
Vorwort zur 5. Auflage

copyright by
not for publication
Quintessenz

Vor mehr als 25 Jahren ist die erste Auflage unseres dreibändigen Lehrbuchs Curriculum Prothetik erschienen. In relativ kurzen zeitlichen Abständen erschienen dann die überarbeiteten Auflagen zwei, drei und vier. Inzwischen sind über 11 Jahre vergangen, bevor nun diese grundlegend aktualisierte fünfte Auflage erscheinen konnte. Dieser relativ lange Zeitraum war unter anderem dadurch begründet, dass alle Autoren in dieser Zeit mit umfangreichen Leitlinienprojekten und anderen Buchprojekten beschäftigt waren, die eine Neuauflage Curriculum Prothetik in der Prioritätenliste immer wieder nach hinten rücken ließen. Und als Anfang des Jahres 2020 für die nun fachlich dringlich gebotene Neuauflage alle Manuskripte druckfertig vorlagen, trat die Corona-Pandemie auf den Plan und stoppte vorerst die Umsetzung in den Druck.

Mit zwei Jahren Verzögerung ist es nun aber so weit: Sie halten die fünfte Auflage des dreibändigen Lehrbuchs Curriculum Prothetik nochmals aktualisiert in Ihren Händen. Denn durch die erneute Verzögerung konnten ganz aktuelle wissenschaftliche Entwicklungen und Leitlinien berücksichtigt werden. Beispielhaft erwähnt sei das Erscheinen der S3-Leitlinie zur Parodontitistherapie (Dez. 2020) und deren Umsetzung in die GKV-Behandlungsrichtlinien (Juli 2021), die leicht in das synoptische Behandlungskonzept integriert werden konnten, da dieses deren Prinzipien in allen Voraufgaben schon beinhaltete. Aber auch aktuelle digitale Entwicklungen und erst in diesem Jahr publizierte Studienergebnisse konnten so noch Eingang in diese Auflage finden.

Prof. em. Dr. Dr. h. c. Jörg R. Strub, der die ersten vier Auflagen federführend verantwortete und für die Etablierung des Curriculum Prothetik als umfassendes deutsches Standard-Lehrbuch in der Zahnärztlichen Prothetik maßgeblich verantwortlich ist, hat den Staffeln an seine Schüler übergeben und sich in die Rolle des Seniorautors begeben. Lieber Jörg, die Autoren danken Dir für Deine Arbeit, Dein Leiten und Dein Motivieren über die vergangenen Jahrzehnte, ohne die das Curriculum Prothetik nicht zu dem geworden wäre, was es heute ist.

Neu zu unserem Autor*innen-Team hinzugestoßen ist Frau Prof. Dr. Bogna Stawarczyk, München, die die werkstoffkundlichen Kapitel mit Unterstützung des bisherigen Autors Prof. em. Dr. Dr. Jens Fischer, Basel, aktualisiert und ergänzt hat. Wir freuen uns über diese kompetente Erweiterung unseres Teams. Erstmals wurde den neu entwickelten Hochleistungskunststoffen ein eigenes Kapitel gewidmet.

Liebe Leser*innen, wenn auch viele schon in der ersten Auflage des Curriculum Prothetik vermittelte Grundlagen heute noch Bestand haben, so haben sich die prothetischen Verfahren und Möglichkeiten in den letzten Jahren doch stark verändert. Vor allem minimalinvasive und implantatprothetische Therapieansätze, neue metallfreie Materialien und digitale Methoden in Diagnostik, Planung, Therapie und zahntechnischer Herstellung haben zu erheblichen Verbesserungen in der prothetischen Versorgung der Patienten geführt. Dies alles hat Eingang in die vorliegende Neuauflage gefunden, so dass diese nicht nur für die aktuell Zahnmedizin Studierenden, sondern auch für alle diejenigen von hohem Nutzen sein wird, die vielleicht früher mit Hilfe einer der vorigen Ausgaben des Curriculum Prothetik aus- oder fortgebildet wurden, und jetzt ihr Wissen updaten wollen.

Liebe Leser*innen, wir hoffen, dass die fünfte Auflage des Curriculum Prothetik Ihnen nicht nur im Studium, sondern auch darüber hinaus in der täglichen zahnärztlichen Praxis eine sichere Hilfestellung bietet, eine qualitativ hochwertige zahnmedizinische Therapie zum Wohle Ihrer Patient*innen durchzuführen.

Was in diesem Vorwort gut funktioniert, stellte sich für das gesamte Curriculum Prothetik als schwierig umsetzbar heraus, so dass wir aus Gründen der besseren Lesbarkeit in den drei Bänden auf die gleichzeitige Verwendung männlicher, weiblicher und weiterer Geschlechterformen verzichten. Dies impliziert keinesfalls eine Benachteiligung der jeweils anderen Geschlechter. Personen- und Berufsbezeichnungen sind daher in der Regel als geschlechtsneutral zu verstehen.

Kiel, im Februar 2022
Matthias Kern

Vorwort zur 4. Auflage

Der beständige Erfolg der bisherigen drei Auflagen veranlasste Herrn Wolters, Geschäftsführer des Quintessenz Verlages, bei mir nachzufragen, inwieweit mit einer überarbeiteten Neuauflage zu rechnen sei. Gerne würde er uns eine renommierte Zeichnerin an die Seite stellen, die für neue Impulse sorgen würde. Selbstverständlich reagierte ich sofort und nahm Kontakt mit dem Autorenteam auf.

An dieser Stelle danke ich Prof. Dr. M. B. Hürzeler und Prof. Dr. H. Kappert ganz herzlich für die jahrelange erfolgreiche Zusammenarbeit. Sie sind anderweitig gebunden und waren leider nicht mehr in der Lage mitzuarbeiten. Wir haben uns überlegt, wer von den jungen, dynamischen Hochschullehrern in Frage kommen könnte, im Autorenteam mitzumachen. Prof. Dr. G. Heydecke, Hamburg, Prof. Dr. S. Wolfart, Aachen, und PD Dr. Dr. J. Fischer, Bad Säckingen, erklärten sich auf unsere Anfrage hin spontan dazu bereit, diesen intensiven Überarbeitungsprozess zu unterstützen.

Infolgedessen können wir Ihnen mit dieser Auflage den Stand der Wissenschaft in Bezug auf die synoptische Zahnmedizin und Zahntechnik präsentieren. Studierende, Zahnärzte und Zahntechniker können sich möglicherweise von unserer Begeisterung für eine hochkarätige Zahnmedizin anstecken lassen.

Wir wünschen uns, dass Sie beim Lesen des überarbeiteten Curriculum Prothetik Themen und Techniken finden, die Ihre Neugier und Ihren Forschergeist wecken.

Freiburg, im Juli 2010
Jörg R. Strub

Vorwort zur 3. Auflage

copyright by
not for publication
Quintessenz

Der anhaltende Erfolg unseres Curriculum Prothetik hat die Autoren in ihrer Auffassung bestätigt, mit diesem dreibändigen Werk eine Lücke gefüllt zu haben. Erfreulicherweise ist der Zuspruch der beiden vorigen Auflagen nicht auf Studierende beschränkt geblieben; auch von vielen ZahnärztInnen und ZahntechnikerInnen haben wir positive Resonanz erfahren. Teile des Curriculum liegen inzwischen in einer albanischen Fassung vor; eine englischsprachige Version der jetzt vorliegenden Neubearbeitung ist in Vorbereitung. Seit Erscheinen der (inzwischen vergriffenen) 2. Auflage sind wiederum 5 Jahre vergangen. In diesem Zeitraum haben sich in der zahnärztlichen Prothetik und den angrenzenden Gebieten (Werkstoffkunde, Implantologie, Funktionsdiagnostik und -therapie usw.) zum Teil gewaltige Fortschritte und Neuerungen ergeben. Daher war es höchste Zeit für eine Aktualisierung. Jedes Kapitel wurde gründlich überarbeitet. Neue Themen sind hinzugekommen (Patientenzufriedenheit und mundgesundheitsbezogene Lebensqualität); gleichzeitig wurden zwischenzeitlich überholte Lehrinhalte gestrichen. Dadurch ist es uns gelungen, den mit Neubearbeitungen meist verbundenen Zuwachs an Seitenzahlen gering zu halten. Wir hoffen, dass unsere 3. Auflage eine ähnliche positive Zustimmung finden wird wie die beiden Auflagen zuvor.

Freiburg, im Mai 2004
Jörg R. Strub

Vorwort zur 2. Auflage

Im Frühjahr 1998 sind wir von den Mitarbeitern des Quintessenz-Verlages gebeten worden, die zweite Auflage des Curriculum Prothetik vorzubereiten. Da zwischen der ersten und zweiten Auflage nur vier Jahre vergangen sind, läge es nahe, die Bände ohne Änderungen zu veröffentlichen. Auf Anregung unserer StudentInnen und einiger Rezensenten haben wir uns dennoch bei der Neuaufgabe entschlossen, einige Ungereimtheiten zu eliminieren, gewisse Kapitel umfassender zu gestalten und neue Bereiche hinzuzufügen. Zu diesen Überlegungen trug die Beobachtung bei, dass sich der Kreis der Leser über die angesprochene Gruppe der Studierenden hinaus erweitert hat und die diskutierten Themen auch niedergelassene ZahnärztInnen und ZahntechnikerInnen angesprochen haben. Damit haben wir zum Teil das in meinem Vorwort von 1994 erwähnte Ziel erreicht.

Freiburg, im Oktober 1998
Jörg R. Strub

Vorwort zur 1. Auflage

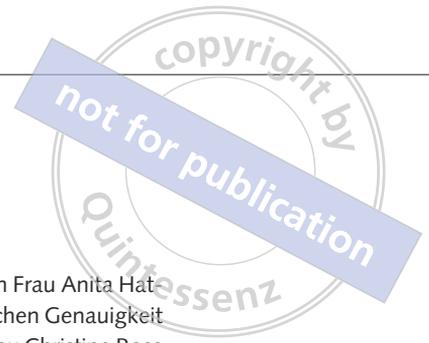


Die zahnärztliche Prothetik hat sich in den letzten zwanzig Jahren aufgrund der Entwicklung neuer Materialien und Behandlungsmethoden und der Gewinnung neuer Erkenntnisse aus der Forschung sehr stark weiterentwickelt. Die zahnärztliche Sanierung unserer Patienten im Rahmen unseres synoptischen Behandlungskonzepts gewinnt, unter Einbeziehung der klassischen Gebiete, wie der festsitzenden, abnehmbaren und kombinierten Prothetik, und unter Berücksichtigung materialkundlicher Aspekte, immer mehr an Bedeutung. Für den Langzeiterfolg sind die Prävention von Erkrankungen des stomatognathen Systems, die präprothetische Vorbehandlung, eine qualitativ hochwertige prothetische Behandlung und eine oft lebenslang andauernde Nachsorge von entscheidender Bedeutung. Nach Zahnverlust ist der aufgeklärte Patient oft nicht mehr nur mit der Wiederherstellung der Kaufunktion und des Kaukomforts zufrieden, sondern es müssen auch ästhetische, phonetische und psychische Aspekte mitberücksichtigt werden. Der optimal informierte, prothetisch tätige Zahnarzt arbeitet heute im Team mit verschiedenen Spezialisten der Medizin, Zahnmedizin, Zahntechnik und zahnärztlichen Prophylaxe (Dentalhygienikerin, Prophylaxehelferin) zusammen. Vor rund drei Jahren wurde mir von Mitarbeitern des Quintessenz-Verlags der Vorschlag gemacht, den Inhalt der Vorlesungen und Seminare, die im Rahmen der Studentenausbildung und Assistentenfortbildung gehalten wurden und werden, zu einem Kompendium zusammenzufassen. Obwohl auf aufwändige Darstellungen bewusst verzichtet worden ist, um den Verkaufspreis in einem erschwinglichen Rahmen halten zu können, sind es dennoch drei Bände geworden. Der Grund liegt in den umfangreichen Lehrinhalten der modernen zahnärztlichen Prothetik und ihren Randgebieten. Die vorliegenden Bände erheben aber nicht den Anspruch, ein Lehrbuch im klassischen Sinne zu sein, welches unter Darlegung des gesamten wissenschaftlichen Hintergrunds das Fach Zahnärztliche Prothetik darstellt, denn in einem solchen Werk würde der Leser mit Recht ein umfangreicheres Literaturverzeichnis erwarten. Die Literaturhinweise in dieser Buchreihe beschränken sich bewusst auf die wichtigsten Publikationen und Lehrbücher, die auch in jeder medizinischen Bibliothek zur Verfügung stehen. Vermittelt werden in dem vorliegenden Kompendium vor allem die Lehrinhalte, die an der Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg vertreten und unterrichtet werden, so dass eine schwerpunktmäßige Auswahl nicht ausbleibt. Meinen früheren Lehrern und Mentoren Prof. Dr. P. Schärer, Zürich, Prof. Dr. Dr. h. c. H. R. Mühlemann, Zürich, Prof. Dr. N. K. Sarkar, New Orleans, Prof. Dr. H. H. Renggli, Nijmegen, und Prof. Dr. U. C. Belser, Genf, bin ich zu großem Dank verpflichtet, denn sie haben mir die theoretischen Grundlagen und das klinische Rüstzeug mitgegeben, um das synoptische Behandlungskonzept in Lehre und Forschung realisieren zu können. Den Freunden und Mitarbeitern meiner Klinik bin ich für die große Unterstützung und die kritischen Anregungen bei der Herstellung des Manuskripts dankbar. Weiterhin bedanke ich mich bei Herrn cand. med. dent. H. Schulze für die Anfertigung der Zeichnungen, sowie bei der Sekretärin Frau A. Wehrle, dem Verleger Herrn H.-W. Haase und allen Mitarbeitern des Quintessenz-Verlags, Berlin, die dieses Projekt in aufopfernder Art und Weise unterstützt haben.

Es war mir seit längerer Zeit ein Anliegen, den Studierenden der Zahnmedizin eine Darstellung der Grundlagen der synoptischen Zahnmedizin unter spezieller Berücksichtigung der zahnärztlichen Prothetik, der Materialkunde und der Zahntechnik in die Hand zu geben, die so gestaltet ist, wie ich es mir während meines Studiums als unterrichtsbegleitendes Fachbuch gewünscht hätte. Ich würde mich freuen, wenn das Autorenteam diesem Ziel sehr nahe gekommen ist. Es ist zu hoffen, dass das Curriculum Prothetik in dieser aktuellen Form nicht nur Studierende der Zahnmedizin anspricht, sondern auch engagierte ZahntechnikerInnen und interessierte ZahnärztInnen.

Freiburg, im Juni 1994
Jörg R. Strub

Danksagung



Die Autoren danken dem Quintessenz-Verlag und hier allen voran Frau Anita Hatzenbach, die mit beispielhaftem Engagement und einer unglaublichen Genauigkeit das Entstehen dieser Neuauflage befördert hat. Der Zeichnerin Frau Christine Rose ist für die präzise und geduldige Umsetzung aller Wünsche bezüglich der Zeichnungen zu danken. Dem aus dem Quintessenz-Verlag ausgeschiedenen ehemaligen Verlagsleiter Herrn Johannes Wolters danken die Autoren für die Initiierung der 5. Auflage und dem Verleger Christian W. Haase und allen ansonsten beteiligten Verlagsmitarbeiter*innen für die angenehme und problemlose Zusammenarbeit.

Zu besonderem Dank sind die Autoren allen Mitarbeiter*innen ihrer universitären Kliniken und den Studierenden an allen Standorten verpflichtet, die durch vielfältige Anregungen zur Überarbeitung und Aktualisierung dieser 5. Auflage beigetragen haben.

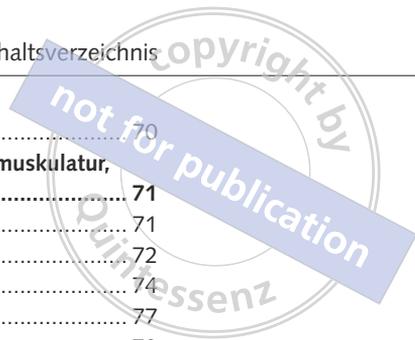
Weiterhin wird folgenden Kollegen herzlich für Ihre Unterstützung bei der Überarbeitung der Neuauflage gedankt: Herrn Dr. Matthias Krummel, Kiel, und Dr. Ove Peters, San Francisco, bei Aktualisierung endodontischer Aspekte in Kapitel 9 sowie Herrn Prof. Dr. Dr. Peter Proff, Regensburg, bei Aktualisierung kieferorthopädischer Aspekte in Kapitel 13.

Inhaltsverzeichnis

Band I

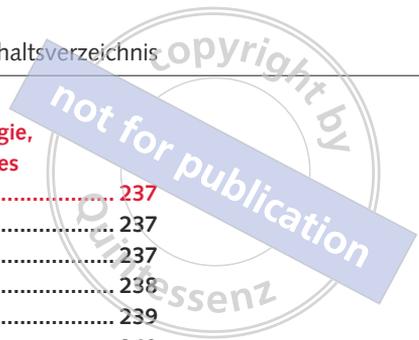
1	Die historische Entwicklung der zahnärztlichen Prothetik	1
1.1	Einleitung	1
1.2	Heilkunst und Kulturgeschichte	1
1.3	Der kosmetisch-ästhetische Wert der Zähne in Vergangenheit und Gegenwart	4
1.4	Ernährung und Zahnverlust	6
1.5	Die Bedeutung archäologisch-prothetischer Fundobjekte für die zahnmmedizinhistorische Forschung	7
1.6	Früheste archäologische Quellen zur Zahntechnik aus Ägypten	8
1.7	Zahnersatz zur Zeit der Antike (Etrusker, Phöniker, Griechen, Römer) ..	9
1.7.1	Etrusker	10
1.7.2	Phöniker	11
1.7.3	Griechen	11
1.7.4	Römer	12
1.8	Zahnersatz vom Ende der Antike bis zum Ausgang des Mittelalters	13
1.9	Zahnersatz der Neuzeit	14
	Literatur	22
2	Einführende anatomisch-prothetische Grundlagen	27
2.1	Terminologie, Zahnschemata und Zahnmerkmale	27
2.1.1	Terminologie	27
2.1.2	Zahnschemata	30
2.1.3	Zahnmerkmale	32
2.2	Phylognese der Zähne	33
2.3	Odontogenese, Zahndurchbruch und Milchzähne, Durchbruchszeiten der bleibenden Zähne	38
2.3.1	Odontogenese	38
2.3.2	Zahndurchbruch und Milchzähne	41
2.3.3	Durchbruchszeiten der bleibenden Zähne	45
2.4	Aufbau der Zähne und des Zahnhalteapparats	45
2.4.1	Aufbau der Zähne	45
2.4.2	Aufbau des Zahnhalteapparats	48
2.5	Makroskopische Anatomie der Perioralregion und der Mundhöhle	52
2.6	Morphologie der bleibenden Zähne	56
2.6.1	Wurzeln, Wurzelkanäle und Höckerzahl	56
2.6.2	Zahnlängen und Zahndurchmesser	57
2.6.3	Frontzähne	57
2.6.4	Seitenzähne	60
2.7	Gebiss als Ganzes	63
2.7.1	Zahnbogen und Bezugsebenen – Definitionen	63
2.7.2	Okklusion der Zahnreihen	66
2.7.3	Zahn-zu-Zahn-Beziehungen	67





2.7.4	Okklusionskonzepte der dynamischen Okklusion	70
2.8	Anatomie: Stomatognathes System, Unterkiefer, Kaumusku- latur, Zungenbeinmuskulatur, Kiefergelenke	71
2.8.1	Stomatognathes System	71
2.8.2	Unterkiefer	72
2.8.3	Kaumuskulatur	74
2.8.4	Zungenbeinmuskulatur	77
2.8.5	Kiefergelenke	79
2.8.6	Unterkieferbewegungen	84
	Literatur	89
3	Synoptisches Behandlungskonzept	91
3.1	Einleitung	91
3.2	Behandlungskonzept	91
3.3	Diskussion	94
	Literatur	96
4	Anamnese	97
4.1	Einleitung	97
4.2	Erläuterungen zum Gesundheitsfragebogen	98
	Literatur	119
5	Befundaufnahme und Planung	121
5.1	Einleitung	121
5.2	Erhebungen anhand des Befundbogens	130
5.2.1	Anamnese	130
5.2.2	Befund	130
5.3	Praktische Maßnahmen am (bezahnten) Patienten	139
5.3.1	Situationsabformung in Ober- und Unterkiefer	139
5.3.2	Arbiträre Gesichtsbogenübertragung	143
5.3.3	Zentrisches Wachsregistrator	144
5.4	Arbeiten und Analysen im Labor	146
5.4.1	Montage des Oberkiefermodells im Artikulator (SAM 2P)	146
5.4.2	Montage des Unterkiefermodells	147
5.4.3	Kontrolle und Analysen	147
5.5	Komplettierung des Befundbogens	148
5.5.1	Diagnose	148
5.5.2	Zahnbezogene Prognose	152
5.5.3	Weitere diagnostische und Behandlungsmaßnahmen sowie Behandlungsplanung mit Terminplanung	153
5.6	Rechtliche Aspekte – Patientenaufklärung	158
	Literatur	160
6	Hygienephase: Parodontale Vorbehandlung	163
6.1	Einleitung	163
6.2	Ablauf	163
6.2.1	Behandlung akuter Probleme	163
6.2.2	Zahnsteinentfernung/Zahnreinigung	165
6.2.3	Beeinflussung der Plaque durch chemische Agentien (Spüllösungen)	166

6.2.4	Rekonturieren insuffizienter Füllungen, Entfernen abstehender Kronenränder und Korrektur von falsch gestalteten Brückenzwischengliedern	166
6.2.5	Elimination grober Vorkontakte	168
6.2.6	Provisorische Versorgung kariöser Läsionen und apikaler Aufhellungen	168
6.2.7	Reparatur und provisorische Versorgung von abnehmbarem Zahnersatz	168
6.2.8	Reevaluation der Hygienephase	168
	Literatur	169
7	Hygienephase: Aufklärung, Mundhygienemotivation und -instruktion	171
7.1	Einleitung	171
7.2	Aufklärung und Motivation zur Mundhygiene	172
7.3	Instruktion in die Mundhygiene	173
7.3.1	Zahnbürste	173
7.3.2	Zahnputztechniken	175
7.3.3	Elektrozahnbürsten	178
7.3.4	Zahnpasta	178
7.3.5	Interdentalraumreinigung	179
7.3.6	Mundduschen	184
7.3.7	Anwendung von Spüllösungen zur Plaquehemmung	185
7.3.8	Empfehlungen zu Häufigkeit und Dauer der Mundhygienemaßnahmen	185
7.4	Kariesprophylaxe durch Fluoridanwendung	186
7.5	Prothesenpflege	187
	Literatur	188
8	Hygienephase: Ernährungsberatung – Der Einfluss der Ernährung auf die Zahngesundheit	191
8.1	Einleitung	191
8.2	Plaque, Kohlenhydrate und Zahngesundheit	192
8.3	Erosionen	193
8.4	Ernährungsanamnese und -beratung	194
8.5	Zuckeraustauschstoffe und künstliche Süßstoffe	195
8.6	Ernährungsempfehlungen	196
9	Präprothetische Vorbehandlung, Phase I	199
9.1	Einleitung	199
9.2	Möglichkeiten der präprothetischen Vorbehandlung, Phase I	199
9.2.1	Oralchirurgische Vorbehandlung	199
9.2.2	Extraktion nicht erhaltungswürdiger Zähne	200
9.2.3	Provisorische Versorgung, Schienung gelockerter Zähne	200
9.2.4	Scaling und Root Planing	201
9.2.5	Endodontische Vorbehandlung	208
9.2.6	Konservierende Vorbehandlung vitaler Pfeilerzähne	220
9.2.7	Konservierende Vorbehandlung devitaler Pfeilerzähne	221
	Literatur	233



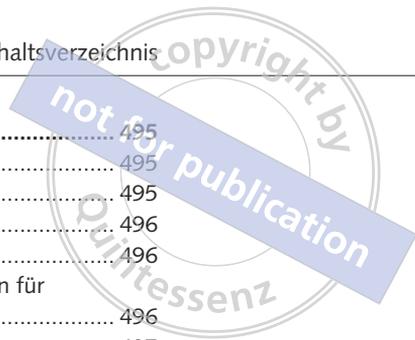
10	Funktionelle Vorbehandlung: Symptome, Epidemiologie, Ätiologie und Klassifikation von Myoarthropathien des Kausystems, Bruxismus	237
10.1	Einleitung	237
10.2	Definition und Leitsymptome	237
10.3	Behandlungsbedürftigkeit	238
10.4	Subjektive und objektive Symptome	239
10.5	Der persistierende/chronische Schmerz	240
10.6	Epidemiologische Aspekte	241
10.7	Ätiologie und Pathogenese	242
10.8	Risikofaktoren für Myoarthropathien	243
10.9	Diagnostische Klassifikation der Myoarthropathien: Die DC/TMD ..	244
10.10	Bruxismus	254
	Literatur	255
11	Funktionelle Vorbehandlung: Diagnostik der Myoarthropathien des Kausystems	257
11.1	Einleitung	257
11.2	Grundsätzliche Bemerkungen	257
11.3	Schmerzanamnese	259
11.3.1	Schmerzfragebogen für Patienten mit persistierenden myoarthropathischen Schmerzen	262
11.4	Klinische Untersuchung	278
11.4.1	Allgemeine Hinweise	278
11.4.2	Allgemeine Hinweise zur Bestimmung der Kieferöffnung	278
11.4.3	Allgemeine Hinweise zur Bestimmung der Ab- oder Anwesenheit von Kiefergelenkgeräuschen	281
11.4.4	Allgemeine Hinweise zur Palpation von Kiefermuskeln und Kiefergelenken	281
11.4.5	Beschreibung der Lage der zu palpierenden Bereiche	282
11.5	Weitere Diagnostik	283
	Literatur	284
12	Funktionelle Vorbehandlung: Therapie der Myoarthropathien des Kausystems	287
12.1	Allgemeine Bemerkungen	287
12.2	Aufklärung (= Informationstherapie)	288
12.3	Selbstbeobachtung	289
12.4	Schmerzpsychologische Therapie	290
12.4.1	Stressbewältigung/Muskelentspannung	290
12.4.2	Psychologische Schmerztherapie: kognitive Verhaltenstherapie	291
12.5	Schientherapie	291
12.5.1	Stabilisierungsschiene (Michigan-Schiene)	291
12.5.2	Anteriore Repositionierungsschiene	297
12.6	Pharmakologische Therapie	298
12.6.1	Kiefermuskelschmerzen	298
12.6.2	Kiefergelenkschmerzen	298
12.7	Physiotherapie/Physikalische Therapie	299
12.7.1	Kältetherapie (Kryotherapie)	299
12.7.2	Wärmetherapie	300

12.7.3	Selbstmassage/Kieferbewegungsübungen	300
12.8	Definitive okklusale Maßnahmen	300
	Literatur	301
13	Präprothetische Vorbehandlung, Phase I: Kieferorthopädie und Kieferchirurgie	305
13.1	Einleitung	305
13.2	Kieferorthopädische Vorbehandlung	305
13.2.1	Indikationen	305
13.2.2	Kontraindikationen	306
13.2.3	Ziele	306
13.2.4	Behandlungsmittel und -grundsätze	307
13.2.5	Kleinere präprothetische orthodontische Maßnahmen	308
13.2.6	Interdisziplinäres Behandlungskonzept (Kieferorthopädie/ Kieferchirurgie/Prothetik)	313
13.2.7	Stabilität des Behandlungsergebnisses	316
13.3	Kieferchirurgische Vorbehandlung	316
	Literatur	317
14	Präprothetische Vorbehandlung, Phase II: Parodontal- und oralchirurgische Eingriffe	319
14.1	Einleitung	319
14.2	Reevaluation der präprothetischen Vorbehandlung, Phase I	319
14.3	Lokalanästhesie	319
14.3.1	Arten von Lokalanästhetika	320
14.3.2	Kontraindikationen für Adrenalin	320
14.3.3	Empfehlungen für eine individuelle Lokalanästhesie	321
14.3.4	Höchstdosis	321
14.4	Eingriffe während der präprothetischen Vorbehandlung, Phase II ...	322
14.4.1	Gingivektomie und Gingivoplastik	323
14.4.2	Mukogingivale Chirurgie: Freies Schleimhauttransplantat	328
14.4.3	Access-Flap (Scaling unter Sicht)	332
14.4.4	Chirurgische Kronenverlängerung	335
14.4.5	Tunnelierung, Hemisektion/Trisektion/Prämolarisierung, Wurzelamputation	343
14.4.6	Wurzelspitzenresektion (WSR)	347
14.4.7	Geführte parodontale Geweberegeneration	347
14.4.8	Kieferkammaufbau	349
14.5	Reevaluation der präprothetischen Vorbehandlung, Phase II	358
	Literatur	358
	Sachregister Band I bis III	i

Band II

15	Artikulatoren	361
15.1	Einleitung	361
15.2	Einteilung der mechanischen Artikulatoren	362
15.2.1	Einteilung nach der Einstellbarkeit (Justierbarkeit)	362
15.2.2	Einteilung nach der Art der Gelenksimulation bzw. Anordnung der Führungsflächen	365
15.3	Unterschiede SAM-Artikulator – Gerber-Condylator	368
15.3.1	Charakteristika des SAM 2-Artikulators	368
	Literatur	371
16	Farbe, Farbestimmung und Farbangleichung	373
16.1	Physikalische Aspekte des Farbsehens	373
16.2	Physiologische Aspekte des Farbsehens	373
16.3	Farbvalenzen und Farbklassen	374
16.4	Primär-, Sekundär-, Komplementär-, Kompensationsfarben	374
16.5	Einflüsse auf die Farbempfindung	375
16.6	Metamerie und ihre Konsequenzen	376
16.7	Farbordnungssysteme – Das Munsell-Color-System	377
16.8	Grundlegende Prinzipien für die Farbestimmung in der Zahnmedizin	379
16.9	Ästhetisch relevante Co-Faktoren	380
16.10	Farbringssysteme zur Bestimmung der Zahnfarbe	382
16.11	Farbringssysteme zur Bestimmung der Stumpffarbe	384
16.12	Spezifische Einflüsse auf Farbestimmung und Farbangleichung ...	386
16.13	Schrittweises Vorgehen bei der Farbestimmung	386
16.13.1	VITA classical A1-D4-Farbskala	387
16.13.2	VITA Toothguide 3D-MASTER	388
16.13.3	VITA Linearguide 3D-MASTER	389
16.14	Farbkommunikation mittels digitaler Fotografie	390
16.14.1	Objektive Analyse digitaler Bilder	392
16.15	Farbmessgeräte	394
16.16	Perspektiven	397
	Literatur	397
17	Ästhetik in der Zahnmedizin	399
17.1	Einleitung	399
17.2	Das Zeigen der Zähne – Kulturgeschichtliche Anmerkungen	399
17.3	Prinzipien der Ästhetik	401
17.4	Kosmetik	404
17.5	Ästhetik im Gesichtsbereich	405
17.6	Die Bedeutung von Lippen und Gingiva für die Ästhetik in der Mundregion	409
17.7	Die Sichtbarkeit der Zähne	409
17.8	Morphologie der Zähne aus ästhetischer Sicht	414
17.9	Ästhetische Kurzanalyse	417

17.10	Klinische Konsequenzen	426
17.10.1	Genereller Umgang mit schwierigen Situationen	426
17.10.2	Festsitzender Zahnersatz	426
17.10.3	Kombinierter Zahnersatz	427
17.10.4	Abnehmbarer Zahnersatz: Modellgussprothetik	427
17.10.5	Abnehmbarer Zahnersatz: Hybrid- und Totalprothetik	427
17.11	Simulation der dentalen Ästhetik	428
17.12	Messung und Bewertung von Ästhetik	430
17.13	Schlussbetrachtung	431
	Literatur	432
18	Provisorische Versorgung	435
18.1	Einleitung	435
18.2	Provisorien bei festsitzendem Zahnersatz	435
18.2.1	Anfertigung direkt im Mund	436
18.2.2	Schalenprovisorien	439
18.2.3	Langzeitprovisorien laborgefertigt (ohne oder mit Gerüst)	448
18.2.4	Langzeitprovisorien mit NEM-Gerüst	453
18.2.5	Provisorien mittels CAD/CAM-Technologie hergestellt	458
18.3	Provisorien bei abnehmbarem Zahnersatz	459
	Literatur	463
19	Abformung	465
19.1	Konventionelle Abformung	465
19.1.1	Abformtechniken	465
19.1.2	Einteilung der Abformmassen	466
19.1.3	Allgemeine Anforderungen an Abformmassen	467
19.1.4	Eigenschaften und Einsatzbereich der Abformmassen	468
19.1.5	Abformlöffel	472
19.1.6	Desinfektion von Abformungen	474
19.2	Digitale Abformung	475
	Literatur	477
20	Kronenpräparationstechnik	479
20.1	Einleitung	479
20.2	Erhaltung der Zahnstrukturen und Schutz der Pulpa	479
20.3	Schutz des marginalen Parodonts	481
20.4	Retentions- und Widerstandsform	482
20.5	Werkstoffkundliche und konstruktionsbedingte Kriterien	484
20.6	Ästhetische Kriterien	484
20.7	Weitere zu beachtende Faktoren	485
20.8	Präparationsformen	485
20.9	„Präparationssatz Prothetik“	487
20.10	Hilfsmittel bei der Präparation	488
20.11	Kontrolle der Präparation	488
20.12	Versorgung der Dentinwunde	490
20.13	Abformung und Präparation	490
20.14	Empfohlene Präparationsformen	490
20.15	Perspektiven	493
	Literatur	493



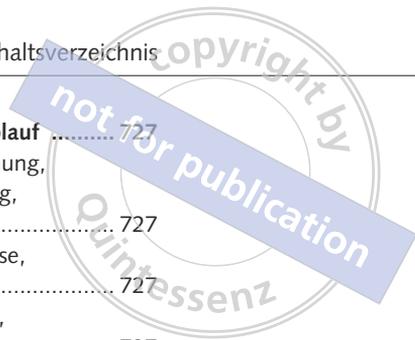
21	Metallische Werkstoffe	495
21.1	Grundlagen	495
21.1.1	Metallische Bindung	495
21.1.2	Legierungen	496
21.1.3	Mechanische Eigenschaften	496
21.2	Metallische Werkstoffe und Verarbeitungstechnologien für festsitzenden Zahnersatz	496
21.2.1	Edelmetall-Legierungen	497
21.2.2	Edelmetallfreie Legierungen	499
21.2.3	Titan	499
21.2.4	Verarbeitungstechnologien	500
21.2.5	Fügetechnik	502
21.3	Metallkeramik	503
21.3.1	Verblendkeramik	504
21.3.2	Verbund Metall-Keramik	504
21.4	Metallische Werkstoffe für die abnehmbare Prothetik	505
21.4.1	NiCr-Legierungen	505
21.4.2	CoCr-Legierungen	506
21.4.3	Edelmetall-Legierungen für Retentionselemente	506
21.5	Biologische Reaktionen	506
21.5.1	Toxizität	507
21.5.2	Allergenität	507
21.6	Biologische Prüfung dentaler Legierungen	508
21.6.1	Zytotoxizitätstest	508
21.6.2	Sensibilisierungstest	509
21.7	Orale Manifestation von Materialunverträglichkeiten	509
21.8	Ansätze zur Risikominimierung	511
21.8.1	Geeignete Auswahl der Materialien	511
21.8.2	Qualitätssicherung	512
	Literatur	513
22	Keramische Werkstoffe	517
22.1	Einleitung	517
22.2	Silikatkeramik	517
22.2.1	Traditionelle Silikatkeramiken	518
22.2.2	Verstärkte Silikatkeramiken	522
22.2.3	Verarbeiten von Silikatkeramiken	523
22.3	Oxidkeramiken	525
22.3.2	Aluminiumoxid	525
22.3.2	Zirkonoxid	526
22.4	Festigkeits- und Bruchzähigkeitsprüfung	529
22.4.1	Festigkeiten und Bruchzähigkeiten von Keramiken	532
22.4.2	Korrelation zur klinischen Beanspruchung	533
22.5	Klinische Bewertung	534
	Literatur	534
23	Hochleistungskunststoffe/Thermoplaste	537
23.1	Einleitung	537
23.2	Grundlagen	538
23.2.1	Mechanische Eigenschaften	539

23.2.2	Chemische Eigenschaften	540
23.2.2	Optische Eigenschaften	540
23.2.2	Politur und biologische Aspekte	540
23.3	PAEK in der festsitzenden Prothetik	541
23.4	PAEK in der herausnehmbaren Prothetik	542
23.5	Verbund zu weiteren Kunststoffen	543
23.5.1	Verblend- und Befestigungskomposite	543
23.5.2	Prothesenkunststoffe	544
23.6	Verarbeitungstechnologien	545
23.6.1	Pressen	545
23.6.2	Subtraktive Verarbeitung	545
23.6.3	Additive Verarbeitung	545
23.7	Weitere thermoplastische Hochleistungskunststoffe	546
	Literatur	546
24	Einführung in die Kronen-Brücken-Prothetik	551
24.1	Definition von Kronen und Brücken	551
24.2	Historische Entwicklung des Kronen- und Brückenersatzes	551
24.3	Einteilung, Indikationen und Kontraindikationen von Kronenzahnersatz	553
24.3.1	Einteilung von Kronenzahnersatz	553
24.3.2	Indikationen von Kronenzahnersatz	554
24.3.3	Kontraindikationen von Kronenzahnersatz	555
24.4	Aufbau, Einteilung, Aufgaben, Indikationen und Kontraindikationen von Brückenzahnersatz	555
24.4.1	Aufbau von Brückenzahnersatz	555
24.4.2	Einteilung von Brückenzahnersatz	556
24.4.3	Aufgaben von Brückenzahnersatz	560
24.4.4	Indikationen von Brückenzahnersatz	560
24.4.5	Kontraindikationen von Brückenzahnersatz	561
24.5	Verblockungsarten	561
24.6	Langzeitergebnisse mit Kronen und Brücken	562
	Literatur	567
25	Metall- und Vollkeramiksysteme in der Kronen-Brücken-Prothetik. 571	
25.1	Einleitung	571
25.2	Verarbeitungsverfahren für die Formgebung	573
25.3	Metallkeramische Systeme	578
25.3.1	Gerüsterstellung für metallkeramische Verbundsysteme	579
25.4	Vollkeramische Systeme	589
25.4.1	Gerüsterstellung für keramische Verbundsysteme	591
25.4.2	Herstellung von vollanatomischen Nicht-Verbundsystemen (monolithisch/mehrschichtig)	596
	Literatur	605
26	Kronen-Brücken-Prothetik: Zahntechnische Arbeitsunterlagen 607	
26.1	Einleitung	607
26.2	Sägemodellherstellung	607
26.2.1	Richtlinien zur Sägemodellherstellung	607
26.2.2	Desinfektion, Lagerung und Vorbehandlung der Abformungen	608



