Behandlung, Brücke oder lieber doch gleich ein Implantat? – 319	
7.9	Adhäsivtechnik im Wurzelkanal: Besonderheiten, Technik, Systeme – 320	
7.9.1	Wurzeldentin vs. koronales Dentin: Was ist anders? – 320	
7.9.2	Adhäsivtechnik im Wurzelkanal: sicher und verlässlich? – 321	
7.9.3	Monoblockkonzept – 322	
7.9.4	Konventionelles vs. adhäsives Zementieren: Wem gehört die Zukunft? – 322	
7.10	Wann was – ein Behandlungskonzept – 323	
7.11	Perspektiven: Gold, Zirkonoxid, Faserverstärkung oder doch nur Komposit? – 325	
7.12	Kurz und knapp: 10 Tipps für eine erfolgreiche postendodontische Versorgung – 327	
<b>8</b>	<b>Aesthetic under control</b> ..... <b>335</b>	
	<i>T. Schwenk, M. Striegel</i>	
8.1	Einleitung – 337	
8.2	Grundlagen – 337	
8.3	Befunderhebung – 338	
8.4	Ästhetische Analyse – 339	
8.5	Behandlungsplan – 341	
8.6	Unverzichtbare Maßnahmen der präprothetischen roten Ästhetik – 343	
8.7	Ausführung des Behandlungsplans – 345	
8.8	Zusammenfassung – 347	
8.8.1	Fazit für die Praxis – 347	
<b>9</b>	<b>Reparatur/Korrektur zahnärztlicher Restaurationen</b> ..... <b>349</b>	
	<i>R. Frankenberger</i>	
9.1	Einleitung und Problematik – 351	
9.2	Reparaturvorstufe: komplette Entfernung/Wiedereingliederung – 352	
9.3	Indikationen für Füllungsreparaturen – 354	
9.4	Reparatur von Kompositfüllungen – 354	
9.5	Reparatur von Keramikinlays – 358	
9.6	Reparatur von Gold/VMK – 360	
9.7	Zusammenfassung – 360	
	<b>Stichwortverzeichnis</b> ..... <b>365</b>	



# 1 Adhäsive

R. Frankenberger, U. Blunck

<b>1.1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>3</b>
<b>1.2</b>	<b>Grundlagen der Adhäsion</b> .....	<b>3</b>
1.2.1	Definitionen – 3	
1.2.2	Voraussetzungen – 4	
<b>1.3</b>	<b>Haftung am Schmelz</b> .....	<b>5</b>
1.3.1	Haftmechanismen am Schmelz – 5	
<b>1.4</b>	<b>Haftung am Dentin</b> .....	<b>8</b>
1.4.1	Historische Entwicklung – 9	
1.4.2	Haftmechanismen im Dentin – 13	
<b>1.5</b>	<b>Einteilung der Adhäsivsysteme</b> .....	<b>16</b>
1.5.1	Dunkelhärtende Adhäsive – 18	
1.5.2	Gefüllte Adhäsive – 19	
<b>1.6</b>	<b>Wertung der Adhäsivsysteme</b> .....	<b>20</b>
<b>1.7</b>	<b>Probleme bei der Anwendung</b> .....	<b>21</b>
1.7.1	Etch-and-Rinse-Systeme – 21	
1.7.2	Selbstätzende Systeme – 23	
<b>1.8</b>	<b>Verträglichkeit adhäsiver Biomaterialien</b> .....	<b>24</b>
<b>1.9</b>	<b>Postoperative Sensibilitäten</b> .....	<b>25</b>
<b>1.10</b>	<b>Hinweise zur korrekten Anwendung</b> .....	<b>26</b>



# 1 Adhäsive

R. Frankenberger, U. Blunck

## 1.1 Einleitung

Die in den weiteren Kapiteln dargestellten Behandlungsweisen beruhen (fast) ausnahmslos auf Adhäsivtechniken. Durch sie wurde die zahnärztliche Therapie enorm erweitert. Vor allem aber bietet sie die Grundlage für minimalinvasive Behandlungsverfahren.

Komposite können keine eigenständige Adhäsion zu Schmelz und Dentin aufbauen, wie z.B. die Glasionomere. Daher würden sich bereits im Zuge der Polymerisation Spalten an den Füllungsändern bilden, die durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Zahnhartsubstanzen und des Füllungsmaterials und durch die mechanische Belastung der Füllung nur verstärkt werden [1, 6, 11, 42, 43, 45, 98, 99, 117, 119, 129, 137]. Ohne spezielle Vorbehandlung der Kavität wird demzufolge eine gute und andauernde Adaptation an die Zahnhartsubstanzen verhindert (s. Abb. 1.1), wodurch eine klebende Verankerung zwingend erforderlich wird.

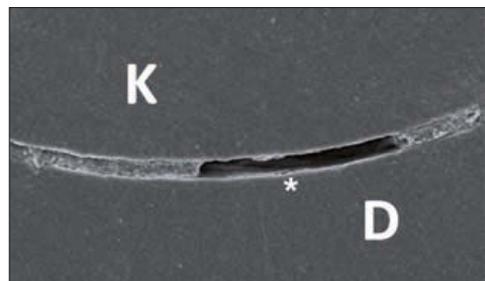
Die konsekutiv auftretende Sekundärkaries wird heute noch als potenzieller Hauptnachteil von Kunststofffüllungen, v.a. im kaulasttragenden Seitenzahnbereich, angesehen. So stellte die Integration adhäsiver Konzepte den Durchbruch bei der klinischen Anwendung von Kompositen dar. Erst durch die adhäsive Verankerung gelang es, einen Antagonismus zur Polymerisationsschrumpfung zu etablieren mit der Möglichkeit, dauerhafte Restaurationen anzufertigen [34, 40, 65, 67, 68, 71, 75, 77, 78, 126, 128, 130, 131, 133, 134].

