

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. GERHARD HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

ROTIERENDE OBERFLÄCHENBEARBEITUNG DENTALER MATERIALIEN

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Lisa Christine Föhring

2021

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. GERHARD HANDEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

ROTIERENDE OBERFLÄCHENBEARBEITUNG DENTALER MATERIALIEN

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Lisa Christine Föhring

2021

Dekan: Prof. Dr. Dirk Hellwig

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Helmut Schweikl

Tag der mündlichen Prüfung:

Hinweis

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein patent- oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	3
2	Grundlagen.....	5
2.1	Grundlagen zur rotierenden Bearbeitung.....	5
2.1.1	Drehmoment.....	5
2.1.2	Drehzahl.....	5
2.1.3	Durchzugskraft.....	5
2.1.4	Standzeit.....	5
2.1.5	Schnittgeschwindigkeit.....	6
2.1.6	Schneid- oder Schleifleistung.....	6
2.1.7	Torsion.....	6
2.1.8	Fliehkraft.....	6
2.2	Grundlagen zu Materialeigenschaften.....	7
2.2.1	Festigkeit.....	7
2.2.2	Oberflächenrauheit.....	7
2.2.3	Elastizitätsmodul.....	7
2.2.4	Härte.....	8
2.2.5	Bruch-/Risszähigkeit.....	8
3	Antriebsmittel.....	9
3.1	Winkelstücke und Handstücke.....	14
3.2	Turbine.....	19
3.3	Beleuchtung und Wasserkühlung.....	21
3.4	Hygiene und Pflege.....	24
4	Präparationsinstrumente.....	25
4.1	Grundwissen.....	25
4.1.1	Verwendete Materialien.....	28
4.1.2	Schaft.....	29
4.1.3	Schneidengeometrie und Verzahnungsart.....	30
4.1.4	Drehzahl und Anpressdruck.....	36
4.2	Klassifikation rotierender Instrumente.....	37
4.2.1	Bohrer.....	37
4.2.2	Fräser.....	39
4.2.3	Schleifende Instrumente: Schleifkörper, Schleifmittel.....	42
4.2.4	Polierer: keramische Polierkörper und elastische Polierkörper.....	45
4.2.5	Spezialinstrumente.....	47
4.2.6	Polierpasten und Polierbürsten.....	50
4.2.7	Arbeitsschutz und Unfallvermeidung.....	50
5	Bearbeitung und Politur von dentalen Kunststoffen.....	53
5.1	Harte Kunststoffe.....	54
5.1.1	Ausarbeitung von harten Kunststoffen.....	55
5.1.2	Politur von harten Kunststoffen.....	59
5.1.3	PAEK.....	62
5.2	Weiche Kunststoffe.....	64

5.2.1 Weichbleibende Kunststoffe.....	64
5.2.2 Thermoplastische Kunststoffe.....	67
5.3 Komposite.....	71
5.3.1 Materialeigenschaften.....	71
5.3.2 Ausarbeitung und Politur von CAD/CAM-Komposit.....	78
5.3.3 Bearbeitung der Verblendungs- und Füllungskomposite.....	80
5.3.4 Politur der Verblendungs- und Füllungskomposite.....	82
6 Bearbeitung und Politur von Dentalkeramiken.....	85
6.1 Materialeigenschaften der Dentalkeramiken.....	87
6.2 Silikatkeramik.....	92
6.2.1 Verarbeitung von Silikatkeramik.....	92
6.2.2 Politur von Silikatkeramik.....	95
6.2.3 Ausarbeitung und Politur der CAD/CAM-gefertigten glaskeramischen Restorationen.....	97
6.3 Oxidkeramik.....	98
6.3.1 Bearbeitung von Zirkoniumdioxid.....	98
6.3.2 Politur von Zirkoniumdioxid.....	101
6.3.3 Bearbeitung von Aluminiumoxid.....	104
6.3.4 Politur von Aluminiumoxid.....	104
7 Bearbeitung und Politur von Befestigungsmaterialien.....	106
7.1 Materialeigenschaften.....	106
7.2 Bearbeitung von Befestigungsmaterialien.....	112
7.3 Politur von Befestigungsmaterialien.....	114
8 Zusammenfassung.....	116
9 Literaturverzeichnis.....	119
9.1 Abbildungsverzeichnis.....	134
9.2 Tabellenverzeichnis.....	136
10 Danksagung.....	137
11 Lebenslauf.....	138

1 Einleitung

Die vergangenen Jahrzehnte zeichnen sich durch eine rasante Entwicklung in der Zahnmedizin, der hier verwendeten Werkstoffe und der Instrumente zur Bearbeitung der Werkstoffoberflächen aus. Besonders die Entwicklungen bei Keramiken und Kunststoffen stellen den Anwender vor immer neue Herausforderungen. Oft drängen neue Werkstoffe auf den Markt, für die erst passende Bearbeitungswerkzeuge entwickelt und evaluiert werden müssen. Daher ist es für Zahnärzte wie Zahntechniker besonders wichtig, zusätzlich zum Wissen um Eigenschaften und Einsatzmöglichkeiten neuer Materialien auch das Wissen über deren korrekte Bearbeitung stetig zu erweitern.

Nicht nur die Materialien, sondern auch die Präparationsinstrumente selbst haben einen hohen Einfluss auf die Oberflächenqualität und entwickeln sich entsprechend fortlaufend weiter. Die Langlebigkeit einer Konstruktion wird wesentlich von einer professionellen und fachgerechten Bearbeitung des Werkstoffs beeinflusst. Aus diesem Grund muss sich der Anwender stets selbstständig auf dem neuesten Stand halten und darf sich nicht ausschließlich auf vormals erworbenes Wissen verlassen. So kann ein falsch oder unzureichend bearbeitetes Material zu schwerwiegenden Schäden an der Gegenbeziehung führen und so eventuell Veränderungen im Kiefergelenksbereich auslösen.

Die aktuelle Fachliteratur trägt der Entwicklung nur bedingt Rechnung; es finden sich Darstellungen einzelner Werkstoffgruppen, jedoch keine aktuelle Zusammenführung der gewonnenen Erkenntnisse und Erfahrungen. Die vorliegende Arbeit soll einen Beitrag dazu leisten, diese Lücke zu schließen. Um immer auf dem neuesten Stand zu sein, sollten Wissenschaft und Industrie vermehrt Hand in Hand arbeiten. Auch Berufseinsteigern in der Zahnarztpraxis und im Dentallabor muss das Hintergrundwissen zu den Werkstoffen und zu deren Bearbeitung in einem Format zugänglich sein, das einerseits auf jahrelanger Berufserfahrung basierende Erkenntnisse, andererseits aber auch die neuesten Entwicklungen des Dentalmarkts vermitteln sollte.

Um die Komplexität der Materie zu erschließen, erscheint es sinnvoll, zunächst auf grundlegende physikalische Begrifflichkeiten und Prozesse, sowie Antriebsmittel und die

Charakteristik rotierender Präzisionsinstrumente und Materialien einzugehen. Ihre Verwendung bildet die Grundlage des zahnärztlichen und zahntechnischen Handelns. Da sich der Arbeitsplatz des Zahnarztes und des Zahntechnikers sowohl im Hinblick auf Antriebe und Präparationsinstrumente als auch auf mögliche Oberflächenkühlung und anzuwendende Drehzahlen bzw. Anpresskräfte unterscheidet, ist es von Bedeutung, die möglichen Effekte auf den Werkstoff zu kennen, um ein bestmögliches Arbeitsergebnis erzielen zu können und ungewollten Materialschäden vorzubeugen. So gilt es die werkstoffkundlichen Eigenschaften dentaler Kunststoffe, Keramiken und Befestigungsmaterialien genauer zu betrachten und die sich ergebenden Anforderungen an eine sachgerechte Bearbeitung zu unterstreichen.

Diese Arbeit dient zudem der Auswertung und Zusammenfassung des gegenwärtigen Forschungsstands sowie aktueller industrieller Empfehlungen im Hinblick auf die Bearbeitung der dentalen Kunststoffe, Keramiken und Befestigungsmaterialien mit rotierenden Instrumenten. Dabei soll eine mögliche Diskrepanz zwischen Forschung und Anwendung bei der Bearbeitung dentaler Werkstoffe chair- als auch labside untersucht werden. Auch sollen Antriebe und das rotierenden Instrumentarium in ihrer Funktionsweise grundsätzlich erörtert werden, um ein grundlegendes Verständnis und damit eine korrekte, werkstoffspezifische Anwendung sicherzustellen. Zudem werden mögliche alternative Bearbeitungswerkzeuge und -methoden für die spezifischen Materialoberflächen im Hinblick auf werkstoffkundliche Eigenschaften als Anwendungskompass aufgezeigt.

2 Grundlagen

2.1 Grundlagen zur rotierenden Bearbeitung

2.1.1 Drehmoment

Das Drehmoment in Nm beschreibt die Drehwirkung von Kraft auf einen Körper. Die Kraft greift dabei z.B. senkrecht zur Drehachse an einer rotationsfähigen Welle an. Durch das Drehmoment kann die Rotation erhöht oder vermindert werden (1). Beispielsweise erhalten Hand- und Winkelstücke ihr Drehmoment von einem Elektromotor. Dieses Drehmoment wird im Inneren des Übertragungsinstruments über- oder untersetzt und durch mehrfache Umlenkung auf das Präparationsinstrument übertragen (2).

2.1.2 Drehzahl

Die Drehzahl bewirkt die Anzahl der Umdrehungen pro Minute und wird in min^{-1} angegeben. Dies bedeutet, dass ein Instrument mit einer Drehzahl von 5 min^{-1} fünf Umdrehungen pro Minute um seine eigne Achse vollzieht (3). Jedem Präparationsinstrument ist ein optimaler Drehzahlbereich zugeordnet, um unnötigen Verschleiß, eine zu starke Temperaturentwicklung am Werkzeug bzw. Werkstück oder einen Rundlauffehler auf Grund von zu stark wirkenden Zentrifugalkräften zu verhindern (4).

2.1.3 Durchzugskraft

Durchzugskraft bezeichnet die Kraft in N, die ein Antrieb aufbringt, um ein Präparationsinstrument bei entstehendem bzw. sich erhöhendem Anpressdruck in Rotation zu halten. Luftantriebe weisen in der Regel eine geringere Durchzugskraft auf als Elektroantriebe (1).

2.1.4 Standzeit

Die Standzeit beschreibt den Gebrauchszeitraum eines Präparations-, Schleif- oder Polierinstruments in der die Schneid- oder Polierleistung bis zu einem festgelegten Maß besteht. Durch die mechanische aber auch thermische Belastung bei Benutzung wird das

Instrument kontinuierlich stärker verschlissen bis es stumpf oder verbraucht ist und ausgetauscht werden muss (1,6).

2.1.5 Schnittgeschwindigkeit

Die Schnittgeschwindigkeit berechnet sich aus der zurückgelegten Strecke einer Schneide in einer definierten Zeit. Dabei spielen der Durchmesser des Präparationsinstruments sowie die Drehzahl eine übergeordnete Rolle und es ergibt sich die Formel:

Schnittgeschwindigkeit = Drehzahl x Durchmesser.

Die resultierende Einheit ist m/min oder m/s. Durchmesser und Drehzahl müssen aufeinander abgestimmt sein, um eine optimale Schnittgeschwindigkeit zu erzeugen. Daher gilt: Je kleiner der Durchmesser des Präparationsinstrumentes ist, umso höher muss seine Drehzahl gewählt werden, um eine entsprechende Schnittgeschwindigkeit zu erzielen (6).

2.1.6 Schneid- oder Schleifleistung

Die Schneid- oder Schleifleistung wird als Abtragsmenge in einer bestimmten Zeit definiert. Neben der Drehzahl, Instrumentenschärfe, Anpressdruck und Vorschub sind auch die Zerspanbarkeit des zu bearbeiten Materials von Relevanz für eine bestmögliche Schneid- oder Schleifleistung (3,4).

2.1.7 Torsion

Torsion beschreibt das Verwinden eines rotierenden Gegenstands um die eigene Längsachse. Dies geschieht beispielsweise bei einem durch ein Winkelstück angetriebenes Präparationsinstrument. Die Torsion greift vor allem am Schaft an, wenn das Instrument gegen den Eindringwiderstand des Werkstücks arbeitet. Dabei kann es in Folge einer Überbelastung zu einem so genannten Torsionsbruch kommen (1,6).

2.1.8 Fliehkraft

Die Fliehkraft ist eine nach außen gerichtete Kraft senkrecht zur Drehachse, die bei Drehbewegung entsteht. Die Stärke der Fliehkräfte ist abhängig von der Rotationsgeschwindigkeit, der Masse des Körpers und dessen Radius (4). Dies hat besonders

bei drehenden Präparationsinstrumenten mit Rundlauffehlern Gewicht, da diese bei höheren Drehzahlen brechen oder verbiegen können und somit eine Verletzungsgefahr darstellen (7).

2.2 Grundlagen zu Materialeigenschaften

2.2.1 Festigkeit

Die Festigkeit eines Werkstoffs, gemessen in MPa, beschreibt die maximale Spannung, die ein Werkstoff entgegensetzt, bevor er sich verformt oder bricht (8). Je nach Größe, Form, Ausrichtung und Position bestimmen Materialdefekte maßgeblich die Festigkeit eines Stoffs. Besonders bei einem spröden Werkstoff wie Keramik kann es z.B. durch eine oberflächliche Schwachstelle zum Materialversagen durch Bruch kommen (9).

2.2.2 Oberflächenrauheit

Die Oberflächenrauheit, gemessen in μm , beschreibt den Zustand der geometrischen Unregelmäßigkeiten der Materialoberfläche. Die Rauheit kann durch Oberflächenbearbeitung verändert werden. Ziel einer effizienten Oberflächenbearbeitung ist es, die Rauheit immer weiter zu minimieren und so einen finalen Hochglanz zu erzeugen. Dabei ergibt sich bei Betrachtung des Rauheitsprofils zum einen die maximale Rautiefe (R_t) sowie der arithmetische Mittenrauwert (R_a). R_t beschreibt die Strecke (in μm) zwischen der größten Profilerhebung und -absenkung, wohingegen R_a den rechnerischen Mittelwert aus allen Abweichungen des Rauheitsprofils von der mittleren Linie entlang der Bezugsstrecke darstellt (1,10). Die kritische Schwelle der Oberflächenrauigkeit wird dabei mit $0,2 \mu\text{m}$ (R_a) definiert, um ein angenehmes Mundgefühl zu gewährleisten und eine Plaqueadhäsion so gering wie möglich zu halten (11,12,13).

2.2.3 Elastizitätsmodul

Das Elastizitätsmodul, gemessen in GPa, stellt den proportionalen Zusammenhang zwischen mechanischer Spannung (Kraft/Fläche) und Dehnung (Längenänderung/Ausgangslänge) eines Werkstoffs im elastischen Bereich dar. Es wächst mit dem Widerstand, den ein Material seiner linear-elastischen Deformation entgegensetzt (9,14). Das Elastizitätsmodul liegt bei etwa 100 GPa bei Edelmetalllegierungen und bei ca. 200 GPa bei Zirkoniumdioxid. Das heißt, die elastischen Verformungen an einer geometrisch identischen Restauration sind bei

gleicher Belastung einer Edelmetalllegierung etwa doppelt so groß wie bei einer Zirkoniumdioxid-Restauration (15).

2.2.4 Härte

Die Härte ist der Widerstand eines Werkstoffes gegen das Eindringen bzw. die plastische Verformung eines Körpers (1). Es wurden verschiedene Verfahren zur Härteprüfung entwickelt, um Stoffe klassifizieren zu können. Neben der Härteskala nach Mohs werden die Brinellhärte (HB), Vickershärte (HV), Härte nach Rockwell (HRC, HRB) oder Shore-Härte (HS-A bis D) angegeben, da diese im Gegensatz zur Härteskala nach Mohs die Härteunterschiede der einzelnen Werkstoffe objektiviert darstellen (6,9).

2.2.5 Bruch-/Risszähigkeit

Die Bruch- oder Risszähigkeit definiert den Widerstand eines Materials gegenüber einem Riss. Der materialspezifische, kritische Spannungsintensitätsfaktor K_{Ic} beschreibt die Spannung an der Spitze eines Risses bei dessen Überschreitung eine Rissausbreitung im Werkstoff stattfindet. Durch Materialdefekte oder Inhomogenität kann eine ansetzende Spannung schlechter verteilt werden und es kommt früher zum Bruch (1,9,16).

3 Antriebsmittel

Um eine Oberfläche optimal bearbeiten zu können, sind neben einer sehr guten Materialkenntnis auch die genaue Kenntnis von und Erfahrung mit dem erforderlichen Antrieb in Kombination mit dem passenden Übertragungselement sowie Präparationsinstrument von entscheidender Bedeutung.



Abbildung 1: An den Antrieb angestecktes Winkelstück (Übertragungselement) mit Präparationinstrument

Dabei sind Antrieb, Übertragungselement und Präparationsinstrument funktionell als Einheit zu sehen und sollten optimal aufeinander abgestimmt sein.

Antriebe werden generell entweder durch Luft oder elektrisch betrieben. Zusammen mit den verschiedenen Übertragungselementen lassen sich dadurch unterschiedlichste Drehzahlbereiche erzeugen und individuell einstellen.



Abbildung 2: Anschlüsse eines elektrischen und luftbetriebenen Antriebs

Bei einem Übertragungselement handelt es sich um ein Hand- oder Winkelstück, das sich durch die Übertragung der im Antrieb erzeugten Energie auf das Präparationsinstrument charakterisieren lässt. Wichtig ist neben der notwendigen Sterilisierbarkeit der Übertragungselemente auch die Wasserkühlung und die Beleuchtung der Objektoberfläche, da eine Wärmeentwicklung zum Schutz des Zahnes und des Werkstoffes zu vermeiden und dem Behandler die bestmögliche Sicht zu ermöglichen ist (1,3,17).

Luftbetriebene Antriebe nutzen Druckluft als Antriebsquelle für einen Turbinen- oder Lamellenmotor. Der Lamellenmotor überträgt die Bewegungsenergie direkt auf das Präparationsinstrument, ohne dass ein Übertragungselement zwischengeschaltet werden muss (3). Der Turbinenmotor hingegen benötigt ein zusätzliches Übertragungselement, da er zwar über eine höhere Ausgangsdrehzahl verfügt (400.000 min^{-1}), aber weniger Drehmoment vorweisen kann. Mittels des Übertragungselements sind aber auch hier im Vergleich zum Lamellenmotor ähnliche Drehzahlbereiche zu erzeugen. Nachteilig am Luftmotor ist eine

belastungsbedingte Verringerung der Drehzahl, so dass keine genaue Drehzahlsteuerung beim Arbeiten gewährleistet werden kann. Daher wurden Koppler und Kontrollbox entwickelt, die diesen Nachteil ausgleichen und ein konstantes Drehmoment sicherstellen sollen. (17,18)

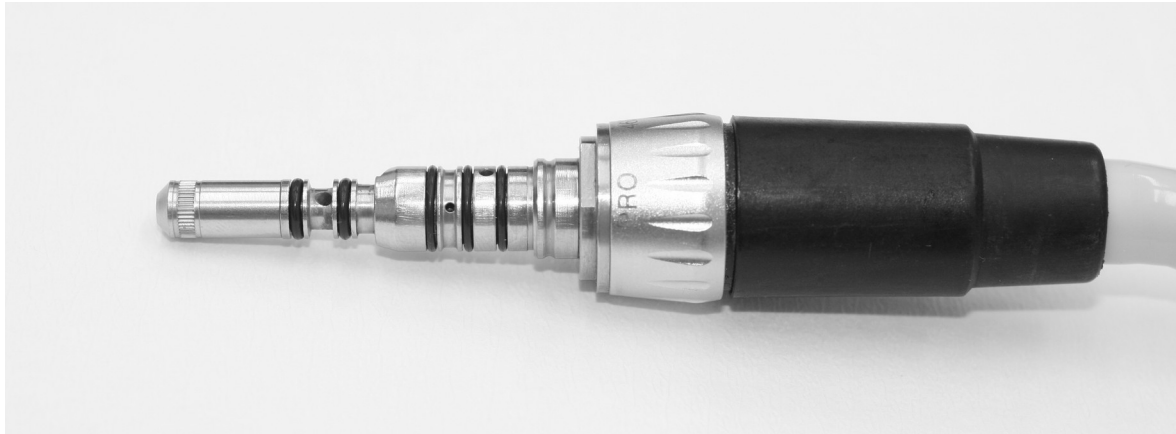


Abbildung 3: Adapter des luftbetriebenen Antriebs zum Anschließen einer Turbine

Der elektrische Antrieb funktioniert nach dem Gleich- oder Wechselstromprinzip. Der Mikromotor wird durch Luftkühlung vor dem Überhitzen geschützt. Der Drehzahlbereich für beide Systeme reicht bis 40.000 min^{-1} und das Drehmoment ist im gesamten Drehzahlbereich auch unter Belastung konstant bzw. kann eingestellt und reguliert werden. Folglich kann im Gegensatz zu den luftbetriebenen Motoren auch während der Anwendung die nötige Durchzugskraft sichergestellt werden (17).

Im Vergleich von Luft- und Elektromotor sind vor allem die geringere Geräuschintensität und die Regulationsfähigkeit der Drehzahl als Vorteile für den Elektromotor zu nennen. Der Luftmotor zeichnet sich durch seine simple Konstruktion sowie seine konstant niedrige Betriebstemperatur aus. Mikromotoren können beide Antriebsenergien nutzen (3).



Abbildung 4: Adapter des elektrischen Antriebs zum Anschließen eines Übertragungselements

Ein weiterer elektrisch betriebener Motor, der bei der rotierenden Oberflächenbearbeitung im Labor eine zentrale Rolle spielt, ist die Poliereinheit. Sie dient der Nass- und Trockenpolitur mit großen Polierbürsten, Schleifmitteln und Polierpasten. Die mittels einer Welle angetriebene Polierspindel überträgt die mehrstufig einstellbare Drehzahl von 1.500 oder 3.000 min^{-1} auf die aufgeschraubten Polierelemente (6,19).