26.2.3	Die Herstellung des Zahnkranzes	609
26.2.4	Der Modellsockel mit integriertem Magnetsplit-Cast	614
26.2.5	Segmentierung des Zahnkranzes	617
26.2.6	Die Modellstumpfvorbereitung	618
26.3	Sägeschnittmodelle mit Kunststoffbasis	620
26.4	Die flexible Zahnfleischmaske für das Arbeitsmodell	621
26.5	Die Herstellung eines individuellen Frontzahnführungstellers	623
26.6	Das Aufwachsen von Zahnformen (Wax-up)	624
26.6.1	Additives Wax-up	625
26.6.2	Komplettes Wax-up („full wax-up“)	625
26.6.3	Wachsmodellation	626
26.7	Digitale Arbeitsunterlagen	634
26.7.1	Modelle einscannen und Datenfiles exportieren	636
26.7.2	Digitales Wax-up und Mock-up	638
	Literatur	640
27	Kronen-Brücken-Prothetik: Gestaltung und Herstellung	
	von Gussteilen	641
27.1	Einleitung	641
27.2	Die Wachsmodellation	641
27.2.1	Die äußere Kontur	642
27.2.2	Die Passgenauigkeit des Käppchens insgesamt	642
27.2.3	Passgenauigkeit im Randbereich	644
27.3	Gerüstgestaltung für die verblendete Restauration (mit Keramik oder Kunststoff)	645
27.3.1	Unterstützung der Keramik	645
27.3.2	Stabilität des Gerüsts	646
27.3.3	Gerüstgestaltung aus ästhetischer Sicht	648
27.3.4	Konturierung im marginalen Bereich	649
27.3.5	Zwischengliedgestaltung	650
27.3.6	Lötverbindungsflächen	650
27.3.7	Übergang vom Metall zur Keramik	652
27.3.8	Gerüstgestaltung für die Kunststoffverblendung	652
27.4	Setzen der Gusskanäle	654
27.4.1	Direktes Anstiften	655
27.4.2	Direktes Anstiften mit Extrareservoir	656
27.5	Lage des Gussobjekts in der Muffel	656
27.6	Einbetten und Vorwärmen	657
27.7.1	Muffeleinlage	657
27.7.2	Expansionssteuerung	657
27.7.3	Vorwärmen der Gussmuffel	658
27.7	Das Vergießen von Dentallegierungen	660
27.8	Ausbetten	661
27.9	Feinaufpassung der Gussteile	661
27.10	Oberflächenpolitur der Gussteile	662
	Literatur	664

28	Kronen-Brücken-Prothetik: Klinischer und labortechnischer Ablauf	665
28.1	Einleitung	665
28.2	Labor: Diagnostische Präparation	665
28.3	Klinik: Farbauswahl, Präparation am Patienten	665
28.3.1	Zirkuläre Stufenpräparation	667
28.3.2	Zirkuläre Hohlkehlpräparation (Seitenzähne)	670
28.3.3	Zirkuläre Hohlkehlpräparation (Frontzähne)	671
28.3.4	Kontrolle der Präparation	673
28.4	Klinik: Postpräparatorische Maßnahmen am Patienten	674
28.4.1	Abformung	674
28.5	Labor: Modellherstellung	679
28.6	Klinik: Gesichtsbogenübertragung, Kieferrelationsbestimmung, Modellmontage	679
28.7	Labor: Vom Gipsmodell zur Restauration	680
28.8	Klinik: Gerüstanprobe	680
28.9	Die Verblendung von Gerüsten	684
28.9.1	Die keramische Verblendung	684
28.9.2	Die Kunststoffverblendung	685
28.10	Klinik: Rohbrandanprobe (Keramik)	686
28.10.1	Allgemeines	686
28.10.2	Oberflächenkorrektur an der Keramik	688
28.11	Labor/Klinik: Fertigstellung und Anprobe der Arbeit	693
28.12	Klinik: Eingliederung der festsitzenden Arbeit	694
28.12.1	Vorgehen beim Zementieren mit Zinkoxid-Phosphat-Zement	696
28.12.2	Vorgehen beim Zementieren mit Glasionomerezement (GIZ)	697
28.12.3	Vorgehen bei adhäsiver Befestigung	697
	Literatur	699
29	Einführung in die Adhäsivprothetik	701
29.1	Definition	701
29.2	Geschichte der Adhäsivprothetik	703
29.3	Klebeverbundsysteme	704
29.3.1	Kleber-Schmelz-Verbund	704
29.3.2	Kleber-Metall-Verbund	705
29.3.3	Kleber-Keramik-Verbund	708
29.3.4	Probleme beim Kleben	711
29.4	Adhäsivbrücken	712
29.4.1	Indikationen von Adhäsivbrücken	712
29.4.2	Kontraindikationen von Adhäsivbrücken	713
29.4.3	Langzeitresultate von metallkeramischen Adhäsivbrücken	714
29.4.4	Zusammenfassung: Vor- und Nachteile von metallkeramischen Adhäsivbrücken	716
29.4.5	Vollkeramische Adhäsivbrücken	717
29.5	Keramische Veneers und Teilkronen	720
29.5.1	Indikationen und Kontraindikationen von Veneers und Teilkronen	720
29.5.2	Prinzipien bei Veneers und Teilkronen	721
29.5.3	Langzeitresultate mit Veneers und Teilkronen	722
	Literatur	723



30	Adhäsivprothetik: Klinischer und labortechnischer Ablauf	727
30.1	Klinik: Anamnese, Befundaufnahme, Situationsabformung, Gesichtsbogenübertragung, Kieferrelationsbestimmung, Diagnose, Planung	727
30.2	Labor: Herstellung von Studienmodellen, Modellanalyse, diagnostisches Wax-up	727
30.3	Klinik: Hygienephase, präprothetische Vorbehandlung, Reevaluation der Vorbehandlung	727
30.4	Labor: Diagnostische Präparation, diagnostisches Wax-up	728
30.5	Klinik: Präparation am Patienten	729
30.6	Klinik: Definitive Abformung, Gesichtsbogenübertragung, Kieferrelationsbestimmung	733
30.7	Labor: Modellherstellung, Modellmontage im Artikulator	733
30.8	Labor: Technische Vorgehensmöglichkeiten bei der Herstellung von Adhäsivbrücken	734
30.9	Labor: Modellation des Gerüsts in Wachs oder Kunststoff	734
30.10	Labor: Einbetten, Gießen, Ausarbeiten	735
30.11	Klinik: Gerüstanprobe und Farbauswahl	736
30.12	Labor: Verblendung von Adhäsivbrücken	737
30.13	Klinik: Rohbrandanprobe (Keramik)	738
30.14	Labor: Fertigstellung	738
30.15	Klinik: Anprobe der fertigen Arbeit	739
30.16	Konditionierung der Klebeflächen	739
30.17	Klinik: Eingliederung von Adhäsivbrücken	740
30.18	Klinik: Kontrolle und definitives Ausarbeiten der Ränder	741
30.19	Klinik: Nachsorge	742
30.20	Klinik: Wiederbefestigung von Adhäsivbrücken	743
30.21	Behandlungsablauf bei Veneers und Teilkronen	743
	Literatur	749
	Sachregister Band I bis III	i

Band III

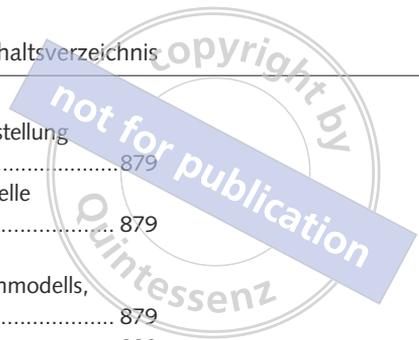


31	Einführung in die Teilprothetik	751
31.1	Ziele der Versorgung mit Teilprothesen	751
31.2	Zahnverlust und seine Folgen	751
31.2.1	Epidemiologie	751
31.2.2	Auswirkungen des teilweisen Zahnverlustes	751
31.3	Aufgaben von partiellem Zahnersatz	753
31.4	Die historische Entwicklung des partiellen Zahnersatzes	754
31.5	Einteilung der Lückengebisse	754
31.5.1	Einteilung nach <i>Kennedy</i>	755
31.5.2	Einteilung nach <i>Eichner</i>	757
	Literatur	760
32	Gestaltung, Konstruktion und technische Aspekte von Teilprothesen	761
32.1	Einleitung	761
32.2	Einteilung der partiellen Prothesen	761
32.2.1	Topographische Einteilung	761
32.2.2	Einteilung nach Tragedauer	761
32.2.3	Einteilung nach dem Material oder der zugrunde liegenden zahntechnischen Konstruktion	762
32.2.4	Einteilung nach dem Funktionswert (funktionelle Einteilung)	762
32.2.5	Einteilung nach der Abstützungsmöglichkeit	764
32.3	Forderungen an eine dental-tegumental gelagerte Teilprothese	765
32.4	Aufbau und Bestandteile von partiellen Prothesen	767
32.4.1	Zahntragende Sattelteile	767
32.4.2	Großer Verbinder	768
32.4.3	Kleine Verbinder	770
32.4.4	Verankerungselemente	770
32.5	Konstruktions- und Gestaltungsprinzipien für Teilprothesen	771
32.5.1	Statische Grundlagen	771
32.5.2	Ästhetische Grundlagen für Teilprothesen	773
	Literatur	777
33	Einführung in die Modellgussprothetik	779
33.1	Einleitung	779
33.2	Bestandteile einer Gussklammer.....	779
33.3	Aufgaben, Vor- und Nachteile von Gussklammern	781
33.4	Empfohlene Gussklammerformen	782
33.5	Werkstoffkundliche Aspekte	785
33.5.1	Elastizitätsmodul (Tab. 33-1)	786
33.5.2	Elastische Verformung	786
33.5.3	Die 0,2-%-Dehngrenze (Tab. 33-1)	786
33.5.4	Korrosionsfestigkeit und Biokompatibilität	787
33.5.5	Titan	787
33.6	Langzeitresultate	788
	Literatur	789



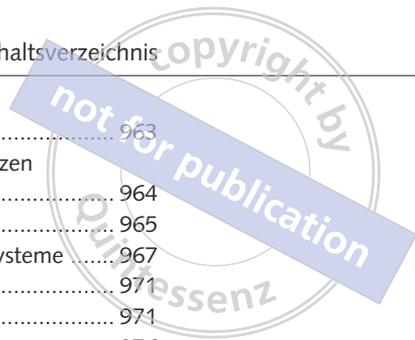
34	Modellgussprothetik: Klinischer und labortechnischer Ablauf	791
34.1	Einleitung	791
34.2	Klinik: Vorbehandlung des Restgebisses	791
34.2.1	Füllungstherapie	791
34.2.2	Präprothetische Mukogingivalchirurgie	792
34.2.3	Ästhetische Überlegungen	792
34.3	Klinik/Labor: Planung der Modellgussprothese	792
34.4	Klinik: Präparation und Abformung	793
34.5	Labor: Herstellung der Arbeitsmodelle und, sofern nötig, Herstellung von Registrierschablonen	794
34.6	Klinik: Kieferrelationsbestimmung	794
34.7	Labor: Aufstellen der Prothesenzähne in Wachs	794
34.8	Klinik: Anprobe der Wachsaufstellung	795
34.9	Klinik: Komplettierung der Arbeitsunterlagen für das Labor	795
34.10	Labor: Vermessung, Design und Gerüsterstellung	795
34.10.1	Labor: Vermessung, Design und Gerüsterstellung im digitalen Workflow	799
34.11	Klinik: Gerüstanprobe	800
34.12	Labor/Klinik: Kompressionsabformung bei vorhandenen Freiendsätteln (Altered-Cast-Technik)	800
34.13	Klinik/Patient: Gesamteinprobe der Modellgussprothese	801
34.14	Labor: Fertigstellung der Modellgussprothese	801
34.15	Patienteninstruktion	801
34.16	Nachsorge	802
	Literatur	804
35	Einführung in die Geschiebeprothetik (mit klinischem und labortechnischem Ablauf)	805
35.1	Einleitung	805
35.2	Teilhülsengeschiebe	806
35.3	Semipräzisions- und Präzisionsgeschiebe	806
35.4	Steggeschiebe und Steggelenke	812
35.5	Scharnier- und Resilienzgelenke	813
35.6	Adhäsivattachments (extrakoronale Adhäsivverankerungen)	813
35.6.1	Indikationen und Kontraindikationen von Adhäsivattachments	813
35.6.2	Prinzipien bei Adhäsivattachments	814
35.7	Langzeitergebnisse mit geschiebeverankerten Teilprothesen	816
35.8	Klinisches und labortechnisches Vorgehen bei konventionellen Geschieben	818
35.9	Klinisches und labortechnisches Vorgehen bei Adhäsivattachments ...	822
	Literatur	825
36	Geschiebeprothetik: Doppelkronensysteme – Einführung	827
36.1	Einleitung	827
36.2	Vor- und Nachteile von Doppelkronen	828
36.3	Zylinderteleskope	829
36.4	Galvanoteleskope	831
36.5	Konuskronen	832
36.6	Doppelkronen mit zusätzlichen Retentionselementen	833
36.7	Verblendung von Doppelkronen	835

36.8	Gestaltung des Modellgussgerüsts bei Doppelkronen	837
36.9	Langzeitergebnisse mit Doppelkronen	838
	Literatur	842
37	Geschiebeprothetik: Doppelkronensysteme – Klinischer und labortechnischer Ablauf	845
37.1	Einleitung	845
37.2	Planung	845
37.3	Klinik: Präparation und Abformung der Pfeilerzähne	847
37.4	Labor: Herstellung von Präparationsmodell (Sägemodell) und Innenkronen	849
37.4.1	Herstellung der Innenkronen mit CAD/CAM-Verfahren	851
37.5	Klinik: Anprobe der Innenkronen und Fixationsabformung	851
37.6	Labor: Herstellung von Konstruktionsmodell und Registrierschablone	854
37.7	Klinik: Gesichtsbogenübertragung, Kieferrelationsbestimmung und Modellmontage	855
37.8	Labor: Zahnaufstellung in Wachs	856
37.9	Klinik: Anprobe der Zahnaufstellung in Wachs	857
37.10	Labor: Herstellung der Außenkronen und des Modellgussgerüsts	857
37.10.1	Herstellung der Außenkronen und des Verbinders im CAD/CAM-Verfahren	859
37.11	Klinik: Anprobe des Modellgussgerüsts zusammen mit der definitiven Zahnaufstellung in Wachs	859
37.12	Labor: Fertigstellung der Doppelkronenkonstruktion	860
37.13	Klinik: Anprobe der fertigen Arbeit und Zementieren	863
37.14	Nachsorge	865
37.14.1	Haftkraft bei Doppelkronen nach Eingliederung korrigieren	867
	Literatur	868
38	Einführung in die Hybridprothetik	869
38.1	Einleitung	869
38.2	Indikationsstellung und Voraussetzungen	869
38.3	Verankerungselemente	870
38.4	Gestaltung der Wurzelstiftkappe	871
38.5	Gerüstgestaltung	872
38.6	Okklusionskonzept	873
38.7	Langzeitprognose	873
	Literatur	875
39	Hybridprothetik: Klinisches und labortechnisches Vorgehen	877
39.1	Klinik: Präparation der Pfeilerzähne und Abformung der Wurzelkappen	877
39.2	Labor: Herstellung der Wurzelstiftkappen und eines individuellen Löffels	877
39.3	Klinik: Anprobe der Wurzelstiftkappen und Abformung	878
39.4	Labor: Herstellen der Meistermodelle und der Registrierschablonen	879
39.5	Klinik: Gesichtsbogenübertragung und intraorale Registrierung	879



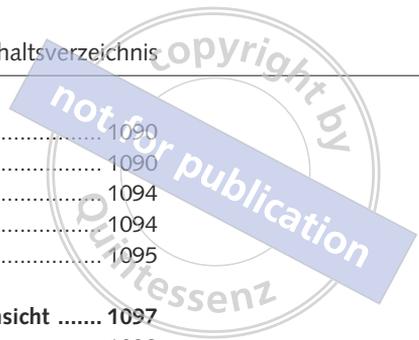
39.6	Labor: Einartikulieren der Meistermodelle und Zahnaufstellung in Wachs	879
39.7	Klinik: Anprobe(n) der Zähne in Wachs/Labor: eventuelle Korrekturen	879
39.8	Labor: Verschlüsselung der Situation, Auswahl der Verankerungselemente, Erstellung eines Einbettmassenmodells, Anfertigung der Wachsmodellation des Gerüsts	879
39.9	Klinik: Anprobe der Wurzelstiftkappen und des Gerüsts	880
39.10	Labor: Zahnaufstellung in Wachs	880
39.11	Klinik: Wachsenprobe der Aufstellung/Labor: Fertigstellung in Kunststoff	880
39.12	Klinik: Anprobe der fertigen Arbeit, Einkleben der Matrizen, Eingliederung der fertigen Arbeit	880
39.13	Klinik: Kontrolle, Nachregistrierung	881
40	Einführung in die Totalprothetik	883
40.1	Epidemiologie	883
40.2	Folgen des totalen Zahnverlusts	884
40.3	Geschichte der Totalprothetik	885
40.4	Anamnese, Befund, Vorbehandlung in der Totalprothetik	886
40.4.1	Faktoren, die den Halt einer Totalprothese beeinflussen	887
40.5	Abformmethoden in der Totalprothetik	889
40.6	Klinische Konzepte für Totalprothesen	891
40.6.1	Front-Eckzahn-kontrollierte Aufstellung – sequenzielle Führung ...	891
40.6.2	Merkmale des Totalprothetikkonzepts nach Gerber	897
40.6.3	Weitere Aufstellungskonzepte	904
40.7	Ausmodellieren der Prothesenaußenflächen	908
40.8	Reokkludieren	908
40.9	Einschleifen von Totalprothesen	908
40.9.1	Einschleifen der Zentrik	909
40.9.2	Einschleifen der Protrusion	909
40.9.3	Einschleifen des Seitenschubs nach rechts und links	910
40.9.4	Einschleifen der Retralbewegungen	910
40.10	Nachsorge	910
40.11	Klinische Studien	911
40.11.1	Knochenabbau	911
40.11.2	Zufriedenheit und Behandlungsbedarf	912
	Literatur	913
41	Totalprothetik: Klinischer und labortechnischer Ablauf	915
41.1	Einleitung	915
41.2	Klinik: Situationsabformung	915
41.3	Labor: Herstellen von Situationsmodellen und individuellen Abformlöffeln	917
41.4	Klinik: Löffelanprobe, Randgestaltung, modifizierte mukostatische Abformung	919
41.4.1	Randgestaltung	919
41.4.2	Abformung	920
41.5	Labor: Herstellung der Meistermodelle und Registrierschablonen	923
41.5.1	Modellherstellung	923

41.5.2	Herstellung der Registrerschablonen	924
41.6	Klinik: Vertikale Kieferrelationsbestimmung und zentrisches Wachsregistrarat	925
41.7	Klinik/Labor – Sequenziell geführte Prothesen: extraorale Registrierung, definitives Einartikulieren der Meistermodelle	928
41.7.1	Montage des Oberkiefermodells	929
41.7.2	Montage des Unterkiefermodells	930
41.8	Klinik/Labor – Gerber-System: extraorale Registrierung, definitives Einartikulieren der Meistermodelle, horizontale Kieferrelationsbestimmung	930
41.8.1	Vorbereitung des Artikulators	930
41.8.2	Provisorisches Einartikulieren	930
41.8.3	Herstellung der Registrierbehelfe	931
41.8.4	Extraorale Registrierung	932
41.8.5	Einartikulieren des Unterkiefermodells	933
41.8.6	Horizontale Kieferrelationsbestimmung	934
41.8.7	Einartikulieren des Oberkiefermeistermodells	936
41.9	Klinik: Frontzahnauswahl	936
41.10	Modellanalyse, Frontzahnaufstellung in Wachs	936
41.11	Klinik: Registratkontrolle, Anprobe der Frontzahnaufstellung	937
41.12	Labor: Seitenzahnaufstellung in Wachs, Ausmodellieren der Wachsaufstellung	939
41.13	Klinik: Gesamtanprobe in Wachs	941
41.14	Labor: Einbetten, Pressen des Kunststoffes, Polymerisieren, Reokkludieren, Ausarbeiten	941
41.14.1	Einbetten der Wachsaufstellung	942
41.14.2	Ausbrühen und Vorbereiten der Küvette zum Kunststoffpressen ...	942
41.14.3	Kunststoffpressen	943
41.14.4	Reokkludieren	944
41.14.5	Ausarbeiten der eingeschliffenen Prothesen	944
41.15	Klinik: Anprobe der fertigen Prothesen, Patienteninstruktion	946
41.16	Klinik: Nachregistrierung intra- und extraoral	948
41.17	Labor: Remontage, Einschleifen	948
41.18	Nachsorge, Unterfütterung	949
41.19	Digitalisierung der Herstellung von Totalprothesen.....	953
	Literatur	953
42	Einführung in die dentale Implantologie	955
42.1	Einleitung	955
42.1.1	Was ist ein dentales Implantat?	955
42.1.2	Warum wünschen Patienten Implantate?	955
42.1.3	Implantate aus zahnärztlicher Sicht	957
42.2	Indikationsstellung	958
42.2.1	Differentialindikation zwischen konventionellem und implantatgetragenen Zahnersatz	958
42.2.2	Festsitzender implantatgetragener Zahnersatz	959
42.2.3	Implantatgetragener abnehmbarer Zahnersatz	960
42.2.4	Verkürzte Zahnreihe	962
42.2.5	Tertiärprophylaxe – Erhalt oraler Strukturen	962
42.2.6	Differentialtherapeutische Abwägungen	963



42.3	Implantatsysteme	963
42.3.1	Überlebensraten der Implantate bei schmalen und kurzen Implantaten	964
42.3.2	Merkmale der Implantat-Abutment-Verbindung	965
42.3.3	Beispielhafte Darstellung unterschiedlicher Implantatsysteme	967
42.4	Versorgungskonzepte	971
42.4.1	Einzelzahnersatz	971
42.4.2	Multipler Zahnersatz im Lückengebiss	976
42.4.3	Stark reduziertes Restgebiss	981
42.4.4	Zahnloser Kiefer	982
42.5	Biomechanische Aspekte bei der Versorgung von Implantaten	987
42.5.1	Kaukräfte	987
42.5.2	Überbelastung von Implantaten	989
42.5.3	Verblockung von Implantaten	989
42.5.4	Kronen-Implantat-Verhältnis	990
42.5.5	Angulierte Implantate	991
42.5.6	Funktionelles Zusammenspiel osseointegrierter Implantate und deren Restaurationen mit natürlichen Zähnen	992
42.5.7	Okklusionskonzepte in der Implantologie	992
	Literatur	992
43	Implantat-Werkstoffe	999
43.1	Anforderungen an Implantat-Werkstoffe	999
43.1.1	Mechanische Eigenschaften	1000
43.2	Werkstoffe für dentale Implantate	1000
43.2.1	Reintitan	1000
43.2.2	Titanlegierungen	1001
43.2.3	Zirkonoxid	1009
	Literatur	1011
44	Implantologie: Klinisches und labortechnisches Vorgehen	1015
44.1	Behandlungsplanung	1015
44.1.1	Anamnese	1015
44.1.2	Festlegung des Behandlungsziels	1016
44.1.3	Röntgendiagnostik	1016
44.1.4	Bohrschablonen	1020
44.1.5	Augmentationsschablonen	1029
44.2	Implantationszeitpunkt und Belastungsprotokolle	1029
44.2.1	Zeitpunkt der Implantation	1029
44.2.2	Belastungsprotokolle	1030
44.2.3	Klinische Empfehlungen bezüglich Implantationszeitpunkt und Belastung	1030
44.3	Chirurgisches Vorgehen	1032
44.3.1	Implantation	1033
44.3.2	Freilegungsoperation	1034
44.3.3	Komplikationen	1035
44.3.4	Nachsorge	1036
44.4	Prothetisches Vorgehen	1036
44.4.1	Provisorische Versorgung	1036
44.4.2	Abformtechnik	1041

44.4.3	Klinische und labortechnische Arbeitsabläufe: Festsitzende Restaurationen	1044
44.4.4	Klinische und labortechnische Arbeitsabläufe: Herausnehmbare Restaurationen	1052
44.5	Nachsorge	1063
	Literatur.....	1064
45	Ursachen und Therapie der periimplantären Mukositis und Periimplantitis	1067
45.1	Einleitung	1067
45.2	Formen der periimplantären Entzündungen	1067
45.2.1	Periimplantäre Mukositis	1067
45.2.2	Periimplantitis	1068
45.3	Prävalenz der periimplantären Mukositis und Periimplantitis	1068
45.4	Mikrobiologische Aspekte	1069
45.5	Diagnostik bei Verdacht auf periimplantäre Infektionen	1070
45.5.1	Periimplantäre Sondierung	1071
45.5.2	Röntgen	1071
45.6	Prävention von periimplantären Erkrankungen.....	1072
45.7	Therapie der periimplantären Mukositis und der Periimplantitis	1072
45.7.1	Therapie der periimplantären Mukositis	1073
45.7.2	Nichtchirurgische Therapie der Periimplantitis	1073
45.7.3	Chirurgische Therapie der Periimplantitis	1074
45.8	Zusammenfassung	1074
	Literatur	1075
46	Nachsorge in der Prothetik	1077
46.1	Einleitung	1077
46.2	Ablauf der Anamnese und Befundaufnahme im Rahmen der Nachsorge	1078
46.2.1	Anamnese	1078
46.2.2	Befundaufnahme	1078
46.3	Therapie im Rahmen der Nachsorge	1082
46.3.1	Patientenaufklärung	1082
46.3.2	Mundhygiene-Remotivation und -Reinstruktion	1083
46.3.3	Entfernung von Plaque, Zahnstein und Konkrementen	1083
46.3.4	Zahnreinigung und Politur	1083
46.3.5	Fluoridierung	1084
46.3.6	Weitere Maßnahmen	1084
46.3.7	Festlegen eines Nachsorgeintervalls	1085
	Literatur	1086
47	Mundschutz (Zahnschutz) im Sport	1087
47.1	Einleitung	1087
47.2	Definition	1088
47.3	Indikationen	1088
47.3.1	Hauptaufgaben und Vorteile eines Mundschutzes	1089
47.4	Mögliche Nachteile eines Mundschutzes	1089
47.5	Anforderungen an einen Mundschutz	1090



47.6	Materialien	1090
47.7	Mundschütztypen und deren Herstellungstechniken	1090
47.8	Verhaltensmaßregeln und Nachsorge	1094
47.9	Schlussbewertung	1094
	Literatur	1095
48	Messung von Behandlungsergebnissen aus Patientensicht	1097
48.1	Konzept der Patientenzufriedenheit	1098
48.2	Lebensqualität und Mundgesundheit	1099
48.2.1	Allgemeiner Gesundheitsstatus	1099
48.2.2	Lebensqualität und Mundgesundheit	1100
48.3	Messung von Patientenaussagen	1100
48.3.1	Psychometrische Grundlagen	1100
48.3.2	Messung der Patientenzufriedenheit und Lebensqualität	1102
48.3.3	Messung der mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität	1102
48.4	Studien unter Verwendung patientenbezogener Messgrößen in der Zahnheilkunde	1104
48.4.1	Zufriedenheit	1104
48.4.2	Lebensqualität	1106
48.5	Zusammenfassung	1108
	Literatur	1109
49	Evidenzbasierte zahnärztliche Prothetik	1111
49.1	Hintergrund	1111
49.2	Die drei Säulen der EbM/EbZ	1111
49.3	Hierarchie der klinischen externen Evidenz	1115
49.4	Checklisten	1116
49.5	Grenzen der EbM	1116
49.6	Externe Evidenz in der zahnärztlichen Prothetik	1117
	Literatur	1118
	Sachregister Band I bis III	i

Curriculum

Prothetik

Band I

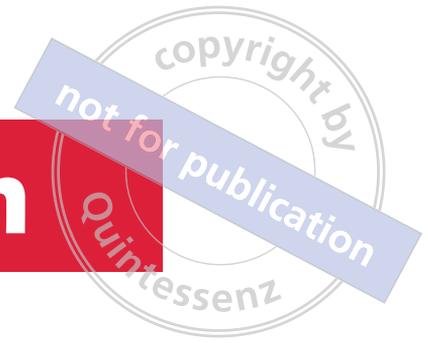
- Geschichte
- Grundlagen
- Behandlungskonzept
- Vorbehandlung

M. Kern,
S. Wolfart
G. Heydecke
S. Witkowski
J. C. Türp
J. R. Strub

5., überarbeitete und erweiterte Auflage

 QUINTESSENCE PUBLISHING

Berlin | Chicago | Tokio
Barcelona | London | Mailand | Mexiko Stadt | Moskau | Paris | Prag | Seoul | Warschau
Istanbul | Peking | Sao Paulo | Zagreb



9 Präprothetische Vorbehandlung, Phase I

9.1 Einleitung

In der Vorbehandlungsphase I werden folgende präprothetische Behandlungsmaßnahmen zusammengefasst (vgl. Kap. 3):

- oralchirurgische Vorbehandlung
- Extraktion nicht erhaltungswürdiger Zähne
- provisorische Versorgung, Schienung gelockerter Zähne
- Scaling und Root Planing
- endodontische Vorbehandlung
- konservierende Vorbehandlung, plastische und gegossene Aufbauten
- funktionstherapeutische Maßnahmen (Eingliederung von Aufbisschienen, Physiotherapie etc.)
- Kieferorthopädie
- orthognathe Kieferchirurgie

In diesem Kapitel werden die ersten sechs Punkte besprochen. Den anderen Punkten sind eigene Kapitel in diesem Band gewidmet.

9.2 Möglichkeiten der präprothetischen Vorbehandlung, Phase I

9.2.1 Oralchirurgische Vorbehandlung

In Einzelfällen kann eine oralchirurgische Vorbehandlung notwendig werden, in deren Rahmen – vor allem beim Zahnlosen – u. a. folgende Eingriffe ausgeführt werden (siehe Krüger 1993, Schwenger und Ehrenfeld 2009):

- operative Freilegung verlagerteter Zähne
- Extraktion von Zähnen
- Zystektomie, Zystostomie
- Entfernung von Exostosen und Knochenverdickungen (z. B. störender Torus palatinus)
- Exzision von Lappen- und anderen Fibromen
- Exzision kleiner benignen Tumoren
- Entfernung eines Schlotterkamms
- Vestibulumplastik
- Mundbodenplastik
- Aufbau eines atrophierten Unterkiefers
- Eingriffe im Bereich des Foramen mentale (N. mentalis) und Foramen incisivum (N. incisivus)
- Eingriffe an Zungen-, Lippen- oder Wangenbändern
- Eingriffe im Bereich der Gaumenschleimhaut (vor allem bei Hyperplasien)

9.2.2 Extraktion nicht erhaltungswürdiger Zähne

Bisher symptomlose, aber nicht erhaltungswürdige Zähne (z. B. massive kariöse Zerstörung, starker vertikaler Knochenabbau mit hohem Lockerungsgrad von Zähnen) werden innerhalb dieser Behandlungsphase extrahiert. Auch Zähne, bei denen bei einer Wurzelkanalbehandlung oder einer Wurzelspitzenresektion mit einem Misserfolg zu rechnen ist, sollten, wenn ihr Erhalt für den Gesamtbehandlungserfolg nicht ausschlaggebend ist, extrahiert werden.

Eine selektive oder strategische Extraktion kann angezeigt sein, wenn die Entfernung eines Zahns oder einer Wurzel den Zustand und die Prognose eines benachbarten Zahns oder einer prothetischen Versorgung verbessert, die Zugänglichkeit für Hygienemaßnahmen deutlich erleichtert oder generell den Therapieverlauf fördert.

Auch zur Behandlung von Wurzelengständen kann eine strategische Extraktion indiziert sein, nämlich dann, wenn zwei Zähne so eng benachbart stehen und die interdentalen Knochensepten so dünn und grazil gestaltet sind, dass eine physiologische Rehabilitation unter Einbeziehung beider Zähne nicht möglich ist.

Extraktionen sollten frühzeitig vorgenommen werden, um die Knochenregeneration der Extraktionswunde zu ermöglichen. Am besten geschieht dies daher vor einer parodontalchirurgischen Behandlung, damit die zahnlosen Kammbereiche, falls nötig, während der anschließenden Phase II der präprothetischen Vorbehandlung korrigiert werden können. Wenn notwendig, können strategische Extraktionen auch bei der Eingliederung der provisorischen Restaurationen vorgenommen werden. Dies kommt in erster Linie aus ästhetischen Gründen im Bereich der Frontzähne in Betracht, da auf diese Weise sofort ein Ersatz des oder der extrahierten Zähne stattfindet. Bei fraglicher Prognose können die betreffenden Zähne auch in die provisorische Versorgung miteinbezogen werden. Die endgültige Entscheidung über Erhalt oder Extraktion fällt während der präprothetischen Vorbehandlung, Phase II. In ästhetisch wichtigen Bereichen wird bei jeder Extraktion eine „Alveolar-Ridge-Preservation“-Technik empfohlen, damit nicht zu große Kammdefekte entstehen (siehe Kap. 14.4.8.2).

9.2.3 Provisorische Versorgung, Schienung gelockerter Zähne

Der Aufbau einer physiologischen Okklusion ist eine wichtige Voraussetzung zur Kontrolle der auf Zähne, Parodont, Kiefergelenk und neuromuskuläres System einwirkenden okklusalen Kräfte.

Eine physiologische Okklusion liegt dann vor, wenn eine effektive und komfortable Kaufunktion des Patienten gewährleistet ist und dies vom Parodontium, den Kiefergelenken und der Kiefermuskulatur gut toleriert wird. Bei der Behandlung von parodontal-prothetischen Patienten spielt die provisorische Versorgung eine wichtige Rolle. Wenn die Anfertigung von Provisorien bzw. provisorischem Zahnersatz notwendig ist (siehe Kap. 18), werden diese im Verlauf der ersten Phase der präprothetischen Vorbehandlung eingegliedert. Mit ihrer Hilfe, sowie durch eventuell notwendige initiale, okklusale Korrekturen (Einschleifen von Zähnen, die aufgrund eines okklusalen Traumas eine erhöhte Beweglichkeit aufweisen), gelingt es häufig, auch gelockerte Zähne zu stabilisieren.

In bestimmten Fällen kann auf das Schienen von Zähnen nicht verzichtet werden. Da eine Schienung von Zähnen eine Immobilisierung bedeutet und damit einer (weiteren) Zahnlockerung Vorschub geleistet wird, ist die Indikation für eine solche Maßnahme in der zahnärztlichen Prothetik sehr beschränkt. Eine Schienung von Zähnen ist nur dann indiziert, wenn (z. B. nach einer durchgeführten Parodontaltherapie) eine Zunahme der Beweglichkeit von bereits vorher gelockerten Zähnen in einem solchen Ausmaß aufgetreten ist, dass der Kaukomfort des Patienten eine starke Einschränkung erfahren hat. Aufgrund des erfolgten Knochenabbaus besteht in solchen Fällen ein Missverhältnis zwischen der Länge der klinischen Krone und dem Stützgewebe. Okklusale Belastungen können bei diesen Zähnen zu erhöhten Zahnbeweglichkeiten führen. Diese Zahnbeweglichkeit kann so ausgeprägt sein, dass der Patient über einen mangelnden Kaukomfort klagt. In einer solchen Situation ist es ratsam, die gelockerten Zähne nach einer parodontalen Sanierung zu schienen.

9.2.4 Scaling und Root Planing

9.2.4.1 Einführung

So bedeutsam Mundhygiene und Grobdeposition in der Hygienephase sind – als alleinige Therapie einer Parodontitis nützen sie wenig, weil die tiefer liegende subgingivale Plaque, heute oft auch als Biofilm bezeichnet, und die Konkremente vom Patienten nicht erreicht werden und die Mikroorganismen daher nicht entfernt werden können. Nur nach professionellem Scaling und Wurzelglättung (Root Planing) (Definition siehe unten) ist eine Beseitigung dieser Strukturen und damit eine Ausheilung der parodontalen Läsion und eine Regeneration des Parodontalgewebes möglich. Da die Beseitigung von subgingivaler Plaque und subgingivalem Zahnstein nicht nur mit klassischen Küretten, sondern auch mit speziell konzipierten Schall- bzw. Ultraschallinstrumenten durchgeführt werden kann, wird dies heute auch zusammenfassend als subgingivale Instrumentierung bezeichnet (*Kebusch et al. 2021*). Ziel dieser Behandlung ist die Beseitigung der parodontalen Infektion. Folgerichtig wird diese Behandlung in der seit 1. Juli 2021 geltenden Richtlinie zur systematischen Behandlung von Parodontitis und anderer Parodontalerkrankungen (PAR-Richtlinie) bei gesetzlich Versicherten in Deutschland nun auch als antiinfektiöse (Parodontal-)Therapie bezeichnet (*Gemeinsamer Bundesausschuss 2021*).

Im Zuge der Heilung nach geschlossener oder offener Wurzelreinigung kommt es nach der Behandlung zu einer starken mitotischen Aktivität der basalen Epithelzellen. Diese überziehen rasch die bindegewebige Wundfläche und bilden entlang der Zahn- und Wurzeloberfläche ein neues Saumepithel mit Epithelansatz (interne Basallamina und Hemidesmosomen), das die gesamte Länge der behandelten Tasche überzieht. Bindegewebige Wiederanheftung (Reattachment) ist nur in den tiefsten, infiltrierten, aber nichtinfizierten Gebieten unterhalb des Saumepithels zu erwarten (dort wurde nicht instrumentell bearbeitet), sofern dort noch desmodontale Faserreste und Zement vorhanden sind.

Eine bindegewebige Regeneration (New Attachment) mit der Bildung von neuem Zement und inserierenden Parodontalfasern ist in dem Bereich der instrumentell bearbeiteten ehemaligen Taschen kaum, allerhöchstens im apikalsten Bereich der Tasche, zu erwarten.

Es ist heute bewiesen, dass es genügt, nur die oberflächliche Zementschicht zu bearbeiten, da sich 99 % der toxischen Lipopolysaccharide von parodontal

erkrankten Wurzeln in der losen und adhärenen Plaque, aber nur 1 % im Wurzelzement befinden. Auch auf eine bewusste Weichteilkürettage mit Entfernung des ulzerierten Epithels und des darunter liegenden Granulationsgewebes wird in der Regel verzichtet, zumal die Ausführung technisch schwierig ist und diese Maßnahmen zudem klinisch keinen nachweisbaren Vorteil bieten.

Scaling muss von einer guten Mundhygiene begleitet sein.

9.2.4.2 Kurzbeschreibung

Scaling und Root Planing sind gemäß der „American Academy of Periodontology“ folgendermaßen definiert:

Scaling: Bearbeitung von Krone und Wurzeloberflächen mit dem Ziel, Plaque, Zahnstein (bzw. Konkremente) und Verfärbungen zu entfernen.