Die Adhäsivtechnik ist also ein wesentlicher Bestandteil der restaurativen Zahnmedizin geworden und aus der täglichen zahnärztlichen praktischen Arbeit nicht mehr wegzudenken. Ganz neue Möglichkeiten tun sich auf, wenn diese Technik konsequent umgesetzt wird. Damit kommen wir dem Ziel, mit substanzschonenden Präparationen randdichte Füllungen bei gleichzeitigem Schutz der Pulpa vor eindringenden Mikroorganismen legen zu können, wesentlich näher.

## 1.2 Grundlagen der Adhäsion

### 1.2.1 Definitionen

Adhäsion (lat. adhaerere) bedeutet „das Hafte unterschiedlicher Substanzen“ im engen Kontakt. Ursache sind die zwischen den Körpern bei hinreichend starker Annäherung an den Berührungsflächen wirksam werdenden molekularen Anziehungskräfte. In den meisten Fällen sind hierbei eine feste aufnehmende Fläche, das Substrat, auch Adhärens



**Abb. 1.1:** Randspalt im Rasterelektronenmikroskop (REM; 1:500. K: Kompositfüllung)

genannt, und eine flüssige Phase, das Adhäsiv, beteiligt [25].

Zur Erklärung des Phänomens der Adhäsion existieren mehrere Theorien. Zum einen ist ein rein mechanischer, mikroretentiver Verbund an rauen und porösen Materialoberflächen möglich. Zum anderen können Adhäsiv und Substrat chemische Bindungen eingehen. Hierzu zählen Ionenbindungen, kovalente Bindungen und auch sekundäre chemische Kräfte, wie Wasserstoffbrückenbindungen, Dipolbeziehungen und Van-der-Waals-Kräfte [5, 25, 53, 138]. Die Mehrzahl der Autoren in der Literatur der Zahnmedizin geht davon aus, dass die Verbindung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz mikromechanischer Natur ist, da eine chemische Verbindung von Füllungsmaterialien und Kollagen oder mineralischen Strukturen bisher nur in geringem Maße nachgewiesen werden konnte [25–27, 106].

## 1.2.2 Voraussetzungen

Adhäsion durch molekulare Anziehung erfolgt lediglich in engem Kontakt (0,1 nm). Dieser enge Kontakt ist die fundamentale Voraussetzung für eine dauerhafte Verbindung. Da sich Körper oder Flächen jedoch immer nur an gewissen Punkten berühren, werden dünnfließende Lösungen als Adhäsiv eingesetzt, welche die Adhärenden möglichst gut benetzen sollen [16, 19, 29, 58, 114].

Im Idealfall ist das Adhäsionssubstrat durch eine hohe Oberflächenenergie charakterisiert und das Adhäsiv niedrigviskös, d.h., die Oberflächenspannung des Adhäsivs sollte geringer sein als die Oberflächenenergie des Substrats. Hinzu kommt als weiterer Faktor die Rauigkeit des Substrats, die eine Oberflächenvergrößerung bewirkt. Durch Ausfüllen der Unregelmäßigkeiten auf der Oberfläche entsteht die mikromechanische Retention [127, 132, 137].

Von chemischer Haftung spricht man, wenn 2 Atome gemeinsame Elektronen nutzen. Wasserstoffbrückenbindungen und Anziehung polarer Gruppen zählen zur physikalischen Adhäsion. Damit chemische Adhäsionskräfte wirksam werden, müssen Moleküle auf mindestens 0,7 nm angenähert werden, bei sekundären chemischen Kräften auf mindestens 3 nm [127, 132, 137].

Ein bleibender enger Kontakt zwischen den aneinander angrenzenden Körpern ist die wichtigste Voraussetzung für eine feste Verbindung. Die Oberflächen von 2 festen Körpern können nicht in 100%igen Kontakt gebracht werden, da sie auf atomarer Ebene nie exakt aufeinander passen und somit immer nur punktuelle Kontakte entstehen. Um diese Diskrepanz auszugleichen, können dünnfließende Substanzen eingesetzt werden, die als Adhäsiv bezeichnet werden. Das Adhäsiv sollte, um wirksam werden zu können, das Substrat, den festen Körper, optimal benetzen. Benetzung bedeutet die Fähigkeit von Flüssigkeiten, sich auf einem festen Körper auszubreiten. Die Benetzbarkeit kann in Winkelgraden des Kontaktwinkels zwischen der Flüssigkeitsoberfläche und der benetzten Unterfläche gemessen werden. Je kleiner der Winkel ist, desto besser ist die Benetzbarkeit.

Dies ist zudem der Fall, wenn das Substrat eine möglichst hohe Oberflächenenergie aufweist, während das Adhäsiv niedrigviskös sein sollte. Wenn die Oberflächenspannung des Adhäsivs geringer ist als die Oberflächenenergie des Substrats, dann breitet es sich auf der Oberfläche aus und kann so mit ihr in innigen Kontakt kommen. Dabei können die Rauigkeiten der Oberfläche des Substrats zur mechanischen Verankerung des Adhäsivs genutzt werden.