In den vergangenen Jahren hat die CAD/CAM-Technik (computer-aided design/computer-aided manufacturing) immer mehr an Bedeutung gewonnen, daher spielen auch die Fräsmaschinen und deren Antriebe eine immer größere Rolle im Arbeitsalltag im Labor und in der Praxis. Da die Fertigung sowohl labside (im Labor) als auch chairside (an der Behandlungseinheit) möglich ist und Firmen in der Dentalbranche vorwiegend auf subtraktive Verfahren setzen, ist das Grundverständnis der CAD-Software als auch der CAM-Verfahren fundamental wichtig geworden (20). Zur CAD/CAM-Bearbeitung werden die Restaurationsmaße, die Auswahl des Materials bzw. des vorgefertigten Rohlings durch eine Software verarbeitet und mittels festgelegter Fräsprogramme an die Fräsmaschine übermittelt. Dieses CAD-Modell enthält die Konstruktionsdaten, welche an die CAM-Software übermittelt werden. Auf dieser Grundlage werden die Fräsbahnen und das Fräsprogramm mit allen technologischen Daten, wie z.B. Werkzeuge, Drehzahl, Vorschub

und Bearbeitungsrichtung, auch Frästemplate genannt, anhand des gewählten Materials für die CNC-Maschine (computer numeric control) erstellt (20,21).

Auch additive Fertigungsverfahren sind stark auf den Vormarsch, wie beispielsweise das Lasersintern von Materialpulver oder die Stereolithografie, bei der es zur gezielten Verfestigung von Acrylaten oder Epoxidharzen mittels Licht kommt. Da sie jedoch nicht auf einer rotierenden Bearbeitung basieren, werden sie an dieser Stelle nicht näher thematisiert (20).

Die CNC-Maschinen arbeiten mit verschiedenen Antrieben, die in der nachfolgenden Tabelle gegenübergestellt werden.

Motoren	Eigenschaften	Vor-/Nachteile
Schrittmotor	Einfacher Vorschubantrieb ohne Wegstreckenerkennung; hinterlegte Winkel für jeden Schritt der Motors	<ul style="list-style-type: none"> • Evtl. Schrittverlust durch externes Lastmoment und somit ungenaue Ergebnisse beim Fertigungsprozess
Servomotor	Servomotor und -regler bilden den Servoantrieb; Ist-Position und Soll-Position werden konstant abgeglichen	<ul style="list-style-type: none"> • hochpräzise • effizient
Torquemotor	Prinzipiell gewundener Linearmotor, direkte Kraftübertragung ohne Übersetzungen, Geometrie des Motors auf hohes Drehmoment ausgelegt	<ul style="list-style-type: none"> • Hohes Drehmoment • hohe Beschleunigungswerte • geringer Verschleiß • hohe Lebensdauer

Tabelle 1: Motoren von CNC-Maschinen (20)

Es wird zwischen 3-Achsen – und 5-Achsen-Systemen unterschieden. Zum Erstellen komplexer Oberflächenstrukturen wie Okklusalfächen sowie Unterschnitten ist ein 5-Achsen-Fräsen mit drei translatorischen Linearachsen und zwei rotatorischen Achsen nötig (21,22).

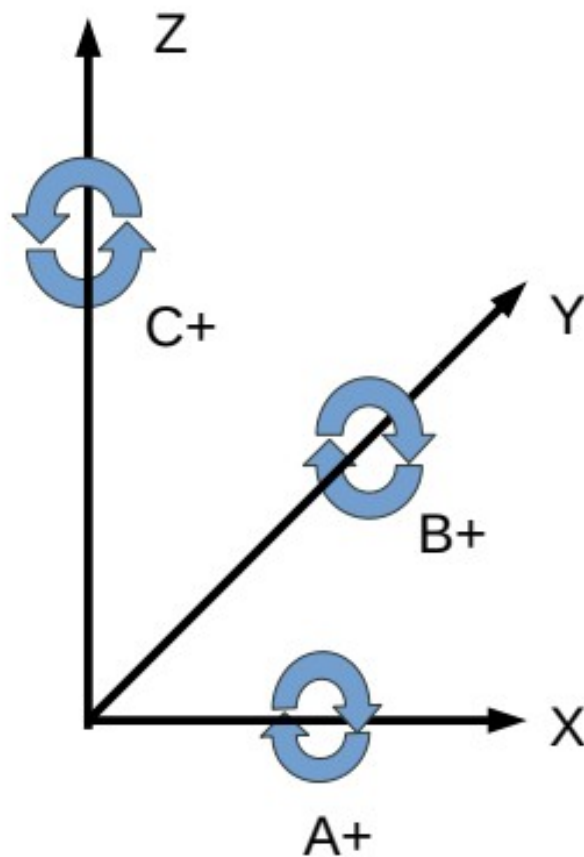


Abbildung 5: Die Linearachsen (X,Y,Z) und die Rotationsachsen einer CNC Maschine modifiziert nach (20)

3.1 Winkelstücke und Handstücke

Winkelstück und Handstück sind Übertragungselemente, die in Kombination mit dem Mikromotor ihre Anwendung finden. Sie übertragen die im Mikromotor entstandene Ausgangsdrehzahl auf das Präparationsinstrument.

Winkelstück

Winkelstücke gibt es in verschiedenen Übersetzungen für niedrige, mittlere und hohe Drehzahlbereiche. Daher wurde ein mehrstufiges System mit entsprechender Farbkodierung entwickelt (1):

- grünes Winkelstück: Übersetzung 6:1, niedriger Drehzahlbereich: 600- 6.700 min^{-1}
- blaues Winkelstück: Übersetzung 1:1, mittlerer Drehzahlbereich: 6.000- 40.000 min^{-1}
- rotes Winkelstück: Übersetzung 1:5, hoher Drehzahlbereich: 12.000- 200.000 min^{-1}



Abbildung 6: Verschiedene Winkelstücke

Darüber hinaus werden Sonderformen von Winkelstücken mit verschiedensten Übersetzungen angeboten, die sich händlerspezifisch unterscheiden können. In der Regel besteht ein Winkelstück aus einem Instrumentenkopf und einem Unterteil. Man unterscheidet zwei Winkelmerkmale: den Kniewinkel und den Kopfwinkel. Der Kniewinkel beschreibt die Krümmung des Unterteils und der Kopfwinkel den Winkel von Kopf zu Unterteil (23).

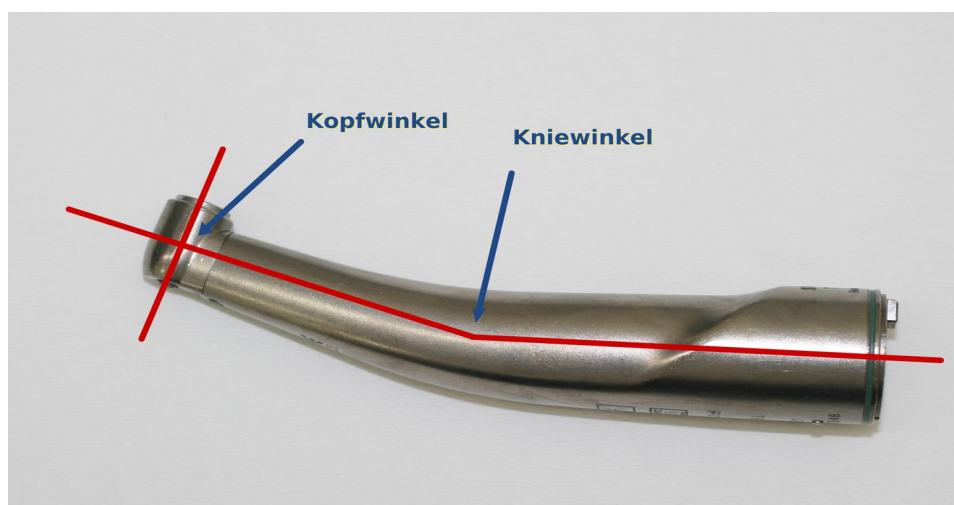


Abbildung 7: Winkel des Winkelstücks

Diese Abwinkelung soll die Arbeit des Behandlers im Patientenmund zu oftmals schwer zugänglichen Stellen erleichtern (25). In den Kopf lassen sich die verschiedenen Präparationswerkzeuge mittels eines Druckknopfs in ein Spannzangensystem einspannen. Dabei gibt es je nach Art des verwendeten Instrumentenschafts verschiedene Haltemechanismen. Am Kopf befinden sich auch die Ausgänge für das kühlende Wasserspray sowie der Lichtaustritt (3,24).



Abbildung 8: Innerer Aufbau eines Winkelstücks mit Getriebesystem, Lichtleiter, Kühlwasser- und Luftleitung

Um ein Winkelstück mit der speziellen Übersetzung sinnvoll auszuwählen, muss sich der Behandler vergegenwärtigen, welcher Drehzahlbereich für die Behandlungsindikation notwendig ist. Abgesehen vom Drehzahlbereich sind Schnittgeschwindigkeit und Anpressdruck entscheidend bei der Wahl des richtigen Winkelstücks in Kombination mit dem Präparationsinstrument (3).

Handstück



Abbildung 9: Handstück eines Zahntechnikers

Handstücke sind im Gegensatz zum Winkelstück mit gerader Achse konzipiert. Es erfolgt eine direkte Kraftübertragung auf die Spannzange, die sich über eine Gleitverbindung mit der zahnärztlichen Einheit verbinden lässt, so dass das jeweilige Präparationsinstrument in eine Rotationsbewegung versetzt werden kann. Über einen am Handstück befindlichen Drehmechanismus lässt sich die im vorderen Teil befindliche Spannzange öffnen und schließen und somit das Präparationsinstrument aufnehmen. Dort befindet sich auch der Austritt für Wasserspray und Licht (25).



Abbildung 10: Handstück für die chairside-Anwendung

Das Winkelstück wie auch das Handstück für die zahnärztliche Einheit werden über ein normiertes Stecksystem mit dem Mikromotor verbunden (1). Anders als das zahnärztliche Handstück ist das Handstück des Zahntechnikers nicht über ein Stecksystem mit dem Mikromotor verbunden. Dieser ist direkt im Maschinengehäuse untergebracht. Jedoch funktionell gleich wird bei beiden Handstücken die Spannzange über einen Drehmechanismus bedient und ein Rotor im Inneren des Gehäuses sorgt für den Antrieb. Über einen Fuß- oder Knieanlasser lässt sich hier der Drehzahlbereich stufenlos regulieren. Die Übersetzung ist im Normalfall 1:1 (6,25).

3.2 Turbine



Abbildung 11: Verschiedene Turbinen

Als luftbetriebenes Präparationswerkzeug wird die Turbine im hochtourigen Drehzahlbereich eingesetzt. Sie setzt sich aus einem Kopf mit Druckknopf zur Bedienung der Spannzange sowie Kühlsprayöffnungen bzw. einem Licht und einem Griff zusammen. Es wird zwischen dem Normal- und dem Miniaturkopf unterschieden. Durch die Griffhülse und den Hals wird die Druckluft zu einem im Kopf befindlichen Rotor geleitet und somit dort die Rotation Energie zum Antrieb des Präparationsinstruments erzeugt. Für die Turbine lassen sich nur Friction-Grip-Präparationsinstrumente verwenden, die durch Haftreibung im Turbinenkopf eingespannt werden können. Man unterscheidet Luftlager- und Kugellagerturbinen. Die Luftlagerturbine ist weniger durchzugskräftig, daher kommt es bei Kugellagerturbinen in geringerem Umfang zu einem belastungsbedingten Abfall der Drehzahl, was im Extremfall sogar zum Stoppen des Präparationsinstruments führen kann (3). Zwar wird die Ausgangsdrehzahl bei Turbinen mit bis zu 450.000 min^{-1} als sehr hoch angegeben, jedoch zeigt sich in der Anwendung, dass sie bei entsprechendem Anpressdruck um etwa die Hälfte abfällt und daher eher im Bereich $150.000 - 250.000 \text{ min}^{-1}$ liegt. Während dieses

Drehzahlabfalls wird nicht für eine effiziente Zerspanung der Zahnhartsubstanz gesorgt. Es kommt zu einer massiven Wärmeentwicklung, weshalb eine intensive Wasserkühlung mit mehr als 50 ml/min essentiell wichtig zum Schutz der zu bearbeitenden Zahnoberfläche ist. Daher ist – wie bei den Übertragungselementen – der Kopf mit ein bis vier Kühleisöffnungen ausgestattet. Aufgrund der beschriebenen Differenz von Ausgangs- und Arbeitsdrehzahl in Kombination mit dem jeweiligen Anpressdruck kann keine konstante Drehzahl, sondern nur ein Drehzahlbereich mit großer Variationsbreite erreicht werden (1,3,17).



Abbildung 12: Turbinenrad

Da mit der Turbine und dem elektrisch betriebenen Winkelstück zwei unterschiedliche Möglichkeiten der Bewegungsübertragung geschaffen wurden, ist es wichtig zu erwähnen, dass die Effizienz des Abtrags beim Winkelstück durch ein konstantes Drehmoment gleich oder höher ist als bei der Turbine. Besonders Glaskeramik, Amalgam und edle Metalllegierungen können mit dem Winkelstück folglich effizienter bearbeitet werden. Daher kommt es in Zahnarztpraxen immer häufiger zum Einsatz des Winkelstücks (26). In den USA sind Luftantriebe weiter verbreitet als in Europa, jedoch befindet sich auch hier das elektrische Winkelstück auf dem Vormarsch. Die Turbine wird durch ihr geringes Gewicht,

aber auch durch eine unangenehme Geräusentwicklung gekennzeichnet. Durch ihr geringes Drehmoment ist die Gefahr der Verletzung von Weichgeweben durch das Präparationsinstrument deutlich geringer, falls sich das Instrument im Gewebe verhaken sollte (27).

3.3 Beleuchtung und Wasserkühlung



Abbildung 13: Ansicht der Winkelstückköpfe und eines Turbinenkopfs mit unterschiedlichen Düsenöffnungen und Beleuchtung

Um optimale Arbeitsbedingungen zu schaffen, sollte neben dem Schutz der Pulpa vor Hitze auch eine gute Sicht für den Behandler gewährleistet sein. Daher wird die erforderliche Beleuchtungsstärke von ca. 18.000 – 25.000 Lux vom Mikromotor über einen Lichtleiter im Winkelstück an den Präparationsinstrument geleitet. Auch die Turbinen nutzen eine integrierte Beleuchtung. So können Schatten vermieden und Arbeitsfelder optimal ausgeleuchtet werden (1,17). Eine Wasserkühlung ist besonders bei hohen Drehzahlbereichen unabdingbar, da die Wärmeentwicklung auf der Oberfläche ohne eine Kühlung zu starken Material-, Zahnhartsubstanz- und Pulpaschäden führt. Dafür sorgt das in das Übertagungselement integrierte Kühlflüssigkeitssystem, welches das Kühlwasser zu den Düsen transportiert und das Präparationsinstrument benetzt (25). Wichtig ist in diesem Zusammenhang, dass eine Wassermenge von mindestens 50 ml/min zur Kühlung des Präparationsfeldes bereitsteht. Außerdem sollte das Kühlwasser das Präparationsinstrument vollständig benetzen (1). Daher ist die Spraydüsenanzahl und -anordnung am Kopf des

Winkelstücks bzw. an der Turbine von großer Relevanz, um eine möglichst gleichmäßige Benetzung gewährleisten zu können. Besonders überlange und ausladend gestaltete Präparationsinstrumente können oft nicht über die volle Arbeitsteillänge ideal gekühlt werden (3).



Abbildung 14: Winkelstück mit zwei Düsenöffnungen

Abbildung 15: Winkelstück mit drei Düsenöffnungen



Abbildung 16: Winkelstück mit vier Düsenöffnungen

3.4 Hygiene und Pflege

Wegen des direkten Patientenkontakts müssen Übertragungselemente und Turbinen nach dem Gebrauch dekontaminiert und instand gehalten werden. Dabei sollten die vom Hersteller angegebenen Pflege- und Hygieneschritte eingehalten werden, um eine zweckmäßige und hygienisch einwandfreie Wartung zu gewährleisten. Da sowohl innen als auch außen eine Kontamination besteht, muss im ersten Schritt eine Außenreinigung und Desinfektion erfolgen. Im nächsten Schritt wird eine Innenreinigung und Ölung durchgeführt. Als Drittes folgt die Sterilisation durch Dampf- oder Heißluftsterilisation oder Außen- bzw. Innendesinfektion (1,28).

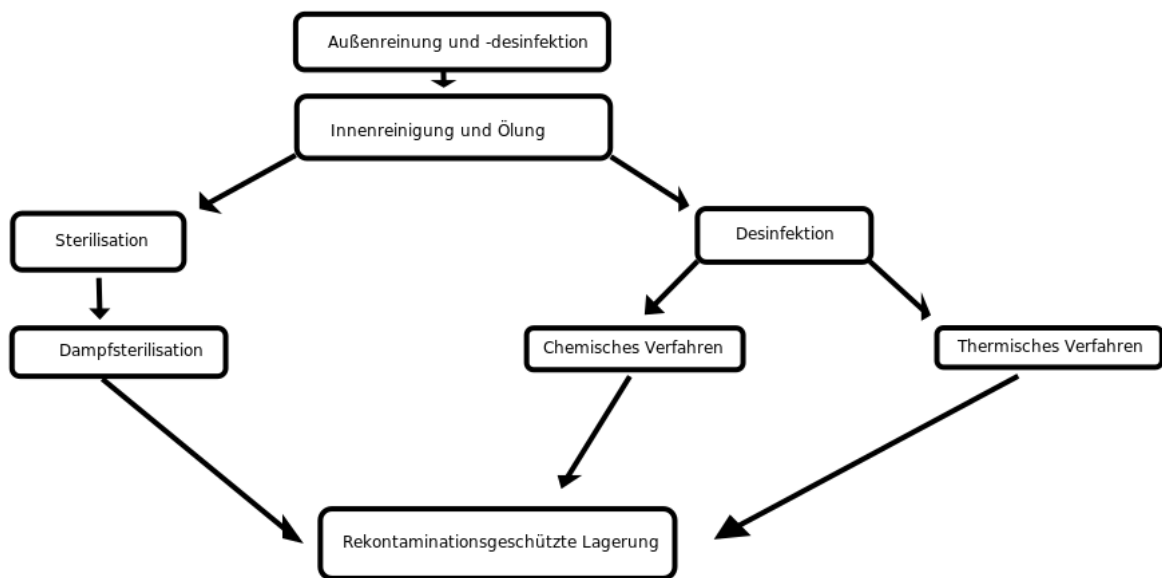


Abbildung 17: Hygienische Wartung von Übertragungselementen und Turbinen modifiziert nach (1)

Das verwendete Kühlwasser muss Trinkwasserqualität besitzen, um keine Kontaminationsgefahr für den Patienten darzustellen. Des Weiteren muss über Ventilsysteme ein Rücksaugen von kontaminiertem Wasser über die Turbine, Hand- und Winkelstücke bis zum Mikromotor und Schlauchsystem unterbunden werden (1).

4 Präparationsinstrumente

4.1 Grundwissen

Da es eine Vielzahl von Präparationsinstrumenten in verschiedenster Ausführung, Größe und Form gibt, ist es besonders wichtig, einen umfassenden Überblick über die angebotenen Produkte zu haben. Durch eine überlegte Wahl des für die jeweilige Behandlungsindikation nötigen Instruments kann eine optimale Arbeitstechnik und somit auch ein optimales Arbeitsergebnis vom Behandler gewährleistet werden. Um auch auf internationaler Ebene eine Standardisierung der rotierenden Instrumente herstellerübergreifend zu garantieren, wurde von der International Organization of Standardisation (ISO) eine allgemein gültige Norm entwickelt (1).

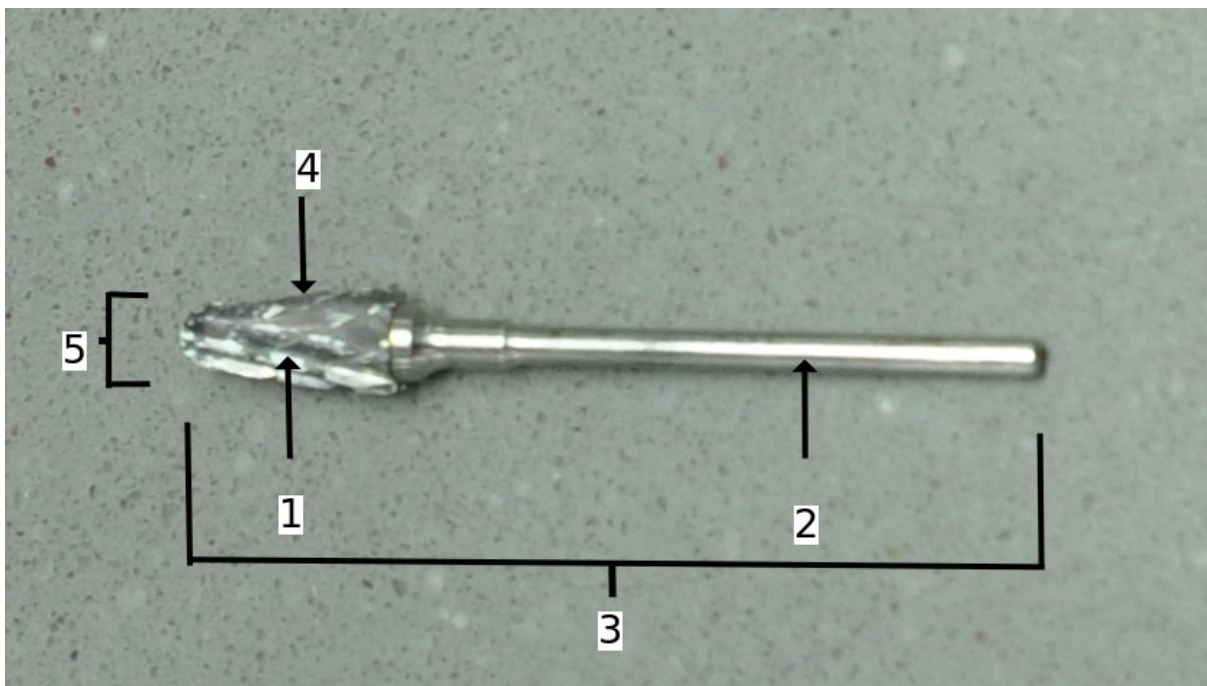


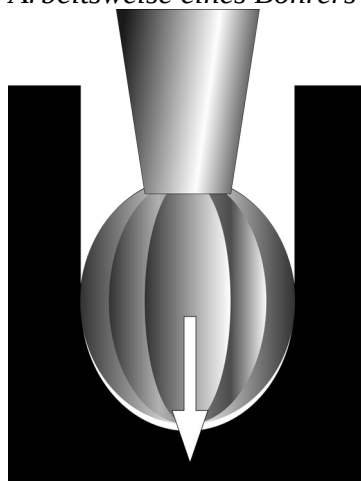
Abbildung 18: 1: Werkstoff des Arbeitsteils, 2: Schaft, 3: Gesamtlänge, 4: Form und Ausführung, 5: Größe \varnothing ; nach (1)

Durch die ISO-Normierung 6360 lässt sich jedes Präparationsinstrument in ein System von A bis E einteilen. A steht dabei für den Werkstoff des Arbeitsteils, wie zum Beispiel Diamant oder Hartmetall. B und C beschreiben den Schaft und die Gesamtlänge. Dabei unterscheidet man den FG-Schaft (friction grip), den HP-Schaft (hand piece) sowie den RA-Schaft (right angle) und verschiedene Längen von 16,5 mm bis 125 mm. D gibt Auskunft über Form und Ausführung. Der größte Durchmesser des Arbeitsteils ist in E charakterisiert und geht von 0,5 mm bis 3,1 mm. So entsteht ein 15-stelliger Nummerncode, durch den sich jedes Instrument exakt charakterisieren lässt (1,4,29).