Root Planing (Wurzelglättung): Abschließende Behandlungsmaßnahme mit dem Ziel, Zement oder raues oberflächliches Dentin zu entfernen, die mit Restzahnstein bedeckt oder mit Toxinen und/oder Mikroorganismen kontaminiert sind.

Bezüglich der technischen Durchführung bestehen folgende Unterschiede (vgl. auch Abb. 9-7):

Scaling:

- Bearbeitung der Zahnoberflächen mit Scalern (supragingival) und Küretten (supragingival/subgingival)
- Anstellwinkel des Arbeitendes der Küretten zur Zahnoberfläche 70 bis 80°

Root Planing:

- Bearbeitung der Zahnoberflächen mit Küretten (subgingival)
- Anstellwinkel des Arbeitendes der Küretten zur Zahnoberfläche 45°

9.2.4.3 Indikationen

Indiziert ist eine geschlossene Taschenbehandlung in Form von subgingivaler Instrumentierung als zweite Therapiestufe der Parodontitistherapie (Hygiene-phase = erste Therapiestufe) und an denjenigen Zähnen, die im Kontrollbefund bei der Erhebung des BOP („Bleeding on probing“) ein positives Resultat zeigen. Häufig ist es von Vorteil, die Behandlung quadrantenweise durchzuführen, damit die einzelnen Sitzungen jeweils in einem zeitlich überschaubaren Rahmen bleiben.

9.2.4.4 Kontraindikationen

Grundsätzliche Kontraindikationen bestehen nicht. Bei Risikopatienten (Herzklappenersatz; Patienten, die unter einer Antikoagulantientherapie stehen; herdinferktionsgefährdete Patienten; Patienten mit hämorrhagischen Diathesen) ist allerdings an eine antibiotische Abschirmung oder an die Gabe von Gerinnungsfaktoren und die Anhebung des Quickwerts durch den Hausarzt zu denken. Eine Rücksprache mit dem behandelnden Arzt empfiehlt sich in diesen Fällen vor der Durchführung der Therapie.

9.2.4.5 Vorteile einer geschlossenen Taschenbehandlung mittels Scaling

Die geschlossene Taschenbehandlung ist gewebeschonend; die Schrumpfung der Gingiva im Verlauf der Heilung ist geringer als nach offenen parodontalchirurgischen Eingriffen, was ästhetisch von Vorteil ist. Auch sind die Resultate bezüglich der langfristigen Erhaltung des bindegewebigen Attachments gut (*Heitz-Mayfield*

et al. 2002). Gute Behandlungserfolge sind v. a. bei einwurzeligen Zähnen nachgewiesen worden. Knowles et al. (1979) untersuchten 78 Patienten über einen Zeitraum von 8 Jahren. Die Patienten wurden mit einer der folgenden drei Behandlungsmöglichkeiten therapiert:

- Scaling und Root Planing
- modifizierter *Widman*-Lappen
- Tascheneliminationschirurgie

Es zeigt sich, dass die drei Behandlungsmöglichkeiten bei intensiver Nachsorge keine klinisch signifikanten Unterschiede bezüglich des klinischen Attachmentgewinns bei Sondierungstiefen größer als 4 mm erreichten. Bei Sondierungstiefen kleiner als 3 mm wurden mit dem Scaling die besten Resultate erzielt.

9.2.4.6 Nachteile

Technisch ist das Scaling schwierig, da ohne Sicht gearbeitet wird. Beim Scaling werden nicht alle Anteile der Wurzeloberflächen erreicht. Daher sind die bearbeiteten Oberflächen in der Regel nicht vollständig von Plaque und Konkrementen befreit. Nach einer sorgfältigen Reevaluation, die vor allem das „Bleeding on probing“ einschließt, muss man sich später ggf. für ein offenes parodontalchirurgisches Vorgehen entscheiden (Phase II der präprothetischen Vorbehandlung = dritte Therapiestufe der Parodontitistherapie nach S3-Leitlinie). Gründe dafür sind v. a. in der oft schwierigen Wurzelmorphologie und -topographie (z. B. Wurzeinziehungen, insbesondere an den mesiobukkalen Wurzeln der Oberkiefermolaren und an den mesialen und distalen Wurzeln der unteren Molaren) zu sehen. Eine adäquate Reinigung von Furkationen oder von tiefen und engen Taschen mit Handinstrumenten ist häufig nicht möglich; hier bieten Ultraschallscaler mit feinen Spitzen (für Furkationen mit kugelförmigem Ende) entscheidende Vorteile und sind deutlich effektiver als Handinstrumente (Sugaya et al. 2002). Ist bei diesen ungünstigen Befunden die geschlossene Behandlung nicht erfolgreich, muss danach ein offenes parodontalchirurgisches Vorgehen erfolgen.

9.2.4.7 Instrumente

Für die Kontrolle zur Überprüfung der Wurzeloberfläche auf Ablagerungen und Rauigkeiten werden Parodontalsonde, Furkationssonde, Kuhhornsonde und Häkchensonde benutzt.

Instrumente für das Scaling und Root Planing sind Küretten. Die vor allem im subgingivalen Bereich zu verwendenden Küretten bestehen aus einem Instrumentengriff, einem (oberen, mittleren und unteren) Schaft sowie einem Arbeitsende. Man unterscheidet Universalküretten von sog. Spezialküretten (Gracey-Küretten).

Das Arbeitsende von **Universalküretten** (z. B. ZI 15 S; M 23 A) weist zwei Schneiden auf. Die Fazialfläche steht in einem Winkel von 90° zum unteren Schaft (Abb. 9-1). Universalküretten kommen zum Zweck einer subgingivalen Grobdeposition zum Einsatz.

Für die im Anschluss daran erfolgende subgingivale Feindeposition haben sich die Gracey-Küretten (**Spezialküretten**) bewährt. Ihr Arbeitsende besitzt nur eine Schneide, die sich an der griffernen Seite der Fazialfläche befindet. Die Fazialfläche ist zum unteren Schaft („1er-Schaft“) 70 bis 80° geneigt (Abb. 9-2). Bei Betrachtung der Fazialfläche von oben weist das Arbeitsende eine Sichelform auf, wobei der größere Radius die Schneide (scharfe Seite) darstellt.

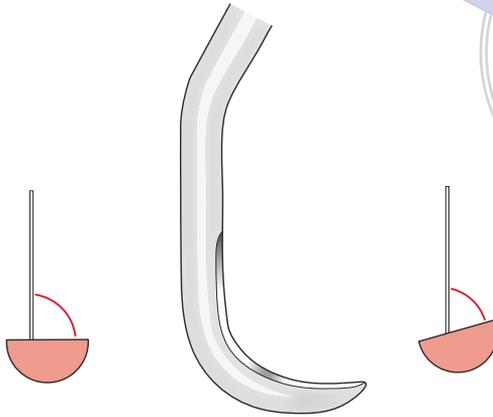
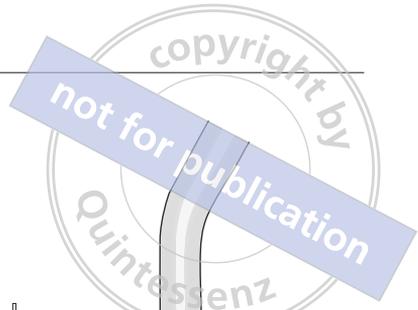


Abb. 9-1 Schneide einer Universalkürette.

Abb. 9-2 Schneide einer Gracey-Kürette.

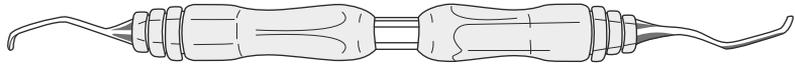


Abb. 9-3 Gracey-Kürette 5/6 (gelb) (Deppeler).

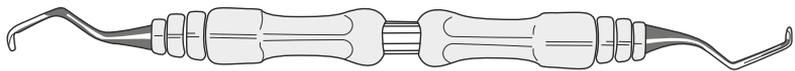


Abb. 9-4 Gracey-Kürette 7/8 (grau).

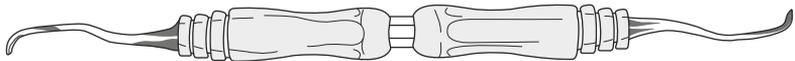


Abb. 9-5 Gracey-Kürette 11/12 (rot).

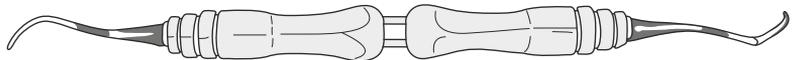


Abb. 9-6 Gracey-Kürette 13/14 (blau).

Der ursprünglich aus sieben Gracey-Küretten bestehende Satz lässt sich für die tägliche Praxis auf vier Instrumente reduzieren, mit denen eine Bearbeitung aller Zahnoberflächen möglich ist. Mit Hilfe von kodierten Farbgriffen (Colgribs, Dentsply DeTrey, D-Hanau) lassen sich die Küretten optisch deutlich voneinander unterscheiden:

- 5/6 (gelb): Frontzähne und Prämolaren (Abb. 9-3)
- 7/8 (grau): Molaren – Oral- und Vestibulärflächen (Abb. 9-4)
- 11/12 (rot): Molaren – Mesialflächen (Abb. 9-5)
- 13/14 (blau): Molaren – Distalflächen (Abb. 9-6)

9.2.4.8 Vorgehen bei Scaling und Root Planing

Beim Scaling und Root Planing sind neben einem systematischen Vorgehen eine optimale Patientenlagerung, eine gute Beleuchtung und eine aufmerksame Assistenz von großer Wichtigkeit (vgl. *Hellwege* 1987; *Rateitschak* et al. 2004). Die Instrumente müssen sicher gehalten werden (modifizierter Bleistiftgriff); auf eine ausreichende intraorale Abstützung ist zu achten.

Vor der Behandlung spült der Patient eine Minute lang mit einer gebrauchsfertigen 0,2%igen Chlorhexidin-Digluconat-Lösung (z. B. Chlorhexamed; Glaxo Smith Kline, D-Bühl). Nach dem Setzen einer Lokalanästhesie (Infiltrationsanästhesie; im Unterkiefer Molaren- und Prämolarenbereich zusätzlich Leitungsanästhesie) informiert sich der Behandler nochmals über die Sondierungstiefe der zu scalenden Zähne.

Anschließend wird die Gracey-Kürette unter leichtem Zahnkontakt „geschlossen“ bis zum Taschenboden eingeführt („Sondierungszug“, „Einführungszug“) (Abb. 9-7a). Danach wird die Fazialfläche des Arbeitendes aufgerichtet und unter stetigem Kontakt entlang der Zahnoberfläche in inzisale Richtung bewegt („Arbeitszug“) (Abb. 9-7b und c).

Beim Scaling mit Gracey-Küretten muss sich der untere Instrumenten-Schaft parallel zur Zahnachse befinden, wodurch die Schneide automatisch im gewünschten Winkel von 70 bis 80° zur Zahnachse liegt. Wichtig ist, dass der Mittelfinger und/oder der Ringfinger des Behandlers stabil auf dem zu behandelnden Zahn oder den benachbarten Zahnflächen bzw. Inzisalkanten abgestützt sind. Die Finger der anderen Hand halten eventuell störende Weichteile ab, stabilisieren durch Kontakt zur Zahnreihe den Kopf des Patienten, leisten Hilfestellung als Abstützungsfläche oder unterstützen den Kraftaufwand beim Arbeitszug des Instruments.

Der sog. „Line Angle“ („Linienwinkel“) gibt denjenigen Zahnbereich an, an dem jeweils bei Prämolaren und Molaren ein Instrumentenwechsel erfolgen sollte (Abb. 9-8). Der Arbeitszug sollte nicht zu lang sein. Empfehlenswert ist ein Arbeitszug von maximal 4 mm Länge, wobei das Arbeitende subgingival verbleiben soll. Dies wiederum bedeutet, dass man etagenweise scalen muss. Daher ist ein solches Scaling mit anschließendem Root Planing – hierbei ist der Winkel zwischen Wurzeloberfläche und dem Arbeitende der Küretten deutlich steiler (Abb. 9-7c) – zeitaufwändig. Allerdings kann das Ziel einer sauberen, glatten, konkrementfreien Wurzeloberfläche nur so möglichst gut erreicht werden. Nach Abschluss des Scalings werden die Taschen mit Chlorhexidin- oder Kochsalz-Lösung ausgespült und die Zahnoberfläche (Entfernung eventuell vorhandener Zahnsteinreste) mit einer feinen Instrumentenspitze (z. B. einer Häkchensonde) auf eventuelle Rauigkeiten und Konkrementreste überprüft. Zum Abschluss der Behandlung spült der Patient nochmals mit Chlorhexidin aus. Eine gebrauchsfertige 0,2%ige

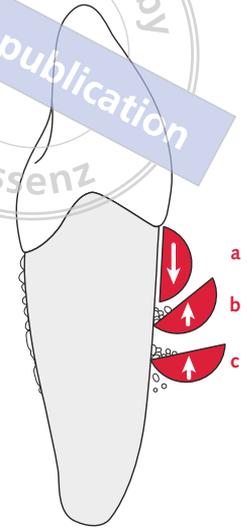


Abb. 9-7 Richtiges Vorgehen bei subgingivalem Scaling mit einer Gracey-Kürette. **a** Einführungszug bei Scaling und Root Planing; **b** Arbeitszug beim Root Planing; **c** Arbeitszug beim Scaling.

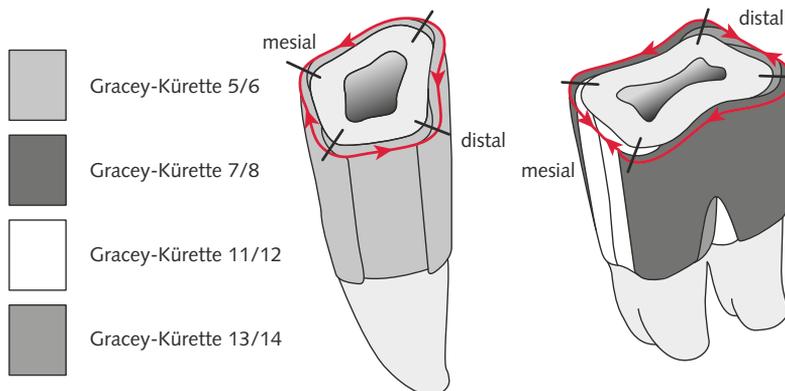


Abb. 9-8 Anwendungsbereiche der Gracey-Küretten.

Chlorhexidin-Spüllösung sollte für eine Woche rezeptiert werden, insbesondere dann, wenn die mechanische Plaquekontrolle direkt nach der Behandlung wegen Beschwerden nur eingeschränkt möglich ist (Kebshull et al. 2021). Bei gesetzlich versicherten Patienten sollte dies jedoch auf einem Privat Rezept erfolgen, da Mund- und Rachentherapeutika (mit Ausnahme von Therapeutika zur Behandlung von Pilzinfektionen) von der Kostenübernahme im deutschen GKV-System ausgeschlossen sind.

Schärfen von Parodontalinstrumenten

Scaling und Root Planing sind nur mit scharfen Instrumenten möglich. Daher müssen die Instrumente nach jeder Behandlung, häufig jedoch auch während des Eingriffs, nachgeschärft werden. Dies kann intraoperativ nur manuell (Sterilität!), ansonsten auch maschinell, d. h. mit Hilfe spezieller Schleifgeräte (z. B. Perio-star; Microna, CH-Spreitenbach; Easy Sharp; Deppeler; R. Quetin-Schleifeinheit; Quetin, D-Leimen) erfolgen. Beim Schärfen von Parodontalinstrumenten werden drei Ziele verfolgt:

- Es soll eine scharfe, funktionell einsetzbare Schneidekante geschaffen werden.
- Die instrumentenspezifische Form soll erhalten bleiben.
- Ein minimaler Materialabrieb während des Schärfens soll eine lange Nutzungsdauer gewährleisten.

Zum manuellen Schleifen werden benötigt: Schleifstein, harz- und säurefreies Schleiföl, Teststäbchen, helle Lichtquelle über dem Arbeitsplatz, evtl. Lupe und Schraubstock.

In der Praxis hat sich bewährt, das Instrument zu fixieren und den Schleifstein zu bewegen. Für den Schleifvorgang wird das Instrument mit einer auf einer Tischplatte ruhenden Hand derart festgehalten, dass die Fazialfläche des Arbeitsendes parallel zur (waagerechten) Tischplatte gehalten wird. Bei Scalern und Universal-küretten wird an beiden Lateralfächen geschliffen, während die Gracey-Küretten nur an der „griff-fernen“, konvexen Lateralfäche bearbeitet werden. Ebenso ist bei den Küretten die Zehe (= „Spitze“ des Arbeitsendes) zu beschleifen. Der mit Schleiföl benetzte Schleifstein wird grundsätzlich in einem Winkel von 100 bis 110° (Außenwinkel) zur Tischplatte bzw. zur Fazialfläche an der Lateralfäche des Arbeitsendes angesetzt und nach abwärts bewegt. Dabei wird ein Druck auf die Lateralfäche ausgeübt. Bei der anschließenden Aufwärtsbewegung bleibt man in drucklosem Kontakt mit dem Instrument. Damit wird eine Gratbildung an der Schneidekante vermieden. Das Schärfen erfolgt vom Schaft zur Instrumentenspitze hin. An der Zehe von Küretten wird der Schleifstein flacher gehalten, so dass sich ein Winkel von etwa 135° ergibt.

Beim Schleifvorgang muss immer die Kontur der Originalform berücksichtigt werden. Sie sollte nicht durch zu viele Schleifbewegungen in einem Schleifabschnitt verändert werden.

Die Schärfe kann zum einen mit dem Lichtreflexionstest überprüft werden: Eine korrekt nachgeschliffene Schneidekante kann im Gegensatz zu einer stumpfen Schneide kein einfallendes Licht reflektieren. Zum anderen kann man die Schärfe dadurch prüfen, dass man mit dem Instrument im regelrechten Anstellwinkel an einem Acrylstäbchen einen Arbeitszug vollzieht; dabei dringt eine scharfe Schneide in die Oberfläche ein. Eine Prüfung am eigenen Fingernagel sollte aus hygienischen Gründen unterbleiben.

9.2.4.9 Zusätzliche medikamentöse Therapie

Da direkt nach geschlossener Parodontalbehandlung eine optimale Mundhygiene nicht schmerzfrei durchgeführt werden kann, werden chemische Mittel eingesetzt.

- **Antimikrobielle Spüllösungen.** Mittel wie Chlorhexidin, die normalerweise zur Plaquehemmung bzw. zur Reduktion der Keimzahl in der Mundhöhle zum Einsatz kommen, können auch zur subgingivalen Spülung der Taschen während und nach dem Scaling verwendet werden.
- **Antibiotika.** Die generelle systemische Gabe von Antibiotika bzw. Chemotherapeutika ist bei der Behandlung von Parodontitis nicht indiziert. Eine adjuvante systemische Gabe von Antibiotika ist nach den aktuellen S3-Leitlinien nur in speziellen Fällen wie zum Beispiel generalisierter Parodontitis Stadium III bei jungen Erwachsenen (früher als aggressive Parodontitis bezeichnet) indiziert und sollte nur im unmittelbaren zeitlichen Zusammenhang mit der mechanischen Entfernung der gesamten Plaque (supra- und subgingival) erfolgen (*Jockel-Schneider et al. 2018, Kepschull et al. 2021*). Bei der Leitlinienempfehlung wird dem Alter des Patienten und der Schwere der Erkrankung besondere Bedeutung beigemessen, indem explizit formuliert wird: „Bei Patienten mit aggressiver Parodontitis (Lebensalter ≤ 35 Jahre) sollte zur Verbesserung des Therapieergebnisses im Zusammenhang mit der subgingivalen Instrumentierung die adjuvante Gabe eines Antibiotikums erfolgen“, „Patienten mit chronischer Parodontitis, die jünger sind als 56 Jahre und an mehr als 35 % aller erfassten Mess-Stellen eine TST ≥ 5 mm aufweisen, können im Rahmen der subgingivalen Instrumentierung eine adjuvante systemische Antibiotikagabe erhalten“ (*Jockel-Schneider et al. 2018*). Die 2021 erschienene deutsche Implementierung der europäischen S3-Leitlinie zur Behandlung von Parodontitis formuliert aufgrund der generellen Bedenken bezüglich der übermäßigen Anwendung von Antibiotika und der Entwicklung von Antibiotikaresistenzen deutlich zurückhaltender (*Kepschull et al. 2021*): „Die adjuvante Verwendung bestimmter systemischer Antibiotika kann für bestimmte Patientengruppen (z. B. generalisierte Parodontitis Stadium III bei jungen Erwachsenen) erwogen werden.“ Primär sollten keine Antibiotika adjuvant eingesetzt werden, wenn die Patienten älter sind oder weniger als 35 % aller erfassten Stellen Sondierungstiefen ≥ 5 mm aufweisen. Da kommerzielle mikrobiologische Tests nur einen Bruchteil der Bakterien mit pathogener Relevanz identifizieren und sich aus ihnen keine therapeutische Konsequenz ableiten lässt, wird eine Kombination zweier Breibandantibiotika als Therapeutikum erster Wahl empfohlen (Amoxicillin 500 mg und Metronidazol 400 mg, jeweils 3 x tägl. für 7 Tage), als Therapeutikum zweiter Wahl gilt die alleinige Gabe von Metronidazol (z. B. bei Penicillinallergie).

Eine weitere zwingende Indikation für die zusätzliche Gabe von Antibiotika ist zur Abschirmung bei Hochrisikopatienten gegeben (*Naber et al. 2007, Deppe et al. 2017*). Hochrisikopatienten sind Patienten mit künstlichen Herzklappen, Patienten mit klar definierten, angeborenen Herzerkrankungen, Patienten nach Herztransplantation mit Herzklappenproblemen, Patienten mit einer infektiösen Endokarditis in der Vergangenheit und Patienten, bei denen eine angeborene Herzerkrankung innerhalb der vorangegangenen 6 Monate mit Hilfe von künstlichem Material operativ behandelt wurden. In diesen Fällen erfolgt die orale Gabe von Amoxicillin 2 g bzw. Clindamycin 600 mg (bei Penicillinallergie) 30–60 Minuten vor dem zahnärztlichen Eingriff.

9.2.4.10 Sonstige Methoden und Instrumente für die subgingivale Instrumentierung

Ultraschallinstrumente. Ultraschallinstrumente können, wenn sie in der Zahnfleischtasche bewegt werden, ohne Schaden für das Parodont eingesetzt werden – eine optimale Wasserkühlung vorausgesetzt. Viele Patienten empfinden diese Art der Bearbeitung der Wurzeloberfläche angenehmer als die Behandlung mit Handinstrumenten. In Furkationen sowie tiefen und engen Taschen sind sie bei sachgerechter Anwendung Handinstrumenten sogar überlegen (Sugaya et al. 2002).

Rotierende Instrumente. Eine „Dentinglättung“, die mit einem flammenförmigen Diamanten mit 15 µm Körnung durchgeführt wird, ist vom Ergebnis her besser als nur die Verwendung von Handinstrumenten.

Glycinspray. Die subgingivale Anwendung eines Glycinpulver-Wassersprays (z. B. Clinpro Prophypowder oder EMS Perio Powder, EMS, CH-Nyon) ist mit speziellen Aufsätzen (z. B. EMS Airflow S1, EMS) möglich und effektiv (Petersilka 2011). Insbesondere an Stellen, die aus anatomischen Gründen mit den Handinstrumenten schlecht zu reinigen sind (Konkavitäten der Wurzeln), ist die Verwendung eines Glycinpulver-Wassersprays von Vorteil. Es ist darauf zu achten, dass stets mit Wasserspray gearbeitet wird.

Laser. Obwohl viel Literatur über die Wirkung der beiden herkömmlichen Lasergruppen (CO₂- und Nd:YAG-Laser) auf Zahnhartsubstanzen vorhanden ist, ist dieses Gebiet noch sehr fluktuierend. In vielen Studien konnte gezeigt werden, dass es nach einer Bearbeitung mit Lasern zu Veränderungen von Schmelz und Dentin kommt. Dieser Effekt hängt von vielen Faktoren ab (z. B. Laserleistung, Wellenlänge, Dauer der Exposition). Viele Fragen hinsichtlich des Problems der Hitzeentwicklung und deren Wirkung auf die Pulpa sind bis heute noch nicht geklärt. Es werden noch viele Untersuchungen notwendig sein, bevor die Anwendung von Lasern zur Behandlung von Wurzeloberflächen während des Scalings empfohlen werden kann (Kebschull et al. 2021).

Maschinelle Scaler. Durch maschinelle Scaler, die auf ein spezielles Winkelstück aufgesetzt werden, wird das von vielen Behandlern als mühsam empfundene „Handscaling“ erleichtert. Versuche haben gezeigt, dass die Verwendung maschineller Scaler zu einem ebenso großen Substanzverlust auf der Wurzeloberfläche führt, wie dies beim Gebrauch von Handinstrumenten der Fall ist (Tunkel et al. 2002). Besonders hervorzuheben sind die effiziente und schnelle supragingivale Zahnsteinentfernung. Zu bemängeln ist die eingeschränkte Taktilität bei geschlossener Parodontitisbehandlung.

9.2.5 Endodontische Vorbehandlung

Die Endodontologie ist die Wissenschaft, die sich mit der Funktion und der Gesundheit der Pulpa, aber auch der periradikulären Gewebe beschäftigt. Die endodontische Therapie beinhaltet auch Maßnahmen der Gesunderhaltung der Pulpa durch entsprechende Therapien (European Society of Endodontology 2006), wie zum Beispiel die direkte Überkappung einer im kariesfreien Dentin eröffneten Pulpa mit hydraulischen Kalziumsilikatzementen (z. B. MTA) und dichtem adhäsiven Verschluss (European Society of Endodontology 2019).

Die Wurzelkanalbehandlung ist demnach ein großer Teilaspekt innerhalb der endodontischen Behandlungsmaßnahmen. Das Ziel einer Wurzelbehandlung besteht in der Entfernung der lebenden oder bereits avitalen Pulpa bzw. ihrer nek-

rotischen Überreste sowie dem Aufbereiten, Säubern und Verschluss der Wurzelkanäle mit einem geeigneten Wurzelfüllmaterial.

Selbst dem noch so sorgfältig gefüllten Wurzelkanal droht die Reinfektion innerhalb von Tagen, wenn der Zugang zu den Kanälen nicht bakteriendicht verschlossen ist. Ein zuverlässiger dichter Verschluss des Zahnes lässt sich am besten mit der Adhäsivtechnik gewährleisten (Hülsmann et al. 2005).

9.2.5.1 Die Wurzelkanalbehandlung

1. Anamnese. Ziel der Anamnese ist das Abfragen von Informationen über den allgemeinmedizinischen Gesundheitszustand, Grunderkrankungen, Medikamenteneinnahme, Bestrahlung, Allergien, Schwangerschaft, klinische Symptome im Zahn-, Mund- und Kieferbereich, Schmerzqualität und Schmerzdauer; Einstellung des Patienten zu seinem Kauorgan. Bei entsprechender Anamnese des Patienten ist vor der Therapie an eine entsprechende Antibiotikaprophylaxe zu denken: z. B. bei Patienten mit der Indikation zur Endokarditisprophylaxe (Deppe et al. 2017). Hilfestellung geben hier auch die wissenschaftlichen Mitteilungen und Leitlinien auf der Homepage der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (<http://www.dgzmk.de>), bzw. die Frage nach einem „Herzpass“ oder sonstigen Gesundheitsausweisen. Im Zweifel sollte Rücksprache mit dem Hausarzt oder dem behandelnden Spezialisten gehalten werden.

2. Klinische Untersuchung. Hierbei werden die Sensibilität und Perkussionsempfindlichkeit der Zähne überprüft. Dabei ist es unerlässlich, auch die Nachbarzähne und kontralateralen Zähne als Vergleichsmaßstab mit zu testen. Sinnvoll ist es, mit einem „unverdächtigen“ Zahn zu beginnen. Im Weiteren werden folgende Befunde überprüft: veränderte Zahnfarbe, Restaurationen, Ausdehnung von eventuell vorhandenen Zahnhartsubstanzdefekten, Zähne mit eröffneter Pulpa, erhöhte Zahnbeweglichkeit, Schwellungen, Fisteln in der Gegend der Zahnwurzel, Sondierungstiefe, strategische, funktionelle und ästhetische Bedeutung eventuell endodontisch zu behandelnder Zähne im Rahmen einer Gesamtanierung, Achsenrichtung des Zahns, maximale Kieferöffnung, Schluckbeschwerden, Lymphknotenbefund.

3. Röntgenologische Untersuchung. Für die zahnbezogene Diagnostik ist auf Grund der besseren Detailerkennbarkeit stets ein Zahnfilm anzufertigen; eine Panoramaschichtaufnahme ist nicht ausreichend (Hülsmann et al. 2005). Zusätzlich kann eine kleinvolumige und hochauflösende dentale digitale Volumentomographie (DVT) in speziellen Fällen für die periapikale Diagnostik und die Anatomie der Pulpa indiziert sein, wenn zweidimensionale Röntgenaufnahmen bei vorhandenen klinischen Befunden und Symptomen keine entsprechenden radiologischen Befunde darstellen (Schulze 2013).

Folgende Punkte werden bei der Befundung berücksichtigt: periapikale Aufhellungen, parodontale Läsionen (Knochenabbau), Karies, Frakturen, Ausdehnung von Restaurationen, vorhandene Wurzelfüllungen, Topographie der Pulpa, Dentikel und Obliterationen, grobe Länge der Wurzel(n), Krümmungen, Achsenrichtung jeder einzelnen Wurzel, Wurzelresorptionen. Entzündlich bedingte knöcherne Veränderungen werden in der Regel innerhalb von 15 Tagen röntgenologisch erkennbar (Hülsmann et al. 2005).

4. Diagnose. Bei Entzündungen der Pulpa muss zwischen folgenden Diagnosen unterschieden werden:

- **Reversible Pulpitis:** Dabei ist die Pulpa nur reversibel geschädigt. Schmerz wird nur auf kalt provoziert und dauert sehr kurz, d. h. nur solange die Provokation auf den Zahn einwirkt.
- **Irreversible Pulpitis:** Sie ist gekennzeichnet durch eine vitale, hochentzündete Pulpa, die meist noch positiv und oft hypersensibel, zum Teil aber auch nicht mehr auf den Sensibilitätstest reagiert. Die Schmerzen überdauern in der Regel die gesetzten Reize. Es können Spontan- und Nachtschmerzen auftreten. Der Schmerz wird anfangs auf kalt, später auf warm verspürt. Kälte lindert in dieser Phase oft den Schmerz. Häufig liegt auch eine beginnende Perkussionsempfindlichkeit vor (Owatz et al. 2007). Zusätzlich kann bereits eine geringe röntgenologische periapikale Veränderung vorhanden sein (Hülsmann et al. 2005).

Die **Pulpanekrose** sowie sämtliche davon ausgehenden chronischen und akuten apikalen Entzündungen des Parodonts (Parodontitis apicalis) sind durch den negativen Sensibilitätstest gekennzeichnet. Bei akutem Geschehen reagiert der Zahn auf die Perkussionsprobe positiv. Bei Abszedierungen kommt neben starken, pulsierenden Schmerzen noch die Empfindlichkeit auf Wärme hinzu.

Mögliche Differentialdiagnosen sind Sinusitis maxillaris, kranio-mandibuläre Dysfunktionen, Wurzellängs-/Wurzelquerfrakturen, Dentinhypersensibilität, Parodontalabszesse (auf sog. endodontal-parodontale Läsionen wird gesondert eingegangen), Risse in der Zahnhartsubstanz, Herpes Zoster, Trigeminusneuralgie (Rödig et al. 2009).

5. Indikation. Die Indikation zur Wurzelkanalbehandlung besteht bei der irreversiblen Pulpitis oder der nekrotischen Pulpa mit klinischen Symptomen und/oder röntgenologisch feststellbarer apikaler Parodontitis (*European Society of Endodontology* 2006). Um die Wurzelkanalbehandlung zu beginnen, sollten mindestens immer zwei der oben genannten (reproduzierbaren) diagnostischen Kriterien zutreffen (Rödig et al. 2009), z. B. röntgenologische periapikale Veränderung und negativer Sensibilitätstest. Eine weitere Indikation zur Wurzelkanalbehandlung ist die sogenannte intentionelle (= beabsichtigte) Devitalisierung (*European Society of Endodontology* 2006), wenn auf Grund starker Zerstörung der klinischen Krone ein Stiftaufbau unumgänglich ist, eine Wurzelstiftkappe indiziert ist, ein zweifelhafter Pulpazustand vor der Versorgung des Zahnes vorliegt bzw. die Pulpa auf Grund einer starken Zahnfehlstellung bei der Präparation nicht erhalten werden kann. Weitere Gründe sind eine geplante Hemisektion, Trisektion, Wurzelamputation oder Prämolarisation. Auch chronisch hypersensible Zähne, z. B. auf Grund von Infrakturen, die mit anderen zahnärztlichen Maßnahmen nicht therapiert werden können, können die Indikation zur Wurzelkanalbehandlung aufweisen. Auch avulsierte Zähne mit abgeschlossenem Wurzelwachstum und Zähne mit internem Granulom sind mit einer Wurzelkanalbehandlung therapierbar. Eine Sonderform der endodontischen Behandlung stellt die Apexifikation dar. Das ist die endodontische Behandlung von Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum. Die Durchführung einer Wurzelkanalbehandlung ist jedoch nur dann indiziert, wenn

- der Zahn aus funktionellen, prothetischen, ästhetischen Gründen erhaltungswürdig ist,
- der Zahn für die Gesamtsanierung strategisch wichtig ist,
- der Zahn rekonstruierbar ist,
- das Interesse des Patienten vorhanden ist, den Zahn zu erhalten.

6. Kontraindikationen.

- nicht erhaltungswürdiger, nicht rekonstruierbarer, für die Gesamtsanierung unwichtiger Zahn (→ Extraktion)
- nicht vollständig aufbereiteter Wurzelkanal (z. B. starke Tertiärdentinablagerungen) (→ Entscheidung im Einzelfall: Zahn belassen, WSR, Extraktion)
- Anästhesie versagt: Insbesondere im Unterkiefer kann es bei irreversibel pulpalen Zählen zu sogenannten Anästhesieversagern bei herkömmlichen Anästhesietechniken kommen. Als Alternative können die intraligamentäre, die intrapulpale (kann sehr schmerzhaft sein, Voraussetzung ist eine eröffnete Pulpa) und die intraossäre Anästhesie mittels Spezialapplikatoren. Die Anwendung von paraformaldehydhaltigen Pasten (sogenannte Mortalexstirpation) wird in der Fachliteratur im Allgemeinen als obsolet beurteilt. Sollten nicht alle Anästhesietechniken vorhanden sein oder sämtliche versagen, so kann auf die möglichst großflächig eröffnete Pulpa Ledermix (= kortisonhaltiges Präparat, Riemser Arzneimittel AG, D-Greifswald) aufgebracht werden. Nach dichtem Kavitätverschluss kann nach Eintreten der Kortisonwirkung nach 2 bis 3 Wochen die Behandlung mit höherer Anästhesietiefe fortgesetzt werden.
- stark fortgeschrittene marginale Parodontitis (→ Extraktion)
- tiefe Kronen-Wurzel-Frakturen (→ Extraktion)
- eingeschränkter Allgemeinzustand des Patienten
- Unzugänglichkeit des Zahnes
- Insbesondere bei Patienten unter oder nach erfolgter Bisphosphonattherapie ist es wichtig, bei avitalen Zähnen „rechtzeitig“ eine „exakte endodontische Therapie“ durchzuführen (Grötz und Kreuzsch 2006). Bisphosphonate werden zum Beispiel beim multiplen Myelom und Karzinomen der Mamma, der Prostata, der Harnblase und der Lunge verabreicht, um Tumor-induziertem Knochenabbau sowie Knochenmetastasierungen vorzubeugen. Ebenso können auch an Osteoporose erkrankte Patienten unter Bisphosphonattherapie stehen. Bisphosphonate reduzieren die Abwehrbereitschaft des Knochens, sodass bei Extraktionen die Gefahr einer Bisphosphonat-assoziierten Knochennekrose auf Grund von Wundheilungsstörungen besteht. Die Auswirkungen auf den Knochen sind stark abhängig von der Art der Darreichung der Bisphosphonate (intravenös oder oral), der Dosierung und der Dauer.

7. Aufklärung. Vor Beginn der Wurzelkanalbehandlung muss der Zahnarzt seinen Patienten über die möglichen Behandlungsrisiken unterrichten wie z. B. ein mögliches Fehlschlagen der Behandlung oder Persistenz (= Fortdauern) der Schmerzen. Eine Wurzelkanalbehandlung stellt immer den letzten Versuch dar, einen Zahn zu erhalten. Eine unterlassene Aufklärung bezüglich der Risiken einer endodontischen Therapie sowie über eventuell mögliche Zwischenfälle, die während der Behandlung auftreten können, können unter Umständen juristische Folgen für den Zahnarzt nach sich ziehen. Zusätzlich ist es empfehlenswert, den Patienten über mögliche Alternativen sowie über die etwaigen Folgen bei Unterlassung einer Therapie hinzuweisen, z. B. mögliche Beschwerden, Abszedierung, Beeinträchtigung der Allgemeingesundheit durch Bakterien und deren Endotoxine. Bei Durchführung einer Wurzelkanalbehandlung *lege artis* ist die Prognose als sehr günstig einzuschätzen (Hülsmann 2005). In der Literatur finden sich Erfolgsquoten von bis zu 90 % nach 5 Jahren. Allerdings vermindert eine vorliegende apikale Läsion die Erfolgsaussichten. Ebenso hat die Qualität der postendodontischen Restauration, insbesondere ihre Dichtigkeit, einen Einfluss auf den langfristigen Erfolg.