Voraussetzungen für eine gute Adhäsion sind somit eine gute Benetzbarkeit des Substrats, eine geringe Viskosität des Adhäsivs und die Rauigkeit der Substratoberfläche. Die Rauigkeit bedeutet einerseits eine Oberflächenvergrößerung und somit eine größere

Haftfläche. Andererseits kann eine zerklüftete Oberfläche zu Luftporen führen, wodurch die Haftwirkung vermindert wird. Das Adhäsiv muss also in der Lage sein, optimal in alle Rauigkeiten bzw. Mikroporositäten der Substratoberfläche einzudringen. Werden die Unregelmäßigkeiten der Oberfläche ausgefüllt, kommt es zu einer mikromechanischen Verankerung. Diese wird als mechanische Adhäsion bezeichnet und beruht auf geometrischen oder rheologischen Effekten. Sie ist nur realisierbar, wenn die Substratoberfläche ausreichend hart ist und eine Mikroverzahnung erlaubt.

Die Haftung an der Zahnhartsubstanz kommt in entscheidendem Maße durch die mikromechanische Verankerung an der rauen Oberfläche von Schmelz und/oder Dentin zustande. Diese Rauigkeiten müssen durch gezielte Vorbehandlung geschaffen und sinnvollerweise vollständig ausgenutzt werden. Dazu muss die Oberfläche benetzbar sein oder durch benetzende Flüssigkeiten, sog. Primer, vorbehandelt werden, um alle Mikroretentionen auszunutzen zu können.

Der mikromechanische Verbund beruht auf der physikalischen Verankerung zwischen den zu verbindenden Teilen. Darunter versteht man eine mechanische Verklammerung der verfestigten Klebeschicht in den Poren oder Kapillaren der Substratoberfläche. Sie tritt auf, wenn der während des Auftragens flüssige Klebstoff nach dem Erhitzen in den Mikroporositäten an einem Herausgleiten bei Belastung gehindert wird. Die mikromechanische Adhäsion bezeichnet also eine Verflechtung des Klebers in Poren und Kapillaren oder mit zapfenförmigen Strukturen auf der Substratoberfläche. Bindungskräfte bewirken allgemein den Zusammenhalt von 2 oder mehreren Atomen bzw. Atomgruppen innerhalb von Molekülen sowie auch Phasengrenzen. Diese Bindungskräfte funktionieren aufgrund unterschiedlicher chemischer Bindungsformen oder zwischenmolekularer Kräfte. Die Wasserstoff-

brückenbindung stellt eine besondere Art einer solchen zwischenmolekularen Bindung dar. Diese Wechselwirkung wird bei Gruppen beobachtet, in denen ein Wasserstoffatom (H) mit besonders elektronegativen und kleinen Molekülen gebunden ist (z.B. OH- oder NH-Gruppen). Voraussetzung für eine dauerhafte Adhäsion ist daher: Erzielen einer möglichst großen, retentiven und benetzbaren Haftfläche.

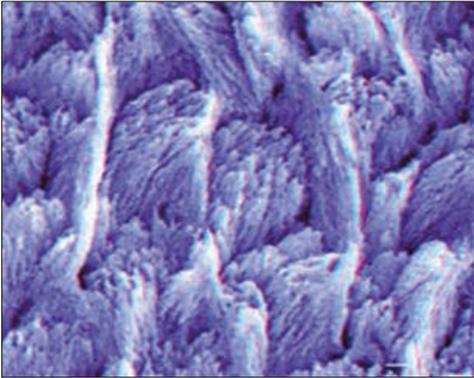
## 1.3 Haftung am Schmelz

Der Grundstein jeglicher Adhäsion in der zahnmedizinischen Füllungstherapie wurde 1955 mit der Einführung der Schmelzätztechnik durch Michael G. Buonocore gelegt. Eigentlich hatte der Schweizer Chemiker Oskar Hagger bereits 1948 einen ähnlichen Entwurf vorbereitet, an Zahnhartsubstanzen zu kleben [52], die eigentliche Erfindung der Schmelzätzung geht jedoch auf Buonocore zurück [15, 16, 19].

### 1.3.1 Haftmechanismen am Schmelz

#### Konditionierung mit Phosphorsäure

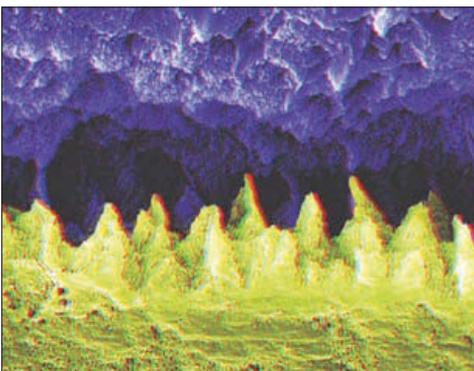
Die Haftung am Schmelz wird heute bez. ihrer klinischen Eignung durchweg positiv eingeschätzt. Ätzen mit 30- bis 40%iger Phosphorsäure schafft eine ideale Oberflächenmorphologie (s. Abb. 1.2) für die mikromechanische Verankerung von Kunststoffen. Durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie entsteht eine raue Struktur, die ungefüllten und gefüllten Adhäsiven das Einfließen ermöglicht und durch die Polymerisation zu einer innigen Verzahnung mit dem Zahnschmelz führt. Die daraus entstehende Haftung ist ausreichend, um den durch die Polymerisations schrumpfung erzeugten Kräften wirksam entgegenzutreten. Gleichzeitig kommt es auch zu einer Stabili-



**Abb. 1.2:** Ätzmuster. Beschlossener Schmelz nach einer Ätzung von 15 s mit Phosphorsäure (REM; 1:3000) 

sierung der im Zuge der Präparation geschwächten Zahnhartsubstanz [18, 22–24, 30, 31, 34, 36, 44, 47, 54–56, 65, 66].