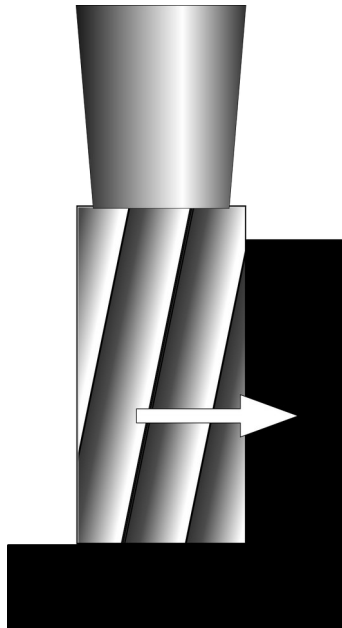
Mittels entsprechender rotierender Präparationsinstrumente lassen sich verschiedene Oberflächenumformungen vollziehen. Das Spanen fasst alle spanabhebenden Verfahren zusammen: Bohren, Fräsen und Finieren werden als Spanen durch geometrisch bestimmte Schneiden bezeichnet. Schleifen und Polieren werden als Spanen mit geometrisch unbestimmten Schneiden charakterisiert (6).

Bohren wird von Karlheinz Kimmel als spanabhebendes Verfahren eines rotierenden Instruments definiert, das in Richtung seiner Drehachse arbeitet und somit für einen rein axialen Abtrag sorgt. Des Weiteren macht er darauf aufmerksam, dass der Begriff Bohren oft falsch für den Arbeitsvorgang des Fräsens Verwendung findet (1).

*Abbildung 19:
Arbeitsweise eines Bohrers*



Fräsen ist das spanabhebende Verfahren zum flächigen Abtrag mittels eines Fräswerkzeugs, das um seine Längsachse rotiert und somit mit seiner Flanke einen flächigen Abtrag erzeugt. Anders als beim Schleifen entstehen dabei große Späne und weniger aufgeraute Oberflächen (6).



*Abbildung 20:
Arbeitsweise eines
Fräasers*

Schleifen ist ein Verfahren der spanabhebenden Umformung mittels rotierender Schleifkörper und darin eingeschlossener, vielschneidiger Körnung. Ein Flächenabtrag durch Entstehung von kleinsten Spänen führt zu einer hohen Werkstückrauigkeit. Um diese Rauigkeiten immer weiter zu reduzieren, nutzt man stufenweise immer feiner werdende Körnungen des Schleifmediums. Das Finieren dient der weiteren Verkleinerung der Oberflächenrauigkeit und wird auch als Feinschleifen definiert (4,17).

Polieren beschreibt das Glätten und Verdichten der Oberfläche mit Hilfe von Poliermitteln. Dies geschieht bei Metallen, Kunststoffen und Keramiken einerseits durch minimalen Materialabtrag und andererseits durch ein Einebnen des Mikroprofils mit Hilfe immer feinerer Poliermittel. Die entstandene glänzende Oberfläche bietet weniger Angriffspunkte für Schmutzanlagerungen, wodurch sich Hygiene, Verschleiß und Ästhetik der Werkstoffe

erhöhen (34). Durch die größtmögliche Reduktion einer aktiven Oberfläche und feinstruktureller Angriffspunkte entsteht der Hochglanz (6,31). Hochglänzende Oberflächen kommen demnach zustande, wenn die oberflächliche Rautiefe kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes ist (33).

Wichtige Parameter, die eine Politur beeinflussen, sind vor allem eine glatte Oberfläche durch das Finieren, die Art und Beschaffenheit des Poliermittels, die applizierte Anpresskraft und die Drehzahl, die investierte Zeit, aber auch die Form des verwendeten Polierers. Dabei sollte das Polierinstrument den Materialeigenschaften angepasst werden (33). So kann starke lokale Hitzeentwicklung besonders auf Kunststoffen zu gravierenden Schäden führen (34).

Falls möglich, ist eine extraorale Politur, z.B. aufgrund vereinfachter Zugänglichkeit, der intraoralen Politur vorzuziehen. Die Restauration sollte durch den Zahntechniker bis zur Hochglanzpolitur fertiggestellt sein und durch den Behandler nur noch zur Okklusionsanpassung bearbeitet werden müssen. Dies spart Zeit, sichert die Qualität der Politur und schützt die betroffenen Gewebe im Patientenmund vor einer unerwünschten Wärmeschädigung (34).

4.1.1 Verwendete Materialien

Nicht nur die rotierenden Instrumente, auch die zu konditionierenden Werkstoffe haben sich in den letzten Jahrzehnten stark verändert. Es entstanden sehr widerstandsfähige Materialien, die auch eine Anpassung der Zerspanungsmaterialien mit sich brachten. Um eine effiziente Schneidleistung gewährleisten zu können, muss der in der Schneide verwandte Werkstoff härter und abriebfester sein als das zu bearbeitende Material. Daher haben Hartmetall-, Keramikschneiden und Diamantinstrumente den Werkzeugstahl abgelöst. Insbesondere Veredelungsverfahren wie heißisostatisches Pressen oder eine anschließende Beschichtung mit Titanitrid oder Titancarbid helfen dabei, die Widerstandsfähigkeit, Schneidleistung und damit die benötigte Standzeit sicherzustellen (35).

Die Schneidstoffe oder Schleifmittel werden in spezifischen Verfahren an einen Stahlträgerkörper gebunden. Auch stellt die immer wichtiger werdende CAD/CAM-Technik durch die spanende und schleifende Bearbeitung der unterschiedlichen Blank-Werkstoffe mit

höchster Präzision umfassende Ansprüche an die Präparationsinstrumente, da diese sehr langlebig, präzise und universell für jeden Werkstoff verwendbar sein sollen (35).

4.1.2 Schaft

Man unterscheidet drei verschiedene Schaftvarianten.

Abbildung 21: Schaftvarianten von links nach Rechts: RA, HP, FG



RA-Schaft (right angle): Winkelstückinstrumente sind in der ISO-Norm ISO R1797/DIN 13950 mit einem Durchmesser von 2,35 mm standardisiert. Die Schaftlänge variiert von maximal 34 mm bis 16 mm. Die Standardlänge beträgt 22 mm. Um diesen Instrumententyp einzuspannen, muss das Winkelstück über eine dem Instrument entsprechende Arretiervorrichtung verfügen. Dabei hilft eine Kerbe am Ende des Instrumentenschafts einen sicheren Halt zu garantieren (3).

HP-Schaft (hand piece): Handstückinstrumente haben einen Schaftdurchmesser von 2,35 mm (ISO-Norm ISO R1797/DIN 13950) bzw. in der zahntechnischen Anwendung 3,00 mm Durchmesser. Die Schaftlänge variiert zwischen 34 mm und 70 mm. Als Standardmaß gelten hier 44,5 mm. Der Halt des Instruments wird durch eine Spannzange im Gehäuse des Handstücks erzeugt (3,17).

FG-Schaft (friction grip): FG-Instrumente haben einen Durchmesser von 1,6 mm (ISO-Norm ISO R1797/DIN 13950). Die Schaftlängen variieren von 16,5 mm bis 26 mm. 19 mm wird als Standardlänge angegeben. Der FG-Schaft wurde für hoctouriges Präparieren entwickelt. Der Halt wird über Friktion bzw. Haftreibung gewährleistet (3,17).

Vorteil des Schaftes mit 3,00 mm Durchmesser ist seine größere Widerstandsfähigkeit gegen Fliehkräfte/Biegemoment sowie der bessere Halt in der Spannvorrichtung durch seine größere Gesamtoberfläche und eine damit einhergehende geringere Unfallgefahr (4,31).

Insgesamt sollte ein Instrument vor dem Einspannen einen sauberen Schaft vorweisen, um keinen Schmutz in die Turbine bzw. das Hand- oder Winkelstück zu verschleppen. Außerdem ist auf die Unversehrtheit des Schaftes zu achten, um Rundlauffehler und somit ein Verbiegen oder einen Bruch zu verhindern und damit auch die Verletzungsgefahr zu minimieren. Auch ist es von größter Wichtigkeit, die Instrumente immer mit voller Länge in die Spannvorrichtung einzuführen, um weitere Rundlauffehler zu vermeiden.

4.1.3 Schneidengeometrie und Verzahnungsart

Zur Sicherstellung des effizienten Abtrags eines Werkstoffes müssen mehrere wichtige Faktoren berücksichtigt werden. Neben der Anzahl der Schneidekanten und ihrer Geometrie spielen auch die Drehzahl des Präparationsinstruments, der Anpressdruck, die Vorschubbewegung des Behandlers und das Fräsermaterial eine übergeordnete Rolle. Daher sind Grundkenntnisse über die Materialien und Erfahrung mit deren Bearbeitung entscheidend (6,31).

Zum Verständnis des Abtrags eines Fräasers ist es wichtig, dessen Funktionsweise zu verstehen. Die Schneidekantengeometrie gibt maßgeblich Auskunft darüber, wie effizient der Fräser abträgt, welche Standzeiten zu erwarten sind und inwiefern es zu einer Wärmeentwicklung an der Werkstückoberfläche kommt (31,36). Die Standzeit beschreibt den

Zeitraum, in dem ein Präparationsinstrument bei mittlerer Schneidleistung zerspannt, bevor es wegen Verschleißerscheinungen ausgetauscht werden muss. Bei der Schneidleistung handelt es sich um die Zerspanungsmenge pro Zeiteinheit. Um eine optimale Schneidleistung zu gewährleisten, muss neben der Drehzahl, der Schneidenschärfe und dem Anpressdruck auch der zu bearbeitende Werkstoff bzw. seine Härte berücksichtigt werden. Ein Spanen ist lediglich dann möglich, wenn die Schneide den Eindringwiderstand eines Stoffes überwindet. Daher lässt sich die Schneidenform in drei Winkel unterteilen (37):

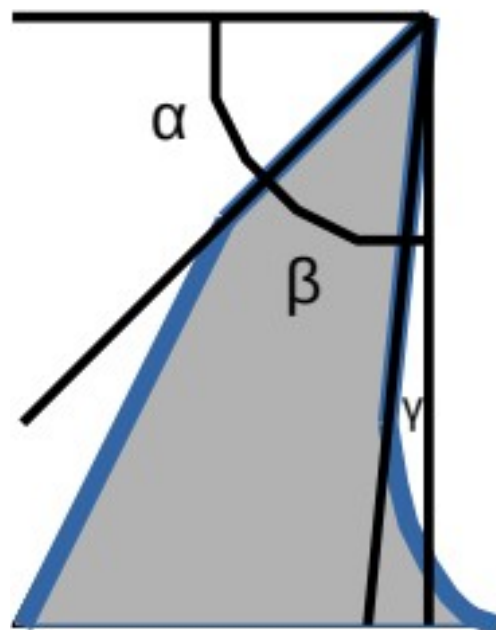


Abbildung 22: Schneide mit Winkeln nach (1,20)

1. Keilwinkel (β): bestimmt die Kraft, mit der gespannt wird, wobei die Größe des Winkels im direktem Zusammenhang mit der Werkstoffhärte steht. Dabei gilt: Je härter das Material, desto größer muss der Keilwinkel gewählt werden, um eine optimale Standzeit zu erreichen und eine effiziente Zerspanung zu ermöglichen.
2. Freiwinkel (α): bestimmt die Wärmeentwicklung der Schneide und des Werkstücks. Durch einen großen Freiwinkel kommt es zu viel Reibung und folglich starker Erwärmung, was direkt unerwünschte Auswirkungen auf das Material und das Präparationsinstrument hat.

3. Spanwinkel (γ): bestimmt die Spanbildung sowie Schnittkraft und Schneidleistung. Ein großer Spanwinkel sorgt für geringere Schnittkraft an der Materialoberfläche und für eine geringere Standzeit des Schneidwerkzeugs (1).

Da die Winkel gemeinsam 90° ergeben, stehen sie in engem Zusammenhang und beeinflussen sich gegenseitig.

Ein weiterer Winkel, der Einfluss auf Schneidleistung und Spanentstehung hat, ist der Drallwinkel. Er verringert zwar die Schneidleistung eines Präparationsinstruments, jedoch wird der entstandene Span besser abgeführt und es wird durch den ruhigeren Lauf eine glattere Oberfläche geschaffen (1,4,31).

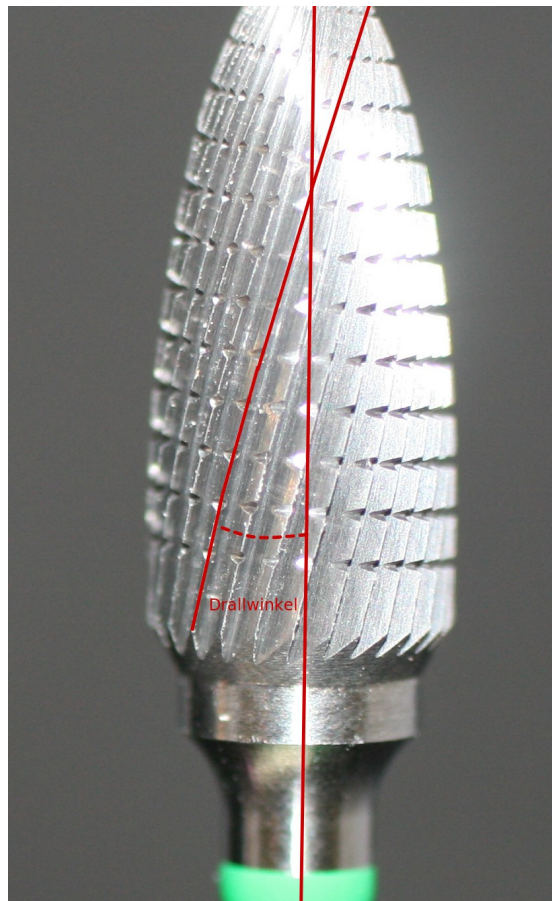


Abbildung 23: Drallwinkel

Auch die Verzahnungsart und die Anzahl der am Fräser befindlichen Schneiden beeinflussen die Spanmenge und Standzeit des Präparationsinstruments erheblich. Dabei entscheidet die

Anzahl der am Fräser befindlichen Schneiden, wie effektiv das Material abgetragen, aber gleichzeitig auch, wie rau die Oberfläche hinterlassen wird. Im Allgemeinen werden grob-, normal- und feinverzahnte Fräser voneinander unterschieden. Ein grobverzahnter Fräser beispielsweise hat wenige Schneiden. Das führt zu einer guten Schneidleistung und geringer Wärmeentwicklung, aber auch zu einer unebenen Oberfläche bedingt durch starke Vibrationen bei seiner Benutzung. Grobverzahnte Präparationsinstrumente sind vor allem für weiche Materialien geeignet und sollten bei geringer Drehzahl betrieben werden (1,6).

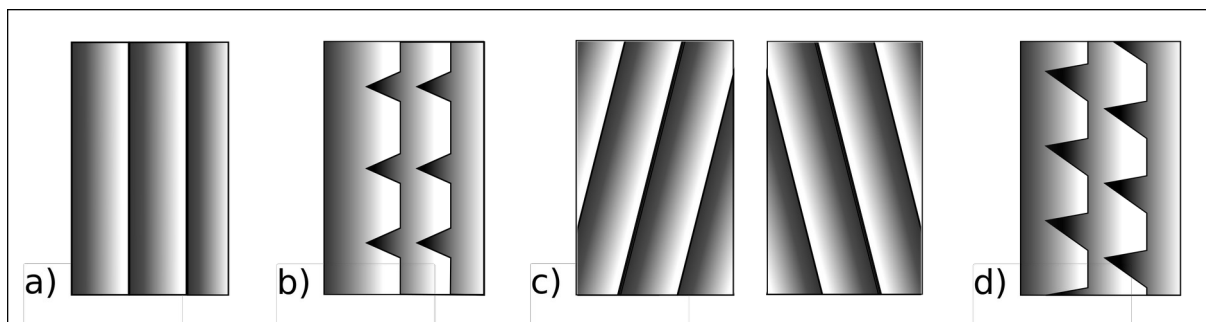


Abbildung 24: Schematische Darstellung der Verzahnungsarten

Grundsätzlich lassen sich vier Verzahnungsarten unterscheiden. Dabei sind je nach Hersteller Variationen und Sonderformen möglich.

- a) Die gerade Verzahnung zeichnet eine gute Schneidleistung auf weichen Materialien, aber auch das Entstehen von Rattermarken bei härteren Werkstoffen aus.
- b) Der Querhieb beschreibt kleine Aussparungen auf der Schneidekante. Diese sorgen zwar für eine verminderte Schneidleistung, aber auch für kurze Späne, was bei langspanenden Werkstoffen, wie zum Beispiel Kunststoffen oder Legierungen genutzt werden kann. Somit eignet sich ein Fräsinstrument mit Querhieb im Patientenmund zur Entfernung von Amalgamfüllungen und zum Kronenauftrennen.
- c) Die gewundene Verzahnung lässt sich weiter in rechts- bzw. linksgewunden unterscheiden. Dabei zeichnet sich der Rechtsdrall durch seine sehr hohe Schneidfreudigkeit, Vibrationsarmut und glatte Oberflächenbearbeitung aus. Er wird jedoch stark zum Fräsobjekt hingezogen und birgt somit die Gefahr der Verkeilung. Der Linksdrall hingegen wird bei der Bearbeitung vom Objekt weggedrückt und somit besteht nicht die Gefahr des so genannten Festfressens. Allerdings entstehen bei

der gewundenen Verzahnung bei der Metallverarbeitung sehr spitze, nadelförmige Späne, die ein hohes Verletzungspotential für Patient und Behandler darstellen.

d) Kreuzverzahnung kombiniert die Vorteile des Rechts- als auch Linksdralls und eignet sich so für sehr viele Werkstoffe. Sowohl eine hohe Schneidleistung als auch glatte Oberflächengestaltung bei geringem Arbeitsdruck lassen sich so erreichen. Bei der Metallbearbeitung entstehen körnige Späne (1,4,31).

Neben der Verzahnungsart ist auch die Instrumentengrundform und -größe von ganz entscheidender Bedeutung für ein optimales Ergebnis. So lässt sich ein Kontaktpunkt oft mit einem kleinen rundlichen Präparationsinstrument besser einschleifen als beispielsweise mit einer langen spitzen Nadel. Gewisse Grundformen bei den Diamantinstrumenten sowie den Fräsern haben sich sowohl am Patienten als auch im Labor bewährt.



Abbildung 25: mögliche Formen eines Präparationsinstruments

Diese Formen werden in verschiedenen Variationen verkauft, wie z.B. Zylinder allgemein, Zylinder mit abgerundeten Kanten oder rundem Ende (17,29,38,39,40).

Ebenfalls sollte bei der Benutzung bedacht werden, dass kleinere Präparationsinstrumente eine höhere Drehzahl benötigen als größere Instrumente, da die Schnittgeschwindigkeit und damit dessen Arbeitsleistung vom Durchmesser des Instrumentenkopfes und von der Drehzahl abhängt. Folglich wird vorausgesetzt, dass Behandler bzw. Techniker bei ihrer Wahl neben den Werkstoffeigenschaften auch die passende Drehzahl bedenken (3,31,41).