Therapiedurchführung

1. Anfertigen aktueller Einzelzahnfilme. Bei Bedarf aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen

2. Schaffung einer ausreichend dimensionierten Zugangskavität. Bei mit Füllungen, Inlays und Teilkronen versehenen oder ungefüllten Zähnen erfolgt eine Kavitätenpräparation mit kompletter Kariesentfernung. Ist der betroffene Zahn mit einer insuffizienten Kronen- oder Brückenrestauration versorgt, so sollte der Zahnersatz vor Präparation der Zugangskavität entfernt werden. Aus forensischen Gründen muss die Indikation zur Entfernung im Hinblick auf die spätere Zahnersatzplanung gut dokumentiert werden (Röntgenbilder, Befunddokumentation, eventuell auch intraorale Fotos). Bei großen Brücken muss im Einzelfall Risiko und Nutzen gegeneinander abgewogen werden. Bei suffizienten Vollgusskronen kann versucht werden, die Krone unversehrt zu entfernen. Hierfür stehen z. B. der sogenannte Hirtenstab oder das Corona-flex-System (KaVo, D-Biberach) zur Verfügung. Dieser Kronenentferner wird an die Turbinenkupplung angeschlossen und durch die Turbinen-Druckluft betrieben. Ein Schnapper übt einen kurzen, starken Impuls auf die zu entfernende Krone aus. Zur Übertragung des Impulses auf die Restauration gibt es unterschiedliche Hilfsmittel. Zum Beispiel kann man mit einer speziellen Zange die Krone in oro-vestibulärer Richtung zervikal fassen. Weiter können Polymerisationshilfen verwendet werden, die an einer Keramikverblendkrone nach Konditionierung der Keramik anpolymerisiert werden. So vermeidet man, mit dem Kronenentferner direkt am empfindlichen und instabilen Kronenrand anzusetzen und reduziert gleichzeitig das Risiko von Frakturen der Keramik. Brücken können im Bereich der Interdentalräume und der Brückenzwischenmitglieder mit Hilfe von Schlingen umfasst werden, über die dann abwechselnd an verschiedenen Lokalisationen extrusive Impulse ausgeübt werden können. Dabei müssen die Kräfte immer in Richtung der vermutlichen Einschubrichtung ausgeübt werden – ansonsten erhöht sich die Gefahr der Dekapitation des Zahnes. Da bei sämtlichen Entfernungshilfen die Gefahr der Dekapitation des Zahnes besteht, ist der Patient vorher über das Risiko aufzuklären und muss diesem Versuch zustimmen.

Alternativ kann von okklusal durch die Restauration trepaniert und die Zugangskavität nach erfolgter Wurzelkanalbehandlung mit einer Kunststofffüllung bzw. einem Inlay versorgt werden. Behindert eine Restauration jedoch die Orientierung, die Sicht oder den Zugang zu den Wurzelkanaleingängen, so kann es durchaus auch notwendig werden, eine intakte Restauration durch Schlitzen zu entfernen (Hülsmann et al. 2005).

Nach dem Abtragen des Pulpakammerdachs wird das Pulpakavum dargestellt und mit NaOCl (1–3 %) gespült. Um das Kanalsystem aufzusuchen, bieten sich neben einer spitzen Sonde eine Vergrößerungshilfe und als Suchinstrumente feine Spezial-Stahlinstrumente der ISO-Größen 06–10 an. Wichtig ist eine ausreichend dimensionierte Zugangskavität mit Darstellung aller Kanaleingänge. Dabei ist der gerade Zugang von koronal in sämtliche Eingänge hilfreich, um die Gefahr einer Instrumentenfraktur zu mindern, wenn keine vorbiegbaren Nickel-Titan-Wurzelkanalinstrumente verwendet werden.

3. Kofferdam. Das Anlegen von Kofferdam bei der Wurzelkanalbehandlung ist bis auf wenige Ausnahmen wie z. B. starker Luftnot auf Grund von Asthma bronchiale unerlässlich. Der Verzicht auf das Legen von Kofferdam sollte jedoch nicht als absolute Kontraindikation für eine Wurzelkanalbehandlung gesehen werden.

Manchmal ist die räumliche Orientierung bei der Schaffung der Zugangskavität ohne Kofferdam erleichtert. Sobald ein oder zwei Kanäle aufgefunden sind und so die Orientierung gegeben ist, ist unverzüglich Kofferdam zu legen. Solange kein Kofferdam angelegt ist, sind sämtliche Aufbereitungsinstrumente gegen Verschlucken zu sichern (mit Zahnseide, Fingerkettchen etc.).

4. Arbeitslänge. Bei der Bestimmung der endodontischen Arbeitslänge sollte wenn möglich sowohl eine röntgenologische als auch eine endometrische Längenmessung erfolgen. In Ausnahmefällen kann zunächst auf eine Röntgenaufnahme verzichtet werden (Schwangere); bei Patienten mit Herzschrittmachern muss die Anwendbarkeit des Endometriegerätes zuvor abgeklärt werden. Ziel der Messung ist die Ermittlung der apikalen Konstriktion. Ein Endometriegerät kann die Konstriktion nicht messen. Es zeigt lediglich durch einen Kurzschluss zum parodontalen Ligament das absolute Kanallende an. Röntgenologisch ist die Konstriktion 0,5–2,0 mm vor dem röntgenologischen Apex zu erwarten (*European Society of Endodontology 2006*):

- Werden reproduzierbare endometrische Längen gemessen und ist im Röntgenbild das eingebrachte Instrument bis zu 2 mm koronal des röntgenologischen Apex platziert, wird die endometrisch ermittelte Länge als Arbeitslänge akzeptiert, da das Foramen apicale wahrscheinlich lateral des Apex liegt (Zweidimensionalität des Röntgenbildes!).
- Ist das auf Grund des Endometrieergebnisses eingebrachte Instrument in der Röntgenaufnahme 3 mm oder mehr vom röntgenologischen Apex entfernt, so muss von einer endometrischen Fehlmessung ausgegangen werden, da ein Austritt der Pulpa so weit koronal des röntgenologischen Apex unwahrscheinlich ist. Ein Seitenkanal könnte zum Beispiel für diese Art der endometrischen Fehlmessung verantwortlich sein. Hier sollte man sich ausschließlich am Röntgenbild orientieren.

Diese Beispiele verdeutlichen, dass es von Vorteil ist, vor definitiver Aufbereitung der Wurzelkanäle endometrische und röntgenologische Daten zur Verfügung zu haben. Hat man sich nur auf die Endometrie verlassen und werden erst nach Aufbereitung der Kanäle sogenannte Masterpointaufnahmen mit eingebrachten Guttaperchaspitzen angefertigt, könnte eine Überinstrumentierung oder bei einer Unterinstrumentierung bereits eine Stufenbildung im Kanal stattgefunden haben. Zudem kann eine Röntgenmessaufnahme zusätzliche morphologische Informationen (z. B. Verdacht auf weitere Kanäle auf Grund der Wurzelform und der in Relation dazu liegenden Instrumente) liefern.

5. Aufbereitung der Wurzelkanäle. Auch im Wurzelkanal kann durch eindringende Bakterien ein Biofilm entstehen. Ein Biofilm besteht aus einer ein- oder mehrschichtigen Schicht von Bakterien, die in einer extrazellulären Matrix eingebettet sind. Daher ist sowohl die mechanische Bearbeitung als auch die ausgiebige Spülung des Kanalsystems, in ihrer Kombination auch als chemo-mechanische Reinigung bezeichnet, wichtig. Wird der Biofilm nicht ausreichend entfernt, so kann von ihm ausgehend die Infektionsgefahr fortbestehen.

Bei der Aufbereitungsmethode unterscheidet man zwischen konventioneller und maschineller Aufbereitung. Die konventionelle Aufbereitung arbeitet mit Handinstrumenten aus Stahl. Bei geraden und weitleumigen Wurzelkanälen ist die Handaufbereitung maschinellen Aufbereitungstechniken in Qualität und Zeitaufwand ebenbürtig oder sogar überlegen, da zudem höhere Größen zur Verfügung stehen

(Schirrmeister 2006). Bei der definitiven Aufbereitung mit maschinellen Aufbereitungsinstrumenten ist das Anlegen eines Gleitpfades notwendig. Dieser wird mit Handfeilen aus Edelstahl der ISO Größe 6 bis 15 geschaffen, um die Belastung der später folgenden Nickel-Titan-Instrumente zu verringern. Gleichzeitig wird mit diesen Pilotfeilen die endometrische Arbeitslängenbestimmung durchgeführt.

Die maschinelle Aufbereitungstechnik (360° Vollrotation mit drehmomentbegrenzten Winkelstücken oder mit individuell einstellbaren Endomotoren) erfolgt mit Nickel-Titan-Instrumenten. Dabei kann man zwischen Nickel-Titan-Systemen unterscheiden, die der charakteristischen „koronal-apikalen“ (Crown-down-Technik) und der „apikal-koronalen“ (Single-length-Technik) Technik folgen. Das Prinzip der Crown-down-Technik besteht darin, dass zuerst der koronale Wurzelkanalanteil bearbeitet/erweitert wird. Vorteil ist, dass eine Keimverschleppung nach apikal vermieden wird, da eventuell infizierte koronale Pulpabereiche initial entfernt werden. Erst nach der koronalen Erweiterung erfolgt eine Instrumentierung der apikalen Region.

Inzwischen sind viele verschiedene Nickel-Titan-Systeme auf dem Markt, die überwiegend nach der Single-length-Technik arbeiten. Es ist unbedingt den Herstelleranweisungen bezüglich Anwendung und Aufbereitung zu folgen. Zusätzlich hat sich die Aufbereitung mit einer reziproken Rotationsbewegung etabliert. Dabei wird meist mit einer einzigen Feile eine schneidende rotierende Bewegung mit anschließender Rückrotation ausgeführt. Dabei ist der Drehwinkel der Rückrotation reduziert.

Vor Beginn der maschinellen Aufbereitung wird bei den meisten Systemen ein Gleitpfad bis ISO Gr. 15 hergestellt. In der Regel wird heute auf die Anwendung von Gatesbohrern verzichtet, da sie zu einer starken Schwächung des Dentins führen. Stattdessen werden kurze Feilen mit großem Taper, auch von einigen Herstellern als Introfeilen geführt, für die initiale Aufbereitung empfohlen.

Man sollte bei mehrwurzeligen Zähnen immer von der Furkation weg arbeiten, um eine Perforation zu vermeiden. Bei stark gekrümmten Kanälen bieten die vollrotierenden Nickel-Titan-Wurzelkanalinstrumente Vorteile, da sie eher die ursprüngliche Kanalverlaufsrichtung beibehalten. Allerdings ist bis jetzt nicht belegt, dass die Benutzung von Nickel-Titan-Wurzelkanalinstrumenten zu höheren Erfolgsraten führt (Schäfer et al. 2019).

Bezüglich der Aufbereitungsgröße der Wurzelkanäle sollte unabhängig von der Diagnose irreversible Pulpitis oder infizierte Nekrose die ausreichende Spülung und Reinigung der Kanäle sichergestellt werden. Bei der infizierten Nekrose muss zusätzlich von infiziertem Kanalwanddentin ausgegangen werden. Dabei muss klar sein, dass selbst bei sehr sorgfältiger Aufbereitung ca. 1/3 des Wurzelkanals unbearbeitet bleibt. Beim infizierten Kanal wird die Keimzahl lediglich um den Faktor 100 bis 1000 reduziert.

Praktische Empfehlungen zur Mindestgröße bei der Aufbereitung:

- Die Aufbereitungsgröße sollte sich nach dem kleinsten, bis zum Apex vordringenden Spülkanüldurchmesser richten, ca. ISO Größe 30). Sollte die natürliche apikale Weite größer als ISO 30 sein, muss entsprechend weiter aufbereitet werden.
- Eine dünne Spülkanüle (Größe 30 = 30 Gauge = Außendurchmesser 0,3 mm) sollte auf minus 1 bis minus 3 mm der festgelegten Arbeitslänge eingeführt werden können. Cave: Extreme Kanalkrümmungen können dies verhindern (Hülsmann und Schäfer 2007).

6. Spülen. Das ausgiebige Spülen der Wurzelkanäle während der Behandlung ist entscheidend für den Erfolg. Bei nicht infizierten Wurzelkanälen (irreversible Pulpitis) dient die Spülung dazu, nicht instrumentiertes Weichgewebe aufzulösen, Dentinspäne aus dem Kanalsystem heraus zu spülen, die Schmierschicht an der Kanalwand zu entfernen und als Gleitmittel für die Instrumente zu wirken. Bei infizierten Wurzelkanälen (infizierte Nekrose) muss die Spüllösung zusätzlich antibakteriell wirken, die Endotoxine der Bakterien neutralisieren und das nekrotische Weichgewebe auflösen. Ein Spülprotokoll könnte wie folgt aussehen: Während der Behandlung wird ausgiebig mit 1–3%igem NaOCl gespült. Da sich während der Wurzelkanalaufbereitung eine sogenannte Schmierschicht an der Kanalwand bildet, empfiehlt sich als vorletzte Spülung vor einer Wurzelkanalfüllung eine EDTA-Spülung. Während NaOCl dazu dient, die organischen Schmierschichtbestandteile an der Wurzelkanalwand zu beseitigen, kann EDTA als 17%ige Spüllösung dazu benutzt werden, die anorganischen Bestandteile zu entfernen. Indem EDTA (= Chelator = Komplexbildner) Kalziumionen bindet, werden die Dentintubuli zugänglicher und somit die Wirkung des NaOCl verstärkt. Als Abschlussspülung nochmals mit NaOCl spülen. Alle Spülungen sollten ultraschallaktiviert erfolgen, weil sie die Kanalreinigung verbessern (Brandt und Sonntag 2016).



Abb. 9-9 Wurzelkanalaufbereitung bis zur apikalen Konstriktion.

7. Die medikamentöse Einlage. Bei einer irreversiblen Pulpitis, bei der nicht mit einem infizierten Endodont zu rechnen ist, kann in einer Sitzung die Wurzelkanalbehandlung von der Schaffung einer Zugangskavität bis hin zur Wurzelfüllung erfolgen. Vorteil einer einzeitigen Behandlung ist, dass das Risiko einer Infektion während der Behandlung minimiert wird. Allerdings lässt sich der Erfolg der Wurzelkanalaufbereitung, der Spülungen und letzten Endes die Schmerzfreiheit nicht überprüfen, bevor eine definitive Wurzelfüllung erfolgt. Aufgrund dieser Problematik kann auch bei einer irreversiblen Pulpitis eine Kalziumhydroxideinlage in den Kanälen erfolgen. Diese sollte dann mindestens eine Woche belassen werden. Nach ca. 2 Wochen lässt die desinfizierende Wirkung des Kalziumhydroxids nach. Bei einer infizierten Nekrose scheint es sinnvoll, eine Kalziumhydroxideinlage vorzunehmen. Die Verwendung von arsen-, paraformaldehyd-, cortison- oder antibiotikahaltigen Kanaleinlagen ist primär kontraindiziert. Als provisorisches Verschlussmaterial der Zugangskavität kann bei einer Mindestschichtstärke von 4 mm bei sicherer Verankerung für bis zu 10 Tage Cavit (3M, D-Seefeld) verwendet werden. Ansonsten sollten provisorische Verschlüsse der Zugangskavität bei geringeren Schichtstärken bzw. längeren Zeiträumen immer adhäsiv erfolgen.

8. Wurzelfüllung. Bei der Verwendung von kalziumhydroxidhaltigen Einlagen vor der definitiven Wurzelfüllung ist das vollständige Entfernen des Kalziumhydroxids stets eine Herausforderung. Die Kanäle sollten nochmals mit dem zuletzt bei der Aufbereitung verwendeten Instrument nachinstrumentiert werden und nach dem zuvor erwähnten Spülprotokoll nochmals ultraschallaktiviert gereinigt werden. Vor der Wurzelfüllung werden die Kanäle mit Papierspitzen getrocknet.

Die Wurzelkanalfüllung erfolgt mit Guttaperchaspitzen und einem Sealer (z. B. AH Plus; Dentsply DeTrey, D-Konstanz). Dabei wird als Standardtechnik die laterale, kalte Kondensation empfohlen. Es wird entsprechend der Aufbereitungslänge ein Guttapercha-Masterstift eingepasst. Zur Verdichtung werden sogenannte Spreader verwendet. Als erster Spreader wird derjenige ausgewählt, der sich bis auf Arbeitslänge einführen lässt. Nach Einbringen des Masterstiftes mit AH Plus wird nun der ausgewählte Spreader bis maximal auf Arbeitslänge minus 2 mm

eingbracht und in den so entstandenen Hohlraum ein passender Guttaperchastift eingeführt (Appel und Hülsmann 2007). Auf diese Weise können weitere Spreader bestimmt werden, welche nicht bis auf Arbeitslänge vorgeschoben werden können, aber für die spätere Verdichtung hilfreich sind. Bei gekrümmten Kanälen empfiehlt es sich, vorgebogene Spreader für die laterale Kondensation, besser noch Nickel-Titan-Spreader zu verwenden.

Vor der Füllung wird eine nochmalige Desinfektion des Wurzelkanalsystems sowie eine Desinfektion der Guttaperchastifte in NaOCl empfohlen (Appel und Hülsmann 2007). Die sorgfältige Trocknung des Kanals erfolgt mit Papierspitzen. Bevor der Masterstift in den Kanal eingebracht wird, wird die Wand mit Sealer (AH Plus) benetzt. Dazu genügt das Ausstreichen der Kanäle mit einer Papierspitze, die mit Sealer beschickt ist. Der Masterstift wird nun durch vorsichtiges Einführen des ersten Spreaders bis ca. 1 bis 2 mm vor Arbeitslänge lateral verdrängt. Der vorher auf diese Spreadergröße abgestimmte, mit Sealer beschickte Guttaperchastift wird in die vom Spreader geschaffene Spur eingeführt. Es wird empfohlen, mit dieser Systematik so lange fortzufahren, bis die zuvor ausgewählten Spreader nur noch bis knapp unterhalb der Kanaleingänge eindringen können (Appel und Hülsmann 2007). Andere Autoren geben an, dass es ausreicht, den ersten Spreader 3–4 mm kürzer als den Masterstift einzubringen (Hellwig et al. 2009), und dass die Kompaktion beendet werden kann, wenn sich ein dünner Spreader nur noch bis Mitte der Arbeitslänge einführen lässt. Wichtig ist in jedem Fall, dass bei dieser Technik Kräfte angewandt werden, die nicht größer als der Druck bei Handhabung einer Bleistiftmine sind, um die Gefahr einer Wurzellängsfraktur zu verringern. Abschließend werden die Guttaperchastifte mit einem heißen Instrument abgetrennt und nochmals im Bereich der Kanaleingänge verdichtet.

Darüber hinaus gibt es noch eine Vielzahl weiterer Wurzelfülltechniken wie die vertikale Verdichtung erwärmter Guttapercha oder Trägersysteme mit erwärmter Guttapercha oder die Single-Cone-Technik, bei der ein einzelner Guttaperchastift, abgestimmt auf die Normgröße des letzten Aufbereitungsinstruments, in den Kanal eingebracht wird. Insbesondere Letztere erlauben eine wesentlich zeitsparendere, dichte Füllung des Wurzelkanals.

9. Postendodontische Versorgung. Eine möglichst baldige postendodontische Versorgung mit adhäsiv befestigtem Kompositstumpfaufbau oder bei Bedarf mit einem Stiftkernaufbau (siehe Kap. 9.2.6) ist angezeigt, um eine Reinfektion des Wurzelkanals von koronal zu vermeiden (nach 1–2 Tagen, da die Abbindezeit von AH Plus ca. 8 Stunden beträgt).

9.2.5.2 Spezielle Probleme: Endodontal-parodontale Läsionen

Häufig weitet sich ein von der Zahnpulpa ausgehender pathologischer Zustand auf das Desmodont aus oder aber eine parodontale Erkrankung greift auf die Pulpa über. Dabei bewirkt eine endodontale Läsion meist Symptome im Bereich des apikalen Parodonts, während eine parodontale Läsion in der Regel vom marginalen Parodont ausgeht, entlang des Desmodontalspalts in die Tiefe penetriert und über Seitenkanälchen oder das Foramen apicale bzw. die Foramina apicalia die Pulpahöhle erreichen kann. Entsprechend der pathologischen Gegebenheiten können folgende Kombinationen von endodontal-parodontalen Läsionen unterschieden werden (Abb. 9-10):

- primär endodontale, sekundär parodontale Läsionen
- primär parodontale, sekundär endodontale Läsionen
- echt kombinierte Läsionen

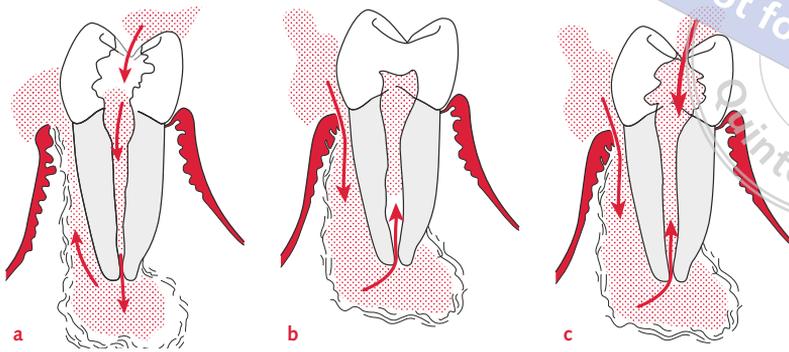


Abb. 9-10 Endodontal-parodontale Läsionen. **a** primär endodontale, sekundär parodontale Läsion; **b** primär parodontale, sekundär endodontale Läsion; **c** echt kombinierte Läsion.

Primär endodontale, sekundär parodontale Läsionen

Ursachen für die Läsionen sind eine Pulpnekrose oder eine insuffiziente Wurzelkanalbehandlung. Der betreffende Zahn ist daher nicht mehr sensibel. Röntgenologisch imponiert eine periapikale Aufhellung. Verantwortlich für die periradikuläre Aufhellung sind unter anderem die Membranbestandteile gramnegativer Keime (Zehnder et al. 2004). Sind Seitenkanäle vorhanden und infiziert, so ist im Röntgenbild auch eine laterale Aufhellung nachzuweisen. Klinisch kann sich im apikalen Bereich ein Fistelgang ausbilden, wobei sich dieser oft nicht auf Höhe desselben Zahns befindet. Ein Röntgenbild, das mit einer in den Fistelgang eingelegten Guttaperchaspitze angefertigt wird, kann Auskunft darüber geben, von welchem Zahn die Fistel ausgeht.

Bisweilen entleert sich als Folge einer primär endodontalen Läsion aus dem Sulkus Exsudat, das entlang des Desmodontalspalts von apikal nach koronal gewandert ist. In diesem lokal begrenzten, schmalen Bereich ist eine große Sondierungstiefe nachzuweisen. Die Therapie der Wahl bei primär endodontalen Läsionen besteht in einer Wurzelkanalbehandlung. Ein Scaling ist zu unterlassen, weil damit irreversible Schäden (Entfernung noch vorhandener organischer Matrix) und eine Taschenbildung provoziert werden würden.

Ein weiterer Auslöser für eine vom Endodont ausgehende parodontale Läsion sind Perforationen durch Abweichen vom natürlichen Wurzelkanalverlauf bei endodontischer Behandlung (sog. „via falsa“). In Abhängigkeit der strategischen Bedeutung (z. B. Erhalt einer geschlossenen Zahnreihe) und der Lokalisation der Perforation können und sollten Versuche zum Erhalt des Zahnes unternommen werden. Sind koronale Wurzelabschnitte betroffen, so lässt sich der Zahn evtl. durch die Verlegung der Perforationsstelle auf Höhe oder oberhalb der Gingiva mit Hilfe eines apikalen Verschiebelappens retten. Ist die Perforation peripher vollständig vom Parodontium umgeben, bzw. liegt sie in der Furkation bei mehrwurzeligen Zähnen, so gilt als Standardmaterial zum biokompatiblen und dichten Verschluss MTA (Mineral Trioxide Aggregate). Es besteht aus Trikalziumsilikat, Wismutoxid (20 %), Dikalziumsilikat, Trikalziumalumat, Tetraalkaliumaluminoferrit und Gips. Voraussetzung für die adäquate Deckung tiefer lokalisierter Perforationen ist in der Regel die Verwendung eines OP-Mikroskops.

Primär parodontale, sekundär endodontale Läsionen

Prinzipiell erscheint es möglich, dass ein infiziertes Parodont auch die Gesundheit des Endodonts auf verschiedenen Infektionswegen wie über Seitenkanäle und Dentintubuli beeinträchtigen kann. Eine ältere Studie von Langeland et al. (1974)

zeigte, dass die Pulpa erst gefährdet ist, wenn die Parodontitis den Apex erreicht hat. So lange jedoch der Zahn auf die Sensibilitätsprobe positiv reagiert, ist von einer Wurzelkanalbehandlung abzusehen und sich auf die Parodontistherapie zu beschränken. Radiologisch können nämlich profunde marginale Parodontitiden einer endodontalen Läsion gleichen! Reagiert der Zahn auf eine Sensibilitätsprobe negativ, so ist der Schweregrad der Parodontitis und der Aufwand einer endodontischen Therapie gegenüber einer Extraktion abzuwägen. Denkbar ist zum Beispiel eine endodontische Therapie, wenn die Infektion über das Parodont über einen koronalwärts gelegenen Seitenkanal erfolgt ist und auf Grund von verbleibendem parodontalem Attachment und einer erfolgversprechenden Endodontie die Gesamtprognose des Zahnes als positiv zu bezeichnen ist.

Echt kombinierte Läsionen

Echt kombinierte Läsionen sind unabhängig voneinander entstanden. Auf der einen Seite liegt eine Pulpnekrose (negative Sensibilität), auf der anderen Seite eine parodontale Erkrankung (Attachmentverlust, Plaque, Zahnstein, Konkremente) vor. Kommen beide Läsionen miteinander in räumlichen Kontakt, so lassen sie sich nicht von endodontal-parodontalen Läsionen mit sekundärer parodontaler bzw. endodontaler Mitbeteiligung unterscheiden.

Die Therapie besteht bei echt kombinierten Läsionen zunächst nur aus einer Wurzelkanalbehandlung. Rund 6 bis 8 Wochen nach Beginn der endodontischen Therapie noch vorhandene Läsionen sind allein parodontal bedingt; sie werden erst zu diesem Zeitpunkt therapiert (Scaling, Root Planing, u. U. Parodontalchirurgie). In Zweifelsfällen gilt bei endodontal-parodontalen Läsionen:

- Wurzelkanalbehandlung
- kein aggressives Scaling und Root Planing, sondern Zerstörung des schädlichen Biofilms mit Ultraschall und Chlorhexidin (Zehnder et al. 2004)
- Eine notwendig erscheinende Parodontaltherapie wird frühestens einige Monate nach der endodontischen Therapie fortgeführt.

Auch die Wurzellängsfraktur ist eine kombinierte Läsion und weist häufig einen radiologischen Knochenverlust auf. Dies gilt auch für bereits wurzelkanalbehandelte Zähne. Charakteristisch ist ein v-förmiger bukkaler Knochenverlust. Die Therapie besteht in der Regel in der Extraktion des betreffenden Zahnes.

9.2.5.3 Revision einer Wurzelfüllung

Eine Entfernung der vorhandenen Wurzelfüllung kann notwendig werden, wenn sie insuffizient ist, der Zahn röntgenologische Zeichen einer beginnenden oder persistierenden apikalen Parodontitis zeigt und/oder der Zahn klinische Symptome aufweist. Das gilt ebenso für Zähne, deren koronale Restauration erneuert werden muss oder deren koronale Zahnhartsubstanz gebleicht werden soll (European Society of Endodontology 2006). Die Revisionsbehandlung kann orthograd oder chirurgisch erfolgen. Klinische Zeichen eines endodontischen Misserfolges sind Schmerzen, Verlust der Kaufunktion, intra- oder extraorale Schwellungen und Fistelung im Bereich des Zahnes.

Radiologisch schließt eine nicht darstellbare apikale Aufhellung die knöcherne Läsion nicht aus. In manchen Fällen muss die digitale Volumetomographie zur Beurteilung herangezogen werden. Bei der Ausheilung apikaler Läsionen ist der Zeitraum zu berücksichtigen: Über 80 % sind nach einem Jahr ausgeheilt (Ørstavik 1997). In einzelnen Fällen kann die Heilung bis zu 4 Jahre dauern.

Gründe für einen endodontischen Misserfolg können u. a. eine unzulängliche Kanalaufbereitung mit und ohne Aufbereitungsfehler, unzugängliche Kanalbereiche (Obliterationen, zusätzliche Kanäle, frakturierte Instrumente), extraradikuläre Entzündungen, echte apikale Zysten, Fremdkörperreaktionen auf überpresses Wurzelkanalfüllmaterial und Dentinfrakturen sein (Siqueira et al. 2014). Nur bei den ersten Ursachen verspricht eine orthograde Revisionsbehandlung Erfolg. Der häufigste Grund für eine Revision ist die Persistenz von Mikroorganismen und eine damit verbundene postendodontische apikale Parodontitis.

Vor einer Revisionsbehandlung ist der Patient über die Behandlungsalternativen aufzuklären. Grundsätzlich ist die orthograde Revision, wenn möglich, der chirurgischen vorzuziehen. Die Erfolgswahrscheinlichkeit liegt bei Revisionsbehandlungen zwischen 70 und 80 % (Farzaneh et al. 2004). Liegen Aufbereitungsfehler vor, sinkt sie auf 47 % (Gorni und Gagliani 2004). Für die praktische Durchführung gelten dieselben Richtlinien wie für die Initialbehandlung. Zuerst muss erneut eine Zugangskavität geschaffen und der Kavitätenboden dargestellt werden. Wurzelstifte müssen entfernt werden. Das gelingt mit speziellen Ultraschallansätzen. Adhäsiv befestigte Zirkonoxidkeramikstifte können in der Regel nicht sicher entfernt werden; hier besteht erhöhte Perforationsgefahr. Die Guttapercha kann mit verschiedenen Methoden entfernt werden, die meist in Kombination genutzt werden.

Durch Applikation von Wärme mit erhitzten Pluggern oder speziellen Geräten (z. B. System B SybronEndo, Orange, USA) wird das Eindringen von Instrumenten und Lösungsmitteln erleichtert. Als Lösungsmittel werden Xylol oder Eucalyptusöl benutzt (Chloroform wird wegen seines karzinogenen Potentials nicht mehr verwendet). Die mechanische Entfernung erfolgt vorzugsweise mit K-Feilen; Hedströmfeilen tragen oft nur einseitig ab und haben ein erhöhtes Frakturrisiko. Es gibt von vielen Herstellern spezielle vollrotierende oder reziprok einzusetzende Revisionsfeilen, aber kein System hat sich gegenüber der manuellen Entfernungstechnik als überlegen erwiesen (Siqueira et al. 2014). Verbliebene Reste von Guttapercha können im Anschluss durch ausgiebiges ultraschallaktiviertes Spülen mit NaOCl (1–3 %) entfernt werden. Apikal überextendierte Guttapercha-Anteile können nur schwer entfernt werden und verschlechtern die Prognose der Revision ebenso wie eine Begradigung des Wurzelkanals, Stufenbildung unterhalb einer Krümmung, feste Hindernisse (Silberstifte, frakturierte Instrumente) und apikale Perforationen. Die erneute Kanalaufbereitung folgt den zuvor dargestellten Prinzipien der Erstbehandlung. Allerdings sollte nach erreichter Durchgängigkeit des Kanalsystems die apikale Masterfeile in Abhängigkeit der vorhandenen apikalen Weite mindestens zwischen ISO 35 und 45 betragen (Albrecht et al. 2004). Ob eine medikamentöse Einlage mit Kalziumhydroxid bei Zähnen mit apikaler Parodontitis einen positiven Effekt auf die Ausheilung hat, ist in der Literatur umstritten (Molander et al. 2007). Die Wurzelfüllung nach Revision ist oft erschwert, da es nach Stiftentfernung und Kanalerweiterung einschließlich weit offener Apices leicht zu Überfüllungen und Überextensionen kommen kann. Dementsprechend muss die Fülltechnik individuell gewählt werden.

9.2.6 Konservierende Vorbehandlung vitaler Pfeilerzähne

Zähne, die im Rahmen der prothetischen Rehabilitation nicht überkront werden bzw. nicht als Pfeilerzähne fungieren, werden entsprechend der üblichen konservierenden Therapie mit Füllungen versorgt.

Bei prothetischen Pfeilerzähnen wird nach Entfernung vorhandener Karies verloren gegangene Zahnschubstanz mit plastischen Materialien wiederaufgebaut. Unter Verwendung von Dentinadhäsiven (z. B. Clearfil New Bond oder Clearfil SE Bond; Kuraray, J-Osaka) ist ein dichter Verbund zum Dentin möglich. Dieser Verbund ermöglicht spaltfreie Aufbauten, ohne die Pulpa zu gefährden (Simons et al. 1999, Wegner et al. 2004). Für die Aufbauten selbst werden Kompositkunststoffe (Hybridkomposite) verwendet. Vor allem bei großflächigen Aufbauten besteht jedoch die Gefahr, dass es durch Schrumpfung während der Polymerisation zu einer Spaltbildung zwischen Zahn und Kompositaufbaumaterial kommt. Diese Gefahr lässt sich, wie oben bereits erwähnt, durch die Applikation von Dentinadhäsiven reduzieren.

Materialien:

Kompositkunststoff (z. B. Clearfil F2, Clearfil Core oder Clearfil DuoCore Plus; Kuraray), immer nur nach vorgängiger Anwendung eines Dentin-Haftvermittlers (z. B. Clearfil New Bond oder Clearfil SE Bond).

Anwendungsbeispiel:

- Anlegen von Kofferdam
- Zahnhartsubstanzkonditionierung mit 33–37 % Phosphorsäuregel für 10–15 Sekunden, nach Absprayen und Trocknen Applikation des Dentinadhäsivs Clearfil New Bond (Anmischen im Verhältnis 1:1, Kavität damit einpinseln und danach verblasen.) oder bei Anwendung des selbstätzenden Clearfil SE Bond den Primer auftragen und 30 Sekunden einwirken lassen, dann verblasen, das Adhäsiv auftragen und verblasen und mit einer Polymerisationslampe ausreichend lange aushärten. Alternativ können auch moderne selbstätzende Multimode-Dentinadhäsive zur Anwendung kommen, bei denen das Dentinadhäsiv mit und ohne vorgängige Phosphorsäure-Ätzung erfolgreich eingesetzt werden kann (Frankenberger et al. 2015). Produktbeispiele sind Adhesive Universal (Ivoclar Vivadent, FL-Schaan) und Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray).
- Kunststoffapplikation (Clearfil F2 oder Clearfil Core): Hierzu wird das Komposit mit Hilfe eines Kunststoffspatels 1:1 angemischt und mit einer speziellen Applikationspistole (Hawe Centrix Posterior, Hawe, CH-Gentilino) eingebracht. Abschließend lässt man den autopolymerisierenden Kunststoff unter Druck aushärten. Alternativ kann der dualpolymerisierende Kompositkunststoff Clearfil DuoCore Plus verwendet werden. Bei größeren Aufbaufüllungen sollte hier für 5 Minuten die beginnende chemische Härtung abgewartet werden, bevor zusätzlich mit Licht polymerisiert wird, um den Polymerisationsstress zu reduzieren.

Bei vitalen Zähnen ist die zusätzliche Verwendung von parapulpären Stiften und Schrauben wegen der entstehenden Spannungen im Dentin sowie der Gefahr der Perforation des Zahns und der Möglichkeit einer Verletzung der Pulpa nicht indiziert.

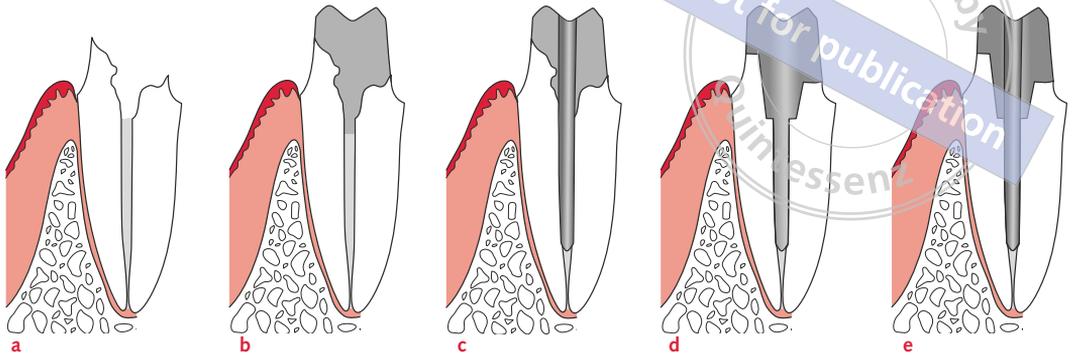


Abb. 9-11 Postendodontische Aufbaumöglichkeiten. **a** Ausgangssituation mit Wurzelkanalfüllung; **b** „gepinnter Kompositaufbau“ unter Einbeziehung der Wurzelkanäleingänge; **c** halbkonfektionierter Stiftaufbau mit konfektioniertem Stift und Kompositaufbau; **d** halbkonfektionierter Stiftaufbau mit konfektioniertem Stift und angegossenem Metallaufbau; **e** geteilter Stiftaufbau mit konfektioniertem Stift und separat hergestelltem Aufbau.

9.2.7 Konservierende Vorbehandlung devitaler Pfeilerzähne

Bei devitalen prothetischen Pfeilerzähnen wird nach Entfernung vorhandener Karies und Durchführung einer suffizienten Wurzelkanalbehandlung die verlorene gegangene Zahnschicht wieder aufgebaut. Dies kann mit einfachen plastischen Aufbauten bis hin zu Stiftkernaufbauten erfolgen. Entgegen früherer Ansichten verstärken Wurzelstifte devitale Zähne nicht, sondern schwächen sie zusätzlich und bergen immer das Risiko einer iatrogenen Wurzelperforation. Bei ausreichender Restzahnsubstantz bietet die Adhäsivtechnik heute die Möglichkeit, Stumpfaufbauten ohne Wurzelstifte adäquat zu verankern (Edelhoff et al. 2003). Daher sollten Wurzelkanalstifte nur noch dann zum Einsatz kommen, wenn die koronale Zahnsubstantz für die adhäsive Retention des Aufbaus ungenügend ist.

Bei kleineren bis mittleren Hartschubstanzdefekten (3–4 erhaltene Wände) wird ein in die Wurzelkanäleingänge erweiterter Kompositaufbau („gepinnter Kompositaufbau“) empfohlen. Bei größeren Hartschubstanzdefekten (1–2 erhaltene Wände) sind halbkonfektionierte Stiftaufbauten mit einem vorgefertigten Stift und Kompositaufbau adäquat, während bei sehr ausgeprägten Hartschubstanzdefekten (0–1 erhaltene Wand) der klassische Stiftkernaufbau das Mittel der Wahl ist. Dabei wird an einen vorgefertigten Stift aus Metall ein Metallaufbau angegossen bzw. ein vollkeramischer Aufbau an einem Zirkonoxidkeramikstift adhäsiv befestigt (Abb. 9-11). Auf das Aufpressen von Glaskeramik auf einen Zirkonoxidkeramikstift sollte wegen einer Schwächung des Wurzelstiftes verzichtet werden. In Fällen besonders weiter Wurzelkanäle kann es sinnvoll sein, komplett individuell gegossene metallische oder CAD/CAM gefräste zirkonoxidkeramische Stiftkernaufbauten herzustellen. Welche Art des Stift-Stumpfaufbaus verwendet wird, scheint bei der Langzeitbewahrung endodontisch versorgter Zähne keine entscheidende Rolle zu spielen, solange noch eine adäquate Menge an Restzahnsubstantz vorhanden ist (Fokkinga et al. 2007). In diesem Fall lag die 17-Jahresüberlebensrate unabhängig vom Aufbau und der Verwendung eines Wurzelstiftes bei 71 % bis 80 % (restaurationsbezogen) und bei 83 % bis

Tab. 9-1 Empfehlungen bei der Anfertigung von Kronenstumpfaufbauten

Vorhandene Zahnwände	Art des Aufbaus
3–4 Wände vorhanden	adhäsiv befestigter Kompositaufbau mit Wurzelkanalpin(s)
1–2 Wände vorhanden	halbkonfektionierter Aufbau: konfektionierter Stift mit Kompositaufbau
0–1 Wand vorhanden	halbkonfektionierter Aufbau: konfektionierter Stift mit angegossenem Metallaufbau bzw. verklebtem Keramikaufbau Modellation des Aufbaus komplett im Mund, bzw. Modellation des Aufbaus indirekt im Labor
	individuell hergestellter gegossener Aufbau: Modellation des Aufbaus komplett im Mund, bzw. Modellation des Aufbaus indirekt im Labor

92 % (zahnbezogen). Bei geringer Menge an verbliebener Zahnhartsubstanz sank die Überlebensrate der mittels Wurzelstift und Kompositaufbau versorgten Zähne signifikant stärker als bei Zähnen, die mit gegossenen Stiftkernaufbauten versorgt worden waren.