Schmelz besteht zu 98 Gew.-% aus anorganischem Material, den Hydroxylapatitkristallen. Die Kristallite bilden die Schmelzprismen. Sie sind jedoch innerhalb der Prismen in unterschiedlichen Winkeln zu deren Längsachse angeordnet, daher sind unterschiedliche Prismenbereiche unterschiedlich säurelöslich, wodurch das retentive Ätzmuster erst entstehen kann. Nur in der äußersten Schicht, die nicht abradiert wird, ist auch prismenloser Schmelz zu finden (z.B. in den Fissuren). Daher muss hier die Ätzzeit erhöht werden auf ca. 60 s, um die prismenfreien Schmelzareale aufzulösen und die darunter



**Abb. 1.3:** Mikromechanische Verankerung mit Tags (gelb) aus Adhäsiv (REM; 1:3000) 

liegenden Prismenbereiche freizulegen. Durch den Ätzvorgang werden ca. 10 µm der Schmelzoberfläche irreversibel abgetragen, darunter wird eine Rautiefe von bis zu 50 µm erzeugt, das sog. Ätzmuster [47].

Dieses retentive Ätzmuster zeichnet sich durch eine hohe Oberflächenenergie aus, wodurch die Benetzbarkeit des Schmelzes erhöht wird. Für die Schmelzätzung werden üblicherweise Produkte in Gelform eingesetzt, die Phosphorsäure in Konzentrationen von 35% bis ca. 40% enthalten und für 15–60 s appliziert werden, um danach mit einem kräftigen Wasserspray zusammen mit den entstehenden Präzipitaten entfernt zu werden. Kürzere Ätzzeiten sind dabei an präpariertem Schmelz möglich, während an nicht präpariertem Schmelz (z.B. bei der Fissurenversiegelung oder beim Diastemaschluss) die Ätzzeit auf 60 s ausgedehnt werden sollte, um ein sicheres retentives Ätzmuster zu erhalten.

Damit die volle Benetzbarkeit dieses Ätzmusters erhalten bleibt, muss es durch sichere Trockenlegung vor dem Zutritt von Speichel, Blut und Sulkusfluid geschützt werden. Wenn nämlich die hochreaktive Schmelzoberfläche verunreinigt wird, kann das dünnfließende Adhäsiv nicht in die retentive Oberfläche eindringen. Der Erfolg der Haftung ist dann infrage gestellt.

Eine optimale Ausnutzung der selektiven Löslichkeit der Schmelzprismen erfolgt v.a. dann, wenn die Prismen, z.B. durch Präparation oder Ansträgen, quer angeschnitten sind (s. Abb. 1.3). Bei längs verlaufenden Prismen kann das Adhäsiv lediglich seitlich in die gelockerten Prismenbereiche einfließen [47]. Die Notwendigkeit der Schmelzabschrägung im Seitenzahnbereich wird immer wieder diskutiert. Obwohl In-vitro-Resultate die Überlegenheit der Ansträgung belegen [84], gibt es klinisch keinen Beweis für dieses Paradigma [141].

Die Konzentration des eingesetzten Ätzelgels ist keinesfalls unwichtig. Untersu-

chungen haben gezeigt, dass 30- bis 40%ige Phosphorsäure am effektivsten wirkt. Die dreidimensionale Tiefe nimmt mit Säurekonzentrationen bis 40% weiter zu, darüber hinausgehende Konzentrationen lösen jedoch weniger Calcium und führen zu flacheren Ätzmustern. Bei Konzentrationen < 27% entstehen weniger lösliche Präzipitate, daher entspricht es nicht den Tatsachen, dass niedrigere Konzentrationen „schonender“ und genauso effektiv sind. Als ideal hat sich für präparierten Schmelz eine Konzentration von ca. 37% bei 30 s Ätzdauer herausgestellt [50, 51].

Der eigentliche Schmelzverbund wird über funktionelle Adhäsive bewerkstelligt, wie z.B. mit Monomeren auf Basis von Bis-GMA (Bisphenol A-Glycidylmethacrylat), evtl. verdünnt mit TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat). Die Haftung wird über sog. Tags und interkristalline Retention aufgebaut [16, 18, 19, 50, 51].

Auf jeden Fall sollten nach Phosphorsäureätzung separat aufgetragene Primer nicht länger als 15 s aktiv in die geätzte Schmelzoberfläche einmassiert werden, da sich durch evtl. Zerstörung des Ätzmusters die Haftwerte verschlechtern [36].