4.1.4 Drehzahl und Anpressdruck

Größe	Drehzahl min-1 (40)	Max. Drehzahl (40)	Anpresskraft N bei mittlerer Körnung (1)
008-010	75.000-150.000	450.000	0,2
012-014	60.000-110.00	450.000	↑
016-018	45.000-88.000	450.000	↑
021-023	40.000-75.000	300.000	↑
025-027	30.000-65.000	160.000	↑
029-031	25.000-56.000	140.000	↑
033-040	22.000-45.000	120.000	↑
042-050	20.000-37.000	95.000	↑
055-060	17.000-32.000	80.000	↑
065-080	13.000-26.000	60.000	↑
085-100	12.000-24.000	58.000	↑
120-140	8.000-15.000	35.000	↑
160-180	6.000-12.000	27.000	↑
200-220	5.000-11.000	27.000	2,0

Tabelle 2: Drehzahl und Anpresskraft

Um ein Material optimal zu konditionieren, ist nicht nur die richtige Drehzahl, sondern auch Schnittgeschwindigkeit und Zerspanungsleistung von entscheidender Bedeutung. Bei mangelnder Berücksichtigung dieser Faktoren entstehen unnötigerweise zusätzliche Hitze, Druck oder Vibration, die der Behandler instinktiv auszugleichen versucht. Die Drehzahl des Präparationsinstruments bestimmt zusammen mit seinem Durchmesser dessen Schnittgeschwindigkeit. Dabei gilt als Grundsatz: Je kleiner das Instrument desto höher darf die Drehzahl gewählt werden. Dabei sollten die vom Hersteller empfohlenen Drehzahlbereiche stets beachtet werden. Außerdem muss beachtet werden, dass ein Spanen

nur möglich ist, wenn die Schneide oder das Schleifmittel bei angemessenem Anpressdruck den Eindringwiderstand des Materials überwindet (1). Daher ist neben der Drehzahl auch der Anpressdruck entscheidend, um eine optimale Schnittleistung jedes einzelnen Präparationsinstruments zu erzielen. Auch ist dabei der subjektiv erzeugten Kraft des Behandlers besondere Aufmerksamkeit zu schenken. Sie sollte so gewählt werden, dass Vorschub und Zustellung ideal abgestimmt sind. Der Vorschub beschreibt die Bewegung in Arbeitsrichtung und Zustellung die Bewegung in Objektrichtung. Als Faustregel gilt: Je kleiner der Durchmesser des Instruments desto kleiner die Anpresskraft (1,3,4,17,29). Wird ein Instrument mit kleinem Durchmesser mit zu hoher Anpresskraft verwendet, kommt es zu einer Überhitzung und einem unregelmäßigen Abtrag auf der Werkstückoberfläche. Um dies zu vermeiden, muss entweder der Anpressdruck wieder verringert oder der Durchmesser des Präparationsinstruments vergrößert werden (17). Betrachtet man die Angaben verschiedener Instrumentenhersteller so fällt auf, dass nicht pauschal die gleichen Drehzahlen für die ISO-normierten Instrumentengrößen angegeben werden, sondern die Drehzahlbereiche je nach Hersteller etwas variieren.

4.2 Klassifikation rotierender Instrumente

4.2.1 Bohrer

Kimmel bezeichnet ‚Bohrer‘ in seinem Werk von 1997 als „fälschlich benutzten Generalbegriff für rotierende Fräsinstrumente“. Er beschreibt weiter, dass durch Bohrer ein rein axialer Abtrag definiert ist. „Die meisten Bohrer sind ihrer Funktion nach Fräser“ (1), denn ein Bohrer trägt mit an der Stirnseite des Präparationsinstruments angebrachten Schneiden die Materialoberfläche ab. Bohrer dienen demnach dem Vertiefen von Kavitäten (17).

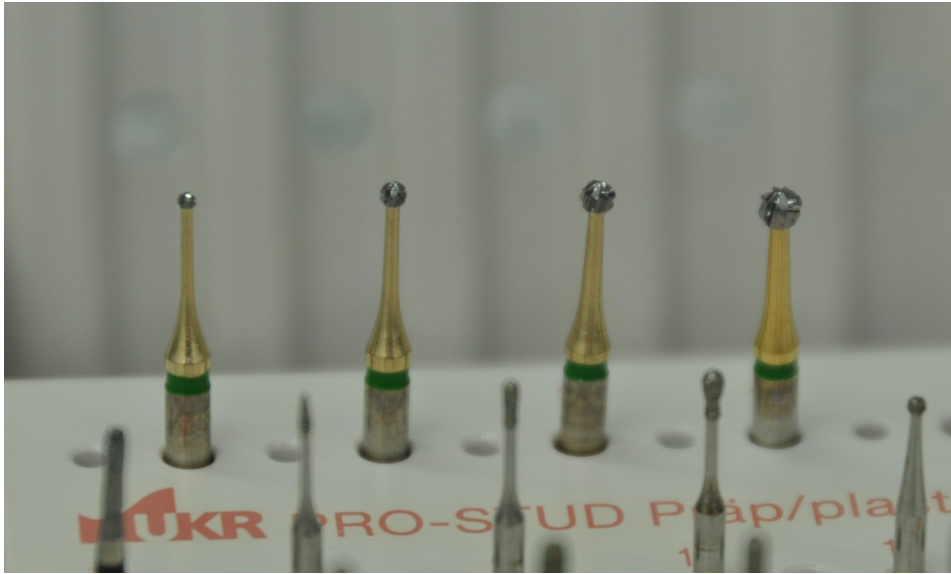


Abbildung 26: Auswahl von Rosenbohrern

Der Großteil der verwendeten Präparationsinstrumente sind folglich Fräser, dennoch sind Bohrer nicht aus dem Instrumentenset des Zahnarztes und Zahntechnikers wegzudenken. So sind beispielsweise Rosenbohrer bewährte Instrumente bei der Kariesexkavation oder in der Endodontie.

4.2.2 Fräser



Abbildung 27: Verschiedene Fräser mit unterschiedlichen Verzahnungsarten

Fräser sind nach Kimmel „vielschneidige rotierende Instrumente zur Erzeugung von ebenen oder gekrümmten Flächen“ (1). Es handelt sich demnach beim Fräsen um ein Verfahren zum flächigem Abtrag des zu bearbeitendem Materials. Dabei befinden sich die Schneiden des Fräasers an der Flanke des Instruments. Da man oft auch mit der Stirnseite eines Fräasers arbeiten kann, handelt es sich bei den meisten gängigen Fräsern um Hybridinstrumente (4).

Bei Hartmetallinstrumenten besteht der Instrumentenkopf zumeist aus einem Hartmetall auf einer gesinterten Wolframkarbid-Kobalt-Basis, welcher durch Löten oder Schweißen mit einem Edelstahlschaft verbunden wird. Erst im zweiten Schritt nach Prüfung auf korrekten Rundlauf wird dann die Schneidegeometrie in das Hartmetall eingeschliffen. Die Härte des

Instrumentenkopfes ist mit 1.600 HV entscheidend für die Standzeit des Instruments, da es bei einer zu weichen Legierung zur Abstumpfung der Schneidkante kommen würde (31). Da Hartmetall auch im hohen Temperaturbereich bis 1.100 °C seine Wärmehärte behält, ist es besonders haltbar und strapazierfähig; jedoch sollten auch hier die Drehzahlangaben des Herstellers stets beachtet werden. Hartmetallinstrumente eignen sich besonders für die Präparation von Zahnhartsubstanz, Komposit, Amalgam und Edelmetall (1,17,31).

Keramische Schneiden finden bei manchem Hersteller inzwischen Einzug in das Sortiment (38). Diese labside-ingesetzten Fräser werden vor allem zur Bearbeitung von Kunststoffen genutzt und zeichnen sich durch hohe Härte und hohen Verschleißwiderstand aus (42). Durch ihre sehr guten Schneideigenschaften hinterlassen sie besonders glatte Oberflächen (38). Die geringe Duktilität und Zähigkeit des Werkstoffes bedingt allerdings bei starker Beanspruchung Mikrorisse an der Materialoberfläche, die schnell zum Sprödbruch und damit zum Ausbrechen von Schneidkanten führen. Dieses Verhalten ist der Hauptgrund dafür, dass sich die Keramikfräser bisher nicht als vollwertige Alternative für Hartmetallfräser am Markt etablieren konnten (42).



Abbildung 28: Fertigungsprozess eines Hartmetallfräsers (217)

Auch Beschichtungen von Hartmetallfräsern sind in den letzten Jahren immer stärker vor allem im zahntechnischen Bereich vertreten. Sie dienen der Verschleißminimierung und

Erhöhung der Standzeit. Die am häufigsten eingesetzten Beschichtungen für Präparationsinstrumente sind titan-, chrom- und aluminiumbasierte Schichtsysteme. Hartstoffschichten mit hauptsächlich metallischen Bindungen wie Titannitrid TiN (42,43) oder Chromnitrid CrN bzw. ionischen Bindungen wie Aluminiumoxid zeichnen sich durch ihre hohe Härte und Abriebbeständigkeit als effiziente Beschichtungswerkstoffe aus (42). Jedoch sind die Beschichtungssysteme nicht unumstritten, denn eine zusätzliche Beschichtung verändert auch die Schneidengeometrie der Präparationsinstrumente, was sich negativ auf die Schneidleistung auswirken könnte.



*Abbildung 29: Fertigungsprozess eines
Diamantinstrumentes (217)*

Diamantinstrumente weisen einen Stahlschaft und -kopf auf, welcher mittels Galvanisierung oder durch Sintern mit Diamanten besetzt wird. Es werden Naturdiamanten oder synthetisch erzeugte Diamanten verwendet, welche beim Galvanisieren oberhalb einer Dämpfungsschicht in eine Bindungsmatrix eingebracht und mittels einer Nickel-Abschlusschicht fertiggestellt werden. Bei gesinterten Diamantinstrumenten ist die Sintermetallschicht von Diamanten

durchsetzt. Diese nutzt sich mit der Zeit ab und daher befinden sich fortwährend scharfe Diamantsplitter auf der Oberfläche. Bei optimalem Belag mit gleichmäßiger Körnung zeichnen sich Diamantinstrumente besonders durch ihren schleifenden Abtrag aus. Man unterscheidet Korngrößen von extra-fein bis extra-grob. Durch ihre sehr hohe Härte sind Diamanten ein effizientes Schleifmittel und werden daher vorwiegend zur Bearbeitung von sehr harten Materialien wie Schmelz und Keramik genutzt (1,9,17,31,45). Grundsätzlich kann jedoch unter Vorbehalt jedes Material mit einem entsprechenden Diamanten bearbeitet werden. Bei Stoffen, die zu einer Kohlenstoffaufnahme (Stahl, Eisen in Dentallegierungen) tendieren, sollte allerdings von der Benutzung abgesehen werden, da der Kohlenstoff der Diamanten an das Eisen abgegeben wird und so die Diamanten stark verschleifen (31). Besonderer Wert muss außerdem auf die Wasserkühlung gelegt werden, um einerseits Pulpaschäden und andererseits eventuelle Materialschäden wie Rissbildung oder Überhitzung zu vermeiden (1,17).

4.2.3 Schleifende Instrumente: Schleifkörper, Schleifmittel

Schleifwerkzeuge werden mit mineralischen Schleifmitteln unterschiedlicher Härte angeboten, die in eine weichere Bindemittelmatrix integriert sind. Dabei ist bei der Auswahl stets darauf zu achten, dass das gewählte Schleifmittel eine höhere Härte als das Werkstück aufweist, da sonst kein Abtrag möglich ist. Die Schleifleistung wird maßgeblich von den verwendeten Schleif- und Bindemitteln, der Korngröße und – dichte sowie der Schleifkörperbindung zum Bindemittel beeinflusst. Als Faustregel gilt: Je härter das Material, desto weicher sollte die Schleifkörperbindung sein, um immer neue scharfe Schleifmittel an der Oberfläche zu garantieren, was allerdings zu schnellem Verschleiß des Werkzeugs führt (6,44).



Abbildung 30: Schematische Darstellung der Zusammenhänge von Härte, Schleifkörperbindung und Standzeit eines Schleifkörpers

Daher sollte ein Bindemittel das Schleifmittel solange halten, wie es scharf ist und es freigeben, sobald es stumpf wird, sonst verschleißt das Schleifwerkzeug zu schnell oder es entsteht eine zu hohe, unerwünschte Hitze auf der Werkstückoberfläche. Bindemittel lassen sich nach der Art der Bindung in metallische, anorganische und organische Bindung einteilen. Die metallische Bindung wurde bereits bei den Diamantschleifern beschrieben und unterteilt sich weiter in galvanische Bindung und Sinterbindung. Bei den anorganischen Bindungen unterscheidet man keramische Bindung und Magnesitbindung, während bei den organischen Bindungen die Schleifmittel in Kunststoff, Kautschuk und Silikon eingebunden werden (31).

Die keramische Bindung entsteht durch Brennen von Ton, Feldspat und Quarz zusammen mit dem Schleifmittel, im Gegensatz zur Magnesitbindung, die unter Mischung von Magnesiumoxid und -chlorid zu einer Zementmasse abbinden. Da diese Bindung weicher als die keramische ist, ist ihre Standzeit geringer, aber die Schleifleistung höher (31).

Folgende Schleif- und Poliermittel werden in organischen und anorganischen Bindemitteln verwendet:

Als härtester Schleifwerkstoff mit einer Härte von 10 nach Mohs und 10.060 HV wird Diamant sowohl in Diamantinstrumenten als auch in Schleif- und Polierkörpern verwendet. Die oktaedrischen Diamantsplitter werden auf ihre besonders gute Schnittleistung hin ausgewählt. Des Weiteren kann über die Größe der Körner die Feinheit des Schleifkörpers

beeinflusst werden (9,44). Unter Vorbehalt von Stahl und kohlenstoffhaltigen Legierungen ist die Bearbeitung aller Werkstoffe mit Diamantschleifkörpern möglich (31).

Karborundum, welches ebenfalls eine Härte 10 nach Mohs und 3.500 HV aufweist, ist chemisch ein Siliziumcarbid. Es zeichnet sich durch sehr scharfkantige und spröde Kristalle aus. In Schleifkörpern angewendet ist es sehr schnittfreudig, verschleißt aber auch sehr schnell, da die spröden Kristalle leicht brechen. Es eignet sich für die Bearbeitung von Keramik und Metall.

Korund ist chemisch Aluminiumoxid und eines der meist eingesetzten Schleifmittel. Mit seiner Mohs'schen Härte 9 und 2.060 HV wird es als synthetisch hergestelltes Edelkorund in Schleifkörpern und auf Schleifpapier angewandt. Das stumpfwinklig-harte Korn erlaubt kein tiefes Eindringen in das Material, was zu einer glatten Oberfläche führt.

Quarz ist ein Siliziumdioxid mit einer Härte von 7 nach Mohs und 1.120 HV, welcher in Arkansassteinchen und auf Schleifpapier verwendet wird. Diese eignen sich besonders für Komposite und Keramiken.

Kieselgur besteht aus den gemahlene Panzern von Diatomeen (Kieselalgen), weist eine Härte von 6 HV auf und wird zum Feinschleifen und Polieren von Edelmetallen genutzt.

Der SiO_2 - und Al_2O_3 -haltige Lavastein (5 HV) wird in gemahlener Form als Bimsmehl mit Wasser und Polierbürsten auf Kunststoffen und Metallen angewendet.

Auch Schlämmkreide wird in Verbindung mit Wasser für die Hochglanzpolitur von Kunststoffen verwendet (9,31,44).

Schleifpapier wird in unterschiedlichen Körnungen angeboten. Sinnvoll sind Körnungen von 80 - 120. Eine feine Körnung 120 bedeutet, dass das Sortiersieb in der Produktion 120 Maschen pro Quadratcentimeter hat und somit nur sehr feine Schleifkörper durchfallen können. Die Drehzahl sollte mit 8.000 bis 10.000 min^{-1} eher niedrigtourig gewählt werden, um einer Materialüberhitzung vorzubeugen (45).

Schleifstoffträger sind aus rostfreiem Stahl gefertigt und müssen einer hohen Beanspruchung und verschiedensten Drehzahlen standhalten. Des Weiteren sollten die Schleif- und Polierkörper relativ leicht zu montieren bzw. demontieren sein. Daher werden verschiedenste

Mandrelle, Schmirgelpapierhalter und Trägerinstrumente angeboten, abgestimmt auf die Formen der Schleif- und Poliermittel (3,4).

4.2.4 Polierer: keramische Polierkörper und elastische Polierkörper



Abbildung 31: Elastische Polierer für die intraorale Anwendung

Durch die Entwicklung der zahnärztlichen Werkstoffe in den letzten Jahrzehnten reicht es inzwischen oft nicht mehr aus, einen hochentwickelten Werkstoff mit einem einfachen Universalpolierer zu bearbeiten, um eine optimale Oberflächengüte zu erreichen. Daher wurden passend zu den Materialien oft mehrstufige Poliersysteme entwickelt. Dabei ist es wichtig, sich bei einer Politur immer von der größten zur feinsten Körnung vorzuarbeiten, um die Oberflächenrauigkeit bestmöglich zu reduzieren und einen Hochglanz zu erreichen.

Die Effizienz eines Polierers ist neben der Korngröße und -art ebenfalls abhängig von der Einbettung und Belegungsdichte. Bei elastischen Polierern gilt: Je niedriger der Kornanteil, desto stärker kann das einzelne Korn in den Polierkörper zurückfedern; damit bestimmt auch die Menge der Schleifkörper, deren Anordnung und Verteilung über die Wirksamkeit des Polierkörpers. Durch die Elastizität des Bindemittels kann im Gegensatz zu anderen Präparationsinstrumenten keine definierte Eindringtiefe in das zu bearbeitende Werkstück festgelegt werden, denn wenn das Schleif- oder Poliermittel beim Auftreffen auf die Oberflächen zurückfedert, muss es nicht vollständig am Poliervorgang teilnehmen (9).

Bei den keramischen Polierkörpern ist ein Zurückfedern durch das festere Bindemittel nicht möglich. Es wird Siliziumkarbid, Diamant und Korund als Schleifmittel verwendet. Die

Schleifmittel werden bei Abnutzung des Bindemittels freigelegt. Durch einen häufig ungleichmäßigen Verschleiß kann die Oberfläche unterschiedlich stark bearbeitet werden und es entstehen Rillen sowie Rundlauffehler. Diese Rundlauffehler können ebenfalls beim Verkleben des keramischen Teils mit dem Schaft entstehen. Ein bekannter Vertreter der keramischen Polierer ist das aus Quarz hergestellte Arkansassteinchen (3,9).



Abbildung 32: Arkansassteinchen

Einzelne Formen der Polierer haben sich besonders bei der Benutzung im Patientenmund durchgesetzt. Dazu gehören Kelche für Okklusalfächen und Höckerspitzen und ebenfalls Spitzen, die universell eingesetzt werden können, sowie Linsen und Scheiben, die im Interdentalraum ihre Anwendung finden. Die Formauswahl im zahntechnischen Bereich ist etwas breiter und schließt sowohl Koni als auch Zylinder mit verschiedenen Spitzen und Rädern mit ein. Das Zurichten der einzelnen Poliererformen in eine spezielle Form ist jederzeit mittels eines Zurichtsteins möglich, um auch schwer zugängliche Stellen polieren zu können (3,9,34,37).

4.2.5 Spezialinstrumente



Abbildung 33: Polierer in Bürstchenform

Neben den Polierern in klassischer Form setzen sich immer mehr die Bürstchen durch. Dank ihre Form muss - anders als bei den Bürstchenpolierern - keine zu starke oberflächliche Wärmeentwicklung befürchtet werden und sie eignen sich sowohl für die okklusale als auch interdendale Politur, was sie als effizienten Polierer mit hoher Standzeit kennzeichnet.



Abbildung 34: Bürstchenpolierer (z.B. Occlubrush)

Die Bürstchenpolierer arbeiten erst effizient, wenn das in die Filamente eingearbeitete Poliermittel Siliziumkarbid an die Oberflächen gelangt. Dies geschieht durch Aufschmelzen oder Abnutzung und damit kann es folglich zu einer unerwünschten Wärmeentwicklung auf der Werkstückoberfläche kommen.

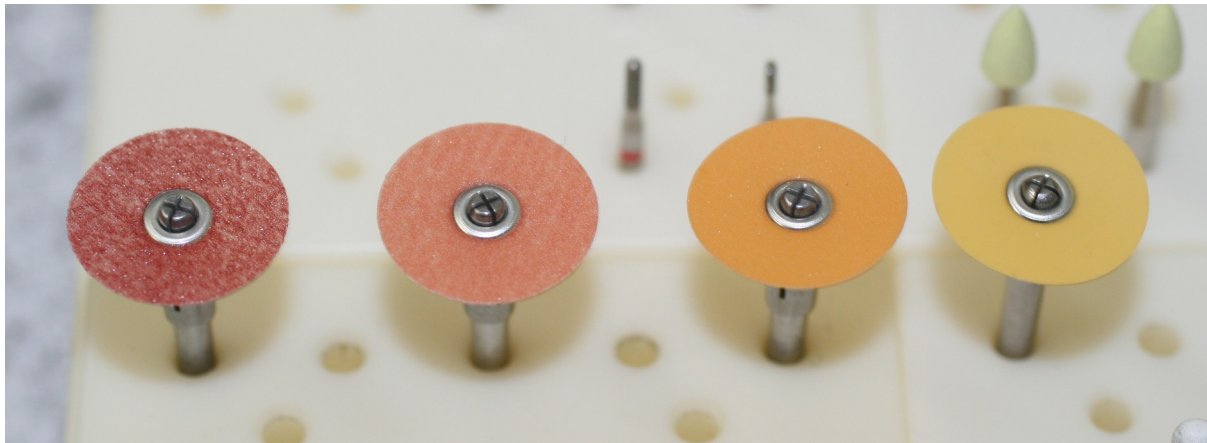


Abbildung 35: Polierscheiben (Sof-Lex)

Polierscheibchen zum Montieren auf einem Mandrell sind ebenfalls verbreitet, dabei stellen Mandrelle einen Schaft zur Befestigung eines Schleif- oder Polierkörpers über ein Steck- bzw. Schraubsystem dar. Bei den Polierscheibchen handelt sich um einseitig belegte Scheiben, die für den einmaligen Gebrauch gedacht sind. Dieses vierstufige System zeigt jedoch nach Anwendung keinen Hochglanz (3,9).

Trennscheiben sind in zwei unterschiedlichen Formen erhältlich. Zum einen bestehen sie aus einem Schleifkörper-Bindemittelgemisch mit optional eingearbeiteter Faserverstärkung, zum anderen handelt es sich um diamantierte Metallscheiben in unterschiedlichsten Konfigurationen. Bei den klassischen Trennscheiben werden sowohl Diamant, Siliziumkarbid als auch Aluminiumoxid (Korund) als Schleifmittel verwandt und sind mittels Kunststoffbindung zum Bindemittel verknüpft (31,46). Die Metallscheiben können einseitig bzw. beidseitig galvanisch belegt oder gesintert sein. Sie sind in unterschiedlichen Flexibilitätsgraden erhältlich. Ihre Funktion besteht im Abtrennen von Anstiftungen von Gussobjekten, im Separieren und Konturieren von Keramik- oder Kompositverblendungen oder im Sägen von Gipsmodellen (31).