Insbesondere beeinflussen der Erhalt von Kavitätenwänden und die vertikale Wurzelumfassung des Aufbaus („Ferrule Design“ oder „Fassreifeneffekt“) die Langzeitbewährung maßgeblich (Fokkinga et al. 2007, Naumann et al. 2018). In einer Laborstudie (Libman und Nicholls 1995) wurde eine vertikale Umfassung des Aufbaus von mindestens 1,5 mm definiert, um eine ausreichende Stabilität zu erzielen. Eine ausreichende Wurzelumfassung sollte daher unabhängig von der Art des Aufbaus bei allen wurzelkanalbehandelten Pfeilerzähnen eingehalten werden (Abb. 9-11).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Art des Aufbaus, der letztendlich verwendet wird, primär von der Restzahnschubstanz des Pfeilerzahnes abhängt. Anlehnend an die Klassifikation von Naumann (2003) wird empfohlen, die Verwendung eines Wurzelstiftes und die Art des Stumpfaufbaus bei endodontisch behandelten Zähnen von der individuellen Größe des Zahnhartsubstanzdefektes abhängig zu machen (Tab. 9-1).

9.2.7.1 Differentialtherapie der gängigen Wurzelstiftmaterialien

Titanlegierungen/Reintitan. Die Verwendung eines Titanstiftes ist aufgrund der Biokompatibilität und Korrosionsresistenz sinnvoll. Im Vergleich zu Stiften aus goldhaltigen Legierungen sind Titanstifte zudem relativ preisgünstig. Vor allem in Fällen, in denen eine Wurzelspitzenresektion auf Höhe des Stiftes ansteht, bietet die gute Biokompatibilität des Titans optimale Voraussetzungen. Ästhetischer Nachteil des Titanstiftes ist seine dunkel durchschimmernde Farbe. Im Bereich der halbkonfektionierten Stifte mit Kompositaufbau lässt sich der Titanstift problemlos verarbeiten. Bei Stiftaufbauten mit einem hochgoldhaltigen Aufbau ist der Titanstift allerdings nicht angießbar und es muss ein sogenannter „geteilter Stiftaufbau“ hergestellt werden. Dabei wird der Aufbau im Labor separat gegossen. Bei der Eingliederung des geteilten Stiftaufbaus wird der mit Zement bestrichene Aufbau auf den Zahnstumpf aufgesetzt und der ebenfalls mit Zement bestrichene Titanstift durch den Aufbau hindurch in die Stiftbohrung eingebracht.

Edelmetall-Legierungen (Heraplat). Im Bereich der Stiftkernaufbauten mit metallischem Aufbau ist der hochgoldhaltige Stift das Mittel der Wahl, da er voll angussfähig ist. Hierzu liegen gute Daten zur Langzeitbewahrung vor (Fokkinga et al. 2007). Genereller ästhetischer Nachteil dieser Stiftkernaufbauten ist die fehlende Transluzenz und die dunkle Farbe.

Zirkonoxidkeramikstifte. Die Verwendung von Zirkonoxidkeramikstiften ist aufgrund ihrer sehr guten Biokompatibilität und der guten ästhetischen Eigenschaften vor allem im Frontzahnbereich von Vorteil. Auch dieses Material bietet bei einer notwendigen Wurzelspitzenresektion auf Höhe des Stiftes optimale biologische Voraussetzungen. Im Bereich der halbkonfektionierten Aufbauten mit Komposit lässt sich der Zirkonoxidkeramikstift problemlos verarbeiten. Bei Stiftaufbauten mit einem gepressten Aufbau zeigen Studien, dass die Anpresstechnik schlechtere Stabilitätswerte liefert als ein geteilter Stiftaufbau mit separatem vollkeramischem Aufbau (Jeong et al. 2002). In der Regel werden die Zirkonoxidkeramikstifte adhäsiv befestigt. Hierzu eignen sich besonders MDP-haltige Kompositkleber (Konditionierung und Vorgehen siehe Kap. 30.16 und 30.17). Die Überlebensraten von mit Zirkonoxidkeramikstiften versorgten Zähnen lagen nach 2–4 Jahren bei 100 % beim direkten Kompositaufbau bzw. zwischen 95 % (Paul und Werder 2004) und 100 % (Nothdurft und Pospiech 2006) beim glaskeramischen Aufbau. In der bisher einzigen klinischen Langzeitstudie mit an den Universitäten in Freiburg und Kiel eingegliederten Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik (Bateli et al. 2014) versagten nach durchschnittlich 12,5 Jahren Beobachtungszeit 9,4 % der Stifte. Werden andere Misserfolgsgründe (z. B. endodontische Misserfolge) hinzugerechnet, betrug die Überlebensrate der mit Zirkonoxidkeramikstiften versorgten Zähne nach 10 Jahren 81,3 %, was vergleichbar ist mit Zähnen, die mit Metallstiften und Kompositaufbau versorgt wurden (Fokkinga et al. 2007).

Glasfaserstifte. Diese Stifte werden aufgrund der guten ästhetischen Eigenschaften und der im Notfall möglichen Wiederentfernbarkeit vor allem im Frontzahnbereich häufig verwendet. Allerdings sind die Glasfaserstifte ausschließlich mit direkten Kompositaufbauten kombinierbar und es liegen deutlich höhere Misserfolgsraten in längerfristigen klinischen Studien vor, als sie für Metall- oder Zirkonoxidkeramikstifte publiziert wurden. In einer 10-Jahresstudie wurden drei unterschiedliche Glasfaserstifte adhäsiv befestigt und mit direkten Kompositaufbauten versorgt (Naumann et al. 2012). Die jährliche Versagensrate betrug 4,6 %, d. h. 46 % nach 10 Jahren. In einer randomisierten klinischen Studie mit selbstadhäsiver Befestigung der Wurzelstifte (Naumann et al. 2017) betrug die 10-Jahresüberlebensrate für Glasfaserstifte mit Kompositaufbau 58,7 % und für Titanstifte mit Kompositaufbau 74,2 % bei Zähnen mit zwei und weniger Dentinwänden, aber vorhandener vertikaler Wurzelumfassung (2 mm). Die Überlebensrate sank nach 8 Jahren drastisch. Auch eine Meta-Analyse zur Bewahrung von Glasfaser- und Metallwurzelstiften betätigt die Überlegenheit der Metallstifte (Figueiredo et al. 2015). Die errechnete 5-Jahresüberlebensrate betrug für Metallstifte 90 %, für Faserstifte nur 83,9 %. Die Rate an Wurzelfrakturen war vergleichbar, obwohl diese ja bei Glasfaserstiften eigentlich seltener auftreten sollten. Das schlechtere Abschneiden der Glasfaserstifte lässt sich zum Teil durch ihre starke Alterung bei Wasseraufnahme erklären. Nach abgeschlossener Wasseraufnahme in die Faserstifte, die im mit ca. 12 % feuchten Dentin langfristig stattfindet, sinkt die Festigkeit eines Glasfaserstiftes auf ungefähr die Hälfte seiner Ausgangsfestigkeit (Vichi

et al. 2008). Generell lassen sich die Daten eines Glasfaserstiftsystems aber nur bedingt auf andere Systeme übertragen, da die Bruchfestigkeit als auch die Struktur der einzelnen Glasfaserstifte von Hersteller zu Hersteller stark differieren (Seefeld et al. 2007). Aus diesem Grund empfehlen die Autoren Glasfaserstifte nur als eine Art Makrofüller in Fällen, in denen weitleumige Wurzelkanäle vorliegen, aber eigentlich kein Wurzelstift benötigt wird (3–4 Restwände). In diesen Fällen minimiert der Wurzelstift den Stress, der durch die Polymerisationsschrumpfung des Kompositaufbaumaterials entsteht, da der Stift das Volumen des auspolymerisierenden Kompositmaterials deutlich verringert. Bei größeren Zahnhartsubstanzdefekten ist es nach der heutigen Datenlage sinnvoll, Stiftsysteme aus Metall oder Zirkonoxidkeramik zu verwenden, deren Festigkeit deutlich höher ist und die wiederum durch Alterung deutlich weniger abnimmt.

9.2.7.2 Individueller Kompositstumpfaufbau mit Kompositpins

Modellierung eines individuell hergestellten Aufbaus aus plastischem Material (Komposit) mit kleinen Kompositpins (Zapfen), die zur besseren Verankerung des Aufbaus individuell in die leicht ausgeschachteten Wurzelkanäleingänge hineinragen.

Indikationen

- Aufbauten an wurzelbehandelten Zähnen mit stark reduziertem Parodont, die nach dem Prinzip von *Carnevale* (Carnevale et al. 1981, Di Febo et al. 1985) versorgt werden
- geplante Hemisektion, Prämolarsierung oder Trisektion
- Bei Molaren, da diese primär ein größeres Zahnvolumen und somit oftmals genügend Dentinmasse zur Verankerung eines plastischen Füllungsmaterials besitzen. Zudem bestehen bei Molaren häufig Schwierigkeiten, in die engen und gekrümmten Kanäle Stifte zu setzen.
- bei allen anderen Zähnen mit ausreichender Zahnhartsubstanzstärke (3–4 Pfeilerzahnwände sind noch vorhanden)

Kontraindikationen

- zu wenig Zahnhartsubstanz vorhanden
- insuffiziente Wurzelkanalfüllung

Vorteile

- geringer Zeitaufwand
- Es muss keine zusätzliche Zahnhartsubstanz entfernt werden, was wiederum zu einer weiteren Schwächung des Zahnes führen würde (z. B. für eine Stiftbohrung bzw. das Entfernen unter sich gehender Bereiche).

Nachteil

- geringere Retention als individuell gegossene oder halbkonfektionierte Aufbauten

Voraussetzung

- Die Ränder der späteren Rekonstruktion müssen zirkulär mindestens 1,5 mm im Dentin liegen.

Vorgehensweise

- Mit einer heißen Sonde, Reamern und passenden Rosenbohrern wird die Guttapercha im koronalen Anteil (2 bis 3 mm) aus dem Kanal entfernt.
- weiteres Vorgehen siehe Kap. 9.2.6

9.2.7.3 Halbkonfektionierte Stumpfaufbauten (konfektionierter Stift mit plastischem Aufbau)

Hierbei wird an einem konfektionierten Stift, der aus unterschiedlichen Materialien bestehen kann, ein plastischer Kompositaufbau modelliert. Dabei lassen sich unterschiedliche Stiftsysteme zur Verankerung im Wurzelkanal unterscheiden:

Zylindrische Stifte

- Vorteil: größere Retention im Wurzelkanal als konische Stifte
- Nachteile: Gefahr der Wurzelschwächung (hoher Substanzverlust im apikalen Bereich)
- Gefahr der Perforation
- Beispiel: Para-Post-System, Whaledent, D-Friedberg

Konische Stifte

- Vorteile: gute Passgenauigkeit, leicht anzupassen, geringe Wurzelschwächung
- Nachteile: geringere Retention als zylindrische Stifte, relativ hoher Substanzverlust im koronalen Wurzelbereich
- Beispiel: ER-Stiftsystem (=Hofmann-Stifte, Komet, Brasseler, D-Lemgo)

Zylindrisch-konische Stifte

- Vorteile: die anatomische Form (apikal konisch, koronal parallel) des Wurzelkanals weitgehend nachahmend, gute Retention im Wurzelkanal
- Nachteil: geringere Retention als Schraubensysteme
- Beispiel: Dentsply Core & Post System CTS (Dentsply DeTrey, D-Konstanz)

Schraubensysteme (heute nicht mehr empfohlen)

- Vorteil: erhöhte Retention gegenüber Stiften
- Nachteile: Auftreten von Spannungen bis hin zu Spannungsrissen beim Eindrehen der Schraube, erhöhte Gefahr einer Wurzelfraktur, Gefahr der Perforation. Diese Nachteile werden in einer randomisierten klinischen Studie, in der die Überlebensrate eines Schraubensystems mit nur 50 % nach 5 Jahren signifikant schlechter war als die eines zylindrischen/konischen Stiftsystems, bestätigt (Schmitter et al. 2011).
- Beispiel: Endofix plus (=Wirz-Schraube; Atec Dental, D-Ebringen); RadixAnker (Maillefer, CH-Ballaigues; Vertrieb in Deutschland: Dentsply Sirona, D-Bensheim)

Aufgrund der Vor- und Nachteile der verschiedenen Systeme empfehlen die Autoren die Verwendung von konischen Stiften. Folgende Legierungen werden bei den vorgestellten Stift- bzw. Schraubensystemen verwendet:

- Titanlegierungen/Reintitan
- Edelmetall-Legierungen
 - Heraplat (Gold-Platin) (voll angussfähig) (Massenanteile: Gold 61 %, Platin 23,8 %, Palladium 15 %, Rhodium 0,2 %)
 - ELD (Silber-Palladium) (bedingt angussfähig) (Massenanteile: Silber 52,5 %, Palladium 35 %, Platin 5 %, Kupfer 7 %, Zink 0,5 %). An ELD-Stifte kön-

nen Edelmetall-Legierungen mit einem Liquiduspunkt unter 1000 °C angegossen werden. Für höherschmelzende Legierungen muss ein Heraplat-Stift verwendet werden.

- Zirkonoxidkeramikstifte
 - Cerapost (Komet, Brasseler, D-Lemgo)
- Glasfaserstifte

Von den aufgeführten Legierungen haben sich unter werkstoffkundlichen, biologischen, ästhetischen und klinischen Überlegungen vor allem die folgenden Materialien für unterschiedliche Indikationen durchgesetzt:

- Titanlegierungen/Reintitan
- Edelmetall-Legierungen (Heraplat)
- Zirkonoxidkeramikstifte
- Glasfaserstifte

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass ein konisches Stiftsystem, welches mit einem Bohrer alle 4 oben genannten Stiftmaterialien verarbeiten kann, ein sehr vielseitiges System darstellt. Diese Möglichkeit ergibt sich mit dem ER-Stiftsystem (Komet, Brasseler, D-Lemgo). Insgesamt bietet dieses System vier Stiftgrößen, die von ISO 50 (Größe 1), ISO 70 (Größe 2), ISO 90 (Größe 3) bis zu ISO 110 (Größe 4) reichen. Aufgrund der geringen Stabilität wird die Größe 1 nur im Ausnahmefall empfohlen. Im Folgenden werden an diesem Stiftsystem die klinischen Arbeitsschritte eines konfektionierten Stifts mit plastischen Aufbauten beispielhaft dargestellt (Stiftgröße 2).

Voraussetzung

Suffiziente Wurzelkanalfüllung unter Kofferdam

- Wurzelkanalfüllung ca. 0,5–2 mm vor den röntgenologischen Apex
- konische Aufbereitung bis Größe 45 bis 60
- Wurzelfüllung (z. B. mit Guttapercha und AH Plus)
- Setzen des Stifts frühestens 8 h nach der Wurzelfüllung (entspricht der Abbindezeit von AH Plus)
- Bei oberen Molaren sollte der Stift in die palatinale Wurzel (größter Wurzelkanal, geringste Krümmung), bei unteren Molaren in die distale Wurzel (geringste Krümmung) gesetzt werden.

Materialien

K-Feilen Größe 30 und 60, Largo II-Bohrer (Maillefer, CH-Ballaigues; Vertrieb in Deutschland: Dentsply Sirona, D-Bensheim) (Abb. 9-12), Hofmann-Bohrer (Komet, Brasseler, D-Lemgo) Größe II (Abb. 9-13), Alkoholspülung (70%iges Isopropanol), bei Kompositstumpfaufbau: Titan-Stift Größe 2, bei gegossenem Stiftkernaufbau: Heraplat-Stift Größe 2 und Pattern Resin (GC, J-Tokio).

Vorgehen

Bei den folgenden Arbeitsschritten 1–6 wird kein Kofferdam angelegt, da sonst der Verlauf der Zahnwurzel schlechter abschätzbar ist und man so leichter die Orientierung für die optimale Richtung bei der Stiftbohrung verlieren kann.

1. Oberen Anteil der Guttapercha mit heißer Sonde erweichen (Abb. 9-14)
2. Festlegen der definitiven Länge des Stifts, wobei rund 3–5 mm Wurzelkanalfüllung apikal verbleiben sollen; mit Feile (Größe 30) Guttapercha aus dem Kanal entfernen



Abb. 9-12 Largo-Bohrer.

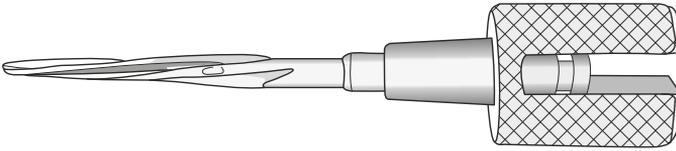
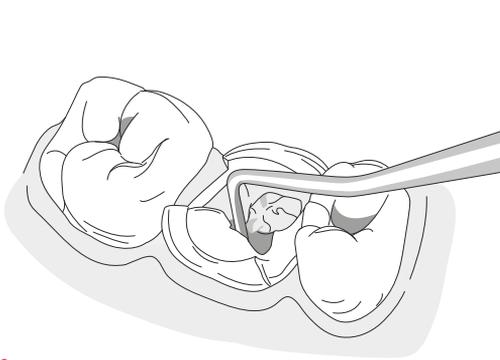
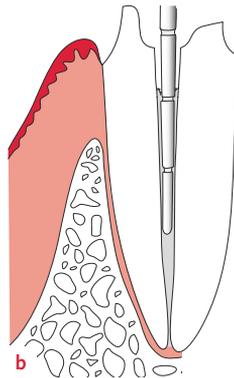


Abb. 9-13 Hofmann-Bohrer im Thomas-Schlüssel.



a

Abb. 9-14 Eine heiße Sonde wird zur Entfernung des oberen Anteils der Guttapercha in den wurzelgefüllten Kanal eingeführt. a Ansicht von okklusal; b Ansicht im Schnitt von der Seite.



b

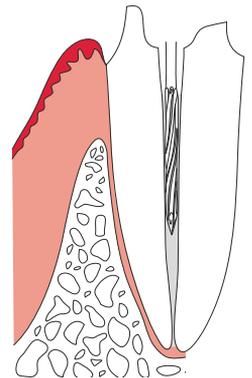
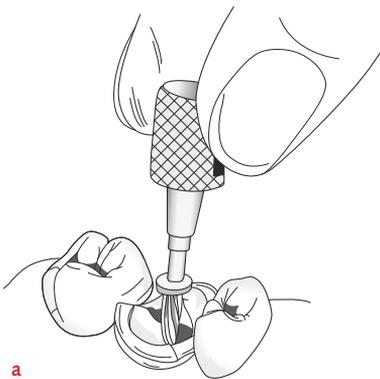
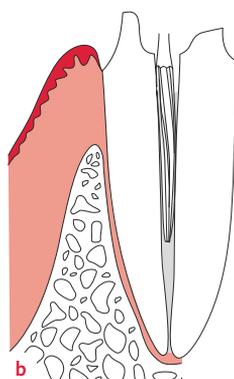


Abb. 9-15 Erweiterung des Kanallumens mit einem Largo-Bohrer der Größe 2.



a

Abb. 9-16 Erweiterung des Kanallumens mit einem Hofmann-Bohrer der Größe 2 (ISO 70). a Ansicht von okklusal; b Ansicht im Schnitt von der Seite.



b

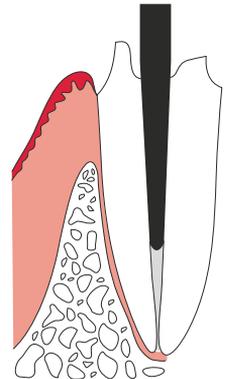


Abb. 9-17 Der Stift soll im Kanal ohne Spiel sitzen.

3. Anschließend mit 70%igem Isopropanol spülen
4. Weiteres Entfernen von Guttapercha mit Feile (Größe 60)
5. Erweitern des Kanals bis zur gewünschten Länge mit Largo-Bohrer Größe 2 (Abb. 9-15); der Stift soll in seiner Länge zumindest der späteren Kronenhöhe entsprechen.
6. Erweitern des Kanals mit Hofmann-Bohrer Größe 2 (ISO-Größe 70) (Abb. 9-16)
7. Stift in Kanal einbringen; er sollte ohne Spiel sitzen (Abb. 9-17)

8. Kontrollröntgenbild
9. eventuell Längenkorrektur
10. Kürzen des Retentionsteils
11. Abstrahlen des gesamten Wurzelstiftes mit $50\ \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ -Partikeln bei 2,5 bar Druck
12. Kofferdam anlegen
13. Aufrauen der Dentinwände im Wurzelkanal mit diamantierten formkongruenten Handinstrumenten; dadurch erzielt man eine deutlich erhöhte Retention des Wurzelstiftes auch nach adhäsiver Befestigung (Balbosh et al. 2005).
14. Spülung mit 70%igem Isopropanol, anschließend Trocknung mit Papierspitzen
15. Ätzung des Wurzelkanals mit 33–37%iger Phosphorsäure für 10–15 Sekunden, Spülung mit Wasser, gefolgt von Spülung mit 70%igem Isopropanol, anschließend Trocknung mit Papierspitzen
16. Applikation eines autopolymerisierenden Dentinadhäsivs (Clearfil New Bond, Kuraray) in den Wurzelkanal, Überschuss mit Papierspitzen absaugen
17. Einkleben des Wurzelstiftes mit einem autopolymerisierenden Kompositkleber mit haftfähigem Phosphatmonomer (Panavia 21, Kuraray); dazu Stift dünn mit Kleber einstreichen und dann mit langsam ansteigendem Druck einsetzen. Alternativ können auch ein selbstätzender Dentinprimer zusammen mit einem dualpolymerisierenden Kleber verwendet werden (z. B. Panavia V5 mit dem Tooth Primer für das Dentin und dem Clearfil Ceramic Primer Plus für den Wurzelstift, alles Kuraray).
18. Überschüssigen Kleber als Haftvermittler mit Einmalpinsel über den aus dem Kanal herausragenden Stiftanteil verteilen und plastischen Kompositstumpfaufbau (z. B. Clearfil Core) modellieren. Als Formhilfe für den Aufbau kann ein Matrizensystem verwendet werden.

9.2.7.4 Halbkonfektionierte Aufbauten (konfektionierte Stift mit angegossenem Aufbau)

Die Herstellung eines Stiftaufbaus mit gegossenem Aufbau ist entweder über eine direkte Modellation des Aufbaus im Mund bzw. indirekt über eine Modellation des Aufbaus im Labor möglich. Im Folgenden werden beide Methoden beschrieben.

Vorgehen

Punkte 1–9 siehe Kap. 9.2.7.3.

10. Zirkuläre Pfeilerpräparation, um abzuschätzen, welche Dentinwände noch gekürzt werden müssen. Eine Dentinwandstärke von mindestens 1 mm sollte vorhanden sein.
11. Kürzen zu dünner Dentinwände, damit ein möglichst ebenes Plateau mit einer Dentinwandstärke von mindestens 1 mm geschaffen wird. Anschließend das Plateau finieren (ergibt später einen besseren Randschluss).
12. Präparation eines kleinen Kanalinlays (Rotationsschutz), Ausmaß und Form der Präparation richtet sich nach der noch vorhandenen Zahnhartsubstanz.

Modellation des Aufbaus im Mund

13. Kürzen des angussfähigen Heraplat-Stifts mit einer Kneifzange außerhalb des Mundes und Abrunden der dabei entstehenden scharfen Kanten. Die Kürzung sollte so erfolgen, dass der Stift nach der Präparation okklusale und zirkulär von Modellierkunststoff komplett gefasst ist (Abb. 9-18).

14. Wiedereinsetzen des Stifts in den Wurzelkanal.
15. Isolieren des Stumpfs mit Vaseline.
16. Applikation von ausbrennfähigem Modellierkunststoff in das Kanalinlay unter Anwendung der Pinseltechnik: Die Spitze eines auf einem Plastikaufsatz befindlichen Einmalpinsels wird zunächst in einen Gumminapf mit Monomer getaucht und anschließend in einen Napf mit Polymer (Pattern Resin, GC, J-Tokio). Auf diese Weise bildet sich am Pinselende ein Kunststofftropfen. Mit diesem wird zunächst nur das Kanalinlay aufgefüllt. Nach Erhärten des Kunststoffs wird der Stift entfernt.
17. Wenn der Stift mitsamt dem Kanalinlay entfernbar ist und das Kanalinlay mit Kunststoff ausgeflossen ist, wird der Stift wieder zurück in Position gebracht, und es erfolgt der weitere Aufbau des Zahns (Pinseltechnik).
18. Präparation des Aufbaus. Dabei darf zwischen Zahnhartsubstanz und Kunststoff kein Spalt zu tasten sein. Mit der Präparation sollte es gelungen sein, den zukünftigen Stiftkernaufbau zirkulär mindestens 1,5 mm zu fassen, um einen ausreichenden Fassreifeneffekt („Ferrule Design“) zu erzielen (*Libman und Nicholls 1995, Naumann et al. 2018*).
19. Einbetten, gießen, ausbetten, ausarbeiten.
20. Überprüfung der Passgenauigkeit des Stiftkernaufbaus im Mund (Fit-Checker, GC, J-Tokio) und gegebenenfalls Vornahme von Korrekturen.
21. Aufräuen der Dentinwände im Wurzelkanal mit diamantierten formkongruenten Handinstrumenten. Dadurch erzielt man eine deutlich erhöhte Retention des Stiffaufbaus nach Zementierung (*Balbosh et al. 2005*).
- 22a. Zementieren des Stiftkernaufbaus mit Phosphatzement (schnellhärtend) bzw. Glasionomerzement (z. B. Ketac Cem, 3M, D-Seefeld):
 - Spülung des Kanals mit Wasser, gefolgt von 70%igem Isopropanol, anschließend Trocknung mit Papierspitzen. Bei Verwendung von Glasionomerzement verbessert die vorgängige Ätzung des Wurzelkanals mit Polyacrylsäure (z. B. Flüssigkeit von Durelon-Zement) dessen Halt erheblich (*Tay et al. 2001*). Sie sollte bei Anwendung von Glasionomerzement vor der Wasserspülung durchgeführt werden.
 - Zur besseren Retention Heraplat-Stift und gegossenes Kanalinlay des Aufbaus mit Aluminiumoxid (50 µm) bei 2 bar abstrahlen. Aufbau mit Alkohol reinigen.
 - Zement wird mit einem Lentulo in den Kanal einrotiert. Stift und Inlay ebenfalls dünn mit Zement einstreichen und Aufbau mit langsam ansteigendem Druck einsetzen.
- 22b. Zementieren des Stiftkernaufbaus mit Zementierungs-Kompositen unter Kofferdam (z. B. Panavia 21, Kuraray):
 - Silikatisieren und Silanisieren des Stifts inklusive Kanalinlays oder alternativ Abstrahlen mit Aluminiumoxid (50 µm) und Applikation eines Universalprimers (z. B. Monobond Plus, Ivoclar Vivadent oder Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray).
 - Ätzung des Wurzelkanals mit 33–37%iger Phosphorsäure für 10–15 Sekunden, Spülung mit Wasser, gefolgt von 70%igem Isopropanol, anschließend Trocknung mit Papierspitzen.
 - Applikation eines autopolymerisierenden Dentinadhäsivs (Clearfil New Bond, Kuraray) in den Wurzelkanal, Überschuss mit Papierspitzen absaugen.
 - Einkleben des Wurzelstiftes mit einem autopolymerisierenden Kompositkleber mit haftfähigem Monomer (Panavia 21, Kuraray). Dazu Stift und

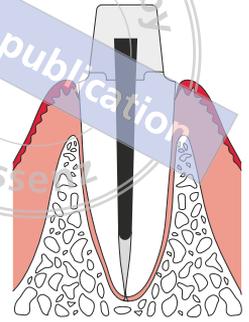


Abb. 9-18 Stiftkernaufbau in Kunststoff, Ansicht im Schnitt von der Seite.

- Inlay dünn mit Zement einstreichen und Aufbau mit langsam ansteigendem Druck einsetzen.
23. Röntgen-Kontrolle.

Modellation des Aufbaus indirekt im Labor

Nach erfolgter Passbohrung zur Aufnahme des Stiftes und zirkulärer Pfeilerpräparation inklusive Kanalinlay (Punkte 1–12 siehe Kap. 9.2.7.3 und „Modellation des Aufbaus im Mund“ in Kap. 9.2.7.4) wird vor der Abformung ein vorgefertigter Stift in das Kanallumen gesetzt. Damit der Stift in der Abformung verbleibt, werden im okklusalen Bereich mit einer Trennscheibe oder einem Seitenschneider Unterschnitte (Retentionskerben) eingebracht. Fakultativ kann man zur Verankerung des Stifts in der Abformung unter sich gehende Bereiche schaffen, indem man am okklusalen Ende des Stifts einen Kunststoffkopf befestigt (Pattern Resin, GC). Die Abformung erfolgt mit Hilfe eines Abformlöffels bzw. Minitray und einem Polyether-Material (z. B. Impregum). Gegebenenfalls kann es sinnvoll sein, den Gegenkiefer ebenfalls abzuformen (Alginat).

Vor Ausgießen der Abformung mit Superhartgips wird der Stift mit Vaseline isoliert, damit er problemlos vom Gipsmodell entfernt werden kann. Anschließend wird der Stift auf die entsprechende okklusale Höhe gekürzt. Nach Isolieren des Modells erfolgt die Gestaltung des Aufbaus mit Wachs oder mit ausbrennbarem Kunststoff. Durch den Gießvorgang entsteht eine feste Verbindung zwischen Stift und gegossenem Aufbau. Die Passung muss auf dem Modell überprüft und der Aufbau gegebenenfalls angepasst werden.

Das weitere Vorgehen entspricht dem bei halbkonfektionierten Aufbauten (Punkte 20–23 in „Modellation des Aufbaus im Mund“ in Kap. 9.2.7.4).

Herstellung eines geteilten Stiftkernaufbaus

Sowohl bei der intraoralen Modellation als auch bei der Modellation im Labor können geteilte Stiftkernaufbauten hergestellt werden, indem vor der Modellation des Aufbaus mit Kunststoff der konische Wurzelstift leicht mit Vaseline isoliert wird und der Stift dann nach der Modellation des Kunststoffaufbaus entfernt wird. So lässt sich der Aufbau getrennt vom Stift herstellen (z. B. in Metall gießen, in Lithiumdisilikatkeramik pressen oder in Zirkonoxidkeramik mittels CAD/CAM-Technik fräsen). Bei dem Einsetzen des geteilten Stiftkernaufbaus wird dann zuerst der mit Zement beschickte Aufbau eingesetzt und direkt danach der mit Zement beschickte konische Wurzelstift nachgeschoben. Alles Übrige folgt dem zuvor beschriebenen Vorgehen. Geteilte Stiftkernaufbauten kommen vor allem bei der gewünschten Verwendung nichtangussfähiger Titan- oder Zirkonoxidkeramik-Wurzelstifte (z. B. bei einer später ggf. notwendigen Wurzelspitzenresektion wegen der guten Biokompatibilität dieser Materialien) oder bei Verwendung mehrerer Wurzelstifte mit divergierenden Achsen in Molaren zur Anwendung (z. B. wenn keine Restwände verblieben sind).

9.2.7.5 Individuell hergestellte Stiftkernaufbauten aus Metall oder Keramik (Stift und Aufbau in einem Stück hergestellt)

Die Indikation für die individuelle Herstellung eines kompletten Stiftkernaufbaus aus Metall (Stift und Aufbau in einem Stück gegossen) oder Zirkonoxidkeramik (Stift und Aufbau in einem Stück mittels CAD/CAM-Technik hergestellt) sind Zähne mit hohem Hartsubstanzverlust und mit überdurchschnittlich großem Wurzelkanal (Frontzähne, Prämolaren), bei denen mit konfektionierten Stiften keine Retention im Kanalbereich erreicht werden kann.

Kontraindikationen

- insuffiziente Wurzelkanalfüllung
- halbkonfektionierte Aufbauten möglich

Vorteile

- bei Herstellung hohe Stabilität
- individuelle Gestaltung bis hin zur Stellungskorrektur möglich

Nachteile

- anspruchsvolle Herstellung
- Lunkerbildung beim Gießen möglich (→ erhöhte Bruchgefahr)

Empfohlene Materialien

- hochgoldhaltige Legierung (z. B. Degulor M, Degudent, D-Hanau)
- CoCr-Legierung (z. B. Wirobond C, Bego, D-Bremen)
- Reintitan (CAD/CAM-Herstellung)
- Zirkonoxidkeramik (CAD/CAM-Herstellung)

Modellation des individuell hergestellten Aufbaus im Mund

Nach Vorbereitung des Kanallumens und Präparation des Zahnes werden Stumpf und Kanal isoliert. Dünnschmelzender Kunststoff wird in das Kanallumen gebracht; anschließend erfolgt mit demselben Material die Modellation des Aufbaus.

Modellation des individuell hergestellten Aufbaus indirekt im Labor

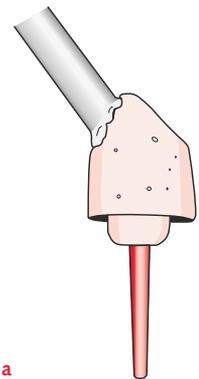
Nach Vorbereitung des Kanallumens und Präparation des Zahns wird vor der Abformung ein vorgefertigter Plastikstift in das Kanallumen gesetzt. Damit der Stift in der Abformung verbleibt, werden im okklusalen Bereich mit einer Trennscheibe Unterschnitte (Retentionskerben) eingebracht. Fakultativ kann man zwecks Verankerung des Stifts in der Abformung untersichgehende Bereiche dadurch schaffen, dass man am okklusalen Ende des Stifts einen Kunststoffkopf befestigt. Vor Ausgießen der Abformung mit Superhartgips wird der Stift mit Vaseline isoliert, damit eine problemlose Entfernung vom Gipsmodell möglich ist. Anschließend wird er auf die entsprechende okklusale Höhe gekürzt. Die nach Isolieren des Modells erfolgende Gestaltung des Aufbaus erfolgt mit Wachs.

9.2.7.6 Überlegungen zum labortechnischen Vorgehen bei der Herstellung von metallischen Stiftkernaufbauten

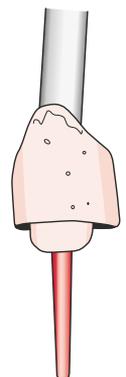
Der Kunststoffaufbau wird durch Einbetten und Gießen in eine entsprechende Legierung umgesetzt. Die folgenden Aussagen beziehen sich auf einen hochgoldhaltigen Legierungstyp (z. B. Degulor M, Degudent, D-Hanau; Massenanteile: Gold 70 %, Silber 13,5 %, Kupfer 8,8 %, Platin 4,4 %) und einen angussfähigen Wurzelstift aus einer Silber-Palladium- bzw. Gold-Platin-Legierung (ELD- bzw. Heraplat-Stift).

Der Gusskanal sollte so angewachst werden, dass sich nach seinem Abtrennen die äußere Kontur des Aufbaus verfolgen und der Kanalrest günstig am Aufbau verschleifen lässt (Abb. 9-19a und b).

Für die Auswahl des Durchmessers der Gusskanäle ist die Objektgröße (und der Typ der zu vergießenden Legierung) zu berücksichtigen. Der Durchmesser des Gusskanals sollte die gleiche Größe wie das Objekt aufweisen oder bis ca. 0,5 mm kleiner sein. Ein durchschnittlicher Gusskanaldurchmesser beträgt



a



b

Abb. 9-19 Anstiften eines Stiftkernaufbaus. **a** richtig; **b** falsch.

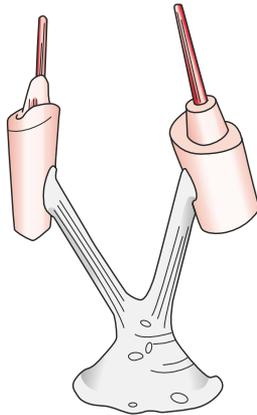


Abb. 9-20 Zwei Stiftkernaufbauten nach dem Guss in einer Goldlegierung.

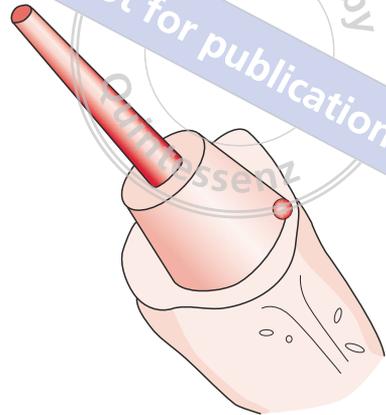


Abb. 9-21 Stiftkernaufbau in der Ansicht von schräg unten mit Gussperle.

2,0 oder 2,5 mm. Er sollte aber nie 3 mm überschreiten, auch nicht bei besonders massiven Aufbauten (z. B. für den Molarenbereich). Als Einbettmasse ist eine feinkörnige Masse zu bevorzugen. Diese ist in der Lage, alle Feinstrukturen genau zu reproduzieren. Hier bietet sich die Verwendung einer silikat- oder phosphatgebunden Einbettmasse an. Der Gehalt an Graphit in der Einbettmasse sorgt für eine zusätzliche Reduktion der durch den Gussvorgang zustande kommenden Oberflächenoxidation.

Neben dem Durchmesser des Gusskanals muss auch die Vorwärmtemperatur der Objektgröße angepasst werden. Bei der Wahl der Vorwärmtemperatur sind zwei Überlegungen zu berücksichtigen:

- Der anzugießende Stift wirkt als „Kühlrippe“ für die flüssige Schmelze. Die gießbereite Legierung kann daher beim Einschießen in die Muffel u. U. zu früh erstarren. Nicht ausgeflossene Bereiche wären das Ergebnis.
- Ist das Kunststoffobjekt sehr massiv, heizt sich die Muffel beim Einschießen der großen Menge heißer Schmelze noch stärker auf. Dadurch kann es zu einer Überhitzung der Schmelze kommen; Porositäten wären die Folge.