### Konditionierung mit selbstätzenden Monomeren

Ursprünglich zur schonenden Konditionierung von Dentin (s.u.) entwickelt, werden selbstätzende Adhäsivsysteme auch für die Ätzung von Schmelz eingesetzt. Blickt man auf die Verkaufszahlen, wird deutlich, dass sich diese Adhäsivsysteme ohne Phosphorsäureätzung wachsender Beliebtheit erfreuen. Sie enthalten saure Primer oder saure Monomermischungen, die mit pH-Werten zwischen 2 und < 1 auch in der Lage sind, im Schmelz ein Ätzmuster zu erzeugen. Sie werden entsprechend ihrer Azidität nach Gruppen eingeteilt (s. Tab. 1.1). Das Ätzmuster, das diese selbstätzenden Systeme erzeugen, ist allerdings schwächer ausgeprägt als nach

Phosphorsäureätzung, und die Präparation einer Schmelzrandabschrägung ist nach eigenen Untersuchungen (Roland Frankenberger) wesentlich entscheidender als bei der Phosphorsäureätzung.

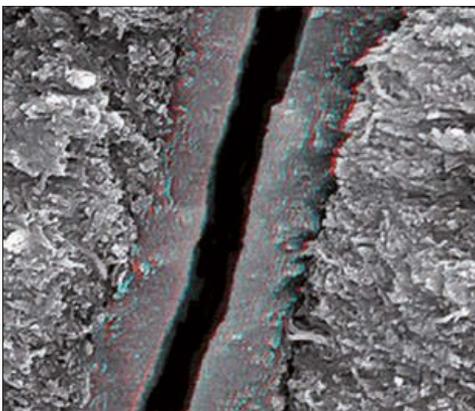
Die Effektivität und v.a. die Dauerhaftigkeit des durch selbstätzende Adhäsive generierten Schmelzverbunds sind in der Literatur umstritten. Ergebnisse aus unserem Labor (Universität Erlangen/Marburg) waren für selbstätzende Adhäsive bisher immer schlechter als für Etch-and-Rinse-Adhäsive [47]. Untersuchungen an der Universität Berlin zum Randverhalten im Schmelz von ok-

Tab. 1.1: pH-Wert selbstätzender Primer

	Primer	Hersteller
<b>Stark</b> (pH < 1)	Adper Prompt L-Pop	3M ESPE
	AquaPrime & MonoBond	Merz Dental
	Xeno III	Dentsply
<b>Moderat</b> (pH ± 1,5)	AQ Bond	Morita
	BOND FORCE	Tokuyama
	CLEARFIL LINER BOND 2V	Kuraray
	CLEARFIL SE BOND	Kuraray
	CLEARFIL PROTECT BOND	Kuraray
	CLEARFIL TRI-S BOND	Kuraray
	G-BOND	GC
	Hybrid Bond	Morita
	iBond GI	Kulzer
	One COaT BOND	Coltène
	UniFil Bond	GC
Xeno V	Dentsply	
<b>Mild</b> (pH ± 2)	AdheSE	Ivoclar Vivadent
	Contax	DMG
	Futurabond NR	VOCO
	iBond Self Etch	Kulzer
	OptiBond Solo Plus SE	Kerr
	ONE-UP BOND F	Tokuyama
	Revolcin One	Merz Dental

klusalen Kompositfüllungen an Molaren, die in Kombination mit Ein-Flaschen-All-in-One-Adhäsivsystemen gelegt wurden, zeigten nach thermischer und mechanischer Belastung signifikant schlechtere Resultate als für die Etch-and-Rinse-Systeme [10]. Dies wird auch in anderen Studien bestätigt, die für selbstätzende Adhäsive geringere Wirksamkeiten festgestellt haben als für Adhäsivsysteme, die in Kombination mit der Etch-and-Rinse-Technik eingesetzt werden. Dabei ist die Wirksamkeit der selbstätzenden Systeme durchaus unterschiedlich, allerdings nicht abhängig vom pH-Wert der sauren Primer. Mehrere Autorengruppen konnten zeigen, dass eine Ätzung des Schmelzes mit Phosphorsäure die Wirksamkeit von selbstätzenden Systemen verbessert [28, 62, 64, 91, 101, 125]. Dabei ist allerdings darauf zu achten, dass es sich um eine reine selektive Ätzung des Schmelzes handelt, da die Wirksamkeit von selbstätzenden Zwei-Schritt-Systemen nach Ätzung mit Phosphorsäure signifikant abnimmt [38].

In eigenen Studien (Charité Berlin) wurde das Randverhalten an Klasse-V-Kompositfüllungen untersucht, die mit selbstätzenden Ein-Schritt-Ein-Flaschen-Adhäsiven gelegt wurden nach unterschiedlicher Säure-



**Abb. 1.4:** Dentin im Bruchpräparat (REM; 1:5000). Es ist deutlich zu erkennen, dass das peritubuläre Dentin höher mineralisiert und damit dichter ist als das intertubuläre. 

vorbehandlung des Dentins mit Phosphorsäure. Nach 21 Tagen Wasserlagerung und Temperaturwechselbadbelastung zeigten sich keine Unterschiede im Randverhalten auch bei bis zu 15 s langer vorheriger Phosphorsäureätzung. Auch nach 2 Jahren Wasserlagerung und erneuter Temperaturwechselbadbelastung wurden signifikant geringere Anteile perfekter Ränder nur in den Gruppen gefunden, in denen G-Bond und iBond Self Etch nach 15 s langer Applikation von Phosphorsäure verarbeitet wurden. Kürzere Ätzzeiten hatten bei diesen Produkten sowie auch Ätzzeiten bis 15 s vor der Applikation von Clearfil SE Bond, AdheSE One und Adper Prompt L-Pop keinen Einfluss auf das Randverhalten [9].