CAD/CAM-Fräser sind von der grundsätzlichen Schneidgeometrie wie ein normaler Dentalfräser aufgebaut und sind von einschneidig bis mehrschneidig erhältlich. Jedoch unterscheiden sich die allgemeinen Fräserformen:

1. Stirnradiusfräser → am häufigsten eingesetzter Fräser, da er auf Grund seiner Geometrie sehr gut Freiformflächen gestalten kann
2. Torusfräser → arbeitet über die Stirnseite, hoher Materialabtrag
3. Schaftfräser → zur Herstellung glatter, planer, gratfreier Oberflächen
4. Kugelfräser → für die Bearbeitung von Außen- und Innenkonturen auch bei weniger Maschinenachsen, gesamter Fräskopf zerspannt
5. Zentrierbohrer → zum präzisen Bohren
6. Bohrer → zum Bohren von Schraubenkanälen
7. Einschneider → hohe Zerspanungsleistung, kurze Bearbeitungszeit bei weichen Materialien (Aluminium, Kunststoff), gratfreie Oberfläche

Mittels Beschichtungen wie Aluminiumtitannitrid lassen sich die Eigenschaften der Fräser soweit verbessern, dass sich selbst die sehr harten Materialien Titan oder Kobalt-Chrom zerspanen lassen.

Auch Diamantinstrumente werden in den CNC-Maschinen eingesetzt. Diese eignen sich besonders zum Herausschleifen von hochfesten Materialien wie beispielsweise Zirkonoxid (20).

4.2.6 Polierpasten und Polierbürsten



Abbildung 36: Auswahl einiger Polierbürsten und -pasten

Die Poliermittel liegen in einer Wachs- und Hartfettbindung vor und werden mit Bürsten, Filzen und Schwabbeln verwendet. Es werden Metalloxide, aber auch Diamantsplitter zur Vor- und Hochglanzpolitur verwandt. Weißes Magnesiumoxid dient ebenso wie grünes Chromoxid und weißes Zinkoxid vor allem der Politur von Legierungen. Eisenoxid - auch Pariser Rot genannt - wird für Edelmetalllegierungen benötigt (4,34).

Auch Polierbürsten kommen oft sowohl im Handstück und Winkelstück als auch am Poliermotor zum Einsatz. Die Bürsten werden aus Naturhaar, Filz, Leinen, Leder, Baumwolle, Kunststoff und Metall hergestellt. Die Form aber auch die Größe und Härte ist abhängig vom zu bearbeitenden Material (6).

4.2.7 Arbeitsschutz und Unfallvermeidung

Um Verletzungen des Patienten, des Behandlerteams und auch des Zahntechnikers zu vermeiden, sollte das Instrumentarium sorgfältig gepflegt und gewartet werden und bei

Bekanntwerden eines Fehlers sollte dieser korrigiert oder das entsprechende Teil ausgetauscht werden. Nur so lassen sich Unfälle vermeiden. Daher gehören umfassende Kenntnisse aller verwendeten Materialien zu den Grundvoraussetzungen für eine erfolgreiche Behandlung.



Abbildung 37: Beschädigte und verunreinigte Instrumente

Grundsätzlich sollten keine defekten, stumpfen oder verbogenen Instrumente verwendet werden. Die Instrumente sollten stets gereinigt und aufbereitet am Patienten eingesetzt werden, um eine Übertragung von Erregern ausschließen zu können (31). Sie sollten stets mit einem sauberen Schaft vollständig in die Spannzange eingespannt werden, da nur so ein ausreichender Halt und Vibrationsarmut gewährleistet sein können (6). Um ein Verbiegen oder Brechen des Instruments zu vermeiden, dürfen weder die Anpresskraft noch die Drehzahl überschritten werden. Bei stumpfen Instrumenten versucht man instinktiv, die verminderte Schnitt- oder Schleifleistung durch mehr Druck auszugleichen, was zu unerwünschter Wärmeentwicklung und einer Oberflächenschädigung führen kann. Ein ungleichmäßig laufender Schleifkörper muss entweder durch einen Zurichtstein aus

Siliziumcarbid bei niedriger Drehzahl abgerichtet bzw. beschliffen oder ausgetauscht werden, denn Rundlauffehler bergen bei allen Präparationsinstrumenten eine erhebliche Verletzungsgefahr und verursachen Mängel bei der Materialbearbeitung. Daher sollten auch die Spannanzgen von Hand-, Winkelstück und Turbine regelmäßig kontrolliert werden. Bei spanenden Vorgängen sollte stets ein Augenschutz getragen werden (1,6,31).

Da besonders die Reinigung von Diamanten schwierig, aber in der täglichen Arbeit absolut notwendig ist, wurde von der Industrie ein spezieller Reinigungsstein entwickelt (38). Der Reinigungsvorgang ist sehr einfach durchzuführen, da das eingespannte Präparationsinstrument in Rotation auf den Stein gedrückt und dadurch gereinigt wird und im Anschluss weiter desinfiziert bzw. sterilisiert werden kann.

Für die Hartmetallfräser gibt es mit Metallborsten besetzte Reinigungsbürsten. Es sollte darauf geachtet werden, dass die Borsten aus Edelstahl bestehen. Auch stärkere Verschmutzungen können durch Ausstreichen der zwischen den Schneiden festgesetzten Materialreste entfernt und so die Schneidleistung wiederhergestellt werden (38,43,46).

5 **Bearbeitung und Politur von dentalen Kunststoffen**

Kunststoffe stellen eine der wichtigsten Stoffklassen in der Zahnmedizin dar. Sie werden auf vielfältigste Arten sowohl im Labor als auch im Patientenmund angewendet und gehören daher in ihren Eigenschaften und Bearbeitungsmöglichkeiten zum absoluten Basiswissen eines jeden Dentalmitarbeiters. Da sich niedermolekulare Monomere zu einem makromolekularen Polymer zusammensetzen, hängen die einzelnen Eigenschaften der Kunststoffe von der Verknüpfung der Monomere und der 3-dimensionalen Anordnung bzw. den Vernetzungsstellen der Makromoleküle ab. Eine Zusammensetzung erfolgt durch unterschiedliche Polyreaktionen (9,34).

Um die Materialbearbeitung besser darstellen zu können, ist es evident, Kunststoffe nach ihrer Polymerstruktur zu unterscheiden.

- Thermoplaste besitzen lineare Fadenpolymere, die durch van-der-Waal-Kräfte und Wasserstoffbrückenbindungen zusammenhalten. Durch Wärmezufuhr lassen sie sich reversibel erweichen und verformen. → Aufbissschienen
- Elastomere sind nur vor ihrer Abbindereaktion verformbar. Nach dem Abbindevorgang zeigen sie ein gummielastisches Verhalten. Das Polymer bildet ein weitmaschiges Netz. → Abformmaterial
- Duroplaste zeichnen sich neben den van-der-Waal-Kräften und Wasserstoffbrückenbindungen vor allem durch ihre sehr stabile Atombindung zwischen den Polymeren aus. Es entsteht eine engmaschige Netzstruktur, die nicht nur Temperaturschwankungen, sondern auch mechanischer Beanspruchung in einem deutlich breiteren Bereich standhalten kann. → Füllungsmaterial

(9,34,44,47)

Da die Elastomere als zahnmedizinische Restaurationsmaterialien nur eine kleinere Rolle (bei den weichbleibenden Kunststoffen) spielen, werden im folgenden Kapitel vornehmlich thermoplastische und duroplastische Materialien besprochen.

Sowohl der klassische Prothesenkunststoff als auch Prothesenzähne aus Kunststoff, sowie Kunststoffe zur Herstellung von Provisorien und Füllungs- und CAD/CAM-Komposite basieren auf einem Methacrylat-Kunststoffsystem. Es werden dabei verschiedenste Methacrylate verwendet. Methylmethacrylat (MMA), aber auch Bisphenol-A-glycidylmethacrylat (Bis-GMA) sind besonders häufig genutzte Vertreter ihrer Materialklasse, deren Materialeigenschaften maßgeblich sowohl durch die Monomertypen als auch die Art und Menge der zugeführten Füllstoffe beeinflusst werden (9).

Von Herstellerseite der rotierenden Instrumente wird in den Katalogen nur in allgemeine Kunststofftechnik, allgemeine Füllungsbearbeitung und generelle Kronen-/Brückentechnik unterteilt. Unter Füllungsbearbeitung fallen vor allem die Komposite, die in einem gesonderten Kapitelabschnitt besprochen werden. In einer detaillierteren Audiagen turbo grunderfschlüsselung zu Hartmetallfräsern wird beim Hersteller NTI beispielsweise weiter in Prothesenkunststoffe und Löffelmaterialien, Polyetheretherketon (PEEK), weichbleibende Kunststoffe und Verblendungskunststoffe unterschieden (46). Auch der Hersteller Komet kategorisiert ähnlich. Jedoch wird PEEK nicht gesondert aufgeführt (38). Andere Hersteller wie Meisinger, Bredent oder Horico unterscheiden weniger Kategorien (29,43,48). Da diese Kategorisierung mitunter zu oberflächlich für die einzelnen Werkstoffklassen ist, muss der Anwender durch genaues Studium der verschiedenen Kataloge und eventuelle Nachfragen beim Hersteller die geeigneten Präparationsinstrumente selbstständig herausfinden.

5.1 Harte Kunststoffe

Unter diese Kategorie fallen sowohl die Prothesenkunststoffe und Prothesenzähne als auch Provisoriumskunststoffe. Zwar gelten für die einzelnen Materialien nicht vollständig gleiche Anforderungen, jedoch spielt dies für ihre Bearbeitung in den meisten Fällen eher eine untergeordnete Rolle.

Provisoriumskunststoffe dienen der temporären Versorgung bis ein definitiver Zahnersatz fertiggestellt ist (49) und unterscheiden sich vor allem in ihrer Flexibilität von anderen dentalen Kunststoffen. Da konventionelle Systeme besonders leicht nach ihrer Polymerisation vom Untergrund abzulösen sein müssen, werden diese Eigenschaften über den Monomertyp, Füll- und Hilfsstoffe eingestellt. Es sind sowohl Pulver-Flüssigkeit- als

auch Paste-Paste-Systeme sowie diverse Werkstoffe für die additive und subtraktive Fertigung auf dem Markt, die beispielsweise Methyl-Methacrylate, Polyethylmethacrylate oder Dimethacrylate als Ausgangsstoff enthalten (9). Basieren solche Kunststoffe zur Herstellung von temporären Restaurationen auf einem Komposit, so ist dies auch bei der Bearbeitung entsprechend zu beachten. Details hierzu werden im Abschnitt Komposite weiter besprochen (50,51).

Prothesenkunststoffe dienen der Rekonstruktion des Kieferkamms und der Gingiva nach Zahnverlust. Sie werden sowohl in der Totalprothetik als auch in der Teilprothetik als schleimhautfarbener Zahnersatz individuell angepasst. Sie können ebenfalls für Unterfütterungen, Reparaturen, Erweiterungen und bei der adjustierten Schientechnik in nicht eingefärbter, klarer Form eingesetzt werden. Der bekannteste und meist verwendete Vertreter ist das PMMA (52), das sich aufgrund seiner positiven Eigenschaften in Bezug auf einfache Verarbeitung, Reparierbarkeit, Farbstabilität und Wirtschaftlichkeit durchgesetzt hat (53). Zwar ist es möglich, dass einzelne Inhaltsstoffe allergische Reaktionen auslösen können, dennoch stellt PMMA nach wie vor das stoffliche, technologische und klinische Optimum in der harten Kunststofftechnik dar (32). Es stehen aber auch Polyvinylester, Polystyrole, Polycarbonate, Polysulfone, Polyacetale, Polyamide und Polyurethane bei möglichen Unverträglichkeiten als Heiß-, Auto-, Licht- und Mikrowellenpolymerisat bzw. als Thermoplast sowie Werkstoffe für die additive und subtraktive Fertigung zur Verfügung (9).

Prothesenzähne werden durch ein mehrschichtiges Herstellungsverfahren aus PMMA oder Kompositen hergestellt. Durch die unterschiedlichen Materiallagen lassen sich Zahnhals, Dentinkern und Schneide nachempfinden. Speziell durch Zugabe von organischen und anorganischen Füllern (z.B. Silikate, Vorpolymerisat) sowie Vernetzern erhöht sich die Abrasionsfestigkeit und Härte. Besonderes Augenmerk muss dabei auf die Verbindungsstelle zwischen Prothesenbasis und Zahnhals gelegt werden, um einen sicheren Haftverbund zu garantieren (9,34). Auch Prothesenzähne können additiv oder subtraktiv gefertigt werden.

5.1.1 Ausarbeitung von harten Kunststoffen

Die grundsätzliche Bearbeitung erfolgt extraoral, da eine Dimensionierung und Gestaltung einfacher möglich ist als intraoral.

Bei der Bearbeitung muss insbesondere auf Anpresskraft und Wärmeentwicklung auf der Materialoberfläche geachtet werden (34,45,54). Kunststoffe sind sehr hitzeempfindlich, da sie Wärme schlecht ableiten. Es sollte folglich nicht zu lange kontinuierlich an einer Stelle gearbeitet werden, um den Kunststoff nicht zu schädigen. Aus wirtschaftlicher Sicht sollte nur eine gut ausmodellierete Restauration umgesetzt werden, denn dies spart Zeit und schont die rotierenden Instrumente (34,54).

Das meist vielfältige Angebot an Instrumenten zur Bearbeitung von harten Kunststoffen ist teilweise unübersichtlich und beinhaltet neben Hartmetallfräsern auch Keramikfräser, Diamantschleifer und Schleifkörper in unterschiedlichen Körnungen (38,46). Für die Dimensionierung der zahnärztlichen Restaurationen werden in erster Linie Hartmetallfräser empfohlen. Dabei sollte das Instrument einen effizienten Abtrag leisten und gleichzeitig eine möglichst glatte Oberfläche hinterlassen (45).



Abbildung 38: Kreuzverzahnter Fräser zur Ausarbeitung

Bei den Hartmetallfräsern werden zur Bearbeitung vornehmlich Kreuzverzahnung oder eine gerade Schneide mit Drall empfohlen (34,38,45,46). Die Firmen Meisinger und Horico nehmen zudem noch Fräser mit gerader Schneide mit Querhieb und Drall in ihre Empfehlung auf (29,43).

NTI	Komet	Meisinger	Bredent	Horico	Busch	G&Z
1. Kreuz- verzahnung	1. Kreuz- verzahnung	1. Kreuz- verzahnung	1. Kreuz- verzahnung	1. Kreuz- verzahnung	1. Kreuz- verzahnung	1. Kreuz- verzahnung
2. Einfach- verzahnung	2. Einfach- verzahnung	2. Einfach- verzahnung	2. Einfach- verzahnung	2. Einfach- verzahnung	2. Einfach- verzahnung	2. Einfach- verzahnung
		3. Querhieb- verzahnung	3. Querhieb- verzahnung	3. Querhieb- verzahnung		

Tabelle 3: Fräser zur Bearbeitung von harten Kunststoff, Angaben laut herstellereigenen Katalogen (29,38,40,43,46,48,55,56)

Die Keramikfräser werden nur in den Katalogen einzelner Hersteller gelistet und sind ebenfalls in Querhiebverzahnung oder Kreuzverzahnung erhältlich. Laut Herstellerangaben zeichnen sich diese Fräser durch ihre sehr gute Schneidleistung, angenehmes Temperaturverhalten, eine glatte bearbeitete Oberfläche sowie ein sanftes Fräsgefühl aus. Sie dienen dem Ausarbeiten und Formfräsen von harten Kunststoffen (38,55) .

Diamantschleifer eignen sich ebenfalls für die Ausarbeitung harter Kunststoffe (31). Bei sehr grober Körnung bieten sie ein schnelles Ergebnis und lange Standzeiten. Auch hier sollten keine zu hohen Drehzahlen gewählt werden (10.000 bis 15.000min⁻¹) (56).



Abbildung 39: Schleifkörper mit großem Kopfdurchmesser

Schleifkörper/Schleifkappen werden vor allem bei dem Wunsch auf hohen Materialabtrag eingesetzt. Daher sind sie offenporig gestaltet, sodass die entstehende Wärme abgeführt werden kann. Da sie einen sehr großen Kopfdurchmesser haben, dürfen keine hohen Drehzahlen erzeugt werden (4.000 bis 8.000min^{-1}) (29,34).

Zum Freilegen von Nachbarstrukturen kann neben kleinen rotierenden Instrumenten auch eine einseitig belegte, flexible Sandpapierscheibe mit feiner Körnung benutzt werden, die auf ein Mandrell gespannt wird (45).

Das Bearbeiten von schwerer zugänglichen Stellen wie ein Zahnfleischsaum oder die Papille einer Totalprothese erfordert ebenfalls eine besondere Herangehensweise. Ein Fissurenbohrer oder ein schlankes Instrument mit gerader Schneide ist hier äußerst sinnvoll, da nachhaltig eine glatte Oberflächenstruktur geschaffen wird (45).

Der letzte Schritt in der Ausarbeitung ist das Beschleifen der Oberfläche mittels eines in ein Mandrell gestecktes Schmirgelpapiers. Größere Unebenheiten und kleinere Riefen werden soweit gleichmäßig eingeebnet wie es die Körnung zulässt. Allerdings hat das Glätten mit Schmirgelpapier einen großen Nachteil: Durch den im Mandrell eingespannten Papierstreifen können bei der unpräzise schleudernden Bewegung Zähne oder andere Nachbarstrukturen

wie Klammern in Mitleidenschaft gezogen werden. Auf der restlichen Materialoberfläche bietet es jedoch eine effektive und kostengünstige Methode der Oberflächenglättung (45).



Abbildung 40: Schmirgelpapier im Mandrell

5.1.2 Politur von harten Kunststoffen

Eine qualitativ hochwertige Politur sorgt für Rauigkeitswerte unter $0,2 \mu\text{m}$, so dass eine Plaqueadhäsion erschwert und eine gute Ästhetik garantiert werden kann (9). Auch Verfärbungen kann eine sorgfältige Politur vorbeugen.

Die im Labor durchgeführten Methoden zur Oberflächenpolitur ergeben die niedrigsten Rauheitswerte ($R_a=0.02 \pm 0.01 \mu\text{m}$). Auch die zur chairside-Anwendung entwickelten Verfahren erzeugen eine ausreichend glatte Oberfläche von durchschnittlich $R_a=0.15\mu\text{m}$ (57). Damit dem Patienten stets das bestmögliche Ergebnis zugänglich gemacht werden kann, sollte der Behandler nach Möglichkeit vermeiden, die Oberfläche nach der Hochglanzpolitur durch den Techniker nochmals aufzurauen.



Abbildung 41: Politur an der Poliereinheit mittels Ziegenhaarbürste und Bimsstein

Eine Politur kann mittels Poliereinheit oder Handstück erfolgen. Die vorher durch im Mandrell eingespanntes Schmirgelpapier geglättete Oberfläche wird so vollends verdichtet und versiegelt. Es wird ein Gemisch aus Wasser und Bimsstein zusammen mit geeigneten Filzkegeln und Polierbürsten (z.B. Ziegenhaar) an der Poliereinheit verwendet. Durch kontinuierliches manuelles Aufbringen des Gemischs wird die Oberfläche nun Stück für Stück geglättet und Rillen, Kratzer und Riefen entfernt. Zu starker Druck oder zu trockenes Polieren würde zu einer starken Wärmeentwicklung auf der Materialoberfläche führen und diese verbrennen. Für die finale Hochglanzpolitur wird dann das Bimsmehl sorgfältig entfernt und mit Schwabbeln (Leinen, Baumwolle, Leder), Ziegenhaarbürsten und geeigneter Polierpaste eine glatt-glänzende, hoch verdichtete Oberfläche erzielt (45,54,58,59).



Abbildung 42: Politur mit Leinenschwabbel und Polierpaste

Die Interdentalräume sowie unzugängliche Übergänge oder Spalten sind nur schwer zu polieren und sollten schon im Vorfeld sauber modelliert worden sein, um die Oberflächenrauigkeit so gering wie möglich zu halten. Am großen Poliermotor ist es sehr schwierig, mit den verhältnismäßig überdimensionierten Bürsten ein optimales Ergebnis zu erzielen. Daher ist die Politur mit dem Handstück mit Hilfe von kleinen Handstückbürstchen sinnvoller. Ein Wasser-Bimsstein-Gemisch in Kombination mit einer kleinen Ziegenhaarbürste und niedriger Drehzahl liefert dabei gute Ergebnisse. Es ist auch möglich, eine spezielle Kunststoff-Vorpolierpaste oder einfaches Wachs zu verwenden (45,48).

Muss der Behandler die Prothese anpassen, nachdem die Fertigstellung durch den Techniker bereits erfolgt ist, müssen diese nachträglich angerauten Stellen nochmals poliert werden. Dafür eignen sich vorzugsweise die ins Handstück einzuspannenden Polierersets, die meist dreistufig aus Vor-, Glanz- und Hochglanzpolierern bestehen (57,60) und mit einer Drehzahl zwischen 5.000 min^{-1} bis 10.000 min^{-1} betrieben werden sollten (29,38,56).

CAD/CAM-Bearbeitung wird in Zukunft für die Schienentechnik, Totalprothetik und Provisoriumsherstellung eine immer größere Rolle spielen. Die Rohlinge zur

Provisoriumsherstellung basieren teilweise auf Kompositen und werden im Abschnitt Komposite besprochen. Sowohl bei der Herstellung CAD/CAM gefräster Schienen als auch von Totalprothesen muss nach dem Herstellungsverfahren noch eine finale Oberflächenpolitur erfolgen, bevor die Restauration eingesetzt werden kann. Dabei werden Veredelungsmethoden wie bei der klassischen Politur konventionell hergestellter Prothesen oder Schienen angewendet, wie beispielsweise die Politur mit Schwabbeln und Polierpaste. Durch die Materialdichte und Qualität des Kunststoffes reduziert sich die aufgewendete Zeit des Poliervorgangs erheblich (61,62,63,64).