Als Faustregel gilt:

- Objekte mit normaler Größe (Stift plus Ummantelung von 0,5 bis 1 mm Kunststoffstärke): Standardvorwärmtemperatur
- besonders feine Objekte (Stift mit einer Kunststoffummantelung von weniger als 0,5 mm Stärke): Standardvorwärmtemperatur plus 50 °C
- besonders massive Objekte (Kunststoffstärke über 1 mm Dicke): Standardvorwärmtemperatur minus 100 °C

Beim Ausbetten ist darauf zu achten, dass der Stift nicht durch Schlagen mit dem Hammer auf den Gusskegel verbogen wird und die Ränder durch aggressives Abstrahlen nicht beschädigt werden. Nach dem vollständigen Entfernen der Einbettmasse, was chemisch im Ultraschallbad erfolgen kann (Abb. 9-20), werden Gussperlen (Abb. 9-21) an der Innenseite des Aufbaus mit Hilfe eines Stereomikroskops vorsichtig entfernt. Dies geschieht mit geeigneten Rosen- bzw. Kegel-

bohrern der kleinsten Größe. Der Stift und die angegossene Innenseite (nicht die Ränder) werden vor dem Zementieren mit Aluminiumoxid (50 µm Korngröße; 2 bar Druck) angeraut, um die Zementretention zu erhöhen.

Literatur

- Albrecht L.J., Baumgartner J.C., Marshall J.G.: Evaluation of apical debris removal using various sizes and tapers of ProFile GT files. *J Endod* 2004;30:425-428.
- Apfel M., Hülsmann M.: Probleme der Wurzelkanalfüllung. In: Hülsmann M., Schäfer M. (Hrsg.): Probleme in der Endodontie. Prävention, Identifikation und Management. Quintessenz, Berlin 2007:323-363.
- Balbash A., Ludwig K., Kern M.: Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;94:227-233.
- Bateli M., Kern M., Wolkewitz M., Strub J.R., Att W.: A retrospective evaluation of teeth restored with zirconia ceramic posts: 10-year results. *Clin Oral Investig* 2014;18:1181-1187.
- Bjørndal L., Simon S., Tomson P.L., Duncan H.F.: Management of deep caries and the exposed pulp. *Int Endod J* 2019;52:949-973.
- Brandt P., Sonntag D.: Aktivierung von Spüllösungen. Eine Literaturübersicht. *Endodontie* 2016;25:7-19.
- Carnevale G., di Febo G., Trebbi L.: A patient presentation: planning a difficult case. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1981;1(6):51-63.
- Deppe H., Wolff K.-D., Pistner H.: S2k-Leitlinie Zahnsanierung vor Herzklappenersatz (Registernummer 007-096). AWMF (Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften) 2017. Online abrufbar unter: <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/007-096.html>.
- Di Febo G., Carnevale G., Sterrantino S.F.: Treatment of a case of advanced periodontitis: Clinical procedures utilizing the combined preparation technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1985;5(1):53-62.
- Edelhoff D., Heidemann D., Kern M., Weigl P.: Aufbau endodontisch behandelter Zähne. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, DGZPW und DGZ. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003;58:109-201.
- European Society of Endodontology: Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J* 2006;39:921-930.
- European Society of Endodontology developed by Duncan H.F., Galler K.M., Tomson P.L., Simon S., El-Karim I., Kundzina R., Krastl G., Dammaschke T., Fransson H., Markvart M., Zehnder M., Bjørndal L.: European Society of Endodontology position statement: Management of deep caries and the exposed pulp. *Int Endod J* 2019;52:923-934.
- Farzaneh M., Abitbol S., Friedman S.: Treatment outcome in endodontics: the Toronto study. Phases I and II: Orthograde retreatment. *J Endod* 2004;30:627-633.
- Figueiredo F.E., Martins-Filho P.R., Faria E.S.A.L.: Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod* 2015;41:309-316.
- Fokkinga W.A., Kreulen C.M., Bronkhorst E.M., Creugers N.H.: Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent* 2007;35:778-786.
- Frankenberger R., Krech M., Krämer N., Braun A., Roggendorf M.: Universaladhäsive: Sind Mehrflaschen-Bondingsysteme heute schon „out“? *Quintessenz* 2015;66:1261-1267.
- Gemeinsamer Bundesausschuss: Richtlinie zur systematischen Behandlung von Parodontitis und anderer Parodontalerkrankungen (PAR-Richtlinie): Erstfassung 2021. <https://www.g-ba.de/beschluesse/4623/>.
- Gorni F.G., Gagliani M.M.: The outcome of endodontic retreatment: a 2-yr follow-up. *J Endod* 2004;30:1-4.
- Grötz K.A., Kreusch T.: Zahnärztliche Betreuung von Patienten unter/nach Bisphosphonat-

- medikation. Gemeinsame wissenschaftliche Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK), der Arbeitsgemeinschaft (AG) Kieferchirurgie und der Deutschen Gesellschaft für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie (DGMKG). Dtsch Zahnärztl Z 2006;60:510-513.
- Heidemann D., Hülsmann M., Petschelt A., Raab W., Schäfer E., Weiger R.: Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung. Endodontie 2006;15:51-56.
- Heitz-Mayfield L.J., Trombelli L., Heitz F., Needleman I., Moles D.: A systematic review of the effect of surgical debridement vs non-surgical debridement for the treatment of chronic periodontitis. J Clin Periodontol 2002;29:92-102.
- Hellwig E., Klimek J., Attin T.: Wurzelkanalfüllung. In: Hellwig E., Klimek J., Attin T. (Hrsg.): Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 2009. 398-409.
- Hülsmann M.: Eine vergleichende Bewertung aktueller Studien zur Erfolgsquote endodontischer Behandlungen. Endodontie 2005;14:231-250.
- Hülsmann M., Petschelt A., Raab W., Schäfer E., Weiger R.: Good clinical practice: Die Wurzelkanalbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 2005;60.
- Hülsmann M., Rödiger T.: Probleme der Desinfektion des Wurzelkanalsystems. In: Hülsmann M., Schäfer M. (Hrsg.): Probleme in der Endodontie. Prävention, Identifikation und Management. Quintessenz, Berlin 2007:281-322.
- Hülsmann M., Schäfer E.: Probleme bei der Wurzelkanalpräparation. In: Hülsmann M., Schäfer M. (Hrsg.): Probleme in der Endodontie. Prävention, Identifikation und Management. Quintessenz, Berlin 2007:235-279.
- Jeong S.-M., Ludwig K., Kern M.: Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. Int J Prosthodont 2002;15:154-158.
- Jockel-Schneider Y., Pretz B., Ehmke B., Schlagenhaut U.: S3-Leitlinie Adjuvante systemische Antibiotikagabe bei subgingivaler Instrumentierung im Rahmen der systematischen Parodontitistherapie (Registernummer 083-029). AWMF (Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften) 2018.
- Kebschull M., Jepsen S., Kocher T., Sälzer S., Arweiler N., Dörfer C., Eickholz P., Jentsch H., Dannewitz B.: S3-Leitlinie Die Behandlung von Parodontitis Stadium I bis III. Die deutsche Implementierung der S3-Leitlinie „Treatment of Stage I-III Periodontitis“ der European Federation of Periodontology (EFP) (Registernummer 083-043). AWMF (Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften) 2021. Online abrufbar unter: <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/083-043.html>.
- Knowles S.W., Burgett F.G., Niselle R.R., Shick R.A., Morrison E.C., Ramfjord S.P.: Results of periodontal treatment related to pocket depth and attachment level. Eight years. J Periodontol 1979;50:225-233.
- Krüger E.: Operationslehre für Zahnärzte. 8. Aufl. Quintessenz, Berlin 1993.
- Lang N.P.: Checkliste zahnärztliche Behandlungsplanung. 3. Aufl. Thieme, Stuttgart 1988: 382-414.
- Langeland K., Rodrigues H., Dowden W.: Periodontal disease, bacteria, and pulpal histopathology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1974;37:257-270.
- Libman W.J., Nicholls J.I.: Loaded fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. Int J Prosthodont 1995;8:155-161.
- Molander A., Warfvinge J., Reit C., Kvist T.: Clinical and radiographic evaluation of one- and two-visit endodontic treatment of asymptomatic necrotic teeth with apical periodontitis: a randomized clinical trial. J Endod 2007;33:1145-1148.
- Naumann M.: Wann Wurzelstifte indiziert sind. Klassifikation und Therapiekonzept. Quintessenz 2003;54:931-938.
- Naumann M., Koelpin M., Beuer F., Meyer-Lueckel H.: 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. J Endod 2012;38:432-435.
- Naumann M., Schmitter M., Frankenberger R., Krastl G.: „Ferrule comes first. post is second!“ fake news and alternative facts? A systematic review. J Endod 2018;44:212-219.
- Nothdurft F.P., Pospiech P.R.: Clinical evaluation of pulpless teeth restored with conventionally cemented zirconia posts: a pilot study. J Prosthet Dent 2006;95:311-314.
- Ørstavik D.: Time-course and risk analyses of the development and healing of chronic apical

- periodontitis in man. *Int Endod J* 1996;29:150-155.
- Owatz C.B., Khan A.A., Schindler W.G., Schwartz S.A., Keiser K., Hargreaves K.M.: The incidence of mechanical allodynia in patients with irreversible pulpitis. *J Endod* 2007;33:552-556.
- Paul S.J., Werder P.: Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass-ceramic cores in endodontically treated teeth: a 4-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2004;17:524-528.
- Rateitschak K.H., Rateitschak-Plüss E.M., Wolf H.F.: *Parodontologie. Farbatlanten der Zahnmedizin*, Band 1. 3. Aufl. Thieme, Stuttgart 2004.
- Rödig T., Hülsmann M., Nordmeyer S., Drebenstedt S.: *Grundlagen moderner Endodontie*. Spitta Verlag 2009.
- Schäfer M., Bürklein S., Schäfer W.: Einfluss von Nickel-Titan-Instrumenten auf die Prognose der Wurzelbehandlung. Eine Literaturübersicht. *Endodontie* 2019;28:219-226.
- Schirmeister J. F.: Die Möglichkeiten der maschinellen Wurzelkanalaufbereitung. *Zahnärzteblatt Baden-Württemberg* 2006;10:45-50.
- Schmitter M., Hamadi K., Rammelsberg P.: Survival of two post systems--five-year results of a randomized clinical trial. *Quintessence Int* 2011;42:843-850.
- Schulze R.: S2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie (Registernummer 083-005). AWMF (Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften) 2013, online abrufbar unter: <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/083-005.html>.
- Schwenzer N., Ehrenfeld M. (Hrsg.): *Zahnärztliche Chirurgie. Zahn-Mund-Kieferheilkunde*. Band 3. 4., vollständig überarbeitete und erweiterte Aufl. Thieme, Stuttgart 2009.
- Seefeld F., Wenz H.J., Ludwig K., Kern M.: Resistance to fracture and structural characteristics of different fiber reinforced post systems. *Dent Mater* 2007;23:265-271.
- Simons K., Wolfart S., Kern M.: Klinische (Kurzzeit-)Erfahrungen mit Kompositstumpfaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54:715-717.
- Siqueira J.F., Jr., Rocas I.N., Ricucci D., Hülsmann M.: Causes and management of post-treatment apical periodontitis. *Br Dent J* 2014;216:305-312.
- Sugaya T., Kawanami M., Kato H.: Effects of debridement with an ultrasonic furcation tip in degree II furcation involvement of mandibular molars. *J Int Acad Periodontol* 2002;4:138-142.
- Tay F.R., Smales R.J., Ngo H., Wei S.H., Pashley D.H.: Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. *J Adhes Dent* 2001;3:153-167.
- Tunkel J., Heinecke A., Flemmig T.F.: A systematic review of efficacy of machine-driven and manual subgingival debridement in the treatment of chronic periodontitis. *J Clin Periodontol* 2002;29 Suppl 3:72-81.
- Vichi A., Vano M., Ferrari M.: The effect of different storage conditions and duration on the fracture strength of three types of translucent fiber posts. *Dent Mater* 2008;24:832-838.
- Wegner S., Wolfart S., Kern M.: In vivo study of the marginal integrity of composite resin buildups after full crown preparation. *J Adhes Dent* 2004;6:151-155.

Curriculum

Prothetik

Band II

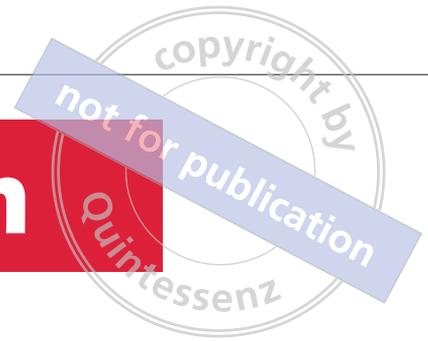
- Artikulatoren
- Ästhetik
- Werkstoffkunde
- Festsitzende Prothetik

M. Kern,
S. Wolfart
G. Heydecke
S. Witkowski
J. C. Türp
J. R. Strub

5., überarbeitete und erweiterte Auflage

 QUINTESSENCE PUBLISHING

Berlin | Chicago | Tokio
Barcelona | London | Mailand | Mexiko Stadt | Moskau | Paris | Prag | Seoul | Warschau
Istanbul | Peking | Sao Paulo | Zagreb



19 Abformung

Jens Fischer, Matthias Kern



Für die Planung und Herstellung des Zahnersatzes sind Arbeitsunterlagen in Form von Modellen notwendig, die die Situation in der Mundhöhle möglichst genau wiedergeben. Zu diesem Zweck muss eine Abformung der Situation in der Mundhöhle erfolgen.

Die Abformung kann auf zwei verschiedene Arten erfolgen:

- Konventionell wird ein Abformmaterial im plastischen Zustand in die Mundhöhle gebracht, das dann abbindet und in den festen Zustand übergeht. Nach dem Abbinden wird die Abformung aus der Mundhöhle entfernt. Die resultierende Negativform wird mit einem Modellwerkstoff ausgegossen und so die Mundsituation in das Modell übertragen.
- Eine zweite Variante ist das opto-elektronische Erfassen der dreidimensionalen Situation in der Mundhöhle mit einem Intraoral-Scanner. Diese Variante liefert zunächst nur ein virtuelles Modell, mit dessen Hilfe eine Restauration virtuell konstruiert und maschinell gefertigt werden kann. Es kann aber auch mit den virtuellen Daten der digitalen Abformung auf maschinell Wege durch Fräs- oder Druckverfahren ein Modell hergestellt werden, auf dem die Restauration dann manuell angefertigt oder weiterverarbeitet wird.

19.1 Konventionelle Abformung

19.1.1 Abformtechniken

Die in der Zahnmedizin entwickelten Abformverfahren werden nach der erforderlichen Anzahl der Arbeitsschritte und der Anzahl der verwendeten Materialkomponenten unterteilt.

19.1.1.1 Einphasenabformung

Die Einphasenabformung ist vom Ablauf her einfach und zeitsparend. Bei dieser Abformtechnik wird die Zahnreihe mit einem einzigen Material mittlerer Konsistenz abgeformt. Das Material muss eine hohe Anfließfähigkeit und eine ausreichende Standfestigkeit besitzen.

19.1.1.2 Doppelmischabformung

Bei der Doppelmischabformung werden elastische Abformmassen unterschiedlicher Konsistenz eingesetzt. Der präparierte Zahnstumpf wird mit einer niedrig viskosen Abformmasse umspritzt, der Abformlöffel mit dem chemisch gleichen Abformmaterial höherer Viskosität beschickt und drucklos eingebracht. Die Materialien verbinden sich während der Aushärtungsphase.

19.1.1.3 Korrekturabformung

Hier wird mit einem schwer fließenden oder auch knetbaren elastischen Silikonmaterial eine Vorabformung gewonnen, die dann mit Hilfe eines dünn fließenden Materials in einer Zweitabformung korrigiert wird, um die Detailschärfe des Erstabdruckes zu erhöhen. Zweck dieses Vorgehens ist es, durch die Stempelwirkung

des Stumpfes einen gewissen Druck zu erzeugen, damit das dünn fließende Zweitmaterial auch in sonst schwer zugängliche Bereiche fließt.

Generell ist bei dieser Abformtechnik möglich, dass das unter Druck ausfließende Korrekturmateriale die Erstabformung deformiert, was zu veränderten Dimensionen im Modell führen kann. Dieser methodische Fehler wird vermieden, indem in die Erstabformung Abflusrrillen eingeschnitten werden, wodurch der Überschuss des Korrekturmateriale abfließen kann und so der Druck abgebaut wird.

Um Deformationen zu vermeiden, ist es generell bei allen Abformungen wichtig, die Abformmasse nur kurz unter Druck zu setzen und dann den Abformlöffel bis zum Ende der Abbindezeit drucklos zu halten. Aus diesem Grund sollte auch heute nicht mehr der irreführende Begriff Abdruck verwendet werden.

19.1.2 Einteilung der Abformmassen

Es gibt verschiedene Ansätze, die Abformmassen einzuteilen. Die anzuwendende Norm ISO 4823:2015 definiert unabhängig von der chemischen Zusammensetzung und den Verarbeitungseigenschaften vier verschiedene Typen für die Konsistenz (Tab. 19-1). Im Hinblick auf die klinische Anwendung ist eine Einteilung nach der Elastizität und der Wiederverwendbarkeit gebräuchlich (Tab. 19-2).

Beide Einteilungen helfen, die Materialien zu kennzeichnen und in Gruppen einzuteilen, liefern aber keine Hinweise auf die Indikation des jeweiligen Materials. Deshalb werden im Folgenden zunächst die allgemeinen Anforderungen an Abformmaterialien besprochen, und dann die Materialtypen im Einzelnen vorgestellt, um ihre Vor- und Nachteile deutlich zu machen.

Tab. 19-1 Einteilung der Abformmaterialien nach ihrer Konsistenz (gemäß ISO 4823:2015).

Typ 0	knetbar / putty	sehr hohe Viskosität
Typ 1	schwerfließend / heavy body	hohe Viskosität
Typ 2	mittelfließend / regular body	mittlere Viskosität
Typ 3	leichtfließend / light body	niedrige Viskosität

Tab. 19-2 Gebräuchliche Einteilung der Abformmaterialien nach ihrer Elastizität und Wiederverwendbarkeit.

Irreversibel-starr	Abformgips Zinkoxid-Eugenol-Pasten Kunststoffe	
Reversibel-starr	Kompositionsmassen Abdruckguttapercha	
Reversibel-elastisch	Agar-Agar	
Irreversibel-elastisch	Alginate	
	Elastomere	Polyether K- und A-Silikone

19.1.3 Allgemeine Anforderungen an Abformmassen

An Abformmassen werden folgende Anforderungen gestellt (nach *Viohl* 1996, ergänzt):

- **Lagerfähigkeit der Komponenten.** Zwischen der Herstellung und der Verwendung eines Abformmaterials vergehen Wochen bis Monate. In dieser Zeit dürfen sich die Eigenschaften der einzelnen ausgelieferten Komponenten des Abformmaterials nicht so verändern, dass die Abformungen nicht mehr den Qualitätsanforderungen genügen. Dies gilt insbesondere auch dann, wenn die Packungen angebraucht sind.
- **Einfache Verarbeitbarkeit.** Die Abformmaterialien werden entweder aus zwei Komponenten zusammen gemischt oder durch Erwärmen plastisch gemacht. Dieser Vorgang muss in der Praxisroutine ohne großen Aufwand durchführbar sein. Werden zwei Komponenten vermischt, so sollte die Konsistenz eine Vermischung ohne große Kraftanstrengung ermöglichen und die Kontrolle der Homogenität sollte beispielsweise über unterschiedliche Farben der Komponenten, die sich dann zu einer homogenen Farbe vermischen, möglich sein.
- **Geeignete Konsistenz nach dem Anmischen bzw. Erwärmen.** Die Viskosität muss je nach Indikation so eingestellt sein, dass eine Applikation problemlos möglich ist, ohne dass das Material unkontrolliert wegfleießt oder ein zu starker Druck ausgeübt werden muss, um die Masse überhaupt in situ bringen zu können.
- **Ausreichende Verarbeitungs- und Abbindezeit.** Das homogene Anmischen der Komponenten und das Einbringen des Materials in die Mundhöhle benötigt eine gewisse Zeit, in der das Material noch nicht abbinden darf. Nach dem Positionieren des Löffels soll dann aber der Abbindeprozess möglichst rasch ablaufen, damit keine für den Patienten und Behandler unangenehmen Wartezeiten entstehen. Die Verarbeitungszeit beträgt üblicherweise ca. 1–3 Minuten, die Abbindezeit ca. 2–6 Minuten. Die Abformung sollte darüber hinaus noch einige Minuten in situ belassen werden, um Deformationen zu minimieren. Es ist sinnvoll, die Zeiten mit einer Stoppuhr zu kontrollieren und die für das jeweilige Abformmaterial angegebenen Mindestzeiten einzuhalten, um ein gutes Ergebnis zu erzielen.
- **Angenehmer Geruch und Geschmack.** Insbesondere eine Abformung im Oberkiefer mit Erfassung der Gaumenpartie ist für die Patienten unangenehm und kann zu Würgereiz führen. Ein angenehmer Geruch und Geschmack des Abformmaterials lindern den Würgereiz.
- **Biokompatibilität.** Obwohl die Abformmaterialien nur sehr kurzzeitig in der Mundhöhle verbleiben, dürfen sie keine potenziell toxischen oder allergenen Bestandteile enthalten.
- **Ausreichende Elastizität und Rückstellvermögen.** Um die Abformung nach dem Abbinden auch aus Unterschnitten problemlos entfernen zu können, muss das Abformmaterial im abgebundenen Zustand eine ausreichende Elastizität und ein ausreichendes Rückstellvermögen aufweisen.
- **Ausreichende Reißfestigkeit.** Beim Herausnehmen der Abformung aus der Mundhöhle dürfen keine Anteile ein- oder abreißen. Besonders gefährdet sind Septen in den Interdentalräumen. Bei ausgeprägten Unterschnitten oder großen Interdentalräumen empfiehlt es sich, vor der Abformung mit Wachs oder einem knetbaren, wasserlöslichen Material (OraSeal, Ultradent, USA-Salt Lake City) auszublocken.

- **Ausreichende Detailwiedergabe.** Je nach Anforderung an das Modell muss eine ausreichende Detailwiedergabe gewährleistet sein. Bei Planungs- und Dokumentationsmodellen sind die Anforderungen an die Präzision naturgemäß nicht so hoch wie bei Arbeitsmodellen.
- **Hohe Dimensionstreue.** Das Abformmaterial darf während des Abbindens, bei der Desinfektion und bei der Lagerung nur eine minimale Schrumpfung oder Quellung aufweisen, damit die Dimensionstreue langfristig garantiert ist.
- **Desinfizierbarkeit der Abformung.** Abformungen werden zur Herstellung der Modelle ins Labor gegeben. Aus hygienischen Gründen und zur Vermeidung von Infektionen des Laborpersonals muss die Abformung, bevor sie die Praxis verlässt, desinfiziert werden. Zur Sicherheit sollte im Labor zusätzlich eine Eingangsdesinfektion durchgeführt werden. Die Desinfektions-Maßnahmen müssen für das jeweilige Abformmaterial effizient sein und dürfen das Material nicht schädigen.
- **Kompatibilität mit den gängigen Modellmaterialien.** Das Abformmaterial darf nicht chemisch mit dem Modellmaterial reagieren.
- **Lagerfähigkeit der Abformung.** Es ist wünschenswert, dass Abformungen während der Anfertigung der Rekonstruktion gelagert und mehrmals ausgegossen werden können, um im Zweifelsfall das Arbeitsmodell überprüfen zu können.

19.1.4 Eigenschaften und Einsatzbereich der Abformmassen

Die Abformmaterialien gehören zu einer Werkstoffgruppe, die aus chemischer Sicht sehr heterogen zusammengesetzt ist. Nachfolgend werden die Abformmaterialien entsprechend der Einteilung aus Tabelle 19-2 besprochen. In jedem Fall ist bei der Anwendung eines bestimmten Produktes die zugehörige Verarbeitungsanleitung genau zu beachten. Selbst zur gleichen chemischen Stoffgruppe gehörende Materialien erfordern möglicherweise unterschiedliche Verarbeitungsschritte.

19.1.4.1 Gipse

Die Anwendung der Gipse als Abformmaterial hat fast nur noch historische Bedeutung. Die hauptsächlich aktuelle Anwendung ist das Verschlüsseln der Registrierplatten bzw. Zahnreihen nach einem intraoralen Stützstift-Registriergerät. Der Abformgips ist gegenüber dem Modellgips mit Kaliumsulfat versetzt, um die Abbindezeit zu reduzieren.

19.1.4.2 Zinkoxid-Eugenol-Pasten

Die Abformung der Schleimhaut für die Totalprothetik stellt andere Anforderungen an das Abformmaterial als die Abformung der Zahnhartsubstanz. Elastomere können aufgrund der geringen oder fehlenden Hydrophilie die mit einem Feuchtigkeitfilm belegte Schleimhaut schlecht abformen. Häufig bilden sich in der Gaumenregion sogar kleine Bläschen in der Oberfläche der Abformung, weil die kleinen Speicheldrüsen im Gaumendach Speichel sezernieren, der nicht abfließen kann und deshalb das Abformmaterial verdrängt. Aus diesem Grund wird für die Abformung in der Totalprothetik ein hydrophiles Abformmaterial benötigt. Bewährt hat sich Zinkoxid-Eugenol, ein Material, das auch als provisorisches Befestigungsmaterial bekannt ist. Abformmaterialien auf der Basis von Zinkoxid-Eugenol

bestehen üblicherweise aus zwei Pasten und werden im Verhältnis 1:1 angemischt. Durch die Reaktion von Zinkoxid (Paste 1) und Eugenol (Paste 2) bildet sich Zinkeugenolat, in dem unreaktiertes Zinkoxid eingeschlossen ist. Die Abbindereaktion kann durch Zinkacetat und Magnesiumchlorid beschleunigt werden. Öle dienen als Weichmacher und erleichtern das Vermischen der Pasten.

Die Abbinde-Schrumpfung liegt bei etwa 0,1 %. Das Ausgießen des Löffels mit Gips sollte unmittelbar nach der Abformung geschehen. Nach Abbinden des Gipses kann die Abformmasse durch Erwärmen in 70 °C warmem Wasser erweicht werden, so dass sie sich ohne Schwierigkeiten sauber vom Gipsmodell trennen lässt.

19.1.4.3 Kompositionsmassen

Die Kompositionsmassen dienen zur Abformung von Funktionsrändern in der Teil- und Totalprothetik. Sie werden über einer Flamme erweicht, als Strang auf den Rand des individuellen Löffels aufgetragen und erkalten dann im Mund, während der Patient Funktionsbewegungen ausführt. Durch erneutes Erwärmen wird die Kompositionsmasse wieder plastisch und auf diese Art können Korrekturen einfach ausgeführt werden.

Kompositionsmassen bestehen aus vier Stoffgruppen: plastische und elastische Stoffe, Weichmacher sowie Füll- und Farbstoffe.

Die plastischen Stoffe (synthetische Harze) verleihen dem Material als Hauptbestandteil die thermoplastischen Eigenschaften und dienen gleichzeitig als Bindemittel. Die elastischen Stoffe und Weichmacher reduzieren die Sprödigkeit. Gleichzeitig setzen sie den Erweichungspunkt herab und ermöglichen so eine Abformung bei 45-50 °C. Bei 37 °C geht die Masse in den starren Zustand über.

19.1.4.4 Agar-Agar

Das langkettige Polysaccharid Agar-Agar aus Meerestang ist ein wesentlicher Bestandteil (8 bis 15 Masse-%) dieser Masse. Es geht beim Erwärmen vom Gel- in den Solzustand und beim Abkühlen wieder in den Gelzustand über. Füllstoffe wie Kaolin und Zusatzstoffe wie Glycerin beeinflussen die Steifigkeit und Konsistenz. Agar-Agar besteht zu 75 Masse-% aus Wasser, was zu einer hohen Empfindlichkeit gegen Austrocknung, aber auch gegen Wasseraufnahme führt.

Zur Abformung wird das Material auf 100 °C erhitzt und so in den flüssigen Solzustand überführt. Die Erstarrungstemperatur liegt bei 40 °C. Um kurze Abbindezeiten zu erreichen, werden für die Abformung spezielle doppelwandige Abformlöffel mit Wasserkühlung verwendet.

Durch die starke Temperaturänderung der Masse resultiert eine hohe Schrumpfung. Diese ist proportional zur Materialdicke, d. h. bei größerer Materialstärke resultiert eine höhere Schrumpfung.

Eine Agar-Agar-Abformung muss sofort ausgegossen werden, da bei Lagerung im Wasser zusätzliches Wasser aufgenommen und an der Luft aber Wasser abgegeben wird, sich dadurch das Volumen verändert und damit die Dimensionstreu beeinträchtigt wird. Des Weiteren ist Agar-Agar wasserlöslich. Die Desinfektion ist problematisch, da Agar-Agar bereits bei einer kurzen Einlagerung in einem wässrigen Desinfektionsmedium quillt.

Die kolloidalen Bestandteile wirken als Abbindeverzögerer für Gips. Deshalb muss die Abformung vor dem Ausgießen für 5 min in eine 2%ige K_2SO_4 -Lösung gelegt werden. K_2SO_4 wirkt für Gips als Abbindebeschleuniger. Die Detailwiedergabe von Agar-Agar ist besser als 50 μm , d. h. sie ist besser als bei Alginaten, aber nicht so gut wie bei Elastomeren.

19.1.4.5 Alginate

Alginate werden in Pulverform geliefert und mit Wasser angemischt. Die Grundsubstanz der Alginate ist wasserlösliches Na-Salz der Alginsäure. Bei Anwesenheit von Ionen mehrwertiger Metalle (z. B. Ca^{2+} aus CaSO_4) kommt es zu einer Vernetzung der Alginsäuren und damit zur Erstarrung der Masse. Da die Reaktion sehr rasch abläuft, müssen Phosphat-Ionen z. B. in Form von Na_3PO_4 als Verzögerer zugesetzt werden, um die Verarbeitungszeit zu verlängern. Das Kalzium-Ion hat eine höhere Affinität zum Phosphat-Ion als zur Alginsäure und so fällt zunächst schwerlösliches Kalziumphosphat aus. Erst nach vollständigem Verbrauch des Phosphates kommt die Abbindereaktion in Gang. Anorganische Füllstoffe verbessern die Viskosität des angemischten Alginates sowie die elastischen Eigenschaften und die Festigkeit des abgebundenen Alginates. Zudem wird die Abbinde-schrumpfung reduziert.

Das Anmischwasser (Leitungswasser) sollte Raumtemperatur haben, bei den Anmischverhältnissen sind die Herstellerangaben zu berücksichtigen. Durch unterschiedliche Temperatur des Anmischwassers kann die Abbindegeschwindigkeit beeinflusst werden.

Bei einer abgebundenen Alginatabformung kann es sehr schnell zur Verdunstung des Wassers kommen, was zu einer entsprechenden Kontraktion bzw. Austrocknung der Masse führt. Daher sollte eine Alginatabformung möglichst schnell ausgegossen werden. Auch ein Quellen des abgebundenen Alginats durch Lagerung im Wasser ist zu verhindern, was bei der Desinfektion zu beachten ist.

Die Detailwiedergabe bei Alginat ist von der Korngröße der zugesetzten Füllstoffe und der Art der Makromoleküle abhängig. Je größer diese jeweils sind, desto schlechter ist die Detailwiedergabe. Sie ist weniger gut als bei Agar-Agar oder den Elastomeren. Die Elastizität des Materials ist nicht immer ausreichend. Stark untersichgehende Anteile werden beim Abziehen verzerrt, interdentale Anteile zerrissen. Durch eine Lagerung der Abformung in Wasser verändert sich die Oberfläche des ausgegossenen Modells. Die Gipsoberfläche wird rauer und die Feinprofilwiedergabe schlechter.

Aufgrund der einfachen Verarbeitung werden Alginate häufig eingesetzt. Da es bei Unterschnitten leicht zum Verzug kommt, werden Alginate für Planungs- und Dokumentationsmodelle, Gegenkiefermodelle, für Modelle zur Herstellung von individuellen Löffeln und in der Totalprothetik verwendet. Für Präzisionsabformungen müssen Elastomere verwendet werden.

19.1.4.6 Elastomere

Elastomere zählen zu den irreversibel-elastischen Abformmassen. Nach der chemischen Zusammensetzung unterscheidet man Polyether und Silikone (Tab. 19-2).

Die elastischen Abformmaterialien gehen beim Abbinden vom plastischen in den elastischen Zustand über. Je nach Materialtyp und dessen Konsistenz lassen sie sich bis zu einem gewissen Grad (ohne Bruch) elastisch verformen. Nach Entlastung von einer vorausgegangen Stauchung kommt es zunächst zu einer spontanen Rückfederung, dann zu einer Phase weiterer Rückstellung durch elastische Nachwirkung. Es resultiert eine bleibende Deformation, deren Höhe abhängig von den Materialeigenschaften sowie von der Höhe und Dauer der Belastung ist.

Elastomere haben von allen Abformmaterialien die beste Detailwiedergabe, eine hohe Dimensionsstabilität (Tab. 19-3) und eine gute Lagerfähigkeit. Sie werden für Abformungen verwendet, die eine hohe Präzision erfordern.

Tab. 19-3 Lineare Dimensionsänderung von Abformwerkstoffen in % (Viohl 1996).

	irreversibel-elastisch			reversibel-elastisch		reversibel-starr	irreversibel-starr
	Elastomere			Hydrokolloide		Thermo-plastische Kompositionsmassen	Zinkoxid-Eugenol-Pasten
	K-Silikone knetbar bzw. leichtfließend	A-Silikone	Polyether	Alginate	Agar-Agar		
Abbinde-schrumpfung	0,2–0,4	~ 0	0,2	~ 0	0,15–0,5	0,2–1,2	< 0,15
Schrumpfung nach 24 h Lagerung an Luft	0,2–1,2	< 0,1	0,2	> 5	> 5	< 0,1	0,15

Polyether

Ausgangsprodukt der Abformmassen auf Polyetherbasis ist ein Copolymerisat aus Ethylenoxid und Tetrahydrofuran. Die Heterozyklen addieren sich unter Ringöffnung zu linearen Makromolekülen (Meiners 1977). Da bei der Vernetzungsreaktion keine flüchtigen Nebenprodukte abgespalten werden, ist die Dimensionsänderung der Masse bei der Lagerung nur sehr gering.

Die Dimensionstreu ist bei Polyethermaterialien aufgrund der geringen Polymerisationsschrumpfung sehr gut. Die hohe Zugfestigkeit und die Starre des Materials erschweren allerdings die Entformung. Das Material besitzt aber ein gutes Rückstellvermögen und damit eine dimensionsgetreue Wiedergabe von Unterschnitten, die Werte für die bleibende Deformation liegen bei etwa 1 %. Die Desinfektion der Abformung ist nur eingeschränkt möglich, da das Material bei feuchter Lagerung, z. B. im Wasserbad quillt.

Die Kontraktion des Polyethers während der Lagerung ist sehr gering und mit derjenigen der additionsvernetzenden Silikone vergleichbar (Jost 1986). Polyethermaterialien können deshalb mehrfach ausgegossen werden. Epoxidmodellkunststoffe sind allerdings wegen der hohen Klebwirkung zum Ausgießen dieser Masse nicht geeignet.

Polyethermaterialien können in der Einphasentechnik (Impregum, 3M, D-See-feld) oder der Doppelmischtechnik (Permadyne, 3M) angewendet werden. Durch die nicht ganz optimale Fließfähigkeit von Polyethern ist eine Abformung mit einem individuellen Löffel empfehlenswert. Der individuelle Löffel ermöglicht einen höheren initialen Abformdruck und gleichmäßige Schichtdicken (Eames et al. 1979).

Polyethermaterialien haben eine erhöhte Allergisierungsrate, die zu vermehrten Sensibilisierungen und Kontaktdermatitiden beim Patienten und beim zahnärztlichen Personal führen können (Hensten-Pettersen et al. 1990).

Silikone

Hauptbestandteil der Silikone ist ein Polysiloxan, also ein Kettenmolekül mit einem Grundgerüst aus einer Silizium-Sauerstoff-Kette (...-Si-O-Si-O-Si-...). Die freien Valenzen am Silizium sind mit Methylgruppen (-CH₃) abgesättigt. Die Aushärtung der Silikone erfolgt durch eine Vernetzung der einzelnen Polydimethylsiloxanketten zu einem Makromolekül. Je nachdem, ob es sich bei der Vernetzungsreaktion

um eine Polykondensation oder um eine Polyaddition handelt, unterscheidet man K-(kondensationsvernetzende) oder A-(additionsvernetzende) Silikone:

- **Kondensationsvernetzende Silikone.** Das Polydimethylsiloxan der K-Silikone weist endständige Hydroxylgruppen auf. Die Härtersubstanz enthält ein Alkoxysilan sowie eine organische Zinnverbindung als Katalysator. Das tetrafunktionelle Härtermolekül reagiert nach dem Anmischen mit den Hydroxylgruppen des Siloxans unter Abspaltung von Alkohol. Durch das Freisetzen und Verdampfen des abgespaltenen Alkohols R-OH ergibt sich eine Volumenveränderung: die Masse schrumpft. Diese Schrumpfung ist umso geringer, je höher der Füllstoffanteil und damit die Viskosität der Abformmasse ist. Sie liegt bei 0,2 % für die Vorabformmasse bzw. 0,8 % für die Feinabformmasse (Bader 1989). Da die Dimensionsstabilität nicht gewährleistet ist, können mit K-Silikon keine Präzisionsabformungen durchgeführt werden. Sie werden im Wesentlichen für die Vorabformung zur Herstellung von direkten Provisorien eingesetzt.
- **Additionsvernetzende Silikone.** Anstatt endständiger Hydroxylgruppen wie bei K-Silikon finden sich bei A-Silikon im Grundmolekül endständige Vinylgruppen (-CH=CH₂); daher der Name Polyvinylsiloxan. Mit diesen Vinylgruppen werden im Härter enthaltene Polysiloxanmoleküle, die seitliche H-Si-Gruppen tragen, durch Addition vernetzt. Hierzu ist als Katalysator eine organische Platinverbindung nötig. Bei den additionsvernetzenden Silikon treten keine Nebenprodukte auf, wodurch eine dauerhafte Dimensionsstabilität erreicht wird. Zudem werden die Abstände zwischen den Molekülketten bei der Verknüpfung nur geringfügig geändert, so dass die Abbindekontraktion sehr gering bleibt. Abformungen können deshalb problemlos über Tage gelagert werden. Da Latexpartikel den Katalysator der meisten A-Silikon inhibieren und dies zu einer unzureichenden Aushärtung des Materials führen kann, sollte man beim manuellen Anmischen latexfreie Handschuhe tragen. K- und A-Silikon können ohne wesentliche Beeinträchtigung der Dimensionsstabilität und Oberflächenqualität mit handelsüblichen Desinfektionsmitteln desinfiziert werden.