## Resümee

Die Haftung am Schmelz ist nach einer Vorbehandlung mit Phosphorsäure immer noch am sichersten und effektivsten.

## 1.4 Haftung am Dentin

Es hat relativ lange gedauert, bis eine effektive und stabile Verbindung von Adhäsivsystemen auch zum Dentin (s. Abb. 1.4) aufgebaut werden konnte [1, 2, 4, 12, 14, 17, 18, 24, 32–35, 37, 42, 43, 46, 75]. Dabei waren 2 Probleme zu bewältigen:

- ▲ Das Dentin ist aufgrund seiner Struktur insbesondere wegen der mit Dentinliquor gefüllten Tubuli als hydrophil (wasserfreundlich) einzuschätzen; dadurch fällt es schwer, das in seiner chemischen Grundstruktur hydrophobe (eher Wasser abweisende) Komposit mit dieser hydrophilen Oberfläche in innigen Kontakt zu bringen [40, 47, 49, 67, 69, 72–74, 79, 80, 82, 83, 108, 109, 110, 115, 116, 133, 135, 136].
- ▲ Nach jeder mechanischen Bearbeitung entsteht auf dem Dentin eine Schmier-schicht, die den direkten Kontakt zum

kompakten Dentin verhindert [17, 18, 24, 34, 42, 107, 132, 137].

Deswegen hat die simple Übertragung der Schmelzätztechnik auf das Dentin, also Anätzen des Dentins mit Phosphorsäure und Applikation eines hydrophoben Versieglers, keinen Erfolg gebracht [20]. Klinische Konsequenz aus diesen Misserfolgen mit Kompositrestaurationen war das Abdecken der Dentinareale der Kavität mit konventionellen Unterfüllungsmaterialien, wie z.B. Zinkphosphatzement, um die Dentinwunde abzudecken und postoperativen Hypersensitivitäten entgegenzuwirken, bevor die Schmelzränder der Kavität mit Phosphorsäure konditioniert und zur Haftung am Schmelz genutzt wurden. Um jedoch die ganze Fläche der präparierten Kavität zur Verankerung des Komposits nutzen zu können, wurde eine zumindest ähnlich effektive Dentinhaftung angestrebt. Erste Erfolge stellten sich jedoch erst mehrere Jahrzehnte später ein. Die Entwicklung auf diesem Sektor ist anhand unterschiedlicher Entwicklungsstufen sichtbar, die früher in Form verschiedener Generationen dargestellt wurden.

### 1.4.1 Historische Entwicklung

Die 1. und 2. Generation der Dentinadhäsive konnten nie den Anforderungen für den klinischen Einsatz gerecht werden, da lediglich eine Bindung an die Schmierschicht erreicht wurde [17, 18, 24, 107, 132, 137]. Die Vertreter dieser Entwicklungsstufen erzielten zwar eine gute Infiltration der Schmierschicht, die Haftung des Komposits wurde aber wiederum durch die zu geringe Adhäsion der Schmierschicht am Dentin beschränkt [17, 18, 107, 132, 137]. Außerdem ist die Schmierschicht hydrolytischen Degradationsprozessen ausgesetzt, was insgesamt dazu führte, dass die beiden initialen Generationen nie klinisch erfolgreich waren [133, 135].

Erste klinische Erfolge wurden erst Ende der 1980er von der damals sog. 3. Generation berichtet, wie z.B. Gluma (Bayer Dental), Syntac (Ivoclar Vivadent) und A.R.T. Bond (Coltène). Hier wird der präparierte Schmelz konventionell mit 30- bis 40%iger Phosphorsäure konditioniert, das Dentin wird dabei im eigentlichen Sinn dieser 3. Generation aber ausgespart, also eine selektive Schmelzätzung wird durchgeführt [69, 70]. Erst im 2. Schritt wurde dann ein dentinkonditionierender Primer appliziert, eine saure Monomerlösung, die in der Lage war, die Schmierschicht aufzulösen.

In der Praxis ist allerdings ein selektives Ätzen der meist dünnen Schmelzränder bei kleinen Primärläsionen oft nicht zu bewerkstelligen. Vor allem im Hinblick auf minimalinvasive Vorgehensweisen ist ein gleichzeitiges Ätzen von Schmelz **und** Dentin daher erstrebenswert. Dies wurde schließlich bei der Entwicklung der 4. Generation in die Tat umgesetzt.

Charakteristische Eigenschaft ist innerhalb dieser Entwicklungsstufe das simultane Ätzen beider Zahnhartsubstanzen mit Phosphorsäure. Dies wurde früher Total Etching genannt, weil im Gegensatz zur selektiven Schmelzätzung bei Produkten der vorangegangenen Generation nun die gesamte Kavität geätzt wurde. Inzwischen aber sollte heute korrekter der Begriff Etch-and-Rinse-Technik genutzt werden zur besseren Abgrenzung zu den selbstätzenden Adhäsivsystemen (Beispiele s. Tab. 1.2), bei denen ja ebenfalls die gesamte Kavität mit Säure (in Form von sauren Monomerlösungen) vorbehandelt wird (s. Abb. 1.5 und 1.6).