5.1.3 PAEK

Die Werkstoffklasse der Polyaryletherketone (PAEK) mit dem bekanntesten Vertreter Polyetheretherketone (PEEK) zeichnet sich durch ihre besonderen chemischen und physikalischen Eigenschaften aus (65). Dieses teilkristalline, thermoplastische, metallfreie Material ist besonders inert gegen Chemikalieneinfluss und hat ein gutes Verschleißverhalten (47), eine hohe Festigkeit und Steifigkeit sowie ein geringes Gewicht (67,68,69). Eine hohe Beständigkeit gegenüber radioaktiver Strahlung, eine Röntgentransluzenz und die opaken zahnfarbenden Grundfarben lassen eine Anwendung im dentalen Bereich zu (70). Durch Vorbehandlung lässt sich ein Verbund zu anderen dentalen Kunststoffen herstellen (65).

PEEK ist thermoplastisch in einem Pressverfahren, Druckverfahren oder mittels CAD/CAM-Verfahren zu verarbeiten. Angewandt wird es sowohl als festsitzender als auch herausnehmbarer Zahnersatz wie beispielsweise Teilprothesen oder Kronen- und Brückengerüste und in der Implantologie (35,65).

Die Bearbeitung und anschließende Politur stellt wie bei allen Restaurationsmaterialien einen wichtigen Schritt dar, um Plaqueakkumulation und Verfärbungen zu minimieren (71).

Von Seiten der Hersteller werden für die Laboranwendung spezielle Hartmetallfräser in Kreuzverzahnung mit Querhieb angeboten (29,38,56). Andere Hersteller bieten darüber hinaus noch ein einstufiges (29) bzw. zweistufiges Poliersystem mit Siliziumkarbid als Schleifmittel speziell zur PEEK-Bearbeitung an (56). Da es über die Bearbeitungsmethoden

kaum Veröffentlichungen gibt und Aussagen teils sehr vage sind, sollte hier in den nächsten Jahren mehr geforscht werden.



Abbildung 43: Set zur PEEK-Bearbeitung (29)

Industrielle Empfehlungen sind nach Einführung neuer Werkstoffe, die noch nicht bzw. nur teilweise Bestandteil einer wissenschaftlichen Forschungsreihe waren, zwar eine wichtige Hilfestellung für den Praktiker, können Forschung und unabhängige Fachstudien jedoch nicht ersetzen. Sie bieten den Vorteil der Nachvollziehbarkeit z. B. durch den Vergleich des Verhaltens verschiedener Werkstoffe bei unterschiedlichen Bearbeitungsverfahren bzw. -instrumenten. Ihr Anliegen ist es, unter eindeutigen Fragestellungen mit transparenter Methodik in der Praxis reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen.

Eine Studie von Heimer et al. zur Polierbarkeit von PEEK ergab, dass sich der Kunststoff schnell und gut polieren lässt. Vergleicht man die in der Studie zusammengestellten Polierprotokolle für die labside- und chairside-Anwendung so wird deutlich, dass sich ein besseres Ergebnis durch das chairside-Protokoll erreichen lässt. Es beinhaltet mehrstufige Poliersysteme und eine Hochglanzpolierpaste. Das labside-Polierprotokoll hingegen bestand aus einem Diamantschleifer, einem Silikonpolierer und zwei Polierpasten (65,71). Silikonpolierer sollten nur zur Vorpolitur angewendet werden, da sie die Oberflächen nicht

optimal versiegeln können. Bei der endgültigen Politur ergaben sich die niedrigsten Rauigkeitswerte weit unter dem Sollwert von $0,2 \mu\text{m}$, wenn eine Ziegenhaarbürste mit einer feinen Polierpaste verwendet wurde ($R_a = 0,034\text{-}0,072 \mu\text{m}$) (65,71). Die angewandten Polierpasten waren dabei auf Silizium- bzw. Aluminiumoxidbasis aufgebaut (72).

5.2 Weiche Kunststoffe

Zu den weichen Kunststoffen gehören die unterschiedlichsten Materialklassen, wie Polypropylen oder hydrophile Polyamide. Diese zeigen bei Krafteinwirkung ein anderes Ausmaß der elastischen und/oder plastischen Verformung. Die Bearbeitung von weichen Kunststoffen ist etwas aufwändiger als von harten Kunststoffen, da konventionelle Fräser den Materialien schnell zusetzen und es durch ungewollte Hitzeentwicklung an der Oberfläche zu Materialveränderung kommen kann. Auch ist nicht bei jedem weichen Kunststoff eine optimale Politur möglich.

5.2.1 Weichbleibende Kunststoffe

Weichbleibende Kunststoffe werden vor allem zur Unterfütterung von Total- oder Teilprothesen aber auch in der Epithetik eingesetzt (9,73). Diese verformen sich sowohl elastisch als auch geringfügig plastisch bei Belastung und sind aufgrund ihrer Zusammensetzung besonders reißfest und biokompatibel (32,53). Innere und äußere Weichmacher sorgen für eine hohe Elastizität und gute Rückstellfähigkeit (9). Man unterscheidet die weichbleibenden Kunststoffe chemisch in Acrylate, Polyurethan-Acrylate sowie Silikone und deren Derivate (53). Auf Grund der physikalischen Eigenschaften werden aktuell vornehmlich die additionsvernetzten Silikone verwendet (53,74). Da sich in weichbleibenden Kunststoffen schnell Keime einlagern können und es so zu Belagsbildung kommen kann (32), ist es besonders wichtig, die negativen Auswirkungen durch eine glatte Oberfläche zu minimieren (75).

Die Schwierigkeit bei der Bearbeitung weichbleibender Materialien liegt in den physikalischen Eigenschaften der Werkstoffe. Die hohe Reißfestigkeit und Elastizität sorgt dafür, dass ein Abtrennen von Materialschichten erschwert ist, da während des

Bearbeitungsvorgangs erst eine Werkstoffdehnung und schließlich ein Materialabriss stattfindet (53,76). Unabhängig vom verwendeten Präparationsinstrument liegt nach der Bearbeitung ein typisches wellenartiges Muster vor (75). Zur Bearbeitung werden heute vornehmlich Hartmetallfräser (56) oder Keramikfräser (38) mit Querhieb und Schleifkappen oder Hartmetallfräser mit spezieller Splitterkörnung (29) sowie Schleifscheiben aus Vlies verwendet. Das Vlies ist mit Bindemittel wie Kunstharz oder Latex getränkt, welches das Schleifmittel (Korund) unterschiedlicher Partikelgröße und Packungsdichte trägt. Das Geflecht hat eine offene bzw. halboffene Textur, welche die entstehende Wärme gut ableitet (53,76).



Abbildung 44: Vliesräder für unterschiedlichen Abtrag

Die rotierende Bearbeitung muss schrittweise von grob nach fein erfolgen und sollte die verschiedenen Methoden kombinieren. Die Vliesräder hinterlassen auf dem Material neben den typischen Wellen auch Längsfurchen, allerdings sind diese aufgrund der höheren Härte auf klassischem Prothesenkunststoff nicht mehr zu erkennen und die Oberfläche erscheint

eher poliert. Vergleicht man die unterschiedlichen Körnungen der Vliesscheiben auf Kunstharzbasis, so lässt sich eine sukzessiv höhere Oberflächenvergütung erkennen. Obwohl der Hersteller die Schleifscheibe auf Latexbasis als letzten Veredelungsschritt empfiehlt, erzeugt diese eine schlechtere Oberflächenqualität als die gröberen Kunstharzschleifscheiben (76).

Sowohl Schleifkappen als auch Hartmetallfräser mit Splitterkörnung tragen zwar den weichen Kunststoff effizient ab, jedoch erzeugen sie starke wellenartige Muster und rauhen die Oberfläche am Übergang zum harten Kunststoff stark auf. Ein besseres Ergebnis liefert hier der Hartmetallfräser mit Querhieb, der gut für die Feinbearbeitung von weichen Kunststoffen geeignet ist (76). Der Keramikfräser mit Querhieb wurde in dem Artikel „Bearbeitung und Oberflächenqualität weicher Kunststoffe“ von Welker et al. nicht näher untersucht, aber aufgrund der ähnlichen Schneidengeometrie verglichen mit den Hartmetallfräsern lässt sich vermuten, dass er kongruierende Rauigkeitswerte erzeugen könnte.

Die Verarbeitung von weichbleibendem Unterfütterungsmaterial erfolgt entweder chairside oder labside auf einem Gipsmodell. Um nach der Verarbeitung die Oberfläche weiter zu finalisieren, müssen zum einen entstandene Pressfahnen entfernt werden. Zum anderen muss die im Kunststoff abgebildete Oberflächenstruktur teilweise weiterbearbeitet werden. Da das weichbleibende Material basal auf den Prothesenkörper aufgetragen wird und auch der Übergang zwischen den beiden Werkstoffen glatt ausgearbeitet sein sollte, werden an die entsprechenden rotierenden Präparationsinstrumente erhöhte Anforderungen gestellt. Die erforderlichen Abtragleistungen sollten bei beiden Werkstoffen möglichst gleich sein, um keine ungewollten Vertiefungen entstehen zu lassen (76). Daher hängt die Oberflächenqualität von den Werkstoffeigenschaften, den Bearbeitungsbedingungen und dem Präparationsinstrument ab. Eine Politur wie bei anderen Werkstoffen ist nicht möglich und umfangreichere Umgestaltungen an der Materialoberfläche sollten vermieden werden, um diese nicht unnötig aufzurauen. Zur endgültigen Versiegelung wird oft ein mundbeständiger Lack aufgetragen (53,76).

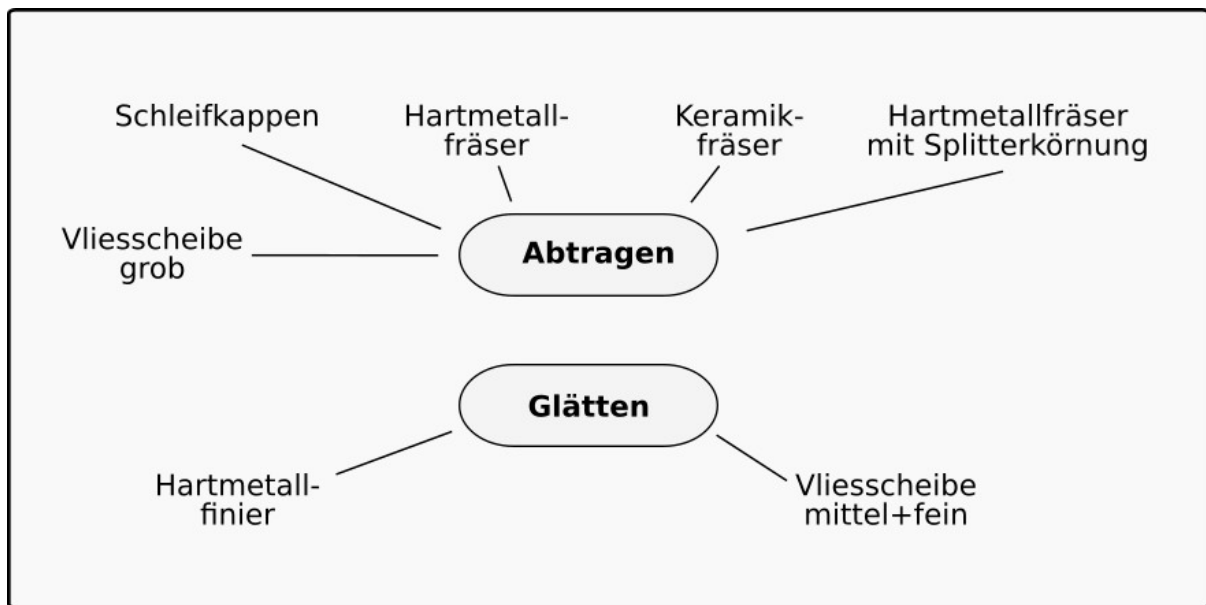


Abbildung 45: Übersicht zur Bearbeitung weichbleibender Kunststoffe

5.2.2 Thermoplastische Kunststoffe

Thermoplastische Kunststoffe beinhalten sowohl die häufig genutzten klassischen Tiefziehschienen aus z.B. Polypropylen als auch das Polyamid, das unter dem Namen Valplast bekannt geworden ist.

Die unterschiedlich harten **thermoplastischen Folien** werden unter anderem für prothetische Zwecke, aber auch in der Kieferorthopädie oder als Sportschutz bzw. in der Schientechnik verwendet. Durch Wärmezufuhr lassen sich die verschieden starken Folien erweichen, auf ein Modell aufbringen und an dessen Form adaptieren. Nach Abkühlung behalten sie dann diese Form. Die verwendeten Materialien variieren je nach Art der gewünschten Eigenschaften.

Folgende Materialien werden auf dem Markt angeboten (9):

1. PMMA
2. Polypropylen (PP)
3. Styrol-Butadien-Styrol (SBS)

4. Thermoplastisches Polyurethan (TPU)
5. Polymilchsäurekunststoff (PLU)
6. Polyethylen (PE)
7. Ethylenvinylacetat (EVA)
8. Glycolmodifiziertes Polyethylenterephthalat (PETG)



Abbildung 46: Dreikantfräser

Die meisten konventionellen Fräser sind nicht geeignet, um Formkorrekturen an solchen thermoplastischen Folien mittels rotierender Instrumente vornehmen zu können, da das weiche Material die Schneiden sofort zusetzt. Zur groben Formgebung haben sich besonders Dreikantfräser, auch Stichfräser genannt, bewährt (64). Zum Glätten, der sehr unebenen Oberfläche werden, wie auch beim weichbleibenden Kunststoff, die mit Binde- und Schleifmittel besetzten Schleifscheiben aus Vlies verwendet. Die Schiene sollte am Ende dem Verlauf der marginalen Gingiva folgen und sich für den Patienten angenehm anfühlen (77). Ist es jedoch nötig, am Patienten noch okklusale Anpassungen oder Formänderungen am

Schienenrand zu machen, sollte dies extraoral erfolgen. Diamantinstrumente würden sich bei dem Versuch, solch ein weiches Material zu schleifen, sofort zusetzen. Da bei einer adjustierten Schienentherapie ein PMMA-Aufbau auf die zuvor angefertigte Schiene aufgetragen wird, können für die weitere Ausarbeitung und Politur die im Abschnitt „Harte Kunststoffe“ besprochenen Instrumente angewendet werden (64).



Abbildung 47: Vliesrad

Hydrophile Polyamide, auch als Nylon-12-Kunststoffe bekannt, stellen eine Stoffgruppe dar, die sich durch ihre hypoallergenen und elastischen Eigenschaften besonders auszeichnet. Da hydrophile Polyamide ein niedriges E-Modul besitzen (66), ist es möglich, Halteelemente ebenso wie die Basis aus zahn- oder zahnfleischfarbenen Material herzustellen, was zu einer vorteilhafteren Ästhetik vor allem im Frontzahnbereich führt (78,79). Da bisher keine Kontaktallergien für diesen Werkstoff beschrieben wurden (78), eignet er sich besonders als Alternative zum herkömmlichen PMMA, der neben den metallenen Halteelementen auch allergieauslösend wirken kann. Allerdings besteht der Nachteil, dass eine Politur schwierig

ist, Spezialinstrumente benötigt werden und das Material grundsätzlich nur mit hohem Aufwand unterfütter- bzw. erweiterbar ist (80).

Zur Ausarbeitung des elastischen Materials bedarf es etwas mehr Aufmerksamkeit, da das Material nicht wie konventionelle Prothesenkunststoffe bearbeitet werden darf (81). Klassische Hartmetallfräser und Sandpapier verursachen auch nach einer Politur sehr raue Oberflächenwerte. Besser ist die Ausarbeitung mit einem speziellen Silikonpolierer. Dieser ergibt bessere Rauigkeitswerte ($R_a = 0,6-0,9 \mu\text{m}$) als nach der Politur mit Bimsstein und Universalpolierpaste (82).

Einzelne Hersteller rotierender Instrumente stellen spezielle Sets zur Nylon-Bearbeitung (81), beispielsweise bestehend aus spezialverzahntem Hartmetallfräser, grünem Universalpolierer mit Edelmetall als Schleifmittel und einem Baumwollrad (29) zusammen. Andere Hersteller geben im Katalog an, dass sich die Schleifscheiben aus Vlies zum Glätten eignen (29,56).



Abbildung 48: Set zur Bearbeitung von hydrophilen Polyamiden (29)

In einer Veröffentlichung wird zur Ausarbeitung nur von Spezialsteinen und Gummipolierern gesprochen (83). Diese ungenauen Angaben zur Ausarbeitung und Politur rühren

möglicherweise daher, dass der Hersteller des am Markt erfolgreichen Nylonmaterials Valpast sein Material nur durch zertifizierte zahntechnische Labore verarbeiten lässt. Die Firma selbst bietet zur Ausarbeitung Hartmetallfräser mit gerader Schneide, grüne und rosa Schleifsteine, Gummipolierer zur Vorpolitur ebenso wie Vor- und Hochglanzpolierpasten an (84).

5.3 Komposite

Komposite sind aus der modernen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Sie spielen neben ihrer indirekten Anwendung als Verblendmaterial oder CAD/CAM-Material besonders bei ihrer direkten Anwendung in der Füllungstherapie eine herausragende Rolle. Auch finden sie als Provisorienmaterial Anwendung.

5.3.1 Materialeigenschaften

Die Struktur der verschiedenen Komposite ist im Wesentlichen gleich. Sie bestehen neben einer organischen Matrix hauptsächlich aus Füllkörpern und einem Haftvermittler. Die organische Matrix enthält durch Wasserstoffbrückenbindungen aneinanderhaftende Monomere, die zusammen ein Polymer ergeben. Die verwendeten Monomere sind dabei eine Mischung aus Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), Bisphenol-A-Ethoxydimethacrylat (Bis-EMA), Urethandimethacrylat (UDMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) (9,44) und andere Methacrylate. Als Haftvermittler wird in der Regel ein 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan verwendet. Siliziumdioxid, verschiedene Gläser und Metalloxide dienen als Füllkörper. Füller bestimmen unmittelbar die mechanischen Eigenschaften der Komposite. Ihre Form, Größe und Verteilung (9), aber besonders das Füllervolumen hat entscheidenden Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften (85). Daher erlauben Füller die Reduktion des Monomer-Anteils. So ist eine Verringerung der Polymerisationsschrumpfung und eine Optimierung der Abrasionsbeständigkeit möglich. Zudem verbessern sich Transluzenz und Opaleszenz, Röntgendichte, Oberflächenrauigkeit wie auch Ästhetik und Bearbeitungseigenschaften des Materials (85). Die so hervorgerufenen Eigenschaften wirken sich auf das Elastizitätsmodul aus, das am stärksten durch die Füllkörper beeinflusst wird (85).

Makrogefüllte Komposite mit einer Füllergröße von 10 bis 50 μm weisen gute mechanische Eigenschaften auf, weil sie besonders abrasionsfest sind. Da die Füllkörper jedoch beim Versuch der Politur herausgerissen werden (9,86) und somit eine sehr hohe Oberflächenrauigkeit entsteht, sind die Makrofüllerkomposite heute nicht mehr in Gebrauch (9,49,87).

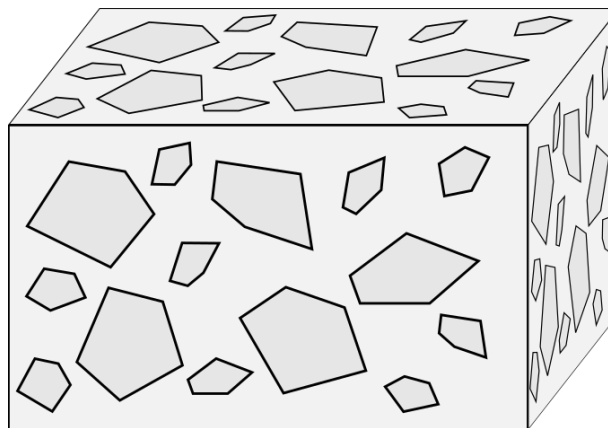


Abbildung 49: Schematische Darstellung eines makrogefüllten Komposits

Mikrofüllerkomposite sind mit einer Füllkörpergröße von 40 bis 50 nm und einem Fülleranteil von 35 Gew.-% zwar sehr gut polierbar, jedoch sind eine starke Polymerisationsschrumpfung und wenig Abnutzungswiderstand sowie schlechte mechanische Eigenschaften zu beobachten. Durch Beimischung von Vorpolymerisat kann zwar der Füllkörperanteil auf 50 bis 60 Gew.-% erhöht (87) und somit die Polymerisationsschrumpfung reduziert werden, doch kommt es vermehrt zu Chipping aufgrund des mangelnden Haftverbundes zwischen Vorpolymerisat und organischer Matrix (9,85). Diese Komposite sind aufgrund ihrer deutlich schlechteren mechanischen Eigenschaften nicht für den kaulastragenden Seitenzahnbereich geeignet, da hier vermehrt Frakturen aufgetreten sind (85).

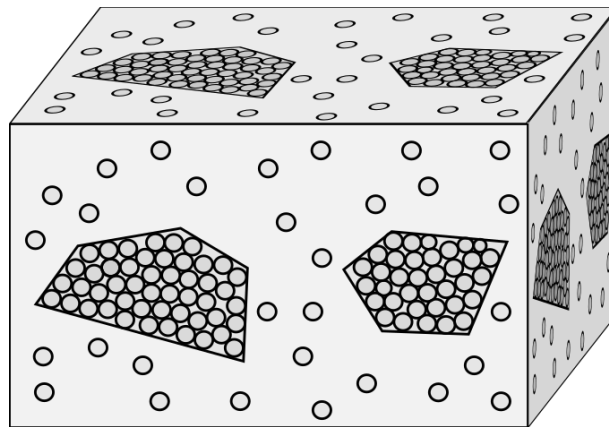


Abbildung 50: Schematische Darstellung eines mikrogefüllten Komposits

Füllkörpergrößen von 1 μm bis 5 nm sind in **Hybridkompositen** und **Nano-Hybridkompositen** zu finden. Diese große Bandbreite an unterschiedlichen Füllkörpern bis in den Nanometerbereich ermöglicht einen sehr hohen Füllkörpergehalt von 75 bis 80 Gew.-%. Modifikationen von Größe und Morphologie der Füllpartikel im Zuge der Entwicklung nanohybrider Kompositen verbesserten ihre mechanischen und ästhetischen Eigenschaften, sodass die Nano-Hybridkomposite heute als Goldstandard gelten (9,44,85,88).