19.1.5 Abformlöffel

Die Abformungen werden mit Hilfe von Abformlöffeln durchgeführt. Diese werden mit Abformmassen gefüllt und in den Mund gebracht, evtl. nach vorherigem Umspritzen der Pfeilerzähne mit einer dünn- oder mittelfließenden Masse.

Ein Abformlöffel muss bestimmte Anforderungen erfüllen:

- Der Löffel muss alle Zähne bzw. alle abzuformenden Strukturen überdecken. Werden distale und apikal befindliche Partien vom Löffel nicht erfasst, so muss dieser mit Kompositionsmasse oder autopolymerisierendem Kunststoff verlängert werden.
- Der Löffel muss verwindungsstabil sein und darf keine Formveränderung zeigen. Daher dürfen Löffel aus kalthärtendem Kunststoff erst 24 Stunden nach ihrer Herstellung verwendet werden. Bei Verwendung lichtpolymerisierender Kunststoffe kann der Löffel sofort verwendet werden.
- Der Löffel muss der verwendeten Abformmasse genügend Raum für deren elastische Rückstellung bieten. Als Richtwert kann 5 mm Platz in alle Richtungen dienen.
- Der Löffel muss die Abformmasse fest verankern. Zu diesem Zweck muss der Löffel Perforationen oder eine Retentionsleiste (z. B. Rim-Lock-Löffel) aufwei-

sen. Zusätzlich ist bei Gebrauch von irreversibel-elastischen Abformmassen (Elastomere, Alginate) die Verwendung von Haftlacken (Adhäsiven) notwendig, durch die die Masse sicher am Abformlöffel fixiert wird.

Abformlöffel können unterschieden werden in a) konfektionierte, d. h. fabrikmäßig hergestellte und b) individuelle, im Labor hergestellte Abformlöffel.

Konfektionierte Abformlöffel können aus Metall oder Kunststoff sein.

Individuelle Abformlöffel bestehen demgegenüber aus autopolymerisierendem Kunststoff. Sie werden kalthärtend (z. B. Formatray, Kerr, D-Karlsruhe) oder lighthärtend (z. B. Dentona-Tray LC, Dentona, D-Dortmund) hergestellt. Lighthärtende Kunststoffe haben den Vorteil, dass sie vor der Polymerisation gut verarbeitbar sind und unmittelbar nach der Lighthärtung (in einem speziellen Lichtgerät) direkt für die Abformung verwendet werden können. Ferner ist ihre Beschleifbarkeit besser als bei kalthärtendem Polymerisat; außerdem enthalten sie kein Restmonomer. Die durch die Sauerstoffinhibition entstehende Schmierschicht auf dem Löffel kann mit alkoholhaltigen Mitteln entfernt werden.

Nachteilig bei individuellen Abformlöffeln sind die hohen Herstellkosten.

Vor der Herstellung des individuellen Löffels müssen untersichgehende Bereiche am Situationsmodell ausgeblockt werden. Für diesen Zweck wird vornehmlich Wachs verwendet. Anschließend wird eine Wachsplatte der Stärke 2 mm über das gesamte Restgebiss adaptiert. Um eine Abstützung des Löffels zu erreichen, werden distal im Bereich der Tubera maxillae bzw. der Trigona retromolaria zwei Bereiche nicht hohlgelegt. Hier ruht der Kunststoff direkt auf der Schleimhaut. Ein dritter Abstützungspunkt kann im Oberkiefer im Bereich des harten Gaumens oder, wie im Unterkiefer, im anterioren Bereich an den Inzisalkanten der Zähne gewählt werden. Durch diese Stopps wird während der Abformung ein Durchdrücken des Löffels auf die Zähne verhindert und damit ein gleichmäßiger Abstand von den Zähnen erreicht. Die Ausblockung erfolgt bis zum tiefsten Punkt in der Umschlagfalte, um den Löffel auch dort nicht zu eng anliegen zu lassen.

Über die Ausblockung wird eine möglichst gleichmäßige Schicht lighthärtendes Löffelmaterial (z. B. Dentona-Tray LC) adaptiert. Es ist darauf zu achten, dass das Löffelmaterial auch an exponierten Stellen (z. B. Schneidekanten und Kauflächen) nicht zu dünn (> 1,5 mm) gestaltet wird, wodurch sich die Stabilität des Löffels verringern würde.

In zahnlosen Bereichen soll der Löffel in der Umschlagfalte 2 mm koronal des tiefsten Punkts der Umschlagfalte enden; im Bereich der Zahnreihen reicht es, wenn er die klinischen Zahnkronen zervikal 3 mm überragt. Bei der Verarbeitung von lighthärtenden Materialien bleibt genügend Zeit, eine genaue Adaptation und Extension des Löffels durchzuführen. Eine sorgfältige Vorarbeit erspart aufwändiges Ausarbeiten nach dem Aushärten.

Mit den abgeschnittenen Resten des Löffelrands lässt sich ein Löffelgriff formen, der an den Löffelkörper adaptiert wird. Es ist darauf zu achten, dass die Verbindungsfläche zwischen Griff und Löffelkörper ausreichend stabil gestaltet wird.

Die Ausarbeitung des Löffels erfolgt nach den Angaben des Herstellers und dauert je nach lighthärtendem Material und Lichtgerät zwischen fünf und fünfzehn Minuten. Die Lighthärtung erfolgt erst auf dem Modell auf der Oberseite. Anschließend wird der Löffel vom Modell abgenommen und auch von der Innenseite her gehärtet.

Der Löffel wird mit Fräsen und Sandpapier ausgearbeitet. Seine Ränder müssen abgerundet und glatt sein. Die Lippen- und Wangenbändchen werden großzügig ausgespart und die Kanten hier ebenfalls geglättet.

19.1.6 Desinfektion von Abformungen

Bei jeder intraoralen Abformung besteht, bedingt durch die immer stattfindende Übertragung von Keimen aus der Mundhöhle auf das Abformmaterial, die Möglichkeit einer Infektion von Praxispersonal, Patienten und/oder Zahntechniker. Bereits die physiologische Mundflora besitzt ein pathogenes Potential. Darüber hinaus ist aber auch die Übertragung von erworbenen Keimen wie Hepatitis B- und HIV-Viren nicht ausgeschlossen. Zum Zwecke der Keimreduzierung und damit eines höchstmöglichen Schutzes vor Ansteckung ist daher eine Desinfektion intraoraler Abformungen dringend geboten. Es sollten aber nur solche Desinfektionsmittel bzw. -methoden zum Einsatz kommen, deren mikrobiologische Wirksamkeit nachgewiesen ist. Gleichzeitig sollten sie natürlich mit den verwendeten Abformmaterialien kompatibel sein, d. h. Wiedergabegenauigkeit und Dimensionstreu der Abformung dürfen durch das Desinfektionsmittel nicht negativ beeinflusst werden. Ferner sollten die Desinfektionsmaßnahmen einfach zu handhaben sein, so dass sie problemlos in den Praxisalltag integriert und auch vom zahnärztlichen Hilfspersonal schon in der Praxis durchgeführt werden können. Vorteilhaft sind Methoden, die nicht nur für ein spezielles Abformmaterial geeignet, sondern für die gängigen Abformmaterialien gleichermaßen verwendbar sind. Grundsätzlich stehen folgende Arten der Desinfektion intraoraler Abformungen zur Verfügung:

- **Sprühdesinfektion** (oberflächliche Benetzung). Ein Beispiel für ein gängiges Desinfektionssystem mit Sprühdesinfektion ist das Desinfektionsmittel MD 520, das in Kombination mit dem Hygojet-Gerät (Dürr Dental, D-Bietigheim-Bissingen) in einer feuchten Kammer verwendet wird. Die Gesamtzeit der Desinfektion beträgt 10 Minuten.
- **Tauchbaddesinfektion**. Als Beispiel sei Impresept (3M) genannt. Hierbei liegt die Abformung vollständig eingetaucht im Desinfektionsmittel. Für die Desinfektion wird eine Zeitdauer von 10 Minuten benötigt.
- **Eintauchdesinfektion**. Als Beispiel sei Mucalgin (Merz, D-Frankfurt) genannt. Hierbei wird die Abformung vollständig in das Desinfektionsmittel eingetaucht, ca. 5 Sekunden darin geschwenkt und dann aus der Lösung genommen. Die anschließende Einwirkungszeit beträgt 10 Minuten. Danach wird die Abformung vorsichtig unter handwarmem Leitungswasser abgespült. Verglichen mit Tauchbaddesinfektionsverfahren bleibt hier das Desinfektionsbad immer frei und daher für weitere Abformungen verfügbar.

Die wirksamen Bestandteile gängiger Desinfektionsmittel beinhalten Aldehyde, quartäre Ammoniumverbindungen und Alkohole. Tenside verbessern die Benetzbarkeit der Abformmaterialien.

Kern et al. (1993) stellten in einer Versuchsreihe fest, dass individuelle Unterschiede zwischen einzelnen Abformungen desselben Abformmaterials sowie unterschiedlicher Materialien einen größeren Effekt auf Dimensionsunterschiede (im Test: A-Silikone, Polyether, reversible Hydrokolloide, Alginate) haben als Veränderungen, die nach Behandlung mit den getesteten Desinfektionssystemen Hygojet/MD 520 und Impresept auftreten. Aus diesem Grund ist zumindest bezüglich der getesteten Desinfizienten keine klinisch relevante Beeinflussung der Passgenauigkeit von prothetischem Zahnersatz zu erwarten. Zugleich konnte für jede der getesteten möglichen Desinfektions-Abformmaterial-Kombinationen eine deutliche Keimreduktion (um fünf log-Stufen) erzielt werden (*Kleimann* 1992). Für Abformmassen auf Zinkoxid-Eugenolbasis, die insbesondere in der

Totalprothetik zur Anwendung kommen, scheinen sich vor allem Eintauchdesinfektionsverfahren (z. B. Mulcagin) zu eignen, da andere Desinfektionsverfahren (z. B. Tauchbadverfahren) zu einem oberflächlichen Anlösen des Abformmaterials führen können.

19.2 Digitale Abformung

Konventionelle Abformungen mit Löffeln und Abformmaterialien sind aufwändig, zeitraubend und für Patienten und Behandler unangenehm. Die Qualität der Abformungen entspricht im praktischen Alltag oft nicht den klinischen Anforderungen, nur die Hälfte der Abformungen ist klinisch zufrieden stellend, ein Drittel sogar inakzeptabel (Luthardt 2004). So ist es nahe liegend, dass parallel zur fortschreitenden Entwicklung der Scanner-Technologie versucht wird, die konventionelle Abformung mittels Digitaltechnik zu umgehen und damit die mit der konventionellen Abformtechnik verbundenen Fehlerquellen zu eliminieren.

Die Hauptvorteile einer digitalen Abformung gegenüber der konventionellen Abformung und Modellherstellung können wie folgt zusammengefasst werden (Zimmermann et al. 2016):

- Darstellung in Echtzeit
- schnelle Kommunikation und Verfügbarkeit
- leichte und selektive Wiederholbarkeit
- selektives Erfassen interessierender Bereiche
- kein Ausblocken untersichgehender Bereiche erforderlich
- kein Verschleiß wie bei Arbeitsmodellen
- bessere Archivierbarkeit – platzsparend und leicht auffindbar
- Analyse- und Kontrolloptionen bezüglich der Präparation
- Möglichkeit des Zusammenführens mit anderen 3D-Daten, z. B. 3D-Röntgen oder Gesichtscans
- Echtfarbdarstellung, teilweise mit Möglichkeiten der Zahnfarbmessung
- virtuelle Verlaufskontrollen
- Materialersparnis
- keine Desinfektion der Abformung
- Alternative beim Versagen konventioneller Abformungen, z. B. bei extremem Würgereiz

Die Nachteile der digitalen Abformung sind (Zimmermann et al. 2016):

- Kostenintensität
- Lernkurve systemabhängig (Einhaltung systemspezifischer Scanpfade)
- eingeschränkte Präzision bei der Wiedergabe zahnloser Bereiche
- Probleme bei hochreflektiven Bereichen, z. B. Metallrestorationen
- Softwarequalität beeinflusst die Abformqualität (Black Box)
- oft geschlossene Systeme mit Zusatzkosten
- rasanter Produktzyklus (Risiko von Fehlinvestitionen)

Die Intraoralscanner arbeiten entweder über Einzelbilder oder Videosequenzen und benutzen unterschiedliche Prinzipien (Zimmermann et al. 2016, Reich und Wöstmann 2018):

- **Triangulation:** Der von einem Projektor ausgesendete Lichtstrahl wird von der gescannten Oberfläche reflektiert und von einem Sensor detektiert. Aufgrund

des Reflexionswinkels ergibt sich der von der Auswertungssoftware gemessene Abstand eines jeden erfassten Punktes.

- **„Wavefront Sampling“:** Zuvor aufgestäubte Puderpartikel auf der Oberfläche („Dusting“) werden durch zwei Kameras im Scankopf erfasst und durch Triangulation deren Position berechnet.
- **Konfokale Datenerfassung:** Parallel auf die Oberfläche geworfene Lichtstrahlen werden im gleichen Strahlengang zurückreflektiert und entsprechend der Objekt-Fokus-Distanz auf unterschiedlichen Tiefenschärfenebenen scharf dargestellt, woraus die Oberflächenkontur berechnet wird.

Mit Ausnahme der auf der Wavefront-Sampling-Technik beruhenden Scanner arbeiten die meisten Intraoralscanner heute zwar prinzipiell puderfrei, wobei bei hochreflektiven metallischen Restaurationen immer noch Puder benötigt wird, um gute Ergebnisse zu erzielen. Um dort die Reflexion herabzusetzen, wird der betreffende Bereich mit einer stark lichtbrechenden Puder-Schicht bedeckt. Dazu kann beispielsweise TiO₂-Puder verwendet werden. Die Dicke der Puderschicht kann die Messgenauigkeit beeinflussen.

Wie bei der konventionellen Abformtechnik (vgl. Kap. 28.4.1) muss auch bei der digitalen Abformtechnik eine subgingivale Präparationsgrenze mittels Retraktion (z. B. durch Retraktionsfaden- oder paste) freigelegt werden, so dass sie optisch einwandfrei erfasst werden kann. Die Verwendung der Doppelfadentechnik, bei der der erste, unten liegende Faden im Sulkus verbleibt und den zu erfassenden Bereich offen und trocken hält, ist bei der digitalen Abformung vorteilhaft. Wichtige Bereiche, die im ersten Scan unvollständig oder fehlerhaft erfasst wurden, können virtuell ausgeschnitten und nachgescannt werden. Nachdem Ober- und Unterkiefer Scans gespeichert und visuell kontrolliert wurden, kann mit beidseitigen Bukkal-Scans der Kiefer in Okklusion oder auf einer verschlüsselten Registrierschablone einander zugeordnet die horizontale und vertikale Kieferrelation digital erfasst werden.

Ohne Anspruch auf Vollständigkeit sind im Folgenden einige aktuell gängige intraorale Scanner und die zugrundeliegende Technik gelistet (Ender et al. 2019):

- 3M True Definition Scanner, 3M, D-Seefeld (Wavefront Sampling)
- Trios 3, 3-Shape, DK-Kopenhagen (Konfokale Datenerfassung)
- Carestream CS 3600, Carestream Dental, USA-Atlanta (Triangulation)
- Medit i500, Medit, KOR-Seoul (Konfokale Datenerfassung)
- iTero Element (verschiedene Ausführungen), iTero, NL-Amsterdam (Konfokale Datenerfassung)
- Cerec Omnicam, Dentsply Sirona, D-Bensheim (Triangulation)
- Primescan, Dentsply Sirona (Konfokale Datenerfassung)
- Zfx Intrascan, ZFx, D-Dachau (Konfokale Datenerfassung)

Aktuelle Bewertung

In manchen klinischen Situationen, wie zum Beispiel bei Patienten mit ausgeprägtem Würgereiz, Patienten mit Behinderungen oder bei Patienten mit stark parodontal geschädigtem Gebiss und ausgeprägten untersichgehenden Bereichen (Schlenz et al. 2019) bieten digitale Abformungen ausgesprochene Vorteile; manchmal ermöglichen in solchen Fällen intraorale Scanner überhaupt erst eine Abformung.

Die Genauigkeit intraoraler Abformungen hat sich in den letzten Jahren deutlich verbessert. Bezüglich der Erfassung von Pfeilerzähnen für Einzelzahnrestaurationen und Teilkieferbereichen sind digitale Abformungen inzwischen hinsichtlich

ihrer Präzision vergleichbar mit den Ergebnissen konventioneller Abformungen (Reich und Wöstmann 2018, Ender et al. 2019). Hinsichtlich der Wiedergabe des gesamten Zahnbogens liegen weniger und teilweise widersprüchliche Ergebnisse vor. Häufig sind hier die Ergebnisse mit digitalen Abformungen denen mit konventionellen Präzisionsabformungen noch unterlegen (Reich und Wöstmann 2018, Ender et al. 2019). Ein Grund dafür dürfte darin liegen, dass das Zusammenfügen der gescannten Einzelbilder durch Überlagerung (Matching) immer geringgradige Fehler beinhaltet, die sich natürlich summieren, je mehr Einzelbilder benötigt werden, um einen gesamten Zahnbogen darzustellen. Ähnliches trifft für den Bereich der Registrierung der okklusalen Kontaktsituation zu, wo Quadrantenscans genauer sind als Scans der gesamten Zahnbögen (Edher et al. 2019).

Zur Herstellung von Fixationsabformungen bei kombiniertem festsitzend-abnehmbarem Zahnersatz sind digitale Abformungen bisher nicht geeignet und es muss weiterhin auf konventionelle Abformungen zurückgegriffen werden.

Literatur

- Bader F.: Wiedergabegenauigkeit derzeit gebräuchlicher zahnärztlicher Abformmaterialien. Med. Diss., Tübingen 1989.
- Eames W.B., Wallace S.W., Suway N.B., Rogers L.B.: Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1979;42:159-162.
- Edher F., Hannam A.G., Tobias D.L., Wyatt C.C.L.: The accuracy of virtual interocclusal registration during intraoral scanning. *J Prosthet Dent* 2018;120:904-912.
- Ender A., Zimmermann M., Mehl A.: Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent* 2019;22:11-19.
- Hensten Petterson A., Nilner K., Moller B.: Guinea pig maximization test with a polyether impression material. *Scand J Dent Res* 1990;98:356-362.
- Jost J.: Die Genauigkeit verschiedener Abformmaterialien auf Polyätherbasis in Abhängigkeit von der Lagerungszeit der Abformung vor der Modellherstellung. Med. Diss., Marburg 1986.
- Kern M., Rathmer R.M., Strub J.R.: Three dimensional investigation of the accuracy of impression materials after disinfection. *J Prosthet Dent* 1993;70:449-456.
- Kleimann J.B.: Desinfektion zahnärztlicher Abformmaterialien. Med Diss, Freiburg 1992.
- Luthardt R.G.: Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 2004;59:372-380.
- Meiners H.: Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien. Theoretische und Experimentelle Untersuchungen, Hanser, München-Wien 1977.
- Reich S., Wöstmann B.: Digitale Abformmethoden. In: Rosentritt M., Ilie N., Lohbauer U. (Hrsg.): *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*. Stuttgart: Thieme, 2018:409-424.
- Schlenz M.A., Schmidt A., Wöstmann B., Ruf S., Klaus K.: In vitro comparison of analog versus digital impressions of the periodontally compromised dentition focused on interdental areas. *Int J Comput Dent* 2019;22:131-138.
- Viohl J.: Abformwerkstoffe. In: Eichner K., Kappert H.-F. (Hrsg.): *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Band 1. Grundlagen und Verarbeitung. 6. Aufl. Hüthig, Heidelberg 1996:273-302.
- Zimmermann M., Mehl A., Mörmann W., Reich S.: Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht. *Kieferorthop* 2016;30:37-53.

Curriculum

Prothetik

Band III

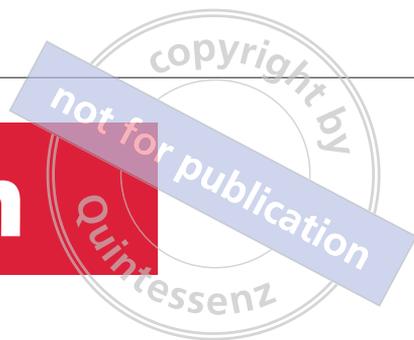
- Kombinierte und abnehmbare Prothetik
- Implantologie
- Nachsorge
- Lebensqualität

M. Kern,
S. Wolfart
G. Heydecke
S. Witkowski
J. C. Türp
J. R. Strub

5., überarbeitete und erweiterte Auflage

 QUINTESSENCE PUBLISHING

Berlin | Chicago | Tokio
Barcelona | London | Mailand | Mexiko Stadt | Moskau | Paris | Prag | Seoul | Warschau
Istanbul | Peking | Sao Paulo | Zagreb



43 Implantat-Werkstoffe

Jens Fischer, Stefan Wolfart, Jörg Rudolf Strub



Zahnverlust kann zu einer Beeinträchtigung der Kauleistung, der Ästhetik, der Phonetik und der Lebensqualität führen. Der Ersatz verlorener Zähne ist bei kleineren Schalllücken und einer ausreichenden Restbeziehung mit festsitzendem Zahnersatz möglich. Die bekannten Nachteile einer Brücke sind das notwendige Beschleifen der Pfeilerzähne und die eingeschränkte Zugänglichkeit des Brückengliedes für die orale Hygiene. Größere Schalllücken und Freisituationen können ohne Einsatz von Implantaten nur mit festsitzend-herausnehmbarem oder herausnehmbarem Zahnersatz versorgt werden. Dann ist die orale Hygiene erleichtert, aber Patienten lehnen das Tragen von herausnehmbaren prothetischen Versorgungen häufig ab, da die Prothesen einerseits als Fremdkörper empfunden werden und andererseits das Tragen einer Prothese mit einem fortgeschrittenen Alter assoziiert wird.

In diesem Umfeld haben sich die Implantate als zuverlässige Methode zur Pfeilervermehrung etabliert, nachdem sich Ende des 20. Jahrhunderts die geeigneten Materialien, Formen und Oberflächen herauskristallisiert haben. Es ist vor allem zwei Pionieren zu verdanken, dass eine wissenschaftlich solide Grundlage für diese Aspekte gefunden und ein klinisches Protokoll entwickelt wurde.

P.-I. Brånemark, Göteborg, beobachtete bei In-vivo-Untersuchungen zur Knochenneubildung, dass Titankapseln, die er in die Fibula von Kaninchen eingebracht hatte, um die Stadien der Knochenneubildung zu verfolgen, sich nach der Einheilung nicht mehr problemlos aus dem Knochen entfernen ließen (*Brånemark et al. 1985*). Er folgerte daraus, dass es eine innige Verbindung zwischen Knochen und Titanoberfläche gegeben hatte, die er später „Osseointegration“ nannte. Er erkannte den Nutzen, den diese Beobachtung für die Zahnmedizin haben könnte, indem man aus Titan gefertigte Implantate an Stelle verlorener Zähne einsetzen könnte.

A. Schroeder, Bern, konnte erstmals an entkalkten histologischen Schnitten zeigen, dass aus Titan gefertigte schraubenförmige Implantate im menschlichen Kieferknochen stabil einheilen und der Knochen direkt an die Implantatoberfläche heranwächst (*Schroeder et al. 1976*).

Die Aufhängung der Zahnwurzel im Kieferknochen mit Parodontalfasern lässt sich mit den uns heute bekannten Werkstoffen und Regenerationsmethoden nicht imitieren. Deshalb wird eine dichte Verbindung zwischen Knochen und Implantatoberfläche im Sinne einer funktionellen Ankylose angestrebt. Diese funktionelle Ankylose wird heute einheitlich als Osseointegration bezeichnet und als funktionelle Verbindung zwischen lebendem Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantates definiert.

43.1 Anforderungen an Implantat-Werkstoffe

Die Funktion der Implantate bestimmt die Grundanforderungen an die Implantatmaterialien. Einerseits müssen die verwendeten Materialien eine ausreichende Sicherheit gegenüber mechanischem Versagen bieten, auf der anderen Seite muss dem Gewebe eine Oberfläche angeboten werden, die eine dauerhafte knöcherne

Einheilung und einen guten Weichgewebeabschluss beim Durchtritt durch die Mukosa ermöglicht.

43.1.1 Mechanische Eigenschaften

Die Festigkeit des Implantates wird zum einen vom Material selbst bestimmt, zum anderen aber auch von der Form. Entscheidend ist, dass bei Belastung weder eine zu starke elastische Verformung noch ein frühzeitiges Versagen durch Bruch erfolgt. Die durchschnittlichen maximalen Kaukräfte, die im Frontzahnbereich bei ca. 250 N und im Seitenzahnbereich zwischen 500 und 750 N (Körper und Ludwig 1983) liegen, sollen über eine relativ steife Konstruktion in den Knochen weitergeleitet werden.

43.1.2 Gewebeverträglichkeit

Werkstoffe, die langfristig im Organismus verbleiben und dort ihre Funktion störungsfrei ausüben sollen, müssen das Kriterium der Biokompatibilität erfüllen (Osborn 1985). Voraussetzung ist ein primär inertes Verhalten des Werkstoffes, das heißt, der Werkstoff darf während der Implantationszeit weder vom Wirtsorganismus abgebaut werden, noch Material in Form von Korrosionsprodukten freisetzen, damit keine pathologischen Reaktionen ausgelöst werden. Für die Implantatwerkstoffe gilt zusätzlich, dass eine Knochenapposition an der Oberfläche induziert oder wenigstens gefördert wird und die Mukosa sich an der Durchtrittsstelle straff um das Implantat legt, um eine Diffusionsbarriere gegen Mikroorganismen zu bilden.

43.2 Werkstoffe für dentale Implantate

Der heute bei weitem gebräuchlichste Werkstoff für Implantate ist Titan, das entweder als sogenanntes Reintitan oder auch in Form von Legierungen eingesetzt wird. Titanlegierungen bieten gegenüber Reintitan eine höhere mechanische Stabilität und werden deshalb insbesondere für stark belastete Komponenten wie Schrauben und Aufbauteile verwendet. Titan und Titanlegierungen haben sich über Jahrzehnte als Implantatmaterial bewährt und sind umfangreich untersucht worden. Der Trend zu vollkeramischen Lösungen hat aber auch in der Implantologie zu neuen Denkansätzen geführt. Derzeit laufen In-vitro- und In-vivo-Versuche zur Eignung von Zirkonoxid als Implantatmaterial. Inzwischen sind diverse Implantate aus Zirkonoxidkeramik auf dem Markt erhältlich und zeigen auch eine gute Osseointegration (Wenz et al. 2008, Pieralli et al. 2017).

43.2.1 Reintitan

Titan (Ti) ist ein chemisches Element und gehört aufgrund seiner geringen Dichte von $4,5 \text{ g/cm}^3$ zu den Leichtmetallen. Es steht im Periodensystem in der IV. Nebengruppe. Gewonnen wird Titan aus den natürlichen Lagerstätten Titan-haltiger Minerale, insbesondere Rutil (TiO_2) und Ilmenit (FeTiO_3). Das Titan wird zunächst aus

den Rohstoffen in Form von $TiCl_4$ herausgelöst und dann im sogenannten Kroll-Verfahren unter Schutzgas mit Magnesium zu Reintitan und $MgCl_2$ umgesetzt.

43.2.1.1 Mechanische Eigenschaften

Wichtige Kenngrößen für die Beurteilung der mechanischen Eigenschaften von metallischen Implantatwerkstoffen sind der Elastizitätsmodul und die Dehngrenze. Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für die Steifigkeit eines Werkstoffes, das heißt ein Maß für den Widerstand, den ein Werkstoff einer elastischen Verformung entgegensetzt. Die Dehngrenze gibt an, bei welcher Spannung, das heißt bei welcher Kraft bezogen auf den jeweiligen Querschnitt der Probe die plastische Deformation beginnt. Da der Übergang zwischen dem rein elastischen und dem elastisch-plastischen Verhalten oft schwer zu ermitteln ist, wird derjenige Wert als Dehngrenze angegeben, bei dem bereits eine leichte plastische Verformung von 0,2 % der Ausgangslänge erfolgt ist. Der so ermittelte Wert wird dann entsprechend als 0,2-%-Dehngrenze bezeichnet.

Je niedriger die Werte von Elastizitätsmodul und Dehngrenze sind, umso stabiler muss eine Konstruktion ausgelegt sein, damit das Bauteil nicht versagt.

Der Elastizitätsmodul von Reintitan liegt bei etwa 100 GPa, das entspricht beispielsweise den Werten von hochgoldhaltigen Dental-Legierungen. Die Dehngrenze von Titan weist eine große Bandbreite von 170–520 MPa auf, eine Streubreite, die sich ebenfalls – in Abhängigkeit von der jeweiligen Zusammensetzung – bei den dentalen Edelmetall-Legierungen findet. Die Streubreite bei Titan ist mit folgendem Effekt erklärbar: Titan hat eine große Affinität zu Sauerstoff, der in Spuren in den Werkstoff aufgenommen wird.

Daneben löst sich Eisen gut als Spurenelement in Titan. Je nach dem Gehalt an diesen beiden Elementen erreicht das Reintitan unterschiedliche Werte für die Dehngrenze und wird in unterschiedliche Grade eingeteilt (Tab. 43-1). Zusätzlich kann durch eine Kaltverformung, also durch Umformung wie Ziehen und Pressen eine Festigkeitssteigerung des Titans erreicht werden. Die mechanische Einwirkung führt zu einer Deformierung der Körner im Gefüge und damit zu massiven Spannungen im Kristallgitter, so dass die Gitterebenen nicht mehr so leicht übereinander gleiten können. Eine plastische Verformung findet deshalb erst bei einer höheren Spannung statt. Die höchste Verfestigung von Reintitan wird also erzielt, wenn Titan Grad 4 zusätzlich kaltverformt wird.

In der Mundhöhle sind die Materialien wechselnden Lasten ausgesetzt. Diese intermittierenden Kräfte sind für das Material schädlicher, weshalb die Festigkeit bei Wechsellast als Faustregel auf 50 % der statischen Bruchfestigkeit zurückgeht. Titan-Implantate frakturieren eher selten (Green et al. 2002). Gehäuft treten Frakturen an Extensionen von Brücken auf (Luterbacher et al. 1999). Typischerweise erfolgen die Frakturen nach jahrelanger Funktion. Mikrorisse im Werkstoff wachsen durch die intermittierende Belastung in sehr kleinen Schritten und erst dann, wenn ein kleiner Restquerschnitt verbleibt, kommt es bei vergleichsweise geringer Belastung zum kompletten Versagen.

43.2.2 Titanlegierungen

Kaltverformtes Titan Grad 4 weist eine mechanische Festigkeit auf, die für die eigentlichen Implantatkörper ausreichend ist, für die kleindimensionierten Schrauben und Aufbauteile aber zum Teil nicht genügt. Eine weitere Verfestigung von

Tab. 43-1 Zusammensetzung (in Masse-Prozent) und Dehngrenze der einzelnen Titanqualitäten (KV = kaltverformt; max = Maximum; min = Minimum).

ISO 5832	N max	C max	H max	Fe max	O max	Al	V	Nb	0,2%-Dehngrenze (MPa) min
Grad 1	0,03	0,1	0,012	0,15	0,18				170
Grad 2	0,03	0,1	0,012	0,20	0,25				230
Grad 3	0,05	0,1	0,012	0,25	0,35				300
Grad 4	0,05	0,1	0,012	0,30	0,45				440
Grad 4 KV	0,05	0,1	0,012	0,50	0,45				520
Ti6Al4V	0,05	0,08	0,015	0,30	0,20	5,5–6,75	3,5–4,5		780
Ti6Al7Nb	0,05	0,08	0,009	0,15	0,20			6,5–7,5	800

Titan kann nur über das Zulegieren von anderen Metallen erreicht werden. Als Implantatwerkstoff bereits lange bekannt ist die Legierung Ti6Al4V. Die Symbole besagen, dass dem Titan als Basis dieser Legierung 6 Masseprozent Aluminium (Al) und 4 Masseprozent Vanadium (V) zulegiert sind. Mit diesen Zusätzen wird die im Reintitan bei 882 °C erfolgende Umwandlung der kubisch-raumzentrierten Hochtemperaturphase zur hexagonalen Tieftemperaturphase teilweise unterbunden (Freese et al. 2001). Die Tieftemperaturmodifikation wird auch als α -Phase und die Hochtemperaturmodifikation als β -Phase bezeichnet. Deshalb findet man in der Literatur die Bezeichnungen (α - β)-Legierung oder (α - β)-Titan, weil beide Phasen nebeneinander existieren. Die gleichzeitige Existenz von α - und β -Phase führt zu Gitterverspannungen und damit gegenüber dem Reintitan zu einer deutlichen Erhöhung der Dehngrenze. Die Zytotoxizität von Vanadium (Valko et al. 2005) führt allerdings zu Vorbehalten gegenüber der Legierung Ti6Al4V. In einer In-vitro-Untersuchung mit Gingiva-Fibroblasten zeigte sich eine Tendenz zur Abkuglung und einer geringeren Ausbreitung der Zellen auf der Legierungsoberfläche im Vergleich zu einer Reintitanoberfläche, was die Autoren mit der Zytotoxizität von Vanadium erklären (Eisenbarth et al. 1996).

Als Alternative zur Legierung Ti6Al4V wird von den Implantatherstellern zunehmend die Legierung Ti6Al7Nb verwendet, die statt 4 Masseprozent Vanadium 7 Masseprozent Niobium (Nb) enthält (Lenz und Lenz 2002). Die technischen Daten der Legierung liegen im gleichen Bereich wie bei Ti6Al4V (Freese et al. 2001). Nb ist als biokompatibles Metall bekannt, die Korrosionsrate von Ti6Al7Nb ist deutlich niedriger als diejenige von Ti6Al4V und sogar vergleichbar mit derjenigen von Reintitan (Kobayashi et al. 1998).

Aktuell werden Implantate aus einer Titan-Zirkonium-Legierung (Roxolid, Straumann, CH-Basel) angeboten. Nach Herstellerangaben weist diese Legierung eine höhere mechanische Stabilität auf als Titan Grad 4 KV (vgl. Tab. 43-1).

43.2.2.1 Biokompatibilität

Biologische Reaktionen nach Inkorporation metallischer Restaurationen können nur durch Metallionen ausgelöst werden und sind somit die Folge von Korrosionsvorgängen im biologischen Milieu. Titan zeichnet sich durch eine hervorragende Biokompatibilität aus. Das konnte in zahlreichen In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen im Labor nachgewiesen werden (Lautenschlager und Monaghan 1993) und spiegelt sich auch in den hohen klinischen Erfolgsraten wider.

Die Ursache für das edle Verhalten von Titan, das in der elektrochemischen Spannungsreihe eigentlich den unedlen Metallen zugeordnet wird, liegt in der extrem starken Affinität zum Sauerstoff. Bereits innerhalb von Nanosekunden bildet sich auf einer frischen Titanoberfläche eine Oxidschicht aus, die das Metall passiviert und gegen aggressive Medien inert macht (Textor et al. 2001).

Deshalb zeigt Titan im In-vivo-Korrosionsversuch als Implantat im Gewebe den niedrigsten Korrosionsstrom, was gleichbedeutend ist mit dem höchsten Korrosionswiderstand. Neben der raschen Passivierung des Materials ist aber auch die starke Affinität der in Lösung gegangenen Ti^{4+} -Ionen zu den OH^- -Ionen relevant. Das Ti^{4+} -Ion bindet zum Ladungsausgleich vier OH^- -Gruppen relativ fest und steht deshalb nicht mehr als freies Metallion für die Bildung von Metallo-Protein-Komplexen zur Verfügung.

Trotz dieser positiven Aspekte wird gelegentlich der Verdacht geäußert, dass auch durch Titan Sensibilisierungen und allergische Reaktionen ausgelöst werden könnten. Einzelne Fälle von allergischen Reaktionen gegen Titan werden berichtet (Tschernitschek et al. 2005), in einer klinischen Untersuchung wurde dieser Aspekt erstmals systematisch überprüft (Sicilia et al. 2008). 35 Patienten aus einem Pool von 1.500 Patienten wurden als Risikogruppe identifiziert. 16 dieser Patienten zeigten nach einer Implantation oder einem unerklärlichen Implantatverlust eine allergische Symptomatik, 19 wiesen anamnestisch eine Allergie gegen andere Substanzen auf oder waren einer starken Titanexposition ausgesetzt. Kutan- und Epikutantests wurden als Allergietest durchgeführt. Bei 9 Patienten wurde eine Titanallergie festgestellt. 8 Patienten davon stammten aus der Gruppe mit einer allergischen Symptomatik, 1 Patient aus der Gruppe mit Titanexposition oder allergischer Disposition. In einer Kontrollgruppe aus 35 Probanden, die zufällig in der allergologischen Klinik ausgewählt worden war, zeigte keiner der Probanden eine Reaktion auf Titan. Bezogen auf die Ausgangszahl von 1.500 Patienten ergab sich eine Prävalenz von 0,6 %. Titanallergien treten demnach auf, sind aber extrem selten.

Befürchtet wird, dass ein zunehmender Kontakt zu Titan die Prävalenz weiter ansteigen lassen kann. Neben den dentalen Implantaten wird Titan auch für Gelenkersatz verwendet, was zu einem großflächigen Kontakt mit Titan führt. Beobachtet wird beispielsweise eine Anreicherung von Titan im periimplantären Gewebe von Hüftgelenken aus der Titanlegierung Ti6Al4V (Dorr et al. 1990). Eine weitere mögliche Kontaktquelle sind Sonnencremes, in denen Ti-Oxide als stark lichtbrechende Substanzen enthalten sind, die für den entsprechenden Lichtschutzfaktor sorgen und aufgrund ihrer großflächigen Anwendung auf der Haut bei gleichzeitiger intensiver Sonneneinstrahlung und daraus folgenden Entzündungsreaktionen verstärkt in die Haut eindringen könnten.

Ein aktueller Übersichtsartikel bestätigt, dass Titanpartikel und Abbauprodukte von Titan in oralen und nicht oralen Geweben nachgewiesen werden konnten. Diese Partikel werden im sogenannten Prozess der Tribokorrosion von der Oberfläche der Implantate freigesetzt. Tribokorrosion beinhaltet mechanische Verschleiß- und Umweltfaktoren, insbesondere den Kontakt mit chemischen Mitteln und die Interaktion mit Substanzen, die von anhaftenden Biofilmen und Entzündungszellen produziert werden. In vitro können Titanpartikel die Zellfunktion beeinträchtigen und Entzündungen fördern. Eine zeitliche Verbindung zwischen der Exposition gegenüber Titan und dem Auftreten von Gewebereaktionen deutete in einer begrenzten Anzahl von Fällen auf eine Überempfindlichkeit hin (Mombelli et al. 2018).