Der nach Phosphorsäureätzung applizierte Primer hat nun die Aufgabe, die hydrophile Oberfläche mithilfe enthaltener amphiphiler Moleküle vorzubereiten. Danach kann dann das eher hydrophobe Adhäsiv oder Bonding zur chemischen Bindung an das nachfolgend aufzutragende Komposit appliziert werden. Somit sind die 2 Kompo-

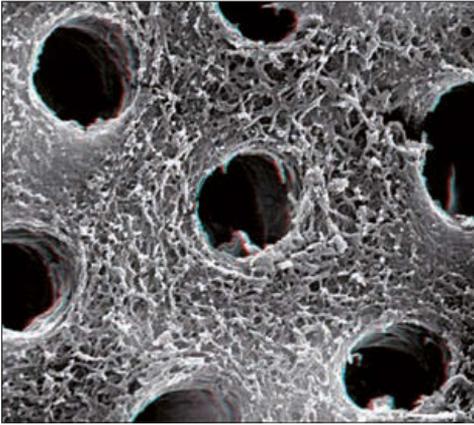


Tab. 1.2: Fortsetzung

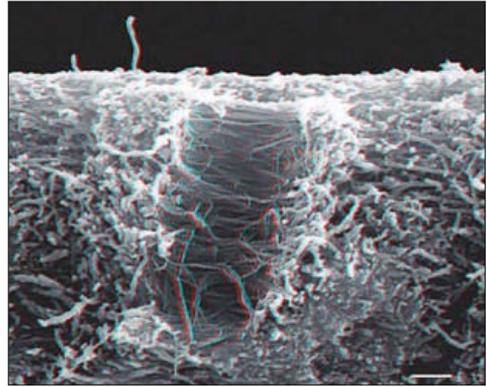
Systeme mit dentinkonditionierenden Primern (alleinige Schmelzätzung mit Phosphorsäure und anschließendem Absprühen)	Systeme für die Etch-and-Rinse-Technik (Schmelz- und Dentinätzung mit Phosphorsäure und anschließendem Absprühen)	Systeme mit schmelz- und dentinkonditionierenden Primern (ohne Absprühen der sauren Primer)
	<b>Zwei-Schritt-Systeme (Ätzung/Primer-Adhäsiv)</b>	<b>All-in-One-Adhäsive ohne Anrmischen</b>
	CLEARFIL NEW BOND	Adect**
	CLEARFIL PHOTO BOND	AdheSE One
	Cosmedent Complete	Adper Easy Bond
	Dentamed P & B	AQ-Bond
	Excite	artCem One
	FANTESTIC FLOWSIVE	Bond Force
	Gluma Comfortbond + Desensitizer	CLEARFIL TRI-S BOND
	james-2	Futurabond M
	microbond	G-Bond
	Mirage Dentin Adhäsiv	Hybrid Bond
	One Coat Bond	iBond Self Etch
	OptiBond Solo Plus	One Coat 7.0
	PQ1	OptiBond All-in-One
	Prime & Bond NT	Xeno V
	Quadrant Uni T Bond	
	Solobond Mono	
	stae	
	TECO	
	XP Bond	
		BonaDent
		Ivoclar
		3M ESPE
		Morita
		Merz Dental
		Tokuyama
		Kuraray
		VOCO
		GC
		Morita
		Heraeus Kulzer
		Coltène
		Kerr
		Dentsply

\* Eigentlich ein Etch-and-Rinse-System. Saurer Primer kann als dentinkonditionierender Primer eingesetzt werden.

\*\* Doppelte Applikation erforderlich



**Abb. 1.5:** Dentinoberfläche nach Ätzung mit Phosphorsäure für 15 s (REM; 1:5000). Die Schmier-schicht ist komplett entfernt, die Demineralisati-onstiefe beträgt ca. 5  $\mu\text{m}$ . 



**Abb. 1.6:** Bruchpräparat aus Abb. 1.5 nach Fixierung (REM; 1:7000). Die durch die Phosphorsäureätzung freigelegten Kollagenfibrillen sind deutlich zu erkennen. 

nenten, Primer und Adhäsiv, charakteristisch für die 4. Generation.

Der Wunsch nach weiterer Vereinfachung führte zu der Entwicklung der 5. Generation, der sog. One-Bottle Bonds. Erste Erscheinungsform dieser Gruppe war das Kom-pomeradhäsiv Dyract-PSA (Dentsply), das aufgrund der gewaltigen Akzeptanz in nur leicht modifizierter Form als Prime & Bond 2.0 auch für Komposite angeboten wurde. Obwohl in der Literatur wiederholt von im Vergleich zu den aufwändigeren Systemen schlechteren Resultaten berichtet wird, sind diese Adhäsive aufgrund der zumindest sug-gerierten einfacheren Anwendung bei den Etch-and-Rinse-Systemen klare Marktführer geworden. Bei manchen Produkten muss das Ein-Flaschen-Adhäsiv in 2 Schichten appliziert werden mit Lichthärtung jeder einzel-nen Lage, bei anderen Produkten werden von den Herstellern meist mehrere Lagen Adhäsiv empfohlen, was die Anwendung nicht schneller gestaltete als bei Systemen aus mehreren Flaschen. Die vermeintliche Gefahr der Verwechslung der Flaschen bei den Zwei-Flaschen-Adhäsiven stellte jedoch den kommerziellen Erfolg sicher. Aus werk-stoffkundlicher Sicht ist es aber plausibel, dass die Koinzidenz der Eigenschaften Pene-

trationsfähigkeit und mechanische Stabilität im Vergleich zur 3. und 4. Generation einen Kompromiss darstellt, da nicht beide Punkte voll entwickelt sein können. Entsprechend fallen auch die in vitro und in vivo gewon-nenen Daten bei Anwendung dieser Genera-tion von Adhäsivsystemen meist ungünsti-ger aus [32, 33, 46, 48, 76, 79, 90, 93, 96].