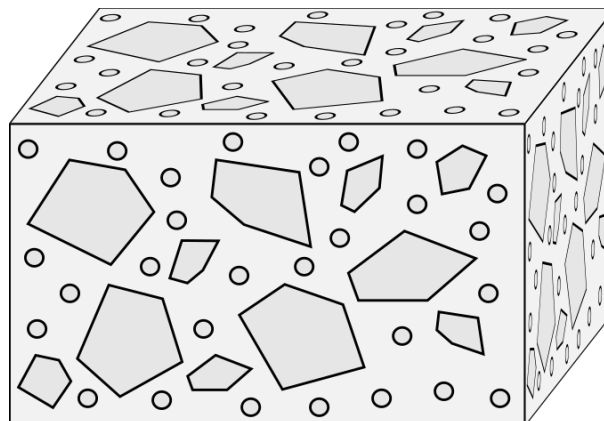


Abbildung 51: Schematische Darstellung eines Hybridkomposits

Ormocere setzt sich aus organically modified ceramics zusammen und gehört zu den MA-Alternativen mit geringer Polymerisationschrumpfung und guten mechanischen Eigenschaften (9,44,85). Vorvernetzte Polysiloxannetzwerke werden während der

Polymerisationreaktion quervernetzt, was folglich die Schrumpfung maßgeblich reduziert (9). Durch die Bindung der Acrylate an das Polysiloxannetzwerk wird kein Restmonomer frei. Dies führt zu einer guten Biokompatibilität (44). Bis 2015 ein reines Ormocere-Komposit auf den Markt kam, wurden Ormocere mit traditionellen Monomeren vermischt, um ihre Verarbeitbarkeit sicherzustellen. Allerdings reduzierten sich infolgedessen die positiven Eigenschaften (9).

Der Name **Kompomer** setzt sich aus Komposite und Ionomer zusammen (44). Dieser Materialtyp wurde in den 1990er Jahren als Alternative zum konventionellen Glasionerzement (GIZ) eingeführt. Man wollte die positiven Charakteristika beider Materialien, wie die gute Ästhetik und Polierbarkeit der Komposite, mit der Fluoridabgabe des GIZ kombinieren. Neben einer eher untergeordneten Säure-Base-Reaktion sorgt vor allem die Polymerisationsreaktion für ein Aushärten des Materials und daher werden sie zu den Kompositen gezählt. Die Kompomere zeichnen sich im Vergleich zum konventionellen GIZ durch deutlich bessere mechanische und ästhetische Eigenschaften aus (9,44). Verglichen mit den Hybridkompositen zeigt sich eine geringere Biegefestigkeit, aber ein höheres Elastizitätsmodul (9,85).

Polymerinfiltriertes keramisches Netzwerk (PICN) beschreibt eine Alternative für die klassischen CAD/CAM-Komposite. Sie besitzen einen hohen glaskeramischen Anteil, der mit einem UDMA durchsetzt und unter industriellen Bedingungen polymerisiert wird. Dies hat einen sehr geringen Restmonomergehalt zur Folge (221). Mittels dieses Materials will man die positiven Eigenschaften von Keramik, wie gute Biokompatibilität, gute mechanische und optische Eigenschaften (222), mit den positiven Eigenschaften, der gute Handhabung und Reparaturmöglichkeiten (223) eines Polymers kombinieren. Sowohl die Festigkeit als auch das E-Modul ähneln den Werten von Zahnhartsubstanz (221).

Fließfähige Komposite wurden zur einfachen Adaption und Politur des Restaurationsmaterials entwickelt (89). Die niedrige Viskosität in unpolymerisiertem Zustand resultiert meist aus einem geringeren Füllkörperanteil. Durch den geringeren Füllkörperanteil entstehen einige Nachteile, die sich vor allem auf die mechanischen Eigenschaften auswirken (9). Daher eignen sich fließfähige Komposite nicht für den Einsatz in kaulastragenden Bereichen.

Stopfbare Komposite unterscheiden sich durch ihre höhere Viskosität des unpolymerisierten Materials, die durch einen höheren Anteil von feinen Füllern, aber auch porösen Füllkörpern oder Fasern entsteht. So hilft die Oberflächenstruktur der Füller das Material stopfbar zu machen. Dabei ist es wichtig, dass sich stopfbare Komposite von nicht stopfbaren Kompositen ausschließlich in ihrer Konsistenz unterscheiden, wenn beide hochgefüllt sind (9). Die Abrasionsbeständigkeit wird im Vergleich nicht beeinflusst (90).

Vergleicht man die mechanischen Eigenschaften der soeben beschriebenen unterschiedlichen Materialgruppen in Bezug auf Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Zugfestigkeit und Druckfestigkeit, zeigt sich, dass sich sowohl Hybrid-, Nanohybrid-, stopfbare und ormocer-basierte Komposite als auch Kompomere als Materialgruppe nicht signifikant unterscheiden. Fließfähige Komposite und Kompomere, aber besonders Mikrofüllerkomposite zeigen hingegen schlechtere mechanische Eigenschaften. Daher eignen sich diese nicht für den Einsatz im kaulasttragenden Bereich (85).

Je nach Art des Materials liegt die Härte eines Komposits (allgemein) zwischen 1 bis 2,5 GPa und ist im Vergleich zu Schmelz (3 bis 5 GPa) (91) oder Zirkonoxid (12 GPa) deutlich weicher (14). Dies zeigt sich in der Oberflächenbearbeitung. Harte Werkstoffe wie Keramiken sind im Gegensatz zu Kompositen mühsamer und nur durch starke Abnutzung des jeweiligen Präparationsinstruments zu bearbeiten. Einmal glatt poliert, bleibt die Oberfläche auch bei Beanspruchung durch die Gegenbezahnung glatt; somit kann der Antagonist nicht abradiert werden (14). Aufgrund der geringeren Härte von Kompositen sind diese leichter zu bearbeiten als Keramiken. Obwohl durch die niedrigere Härte des verwendeten Materials vorstellbar wäre, dass keine Abrasionserscheinungen in der Gegenbezahnung auftreten, ist dies nicht der Fall. Größe, Härte, Form und Gehalt der Füllkörper des Komposits sind maßgeblich an abrasiven Vorgängen beteiligt. Antagonistenabnutzung entsteht, wenn die harten Füllkörper aus der weicheren Kompositmatrix hervorragen und direkt am Antagonisten wirken. Folglich ist bei der Oberflächenbearbeitung ein besonderes Augenmerk darauf zu legen, schrittweise eine sehr glatte Materialoberfläche zu schaffen, um auch die Gegenbezahnung zu schützen (92,93). Dabei sollten sowohl Füller als auch Matrix abgetragen werden. Der Füller darf dabei nicht herausgerissen, sondern muss zerschnitten werden, um keine zerklüftete Oberfläche zu hinterlassen und so die Materialrauigkeit

oberflächlich nicht zu erhöhen (13). Dazu sind sehr gut schneidfähige und intakte Fräser, Schleifer und Polierer unabdingbar. Nicht nur die Härte, auch die Art und Geometrie des Schleif- und Poliermittels, der Anpressdruck, die Drehzahl und der Zeitaufwand für die Politur sind wesentlich für das Endergebnis (94). Die Verwendung von Arkansassteinchen zur Bearbeitung ist inzwischen obsolet, da es zu Zertrümmerungen an der Zahnhartsubstanz kommen kann. Außerdem sollten keine Polierpasten wie sie bei der professionellen Zahnreinigung üblich sind zur Politur von Kompositrestaurationen verwendet werden, denn diese erhöhen die Rauigkeitswerte und können oberflächliche Füllkörper herauslösen (13).

Neben der Härte ist auch der Elastizitätsmodul eine wichtige Größe, um Aussagen zu der Bearbeitungsfähigkeit eines Stoffes zu machen. Mit 10 bis 18 GPa hat Komposit einen vergleichsweise niedrigen E-Modul (14). Davon ausgehend, lässt sich annehmen, dass bei der Betrachtung zweier Komposite mit hypothetisch gleicher Härte und unterschiedlichem E-Modul, das Komposit mit dem höheren E-Modul unter Verwendung gleicher Präparationsinstrumente besser zu bearbeiten sein würde. Da die Schneiden des verwendeten Präparationsinstruments in den Stoff eindringen und diesen separieren/trennen/zerschneiden würden, käme es aufgrund des elastischen Verhaltens nicht zu einem Ausweichen des Werkstoffs bzw. zu einem Verdrängen des Präparationsinstruments. Diese Hypothese sollte in weiteren Studien untersucht und belegt werden.

Neben dem verwendeten Material und dessen grundsätzlichen Eigenschaften bestimmt auch die Ausarbeitung und Politur über die Oberflächengüte der fertigen Restauration (13). Die Komposite werden neben der direkten Füllungstherapie oder der konventionellen Verarbeitung beim Zahntechniker, auch in der CAD/CAM-Technologie genutzt. Zur industriellen Herstellung der Rohlinge für die CAD/CAM-Fertigung wird anders als bei der konventionellen labside-/chairside-Polymerisation eine besondere Hochdruck- und Hochtemperatur-Polymerisation benutzt, um die Materialqualität der Rohlinge zu verbessern bzw. zu optimieren. Solche Rohlinge zeichnen sich durch eine hohe Homogenität, geringen Restmonomergehalt sowie sehr gute mechanische Eigenschaften aus und müssen nach der Fertigung der gewünschten Restauration nur noch poliert werden (21,88,95). Diese verbesserten mechanischen Eigenschaften sorgen für einen höheren Abnutzungswiderstand bei Kaubelastung im Vergleich zu den konventionell lichtpolymerisierten Kompositen (96).

Die Ausarbeitung bzw. das Herausschleifen unterscheiden sich aufgrund der Fertigungsverfahren wesentlich voneinander, jedoch müssen sowohl das konventionelle als auch das CAD/CAM-Komposit bzw. das PICN im Nachgang händisch poliert werden.

Eine sorgfältige Ausarbeitung und Politur ist besonders wichtig für die Lebensdauer der Kompositrestauration. Glatte Oberflächen erhöhen die Verschleißfestigkeit und reduzieren die Abrasivität einer Kompositrestauration am Antagonisten. Wird jedoch nur ausgearbeitet, aber im Anschluss daran nicht poliert, kann es durch das rotierende Bearbeitungsinstrument zu Mikrorissen in der Restauration kommen, sodass die mechanischen Eigenschaften negativ beeinflusst werden (13,97).

Eine zu hohe Rauigkeit sorgt für Anhaftung von Plaque und Speiseresten, so dass folglich am Restaurationsrand Sekundärkaries entstehen kann (12). Da auch bei normaler Mundhygiene Plaque nur schwer vollständig zu entfernen ist, sollte durch eine geringe Oberflächenrauigkeit die Plaqueakkumulation bestmöglich verhindert werden. Außerdem kommt es bei hohen Rauigkeitswerten der Restauration zur stärkeren Abnutzung der Gegenbeziehung (98) und zu einem unangenehmen Mundgefühl sowie verminderter Ästhetik durch Verfärbungen (9,13,99) .

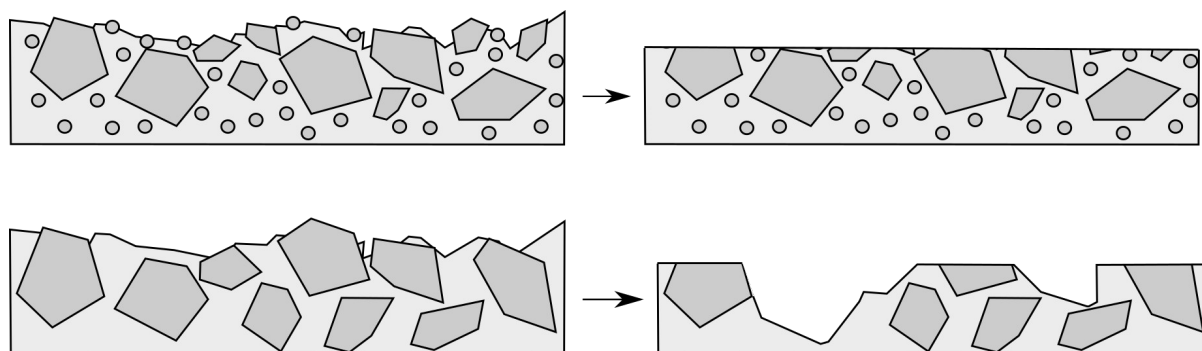


Abbildung 52: Schematische Darstellung eines makrogefüllten Komposits und eines Hybridkomposits nach der Bearbeitung

Von Herstellerseite wird die Bearbeitung der verschiedenen Komposittypen nicht unterschieden. Es wird erwartet, dass der Anwender die entsprechende Verzahnung bzw. Korngröße der Instrumente zur Bearbeitung des jeweilig gewählten Komposits selbst korrekt wählt.

5.3.2 Ausarbeitung und Politur von CAD/CAM-Komposit

In der CAD/CAM-Technik wird zur Bearbeitung von Kompositrohlingen derzeit nur ein subtraktives Verfahren genutzt. In einem einzigen Schleif- und Fräsprozess lässt sich in relativ kurzer Zeit ein fertiges Ergebnis präsentieren, welches im Nachgang nur noch poliert werden muss. Es findet nur ein geringer Werkzeugverschleiß statt. Wasserkühlung ist hier von großer Bedeutung, um eine unkontrollierte Wärmeentwicklung und somit eine Werkstoffmodifikation zu vermeiden. Neben monochromen werden auch polychrome Rohlinge auf dem Markt angeboten. Dabei ist es wichtig, beim Schleifprozess den entsprechenden Farbverlauf polychromer Blöcke zu beachten, um ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis zu erhalten. Der Fertigungsprozess sollte immer mit den dafür vorgesehenen Schleifwerkzeugen und dem materialspezifischen Programm ausgeführt werden. Nach dem Schleifprozess wird das Verbindungselement manuell abgetrennt und geglättet. Es sollten dazu grundsätzlich sehr feine Präparationsinstrumente verwendet und herstellereigene Angaben zu den Bearbeitungsinstrumenten und -drehzahlen berücksichtigt werden, da es an der Oberfläche zu Rissbildung und im Nachhinein zu bearbeitungsbedingten Frakturen kommen kann. Daher sollte die Nachbearbeitung auf ein Minimum reduziert werden (95,100).

Die Notwendigkeit der individuellen Bearbeitung okklusaler Kontakte kann bei einer unzureichenden Bissregistrierung nötig werden, um Frühkontakte im Patientenmund und späteren kranio-mandibuläre Dysfunktionen zu vermeiden. Rauigkeiten an der Kompositoberfläche führen zu einer Exposition der anorganischen Füllkörper und daher zu einer erhöhten Abrasion des Antagonisten (98). Rauigkeiten steigern darüber hinaus das Risiko von Frakturen und Plaqueakkumulation (94). Für die weitere Ausarbeitung und Politur zur Generierung einer hoch glatten Oberfläche werden vor allem Diamantpolierer und -pasten sowie sehr feine Fräsen bzw. verschiedene Gummi- oder Silikonpolierer empfohlen. Diese sind neben der Anwendung im Labor teilweise für die chairside- Anwendung empfohlen und sollten mit ausreichender Sorgfalt und zeitlichem Polster stufenweise von grob nach fein angewandt werden. Aufgrund des ästhetisch ansprechenden Ergebnisses stellt der

CAD/CAM-Fertigungsprozess durchaus eine kostengünstige und effiziente Alternative zur konventionellen Fertigung von z.B. Provisorien dar (95,100).

Verschiedene Hersteller raten spezifisch für ihre Materialien zu unterschiedlichen Bearbeitungsschritten und Präparationsinstrumenten. So rät beispielsweise der Hersteller Coltene bei seinem CAD/CAM-Komposit ‚Brilliant Crios‘ eine spezielle Bearbeitung an. Beim Abtrennen und Entfernen der Anstiftung sowie dem Einschleifen von okklusalen Kontakten werden ein feiner Diamant- sowie ein flammenförmiger Polierer empfohlen. Zur fertigen Politur chairside wird zu einem 2-Stufen-Polierbürstchen in Kombination mit einem Bürstchenpolierer geraten. Labside hingegen genügt laut Herstellerangaben ein 1-Stufen-Polierer, der bei höherem Druck zur Vorpolitur und bei geringerem Druck zur Hochglanzpolitur genutzt werden soll (101). Der Hersteller Voco spricht sich in der finalen Bearbeitung ihrer „Grandio blocs“ beim Abtrennen von der Anstiftung für eine Diamanttrennscheibe aus. Zur weiteren Entfernung und Reduktion wird zu einem feinen Hartmetallfräser mit Kreuzverzahnung und Querhieb geraten. Chairside wird auch hier ein 2-Stufen-Polierbürstchen empfohlen. Hingegen sollte labside eine Ziegenhaarbürste mit Diamantpolierpaste verwendet werden. Im letzten Schritt wird ein Baumwollschwabbel sowohl labside als auch chairside zur endgültigen Oberflächenveredelung nahegelegt (102).

Zur Bearbeitung von PICN eignet sich laut Hersteller ein 2-stufiges Poliersystem, welches zur Vorpolitur einen Polierer auf Siliziumkarbidbasis und zur Hochglanzpolitur einen Diamantpolierer beinhaltet (224). Die Anstiftung kann mit einer Diamanttrennscheibe entfernt werden (225).

5.3.3 Bearbeitung der Verblendungs- und Füllungskomposite

Das Ausarbeiten umfasst die Entfernung von Kompositüberschüssen, die Formgestaltung der Restauration und die Vorpolitur bei absteigender Körnung. Dabei werden von den verschiedenen Herstellern für die intraorale Anwendung sowohl Diamantinstrumente als auch Hartmetallinstrumente in verschiedensten Formen, Größen und Körnungen bzw. Verzahnung angeboten. Die empfohlenen Umdrehungszahlen schwanken je nach Größe des Präparationsinstruments. Auch die Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht und eine gute Wasserkühlung sind essenziell, um eine optimale Oberflächengüte gewährleisten zu können (9,13,103,104).

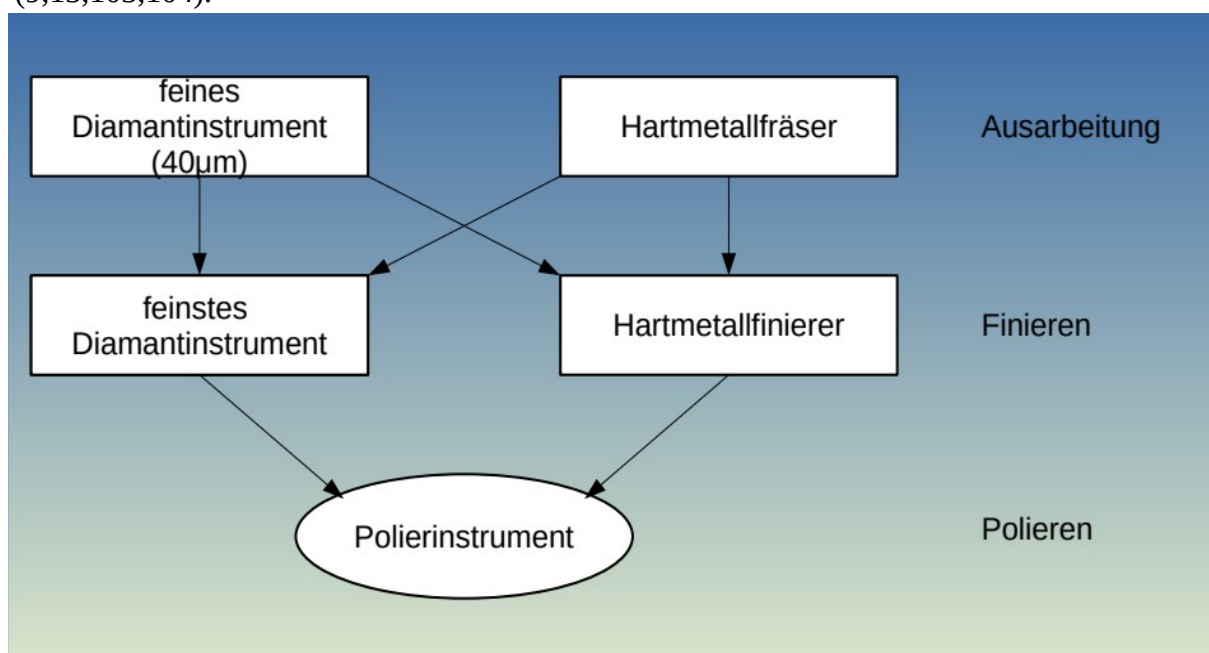


Abbildung 53: Bearbeitungsoptionen eines Komposits

Bei den Hartmetallinstrumenten unterscheidet man zwischen dem klassischen Hartmetallinstrument und dem Finierer. Beide zeichnen sich durch ihre geraden Schneiden aus, die mit und ohne Drall und/oder Querhieb angeboten werden. Die Diamantinstrumente werden sowohl in verschiedenen Körnungen (rot, gelb, weiß) als auch Formen zur Bearbeitung der Komposite angeboten (29,38,46,56).

Im Regelfall werden die konventionell verarbeiteten Komposite bei der Ausarbeitung zunächst mit rotierenden Hartmetallfräsern oder feinkörnigen Diamanten in Form gebracht und im nächsten Schritt mit Hartmetallfinierern oder feinsten Diamantinstrumenten finiert.

Im letzten Schritt wird neben speziellen Composite-Polierern mit Aluminiumoxid-Scheiben oder Polierbürsten und -pasten ein Oberflächenfinish erzeugt (105,106,107,108,109).

Vergleicht man die Empfehlungen in der Literatur, so sind diese oftmals widersprüchlich. Da dem Behandler sowohl Hartmetallfinierer als auch Diamantinstrumente zur Verfügung stehen, ist es schwierig, klare Empfehlungen zu geben. Wichtig ist, zu bedenken, dass Diamantinstrumente verglichen mit Hartmetallfinierern einen besseren Abtrag leisten, aber auch eine relativ rauere Oberfläche hinterlassen. Dahingegen tragen Hartmetallfinierer das Material zwar nicht so effizient ab, produzieren aber glattere Oberflächen. Dies ist nur möglich, da Hartmetallfinierer die Oberfläche zerspanen, während Diamantinstrumente Oberflächen eher zertrümmern und zerfurchen (86,110,111,112,113,114).