Titanpartikel werden häufig in gesunden und erkrankten periimplantären Schleimhäuten nachgewiesen und mit niedrigen Werten auch in der Gingiva von

Personen ohne Titan-Implantate. Anstatt der Auslöser einer Erkrankung zu sein, könnten höhere Konzentrationen von Titan im Rahmen einer Perimplantitis die Folge des Vorhandenseins von Biofilmen und Entzündungen sein (Mombelli et al. 2018).

Hieraus lässt sich schließen, dass es einen Zusammenhang zwischen Biokorrosion, Vorhandensein von Titanpartikeln und biologischen Implantatkomplikationen gibt. Allerdings gibt es keine ausreichenden Beweise, um eine unidirektionale kausale Beziehung nachzuweisen (Mombelli et al. 2018).

Für die klinische Anwendung bedeutet dies, es geht kein erhöhtes Risiko von Titanpartikeln aus, das die Empfehlung für ein anderes Implantatmaterial nach sich ziehen würde. Weiter besteht keine Veranlassung für immunologische Tests bezüglich des Implantatmaterials im Rahmen der Implantatplanung und Nachsorge (Schliephake et al. 2018).

43.2.2.2 Osseointegration

Das Ziel der Implantologie, die Osseointegration, wird entscheidend durch das Interface Knochen/Implantat beeinflusst. Erfolg oder Misserfolg spielen sich an dieser Grenzfläche ab. Viele Faktoren beeinflussen den Erfolg der Implantation. Von der Seite des Implantates sind dies Material, Form, Topographie der Oberfläche und Oberflächenchemie. Dazu kommen Faktoren wie Art und Ausmaß der Belastung, die chirurgische Technik und patientenspezifische Aspekte wie Knochenangebot und Knochenqualität (Puleo und Nanci 1999).

Voraussetzung für eine erfolgreiche Implantation ist die Bildung von physiologischem Knochen an der Grenzfläche zum Implantat. Eine bindegewebige Einscheidung findet dabei nicht statt, weshalb man nach erfolgreicher Osseointegration auch nicht von einer Fremdkörperreaktion im Sinne einer Abkapselung des Fremdkörpers Implantat sprechen sollte (Davies 2019). Im Zusammenhang mit der Osseointegration von Titan-Implantaten müssen aus materialkundlicher Sicht zwei Parameter diskutiert werden, die Auswirkung auf die Osseointegration haben: Die Oberflächenmorphologie und die Oberflächenchemie. Die Oberflächenchemie ist primär durch den Werkstoff bedingt, kann aber durch Beschichtungen und Modifikationen in der Zusammensetzung sowie bestimmte Formen der Aktivierung noch verändert werden.

Oberflächenmorphologie

Die Oberflächenmorphologie des Implantates wird immer wieder als ein entscheidender Einflussfaktor für die Geschwindigkeit der Knochenapposition während der Einheilungsphase des frisch gesetzten Implantates gesehen. Allerdings ist die Literatur in Bezug auf die Korrelation zwischen Oberflächenrauigkeit und Knochen-Implantat-Kontakt nicht einheitlich (Shalabi et al. 2006). Dennoch deuten die Daten darauf hin, dass eine größere Oberflächenrauigkeit zu einer besseren Osseointegration führt, wenn Parameter wie Knochen-Implantat-Kontakt, Ausstoßkraft oder Ausdrehmoment zur Bewertung der Qualität der Osseointegration herangezogen werden. Wo allerdings das Optimum der Rauigkeit wirklich liegt, ist schwer zu sagen, da die verschiedenen Untersuchungen, die dieser Fragestellung nachgegangen sind, zu heterogen angelegt sind.

Besonders wertvoll ist in diesem Zusammenhang die Untersuchung von *Wennerberg et al.* (1998). Implantate mit einer maschinell gedrehten Oberfläche wurden auf einer Hälfte mittels Korundstrahlen aufgeraut, wobei drei verschiedene Körnungen von Aluminiumoxidpartikeln verwendet wurden, um drei verschiedene

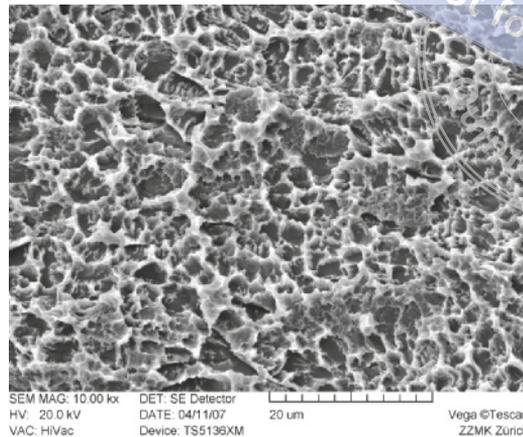


Abb. 43-1 Straumann-Implantat, rasterelektronenmikroskopische Darstellung der SLA-Oberfläche.

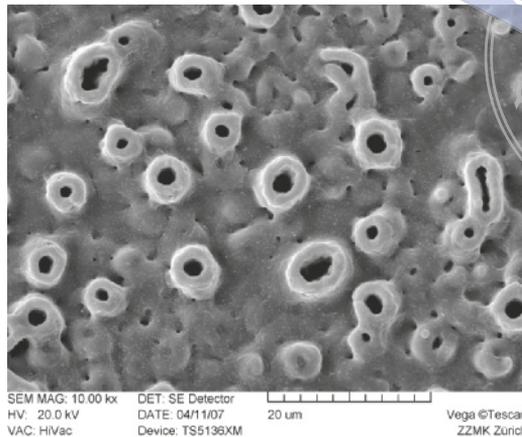
Oberflächenrauigkeiten mit Rautiefen von 1,2 µm, 1,4 µm und 2,2 µm zu erhalten. Die Implantate wurden in der Tibia von Kaninchen eingesetzt. Nach 12 Wochen erfolgte die histomorphometrische Analyse. Der Knochen-Implantat-Kontakt war bei den angerauten Oberflächen stärker als bei der gedrehten Oberfläche. Im Vergleich der drei unterschiedlich angerauten Oberflächen schnitt die mittlere Rautiefe von 1,4 µm am besten ab. Die Ergebnisse beweisen, dass die Oberflächenmorphologie einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die Osseointegration hat und einer rauen Oberfläche gegenüber der gedrehten eindeutig der Vorzug zu geben ist. Das Besondere am Design dieser Untersuchung ist die Tatsache, dass erstmals zwei verschiedene Oberflächen, nämlich die gedrehte und eine korundgestrahlte Oberfläche, an einem Implantationsort miteinander verglichen wurden und somit die Beeinflussung der Ergebnisse durch unterschiedliche Implantationsorte, unterschiedliche Knochenqualitäten und unterschiedliche chirurgische Techniken ausgeschlossen werden konnte.

Der Einheilungsprozess ist auf einer gedrehten Oberfläche gegenüber rauen Oberflächen deutlich verlangsamt, weil die Knochenneubildung als sogenannte Distanzosteogenese von der Osteotomiefläche ausgeht. Bei Hunden wurden pro Tag 0,6–1 µm Knochen gebildet. Anders verläuft die Knochenneubildung auf rauen Oberflächen. Auf der osteokonduktiven Oberfläche des Implantates entsteht im Sinne einer Kontaktosteogenese eine zweite Knochenbildungsfront, die mit einer Geschwindigkeit von 30 bis 50 µm pro Tag einen deutlich höheren Anteil an der Knochenneubildung ausmacht (Abrahamsson et al. 2004).

Bei Straumann-Implantaten wird die Oberfläche korundgestrahlt und anschließend geätzt, wodurch ein feineres Relief entsteht (Abb. 43-1). Diese Oberfläche erlaubt eine frühe Belastung nach 6 Wochen, vorausgesetzt, der Patient ist gesund und es gibt ein ausreichendes Knochenangebot und eine ausreichende Knochenqualität (Cochran et al. 2002). Der Halsbereich, also die Durchtrittsstelle durch das Weichgewebe, wird nicht angeraut, sondern poliert.

Ein anderer Weg zur Erzeugung einer geeigneten Oberflächenmorphologie wird von Nobel Biocare mit der TiUnite-Oberfläche gegangen (Hall und Lausmaa 2000). Eine poröse Oxidschicht wird mittels anodischer Oxidation aufgebracht. Die Dicke der Oxidschicht, ihre Mikrostruktur und ihre Zusammensetzung werden über die Prozessparameter wie Zusammensetzung des Elektrolyten, das anodische Potential, die Stromstärke, die Temperatur und die Elektrodenform gesteuert. An

Abb. 43-2 Replace-Implantat (Nobel Biocare), rasterelektronenmikroskopische Darstellung der TiUnite Oberfläche.



der Oberfläche entstehen zahllose offene Porositäten, größere Porositäten wachsen sogar wie Krater 2–5 µm auf der Oberfläche auf (Abb. 43-2). Die Rauigkeit wächst kontinuierlich vom gedrehten oberen Teil bis zum apikalen Ende des Implantates an. Die Zusammensetzung der Oxidschicht wird wie folgt angegeben: 15 % Ti, 55 % O, 20 % C, 5 % P, 1 % S und 1 % Si. Mit Röntgenmethoden konnte teilkristallines TiO₂ nachgewiesen werden.

Im Tierversuch zeigte die Messung des Ausdrehmomentes deutlich höhere Werte für die TiUnite-Oberfläche im Vergleich zur gedrehten Oberfläche (Henry et al. 2000). Die Momente lagen bei 98 Ncm für die poröse Oberfläche und 55 Ncm für eine gedrehte Oberfläche. Mittels Resonanz-Frequenz-Analyse konnte nachgewiesen werden, dass die Implantatstabilität mit der anodisch oxidierten Oberfläche über einen Beobachtungszeitraum von 6 Wochen stabil blieb, während sie bei der gedrehten Oberfläche nach 3 Wochen abfiel und erst nach 6 Wochen wieder den Wert der anodisch oxidierten Oberfläche erreichte (Rompen et al. 2000). Daraus kann gefolgert werden, dass die poröse TiUnite-Oberfläche im Vergleich zur gedrehten Oberfläche das Risiko einer Implantatlockerung durch Fehlbelastung während der Einheilphase reduziert und damit eine frühere Belastung erlaubt.

Oberflächenbeschichtung

Um die Knochenapposition zu beschleunigen, wurden Titan-Implantate mit **Hydroxylapatit** beschichtet. Die Dicke der Beschichtung lag zwischen 50 und 100 µm, weshalb die Beschichtung leicht beschädigt werden konnte. Abgelöste Hydroxylapatit-Partikel wirkten als Auslöser einer Periimplantitis (Whitehead et al. 1993). Dünnere Schichten stabil an Titanoberflächen abzuschneiden, bedarf einer ausgefeilten Technologie (Tellemann et al. 2009). Heute werden Hydroxylapatit-Beschichtungen bei einigen im Handel befindlichen Systemen angeboten (z. B. Bicon, USA-Boston), spielen aber eher eine untergeordnete Rolle.

Eine neuere Methode der Implantatoberflächenbeschichtung beinhaltet die Ablagerung von Hydroxylapatitpartikeln als Nanopartikel. Durch die Vorbehandlung der doppeltgeätzten Titanoberfläche mit 3-Aminopropyltriethoxysilan und Hydroxylapatit-Kolloiden kommt es zu einer Ausfällung von Hydroxylapatit-Nanopartikeln mit einer Korngröße zwischen 20–40 nm auf der Oberfläche und einem chemischen Verbund mit TiO₂ (Nishimura et al. 2007). Die ersten Tier- und Humanuntersuchungen zeigten an derartig behandelten Titanoberflächen einen

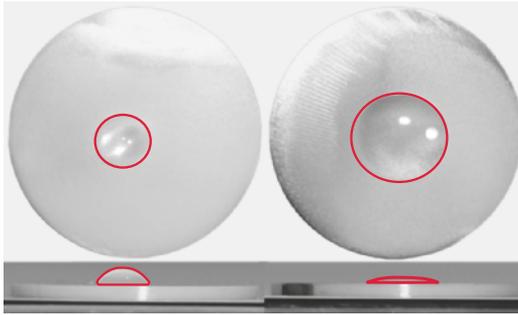


Abb. 43-3 Beispiel der Oberflächenaktivierung durch Behandlung mit UV-Strahlung. Die Bilder zeigen Zirkonoxidplättchen vor (links) und nach (rechts) der Funktionalisierung mit UV-Strahlung. Der deutlich veränderte Kontaktwinkel eines Wassertröpfchens auf der aktivierten Oberfläche macht die Konvertierung der Oberflächenbenetzbarkeit von hydrophob zu hydrophil deutlich.

deutlich höheren Knochen-Implantat-Kontakt sowie eine schnellere und bessere Osseointegration als an nicht behandelten, angeätzten Oberflächen (Telleman et al. 2009). Weitere klinische Untersuchungen werden jedoch zeigen müssen, ob diese Methode sich bewährt. Die Oberfläche ist unter dem Namen NanoTite (Biomet 3I, USA-Palm Beach Gardens) im Handel.

Oberflächenaktivierung

Um die Knochenapposition weiter zu beschleunigen, wird die SLA-Oberfläche der Straumann-Implantate zusätzlich chemisch aktiviert. Die Implantate werden nach dem **Ätzprozess** in isotonischer NaCl-Lösung gelagert, um eine Kontamination mit Molekülen aus der Atmosphäre zu vermeiden. Im Tierversuch mit Minipigs wurde nach 2 und 4 Wochen im Vergleich zur reinen SLA-Oberfläche ein deutlich höherer Knochen-Implantat-Kontakt beobachtet (Buser et al. 2004). Diese Oberfläche ist unter dem Namen SLActive im Handel.

Eine weitere Innovation in der Oberflächenaktivierung wurde durch die Behandlung mit **UV-Strahlung** möglich. Laboruntersuchungen zeigten, dass die Behandlung mit UVC-Strahlung die Kontamination der Implantatoberfläche durch Moleküle, wie beispielsweise Kohlendioxid, welches sich aus der Atmosphäre, z. B. der Luft der Implantatverpackung, an die Oberfläche lagert, beseitigt (Aita et al. 2009a). Zusätzlich wird die Benetzbarkeit der Oberfläche von hydrophob zu superhydrophil (Abb. 43-3), und die Oberflächenspannung von negativ zu positiv konvertiert (Att et al. 2009a,b). Durch diese Veränderungen werden die Oberflächen biofunktionalisiert. Die ersten Zell- und Tierstudien zeigten, dass photobiofunktionalisierte Implantatoberflächen zu einer deutlich besseren Osteoblastenreaktion (Abb. 43-4) sowie einem höheren Implantat-Knochen-Kontakt und einer stärkeren und schnelleren (bis zu 3mal) Osseointegration führen (Suzuki et al. 2009). Bevor diese Methode zur täglichen Anwendung empfohlen werden kann, müssen klinische Untersuchungen durchgeführt werden.

Magnesium scheint den Knochen-Implantat-Kontakt zu optimieren. In einem Versuch an Kaninchen wurden nach 6 Wochen die höchsten Ausdrehmomente erzielt, wenn die anodisch oxidierte Oberfläche etwa 9 Atom-% Magnesium enthielt (Sul et al. 2005).

Auch durch eine Flusssäure-Behandlung kann die Implantat-Oberfläche in Bezug auf eine Kontaktosteo-genese positiv beeinflusst werden (Ellingsen et al.

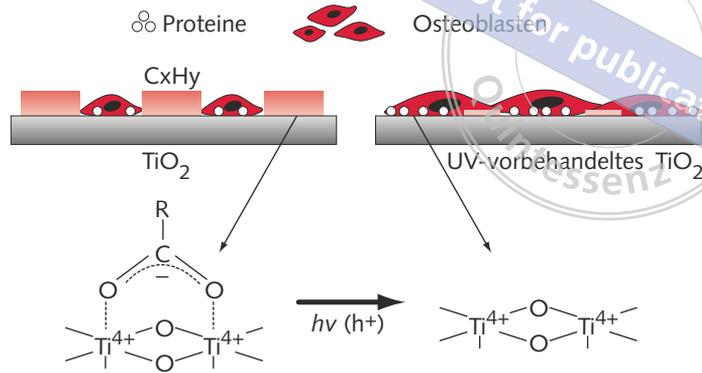


Abb. 43-4 Schematische Darstellung der vorgeschlagenen Fotofunktionalisierung von TiO_2 . Die Behandlung der Oberfläche mit UV-Strahlung reinigt sie von Kohlendioxidmolekülen und konvertiert die Oberflächenspannung von negativ zu positiv. Eine solche Fotogenerierung von TiO_2 -Oberflächen beschleunigt und verbessert Proteinanlagerungen sowie Osteoblastenadhäsion und -verteilung (Aita et al. 2009).

2004). Im Kaninchen kam es sowohl nach 1 Monat als auch nach 3 Monaten zu einem erhöhten Knochen-Implantat-Kontakt und analog dazu zu einer signifikanten Erhöhung der Ausdrehmomente. In einer prospektiven klinischen Untersuchung wurden nach 12 Monaten radiographisch keine Unterschiede zum Ausgangsbeobachtung beobachtet, das heißt das Knochenniveau hatte sich im Beobachtungszeitraum nicht verändert (Oxby et al. 2006). Diese Oberfläche ist unter der Marke OsseoSpeed (Astra Tech, Dentsply Implants Manufacturing, D-Mannheim) im Handel. In einer Tierstudie an Kaninchen konnte allerdings nachgewiesen werden, dass die OsseoSpeed-Oberfläche in den Ausdrehmomenten den Mg-modifizierten Oberflächen und der anodisch oxidierten TiUnite-Oberfläche unterlegen war (Sul et al. 2006).

43.2.2.3 Weichgewebeabschluss

Um ihre Funktion als Träger der Suprastruktur ausüben zu können, müssen Implantate die Mukosa penetrieren. Damit ein Implantat dauerhaft in situ verbleiben kann, muss diese Durchtrittsstelle durch das Weichgewebe so dicht sein, dass keine Mikroorganismen eindringen können (Rompen et al. 2006). Die Durchtrittsstelle durch das Weichgewebe hat eine Länge von 3–4 mm in Richtung der Implantatlängsachse, die sogenannte biologische Breite. Die biologische Breite setzt sich aus zwei Zonen zusammen, dem ca. 2 mm langen Epithelsaum und dem ca. 2 mm langen bindegewebigen Attachment (Berglundh und Lindhe 1996). Der Ursprung des Epithels liegt eindeutig in der oralen Mukosa, es ist histologisch weder mit dem Sulkusepithel noch mit dem Saume�ithel verwandt. Die Anheftung des Epithels erfolgt mit einer Basalmembran und Hemidesmosomen (Kawahara et al. 1998). Interessant ist, dass diese Strukturen zumindest in vitro leichter auf metallischen Oberflächen als auf Hydroxylapatit (Foti et al. 1999) oder keramischen Oberflächen (Räisänen et al. 2000) gebildet werden.

Die Adsorption von Fibronectin auf Titanoberflächen ist auf polierten Flächen doppelt so hoch wie auf geätzten oder korundgestrahlten und geätzten (SLA) Oberflächen (Foti et al. 1999). Auch die Zellproliferation erfolgt auf polierten Flächen stärker als auf korundgestrahlten oder säuregeätzten Flächen. Dies trifft so-

wohl auf Fibroblasten (*Hormia* und *Kononen* 1994, *Kononen et al.* 1992) als auch auf Epithelzellen aus humaner Gingiva (*Hormia et al.* 1991) zu. Die Epithelzellen scheinen sich bei zunehmender Rauigkeit der Oberfläche nur auf den erhöhten Arealen anzusiedeln und überspannen die Vertiefungen, ohne sich dort einzulagern (*Baharloo* 2005, *Di Carmine et al.* 2003).

43.2.2.4 Suprastrukturen für Titan-Implantate

Implantate ersetzen den enossalen Anteil des Zahnes, müssen aber noch mit einer Suprastruktur versorgt werden. Titan und Titanlegierungen gelten als inert und hoch korrosionsresistent. Werden Rekonstruktionen mit metallischen Anteilen verwendet, so entsteht ein galvanisches Element. Dann besteht trotz der Titanoxid-Schutzschicht das Risiko einer erhöhten Korrosionsrate. Insbesondere in Anteilen, die nicht mit Sauerstoff belüftet sind, also beispielsweise in Spalträumen, können sich Korrosionsprodukte bilden. In-vitro-Untersuchungen haben gezeigt, dass bei der Kombination von Titan-Implantaten mit Goldlegierungen das Titan als Anode reagiert und in Lösung geht, also den elektrochemisch schwächeren Partner stellt (*Reclaru et al.* 1994).

Interessant sind die Daten von In-vivo-Untersuchungen an Affen, denen in beiden Unterkieferseiten Implantate eingesetzt und dann die eine Seite mit einer Suprastruktur aus einer Goldlegierung, die andere Seite mit einer Suprastruktur aus Titan versorgt wurden (*Foti et al.* 1999). Nach Versuchsende wurden Gewebeproben in der Umgebung der Implantate entnommen. Auf der mit der Goldlegierung versorgten Seite fanden sich Titan-Ionen im Gewebe, auf der mit Titan versorgten Seite konnte keine erhöhte Metallionen-Konzentration nachgewiesen werden. Das Titan hat in diesem Fall gegenüber der Goldlegierung als Anode reagiert und Ionen freigesetzt.

43.2.3 Zirkonoxid

43.2.3.1 Mechanische Eigenschaften und Osseointegration

Im Zuge der Einführung von Zirkonoxid in die restaurative Zahnmedizin ist die Anwendung dieser Hochleistungskeramik auch für Implantate ins Auge gefasst worden. Zirkonoxid hat eine Biegefestigkeit im Bereich von 1000 MPa und liegt damit weit über den Werten anderer bekannter Materialien. Zirkonoxid weist neben der hohen Festigkeit eine weitere positive Eigenschaft auf: Die Bruchzähigkeit liegt deutlich höher als bei anderen Keramiken. Sie ist ein Maß für den Widerstand, den das Material einem fortschreitenden Riss entgegenstellt.

Die guten mechanischen Werte resultieren aus der sogenannten Umwandlungsverstärkung. Zirkonoxid liegt bei Raumtemperatur in einer monoklinen Kristallstruktur vor. Beim Aufheizen wandelt sich das monokline Gitter bei 1170 °C in ein tetragonales Gitter um, was mit einer Volumenabnahme von 4–5 % verbunden ist. Beim Abkühlen passiert das Umgekehrte. Die tetragonale Phase wird wieder zur monoklinen, das Volumen dehnt sich wieder um 4–5 % aus. Mit einem Zusatz von 3 Mol-Prozent Yttrium (Y) wird die Rückumwandlung tetragonal → monoklin aber unterbunden. Die tetragonale Phase bleibt bis Raumtemperatur stabil. Eine übermäßige mechanische Belastung kann aber, insbesondere an Risspitzen, diese Phasenumwandlung auslösen. Damit verbunden ist die Volumenzunahme, die nun zu einer Druckvorspannung führt. Dadurch wird der Riss quasi blockiert und an seiner weiteren Ausbreitung gehindert.

Der Nachweis einer ausreichenden Osseointegration dieser Implantate erfolgte in Experimenten an Affen über einen Beobachtungszeitraum von 2 Jahren (Akagawa et al. 1998). In einer weiteren, vergleichenden Untersuchung wurden Zirkonoxid- und Titan-Implantate in Affen gesetzt, nach 9 Monaten prothetisch versorgt und nach weiteren 5 Monaten zusammen mit dem umgebenden Gewebe explantiert. In der Histologie wurde der Knochen-Implantat-Kontakt ausgemessen. Die Werte von Titan- und Zirkonoxid-Implantaten waren vergleichbar (Kohal et al. 2004).

43.2.3.2 Klinische Bewährung

Inzwischen werden Zirkonoxid-Implantate als einteilige und zweiteilige Implantate von unterschiedlichen Herstellern angeboten und sind für die intraorale Anwendung am Menschen freigegeben. Dieser neue Implantat-Typ muss sich an den über Jahrzehnte dokumentierten sehr guten Langzeitergebnissen der Titan-Implantate messen lassen. Inzwischen liegen einige sehr gute klinische Kurzzeitergebnisse vor. In einem aktuellen systematischen Review konnten die Daten von insgesamt 326 Patienten mit 398 Zirkonoxid-Implantaten ausgewertet werden (Pieralli et al. 2017). Der Beobachtungszeitraum lag zwischen 12 und 60 Monaten. Die meisten Implantatverluste ereigneten sich innerhalb der ersten 12 Monate und besonders häufig innerhalb der Einheilungszeit. Für das erste Jahr konnte eine Implantat-Überlebensrate von 95,6 % angegeben werden. Ab dann wird eine jährliche Verlustrate von 0,05 % (bzw. 0,25 % nach 5 Jahren) angenommen. Weiter konnte ein marginaler Knochenverlust von 0,8 mm nach 12 Monaten berechnet werden. Dabei hatten weder die genaue Keramikzusammensetzung, das Implantatdesign (einteilige versus zweiteilige Implantate), die darauf verankerte Restaurationsform, die Durchführung kleinerer Knochenaufbauten während der Implantation, die Art der provisorischen Versorgung noch der Zeitpunkt der Belastung einen signifikanten Einfluss auf das periimplantäre Knocheniveau. Zusammenfassend zeigt dieses Review ein vielversprechendes Kurzzeitüberleben der Implantate und erfolgsversprechende marginale Knochenlevels um die Implantate. Allerdings weist der Artikel ausdrücklich darauf hin, dass noch weitere Daten und vor allem Langzeitdaten folgen müssen, um die Vorhersagbarkeit dieser Implantate zu bestätigen.

Für die klinische Praxis bedeuten diese Daten, dass von der Einzelzahnücke bis zum Ersatz von 3 nebeneinander stehenden Zähnen bei Zirkonoxid-Implantaten über eine mittelfristige Beobachtungszeit von 5 Jahren mit einem ähnlichen Erfolg wie bei Titan-Implantaten zu rechnen ist. Für erweiterte Indikationen sind aktuell keine klinischen Daten verfügbar. Aufgrund des nachgewiesenen fehlenden Einflusses der provisorischen Versorgung kann bei den einteiligen Implantaten eine sofortige provisorische Versorgung erfolgen und auf die Anfertigung sogenannter „Schutzschienen“ verzichtet werden. Nachdem einteilige Implantate im Rahmen der Implantation keinen vollständigen Wundverschluss ermöglichen, ist festzustellen, dass gleichzeitig durchgeführte kleinere Knochenaufbauten keine negativen Auswirkungen auf das periimplantäre Knocheniveau hatten (Pieralli et al. 2017).

43.2.3.3 Patientenentscheidung

Interessant ist abschließend die Frage: Für welche Patientengruppe sind Zirkonoxid-Implantate aktuell das Mittel der Wahl? Um diese Frage zu beantworten, seien kurz die wichtigsten Vor- und Nachteile der Zirkonoxid-Implantate zusammengefasst:

- Zirkonoxid-Implantate zeigen eine gute mittelfristige klinische Bewährung. Allerdings steht die von Titan-Implantaten bekannte Langzeitbewährung noch aus.
- Es gibt erste Anhaltspunkte dafür, dass die Weichgewebsadaptation der periimplantären Mukosa an Zirkonoxid-Implantaten besser ist als an Titan-Implantaten. Hierzu prüfte *Degidi et al.* (2006) die Weichgewebereaktion auf Zirkonoxid-Implantate an 5 Patienten. Die Autoren verglichen das Zirkonoxid mit Titan, indem sie Einheilkappen der jeweiligen Materialien verwendeten. Der Entzündungsgrad war mit Zirkonoxid signifikant niedriger als mit Titan.
- Zirkonoxid-Implantate sind „metallfrei und weiß“ im Vergleich zu den „dunklen“ Titan-Implantaten. Dadurch vermitteln sie bei einer dafür empfänglichen Patientengruppe das subjektive Gefühl einer verbesserten Biokompatibilität.
- Da aber ein lege artis gesetztes und versorgtes Implantat nicht durch die Schleimhaut hindurchschimmert, spielt zumindest der Farbaspekt nur bei kompromittierten Implantaten eine Rolle.

Es lässt sich zusammenfassen, dass es aktuell keinen medizinisch überzeugenden Vorteil für die Zirkonoxid-Implantate gegenüber den Titan-Implantaten gibt. Da auf der anderen Seite innerhalb der beschriebenen Indikationen aber auch nichts dagegenspricht, diese Implantate zu verwenden, liegt die Entscheidung letztendlich beim Patienten selbst. Patienten, die aus persönlichen Beweggründen „metallfrei“ und „weiß“ versorgt werden wollen, kann dieser Wunsch erfüllt werden. Aufgrund der vorliegenden Evidenz für Zirkonoxid-Implantate ist das hier zu vertretende Risiko überschaubar. Wichtig ist eine ausführliche Aufklärung des Patienten über die Vor- und Nachteile dieser Implantate im Vergleich zum Goldstandard, den Titan-Implantaten.

Literatur

- Abrahamsson I., Berglundh T., Linder E., Lang N.P., Lindhe J.: Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:381-392.
- Aita H., Att W., Ueno T., Yamada M., Hori N., Iwasa F. et al.: Ultraviolet light-mediated photofunctionalization of titanium to promote human mesenchymal stem cell migration, attachment, proliferation and differentiation. *Acta Biomater* 2009;5:3247-3257.
- Akagawa Y., Hosokawa R., Sato Y., Kamayama K.: Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: A clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; 80:551-558.
- Att W., Hori N., Iwasa F., Yamada M., Ueno T., Ogawa T.: The effect of UV-photofunctionalization on the time-related bioactivity of titanium and chromium-cobalt alloys. *Biomaterials* 2009a;30:4268-4276.
- Att W., Takeuchi M., Suzuki T., Kubo K., Anpo M., Ogawa T.: Enhanced osteoblast function on ultraviolet light-treated zirconia. *Biomaterials* 2009b;30:1273-1280.
- Baharloo B., Textor M., Brunette D.M.: Substratum roughness alters the growth, area, and focal adhesions of epithelial cells, and their proximity to titanium surfaces. *J Biomed Mater Res* 2005;74:12-22.
- Berglundh T., Lindhe J.: Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol* 1996;23:971-973.
- Brånemark P.-I.: Introduction to osseointegration. In: Brånemark P.-I., Zarb G.A., Albrektsson T (Hrsg.): *Tissue integrated prostheses – Osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence, Chicago 1985.

- Buser D., Broggin N., Wieland M., Schenk R.K., Denzer A.J., Cochran D.L., Hoffmann B., Lussi A., Steinemann S.G.: Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004;83:529-533.
- Cochran D.L., Buser D., ten Bruggenkate C.M., Weingart D., Taylor T.M., Berner J.-P., Peters F., Simpson J.P.: The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI® SLA implants. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:144-153.
- Davies J.E.: Is osseointegration a foreign body reaction? *Int J Prosthodont* 2019;32:133-136.
- Degidi M., Artese L., Scarano A., Perrotti V., Gehrke P., Piattelli A.: Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vacular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in periimplant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006;77:73-80.
- Di Carmine M., Toto P., Feliciani C., Scarano A., Tulli A., Strocchi R., Piattelli A.: Spreading of epithelial cells on machined and sandblasted titanium surfaces: an in vitro study. *J Periodontol* 2003;74:289-295.
- Dorr L.D., Bloebaum R., Emmanuel J., Meldrum R.: Histologic, biochemical, and ion analysis of tissue and fluids retrieved during hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1990;261:82-95.
- Eisenbarth E., Meyle J., Nachtigall W., Breme J.: Influence of the surface structure of titanium materials on the adhesion of fibroblasts. *Biomater* 1996;17:1399-1403.
- Ellingsen J.E., Johansson C.B., Wennerberg A., Holmen A.: Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2004; 19: 659-666.
- Foti B., Tavitian P., Tosello A., Bonfil J.J., Franquin J.C.: Polymetlism and osseointegration in oral implantology: Pilot study on primate. *J Oral Rehab* 1999;26:495-502.
- Freese H.L., Volas M.G., Wood J.R.: Metallurgy and technological properties of titanium and titanium alloys. In: Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P. (Hrsg.): *Titanium in Medicine*. Springer, Berlin 2001:31-35.
- Green N.T., Machtei E.E., Horwitz J., Peled M.: Fracture of dental implants: Literature review and report of a case. *Implant Dentistry* 2002;11:137-142.
- Henry, P.J., Tan A.E.S., Brent P.A., Hall J., Johansson C.: Removal torque comparison of TiUnite and turned implants in the Greyhound dog mandible. *Appl Osseointegr Res* 2000;1:15-17.
- Hormia M., Kononen M., Kivilathi J., Virtanen I.: Immunolocalization of proteins specific for adhaerens junctions in human gingival epithelial cells grown on differently processed titanium surfaces. *J Periodont Res* 1991;26:491-497.
- Hormia M., Kononen M.: Immunolocalization of fibronectin and vironectin receptors in human gingival fibroblasts spreading on titanium surfaces. *J Periodont Res* 1994;29:146-152.
- Kawahara A., Kawahara D., Hashimoto K., Takashima Y., Ong J.L.: Morphologic studies on the biologic seal of titanium dental implants. Report 1: In vitro study on the epithelialization mechanism around the dental implant. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1998;13:457-464.
- Kobayashi E., Wang T.J., Doi H., Yoneyama T., Hamanaka H.: Mechanical properties and corrosion resistance of Ti-6Al-7Nb alloy dental casting. *J Mater Sci Mater Med* 1998;9:567-574.
- Körber K.H., Ludwig K.: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Labor* 1983;31:55-60.
- Kohal R.J., Wenig D., Bächle M., Strub J.R.: Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: An animal experiment. *J Periodontol* 2004; 75:1262-1268.
- Kononen M., Hormia M., Kivilahti J., Hautaniemi J., Thesleff I.: Effect of surface processing on the attachment, orientation, and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium. *J Biomed Mater Res* 1992;26:1325-1241.
- Lautenschlager E.P., Monaghan P.: Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int J Dent* 1993;43:245-253.
- Lenz E., Lenz U.: Studie zum Einsatz einer Titan-Aluminium-Niob-Legierung in der zahnärztlichen Prothetik. *Quintessenz Zahntech* 2002;28:122-134.
- Luterbacher S., Fourmouis I., Lang N.P., Brägger U.: Fractured prosthetic abutments in osseointegrated implants. A technical complication to cope with. *Clin Oral Implants Res* 1999;11:163-170.

- Mombelli A., Hashim D., Cionca N.: What is the impact of titanium particles and bio-corrosion on implant survival and complications? A critical review. *Clin Oral Implants Res* 2018;29 Suppl 18:37-53.
- Nishimura I., Huang Y., Butz F., Ogawa T., Lin A., Wang J.C.: Discrete deposition of hydroxyapatite nanoparticles on a titanium implant with predisposing substrate microtopography accelerated osseointegration. *Nanotechnology* 2007;18:1-9.
- Osborn J.F.: Implantatwerkstoff Hydroxylapatit. Quintessenz, Berlin 1985.
- Oxby G., Lindquist J., Nilsson P.: Early loading of Astra Tech OsseoSpeed implants placed in thin alveolar ridges and fresh extraction sockets. *Appl Osseoint Res* 2006;5:68-72.
- Pieralli S., Kohal R.J., Jung R.E., Vach K., Spies B.C.: Clinical outcomes of zirconia dental implants: A systematic review. *J Dent Res* 2017;96:38-46.
- Puleo D.A., Nanci A.: Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 1999;20:2311-2321.
- Räisänen L., Kononen M., Juhanoj J., Varpavaara P., Hautaniemi J., Kivilahti J., Hormia M.: Expression of cell adhesion complexes in epithelial cells seeded on biomaterial surfaces. *J Biomed Mater Res* 2000;49:79-87.
- Reclaru L., Meyer J.M.: Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J Dent* 1994;22:159-168.
- Rompen E., da Silva D., Lundgren A.-K., Gottlow J., Sennerby L.: Stability measurements of double-threaded titanium implant design with turned and oxidized surface. An experimental resonance frequency analysis study in the dog mandible. *Appl Osseoint Res* 2000;1:18-20.
- Rompen E., Domken O., Degidi M., Pontes A.E.F., Piattelli A.: The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: A literature review. *Clin Oral Impl Res* 2006;17(Suppl 2):55-67.
- Schliephake H., Sicilia A., Nawas B.A., Donos N., Gruber R., Jepsen S., Milinkovic I., Mombelli A., Navarro J.M., Quirynen M., Rocchietta I., Schiodt M., Schou S., Stahli A. et al.: Drugs and diseases: Summary and consensus statements of group 1. The 5(th) EAO Consensus Conference 2018. *Clin Oral Implants Res* 2018;29 Suppl 18:93-99.
- Schroeder A., Pohler O., Sutter F.: Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschicht-Oberfläche. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 1976;86:713-727.
- Shalabi M.M., Gortemaker A., Van't Hof M.A., Jansen J.A., Creugers N.H.J.: Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. *J Dent Res* 2006;85:496-500.
- Sicilia A., Cuesta S., Coma G., Arregui I., Guisasola C., Ruiz E., Maestro A.: Titanium allergy in dental implant patients – a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clin Oral Impl Res* 2008;19:823-835.
- Sul Y.-T., Johansson C., Albrektsson T.: Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized Magnesium, TiUnite, and Osseotite implant surfaces. *Int J Prosthodont* 2006;19:319-328.
- Sul Y.-T., Johansson C., Wennerberg A., Cho L.-R., Chang B.-S., Albrektsson T.: Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: Surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure. *Int J Oral Maxillofac Impl* 2005;20:349-359.
- Suzuki T., Hori N., Att W., Kubo K., Iwasa F., Ueno T., Maeda H., Ogawa T.: Ultraviolet treatment overcomes time-related degrading bioactivity of titanium. *Tissue Eng Part A* 2009; 15:3679-3688.
- Telleman G., Albrektsson T., Hoffman M., Johansson C.B., Vissink A., Meijer H.J. et al.: Peri-implant endosseous healing properties of dual acid-etched mini-implants with a nanometer-sized deposition of CaP: A histological and histomorphometric human study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009.
- Textor M., Sittig C., Frauchiger V., Tosatti S.: Properties and biological significance of natural oxide films on titanium and its alloys. In: Brunette D.M., Tengvall P., Textor M., Thomsen P. (Hrsg.): *Titanium in Medicine*. Springer, Berlin 2001:31-35.
- Tschernitschek H., Borchers L., Geurtsen W.: Nonalloyed titanium as a bioinert metal – a review. *Quintessenz Int* 2005;36:523-530.
- Valko M., Morris H., Cronin M.T.: Metals, toxicity and oxidative stress. *Curr Med Chem* 2005;12:1161-1208.

- Wennerberg A., Hallgren C., Johansson C., Danelli S.: A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Impl Res* 1998;9:11-19.
- Wenz H.-J., Bartsch J., Wolfart S., Kern M.: Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants. A systematic review. *Int J Prosthodont* 2008;21:21-36.
- Whitehead R.Y., Lacefield W.R., Lucas L.C.: Structure and integrity of a plasma sprayed hydroxylapatite coating on titanium. *J Biomed Mater Res* 1993;27:1501-1507.