Allen Etch-and-Rinse-Systemen ist ein Problem gemeinsam: Das Kollagennetzwerk, das nach der Phosphorsäureapplikation frei-gelegt wird, muss von einem hydrophilen Monomer durchdrungen werden (s. Abschn. 1.4.2 Haftmechanismen am Dentin). Dazu darf das Kollagennetzwerk nicht kollabieren oder verkleben, denn nur, wenn das hydro-phile Monomer in das Netzwerk bis in die tiefen, nicht durch die Konditionierung ver-änderten Dentinbereiche penetrieren kann, wird eine sichere mikromechanische Verankerung erreicht. Daher müssen Monomermi-schung und Lösungsmittel so aufeinander abgestimmt sein, dass eine Infiltration in das Kollagenfasergeflecht optimal erfolgen kann. Diese Infiltration in das Kollagennetz-work kann durch ein übermäßiges Trocknen des Dentins nach der Konditionierung einge-schränkt werden, da das Kollagennetzwerk beim Austrocknen zusammenfällt.

Um die Gefahr eines Kollapses des Kollagennetzwerks zu umgehen, sind Adhäsivsysteme der 6. Generation entwickelt worden. Sie enthalten Primer mit einem sauren pH-Wert, die in der Lage sind, Schmelz und Dentin zu demineralisieren und gleichzeitig in diese konditionierten Oberflächen einzudringen. Somit ist die Demineralisationsfront durch die Säure identisch mit der Tiefe der eingedrungenen Monomersysteme. Die bei dieser Variante der Dentinvorbehandlung aufgebrauchten Säuren werden bewusst nicht abgesprüht, um ein Herausspülen der hydrophilen Primer zu vermeiden, und werden daher selbststützende Primer genannt.

In der 6. Generation werden die Adhäsivsysteme also in 2 Schritten appliziert. Zunächst wird ein selbstkonditionierender Primer auf Schmelz und Dentin appliziert und im Luftstrom getrocknet, bevor im 2. Schritt das Adhäsiv aufgetragen und lichtgehärtet wird. Die ersten selbststützenden Primer müssen wegen der ungenügenden Stabilität der Monomere im sauren Milieu aus 2 Fläschchen angemischt werden, wie z.B. Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray), Resulcin Aqua-Prime + MonoBond (Merz Dental). Bei neueren Produkten kommen gebrauchsfertige Primer zum Einsatz (Beispiele s. Tab. 1.2). Diese enthalten kurzkettige selbststützende Monomermischungen, die auch im sauren Milieu ausreichend hydrolysestabil sind.

Zur weiteren Vereinfachung wurden dann die beiden Komponenten in der 7. und damit letzten Generation zusammengefasst zu selbststützenden Primer-Adhäsiven, die auch All-in-One-Adhäsive genannt werden. Sie enthalten eine ausgewogene Mischung aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren und sind so sauer, sodass sie neben der Funktion des Adhäsivs gleichzeitig auch die des Ätzmittels und des Primer erfüllen. Dabei wird bei einer Gruppe der All-in-One-Adhäsive (Beispiele s. Tab. 1.2) die aufzutragende Flüssigkeit aus 2 Lösungen angemischt, von denen eine Monomere und die

andere hauptsächlich Wasser enthält. Diese Darreichungsform ist erforderlich, wenn die selbstkonditionierenden Monomere im sauren Milieu nicht ausreichend hydrolysestabil sind.

Noch weiter vereinfacht ist die Anwendung von gebrauchsfertigen Lösungen für die Einmalapplikation, die selbststützende Monomermischungen enthalten und ausreichend hydrolysebeständig sind (Beispiele s. Tab. 1.2).

### 1.4.2 Haftmechanismen im Dentin

Allen Adhäsivsystemen ab der 3. Generation, wie oben dargestellt, sind die grundlegenden Mechanismen der Haftung am Dentin gemeinsam.

Wie bereits erwähnt, müssen zur sicheren Haftung am Dentin 2 Probleme gelöst werden: die Hydrophilie des Dentins und die Schmierschicht, die den direkten Kontakt zum kompakten Dentin verhindert.

Um die Schmierschicht, die nach jeder mechanischen Bearbeitung des Dentins entsteht, zu beseitigen oder zu durchdringen, können 2 verschiedene Strategien angewendet werden (entweder/oder):

- ▲ Applikation von Phosphorsäure, die nach einer kurzen Einwirkzeit wieder abgesprüht wird
- ▲ Applikation von sauren Monomerlösungen

#### Konditionierung mit Phosphorsäure

Bei der Etch-and-Rinse-Technik werden wie für die Schmelzkonditionierung meist eingefärbte 35- bis 40%ige Phosphorsäureeingelegt. Die Säure dringt bevorzugt entlang der Dentintubuli, die durch die Konditionierung eröffnet werden, in die Tiefe. Das intertubuläre Dentin wird bis in eine Tiefe von 3–10 µm, manchen Autoren zufolge sogar bis zu 20 µm, demineralisiert. Der Säureangriff ist peritubulär effektiver als intertubulär