Ein Hartmetallfinierer mit Querhieb des Hersteller NTI kann bei einer Drehzahl von 20.000 min^{-1} laut Herstellerangaben auf einer Kompositfüllung eine Oberflächenrauigkeit von unter 1 μm erzeugen (46). Dies gilt es, in Studien zu belegen.

Die Hartmetallfräser für die extraorale Handhabung unterscheiden sich im Vergleich besonders durch die Verzahnungsart von den für intraorale Handhabung angebotenen Fräsern. Es wird Kreuzverzahnung bzw. Einfachverzahnung, feine Spiralverzahnung und superfeine Spiralverzahnung mit Querhieb empfohlen. Außerdem ist eine Bearbeitung mit Instrumenten mit geraden Schneiden und Querhieb möglich (46,56).

Da jedoch nicht nur die Präparationsinstrumente, sondern auch die Materialien selbst einen hohen Einfluss auf die Oberflächenqualität haben und sich diese fortlaufend weiterentwickeln, muss sich der Anwender stets selbstständig auf dem neuesten Stand halten, denn ein modernes Komposit kann ohne ausreichende Politur zu schwerwiegenden Abrasionen an der Gegenbezahnung führen und so eventuell sogar Veränderungen im Kiefergelenksbereich auslösen (9,115). Durch eine gründliche Ausarbeitung und sorgfältiges Finieren lässt sich das endgültige Politurergebnis und somit die Oberflächenrauigkeit deutlich beeinflussen. Besonders signifikant ist dies der Fall, wenn sich der Behandler im Nachgang für eine schnellere, weniger gründliche 1-stufige Poliermethode entscheidet (109).

5.3.4 Politur der Verblendungs- und Füllungskomposite

Die Größe von Füllstoffen beeinflusst maßgeblich das Polierergebnis. Damit eine Oberfläche poliert erscheint, muss die Größe der Füllkörper mit der Wellenlänge des auftreffenden Lichts korrespondieren, so dass vom Auge keine Unebenheiten und Kratzer mehr wahrgenommen werden (116). Daher muss das Polierinstrument in der Lage sein, sowohl die Matrix als auch die Füllstoffe abzutragen. Um auch konkave Flächen oder auch aufwendig gestaltete Okklusalfächen optimal und gleichmäßig polieren zu können, braucht es neben genügend Zeit und Sorgfalt auch das richtige Polierequipment. Hierbei zeichnen sich besonders Polierbürstchen in Radform mit Filamenten aus, da diese im Gegensatz zu den klassischen Spitzen oder Rädern auch an schwer zugängliche Punkte einer Okklusionsfläche vordringen können und die vorher gestaltete Oberflächenstruktur nicht wieder zerstören (9). Der Bürstchenpolierer (Occlubrush/ OptiShine) besitzt ebenfalls Filamente. Es existiert neben einer großen auch eine kleine Kelchform und ein Bürstchenpolierer in Form einer Spitze. Allerdings ist besondere Aufmerksamkeit geboten, wenn in das Filament Siliziumkarbide oder Diamant eingearbeitet sind. Ein solches Poliersystem greift zwar weder die Zahnhartsubstanz noch die Restaurationsränder an (117), jedoch muss zunächst das Bindemittel ausreichend abradiert oder aufgeschmolzen werden, um die schleifmittelbesetzten Filamente - also Schleif- bzw. Poliermittel - an die Oberfläche zu bringen. Dies kann dazu führen, dass vom Behandler instinktiv erhöhter Druck bzw. eine erhöhte Drehzahl gewählt wird und dies Verhalten zu einer starken lokalen Wärmeentwicklung und somit einer Schädigung der umliegenden Werkstoffbereiche oder Gewebe führt (9). In Abhängigkeit von der zuvor genutzten Finiermethode kann mit Bürstchenpolierern nicht immer ein zufriedenstellendes Ergebnis erzielt werden. Welche Wichtigkeit die Vorphitur hat, wird besonders im Fall eines verwendeten 30- μm -Finierdiamanten zusammen mit einer siliziumkarbidhaltigen Hochglanzpolierbürste deutlich. Die Rauigkeitswerte liegen hier mit durchschnittlich 0,7 μm deutlich über den geforderten 0,2 μm und reichen somit nicht aus, um eine Plaqueakkumulation ausreichend zu minimieren (9,109,110).

Galt bisher das 4-stufige Sof-Lex-System (3M ESPE) als Referenz dafür, bei feinsten Körnung eine Rauigkeit von etwa 0,2 μm erzeugen zu können (115), so haben sich andere

Ausarbeitungs- und Poliersysteme insofern weiterentwickelt, dass auch Rauigkeiten unter 0,2 μm zu erzeugen sind. Jung belegt in seiner Studie, dass das Sof-Lex-System verglichen mit allen anderen verwendeten Polierern die größte Oberflächenrauigkeit erzielt (110). Rzanny zeigt in einer Studie zur Oberflächenrauigkeit von unterschiedlichen Kompositen, dass die Politur mit keramikhaltigen Silikonpolierern und Polierpasten mit einer Oberflächenrauigkeit von unter 0,1 μm einen deutlich besseren Effekt erzielen kann (86).

Material	Astropol	Enhance/ PoGo	CompoMaster	OptiShine	Sof-Lex	SuperSnap
Stufen	3-stufig	2-stufig	2-stufig	1-stufig	4-stufig	4-stufig
Bindemittel	synthetischer Kautschuk	Polyurethandimethacrylat	Silikon	Kunststoff	Polyurethanscheibe	Silikon
Schleifmittel	Astropol F/P: Siliciumcarbid; Astropol HP: Diamant, Aluminiumoxid, Titandioxid, Eisenoxid (218)	Aluminiumoxid (Enhance), Diamant (PoGo)	Diamant	Siliziumkarbid	Aluminiumoxid	Aluminiumoxid
Polierergebnis	Sehr gut	gut	Sehr gut	unbefriedigend	schlecht	gut

Tabelle 4: Übersicht über einige Poliersysteme und ihr Polierergebnis sehr gut: <0,1; gut: >0,1 <0,3; unbefriedigend: >0,3 <0,5; schlecht: >0,5 (Angaben in μm) (86,110)

Um eine gute Oberflächenversiegelung zu erzielen, sollte ein mehrstufiges Poliersystem einem einstufigen System vorgezogen werden, da sich so geringere Rauigkeitswerte erzielen lassen (109,118). Zur weiteren Versiegelung der Oberflächen ist die Anwendung von Polierpaste in Kombination mit Filzrädern oder Ziegenhaarbürstchen sehr zu empfehlen (12,113). Dabei kann eine Diamantpolierpaste deutlich geringere Rauigkeitswerte generieren als Pasten auf Aluminiumoxidbasis (119).

Beim Vergleich weiterer Poliersysteme, die extraoral bzw. intraoral angewendet werden können, ist festzustellen, dass es möglich ist, mit der labside-Politur einzelner Systeme bessere Ergebnisse zu erzielen als mit den chairside-Methoden (120). Labside wird jedoch in

der Regel keine Wasserkühlung verwendet, weshalb besonders auf die Wärmeentwicklung auf der Materialoberfläche geachtet werden muss. Auch der Anpressdruck ist je nach Anwender unterschiedlich und beeinflusst unter anderem die Abtragsleistung eines rotierenden Instruments (121).

Die Vielzahl der auf dem Markt befindlichen Poliersysteme macht es für den Anwender immer schwieriger, den Überblick zu behalten. Grundsätzlich sollten produktspezifische Angaben beachtet und eingehalten werden. Da sich inzwischen neben den althergebrachten Poliermethoden deutlich effektivere Systeme etabliert haben, sollten sie Bestandteil des fachlichen Methodenrepertoires und fester Bestandteil der Ausstattung sein.

6 Bearbeitung und Politur von Dentalkeramiken

Um den steigenden ästhetischen und funktionellen Ansprüchen gerecht werden zu können, haben sich Dentalkeramiken immer mehr als Restaurationsmaterial etabliert. Sie gehen neben einer guten Biokompatibilität und chemischen Stabilität keine Wechselwirkungen mit dem menschlichen Gewebe ein und sind auch auf Grund ihrer optischen Eigenschaften zur Nachbildung menschlicher Zähne geeignet. Daher werden sie in der Prothetik z.B. als Kronen-/Brückenwerkstoff zur Verblendung oder als Vollkeramik eingesetzt. Auch können sie in der Implantologie zum Einsatz kommen (34,44,122).

Die unterschiedlichen Dentalkeramiken unterscheiden sich sehr in ihrer Zusammensetzung. Jedoch vereint sie ein spröder Charakter, der auf ihre gitterartige Materialstruktur zurückzuführen ist. Charakterisiert werden sie zudem als nichtmetallische, anorganische Werkstoffe mit unterschiedlich ausgeprägten kristallinen und amorphen Anteilen, die in einem Brenn- oder Sintervorgang verarbeitet werden (9,34,122).

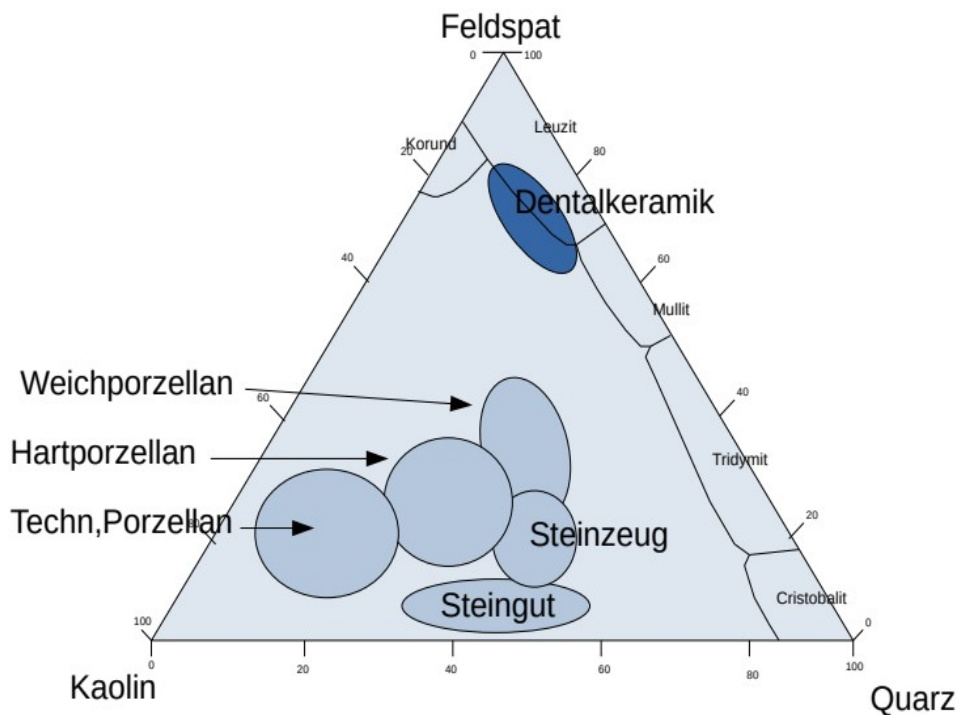


Abbildung 54: Darstellung der anteiligen Zusammensetzung keramischer Materialien (4)

Die mineralischen Hauptbestandteile der klassischen dentalkeramischen Massen und einfachen CAD/CAM-Materialien sind Feldspat, Quarz und Tonerde. Porzellane bestehen zu anderen Anteilen aus diesen Komponenten, sodass sich Keramiken klar von ihnen abgrenzen lassen (9,34,122).

Neben der unterschiedlichen Zusammensetzung müssen auch die verschiedenen mechanischen Eigenschaften der einzelnen auf dem Markt befindlichen Materialien unterschieden werden. Dazu gehören unter anderem:

Biegefestigkeit	Härte	Zug- und Druckfestigkeit
Elastizitätsmodul	Bruch- oder Risszähigkeit	Löslichkeit

Tabelle 5: Für die Anwendung wichtige mechanische Eigenschaften von Keramiken (122)

Eingeteilt werden die Dentalkeramiken anhand ihres chemischen Ursprungs:

1. Silikatkeramik → mit hohem Glasanteil
2. Oxidkeramik → mit niedrigem oder ohne Glasanteil

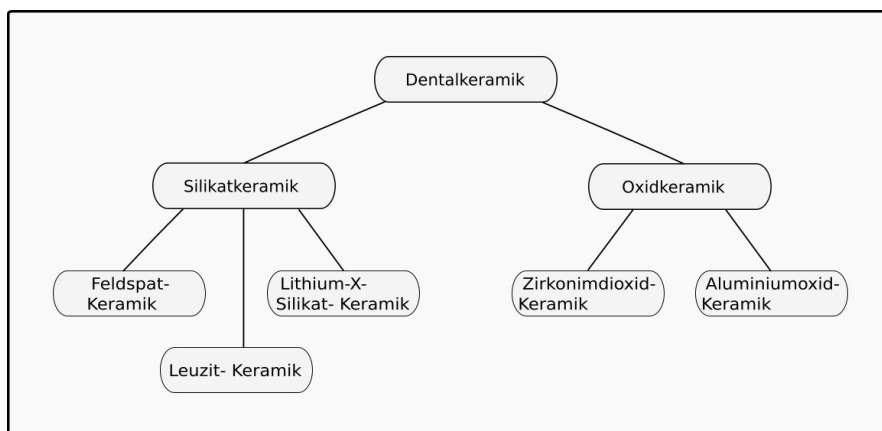


Abbildung 55: Einteilung von Dentalkeramiken

6.1 Materialeigenschaften der Dentalkeramiken

Silikatkeramiken besitzen grundsätzlich eine kristalline Phase und eine Glasphase. Sie haben eine hohe Biokompatibilität sowie gute optische Eigenschaften mit hoher Transluzenz, wodurch naturgetreue Restaurationen durch den Zahntechniker hergestellt werden können. Außerdem sind sie durch ihre hohe Oberflächendichte gut polierbar (34).

Glaskeramik enthält Feldspat zu 60 bis 80 Gew%, Quarz zu 15 bis 25 Gew% und Kaolin zu 0 bis 5 Gew%. Feldspat ist ein Mischkristallsystem aus Kalkfeldspat, Natronfeldspat und vor allem Kalifeldspat, der während des Schmelzvorgangs Leuzitkristalle bildet. Diese sorgen für eine hohe Viskosität und Standfestigkeit während des Brandes und beeinflussen den Wärmeausdehnungskoeffizienten. Der Gehalt von Leuzitkristallen kann über die Temperatur und Dauer des Brennvorgangs, aber auch über den Anteil von Kaliumoxid als Leuzitbildner beeinflusst werden. Durch Zusätze wie Flussmittel, Farben, Trübungsmittel und Fluoreszenzbildner lassen sich Verarbeitung und Eigenschaften der Keramik weiter beeinflussen (9,34). Sie wird besonders in der ästhetischen Verblendtechnik eingesetzt, da sie eine relativ niedrige mechanische Stabilität aufweist, aber höchste ästhetische Anforderungen erfüllt. Bei höheren kristallinen Anteilen verbessern sich die mechanischen Eigenschaften und es ist auch ein Einsatz in der CAD/CAM- oder Heißpresstechnik möglich (9). Damit die Verblendung eines Gerüsts realisierbar ist, muss der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) der Keramik mit dem Gerüst abgestimmt sein. Andernfalls kommt es zu Abplatzungen, auch Chipping genannt, und zu Sprüngen in der Keramik (9,16,123).

Silikatkeramik gehören zu den Glaskeramiken und besitzen sowohl eine kristalline als auch eine amorphe Phase, die durch die zwei unterschiedlichen temperaturabhängigen Prozesse Keimbildung und Kornwachstum gekennzeichnet sind. Die Kristallisationskeime von Keramiken bilden sich innerhalb der Keramikmatrix durch Beimischung von Keimbildnern. Durch weitere Erhöhung der Temperatur wird dann das Kornwachstum an den Keimen initiiert. Keimbildung findet bei vergleichsweise niedrigen Temperaturen statt.

Kornwachstum hingegen benötigt höhere Temperaturen (9). Die ausgebildeten Kristalle beeinflussen die optischen und mechanischen Eigenschaften der Keramik. Je nach Kristallsystem kann unterteilt werden in:

1. Leuzitkeramik
2. Lithium-X-Silikatkeramik (Lithiumsilikat-, -disilikat-, -alumosilikatkeramik) (122)

Leuzitkeramiken erlauben einen Kompromiss zwischen guten optischen und verbesserten mechanischen Eigenschaften, da aufgrund der Erhöhung des Kristallitgehalts die Festigkeit und Zähigkeit verglichen mit einfachen Glaskeramiken verbessert werden kann (9,124). Daher sind sie besonders für die Anfertigung von Inlays, Onlays oder Einzelkronen im Frontzahnbereich geeignet (9).

Lithium-X-silikat-Keramik enthalten sowohl Lithiumoxid als auch Siliziumoxid. Je nach Gehalt der beiden Hauptbestandteile entsteht Lithiumsilikat- oder Lithiumdisilikatkeramik. Durch den erhöhten Kristallanteil kommt es zu herausragenden mechanischen Eigenschaften und verminderter Rissbildung. Daher kann diese Keramikart als Gerüst für kurzspannige Brücken eingesetzt werden. Durch die Kristalle kann sich ein Riss nicht ungehindert im Material ausbreiten. Das heißt, die Kristallstruktur stabilisiert die Keramik und sorgt für eine höhere Risszähigkeit des Materials. Risszähigkeit beschreibt dabei den Widerstand eines Materials gegenüber einem Risswachstum (9,16,122).

Für die CAD/CAM-Bearbeitung eignen sich diese sehr harten, kristallisierten Materialien nicht. Hier wählt man eine weichere vorkristallisierte Version aus Lithiummetasilikaten. Sie sind leichter zu schleifen, nach der Fertigstellung bedarf es nur noch eines kurzen Kristallisationsbrandes zur Ausbildung der Lithiumdisilikate und somit zur Entstehung der gewohnten Härte und Festigkeit bzw. der gewünschten Farbe (9,122).

Lithiumsilikatkeramiken sind ebenfalls als vorkristallisierte oder vollkristallisierte Form als CAD/CAM-Rohling erhältlich. Ihre Festigkeitswerte ähneln denen des Lithiumdisilikats (9).

Auch Lithiumalumosilikatkeramik hat ähnliche Festigkeitswerte und kann schon nach der CAD/CAM-Herstellung ohne Kristallisationsbrand eingesetzt werden, da die Festigkeit und optischen Eigenschaften der polierten Restauration bereits ausreichend ausgeprägt sind (122).

Oxidkeramiken weisen ein sehr hohes Elastizitätsmodul und damit eine sehr hohe Steifigkeit auf. Sie sind fester als Glaskeramiken, da sie nur teilweise oder gar keine Glasphase besitzen. Ihr polykristalliner Aufbau sorgt für hervorragende mechanische Eigenschaften, insbesondere ist die Fähigkeit der Rissablenkung und Rissüberbrückung ausgeprägt. Verwendet werden Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid, die aufgrund ihrer Eigenschaften als Gerüstkeramiken auch mehrgliedrige Brücken möglich machen (9).

Zirkoniumdioxidkeramiken stellen die wichtigste Gruppe der Oxidkeramiken dar. Ihre hervorragenden mechanischen Eigenschaften lassen mittels der CAD/CAM-Technologie das Herausarbeiten auch von weitspannigen Konstruktionen aus vorgesinterten Rohlingen zu. Nach einem Sinterbrand bildet die hochfeste Restauration ihre Eigenschaften vollständig aus. Als vollständig gesintertes Material kann Zirkoniumdioxid als monolithischer Werkstoff, Gerüstwerkstoff in der Prothetik oder als Implantatwerkstoff in der Implantologie eingesetzt werden. Zirkoniumdioxid liegt bei unterschiedlichen Temperaturen in verschiedenen Phasen vor.

- Monoklin \leftrightarrow 1.170°C \leftrightarrow tetragonal \leftrightarrow 2.370°C \leftrightarrow kubisch (125)

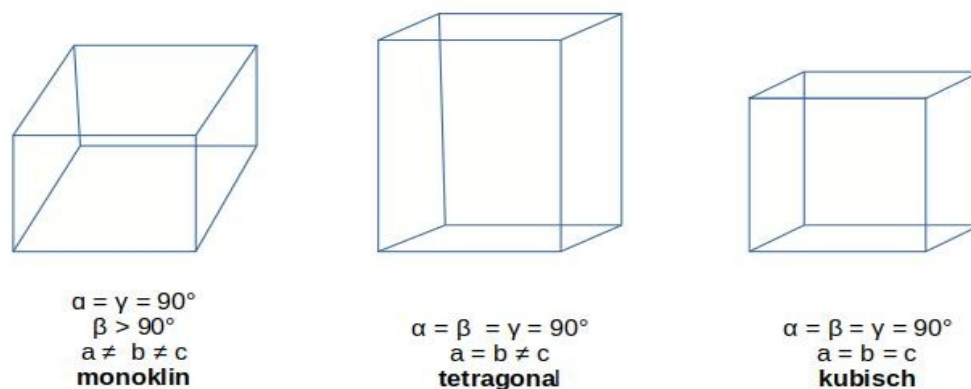


Abbildung 56: Phasenumwandlung von Zirkoniumdioxid; modifiziert nach (20)

Die Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin erfolgt normalerweise bei Abkühlung und geht mit einer Volumenexpansion einher (126). Aus diesem Effekt kann ein Vorteil gezogen werden: Durch stabilisierende Zusätze (z.B. Y_2O_3) liegt das Zirkoniumdioxid nach der Erhitzung bei Raumtemperatur als tetragonales Kristallgitter vor (Tetragonal Zirconia

Polycrystal TZP). Jedoch ist diese tetragonale Phase unter bestimmten Bedingungen nicht stabil und es kommt zu einer vorteilhaften Phasenumwandlung in die monokline Phase, bei der sich ausbreitende Risse durch Volumenzunahme komprimiert werden (Umwandlungsverstärkung) (9,127).

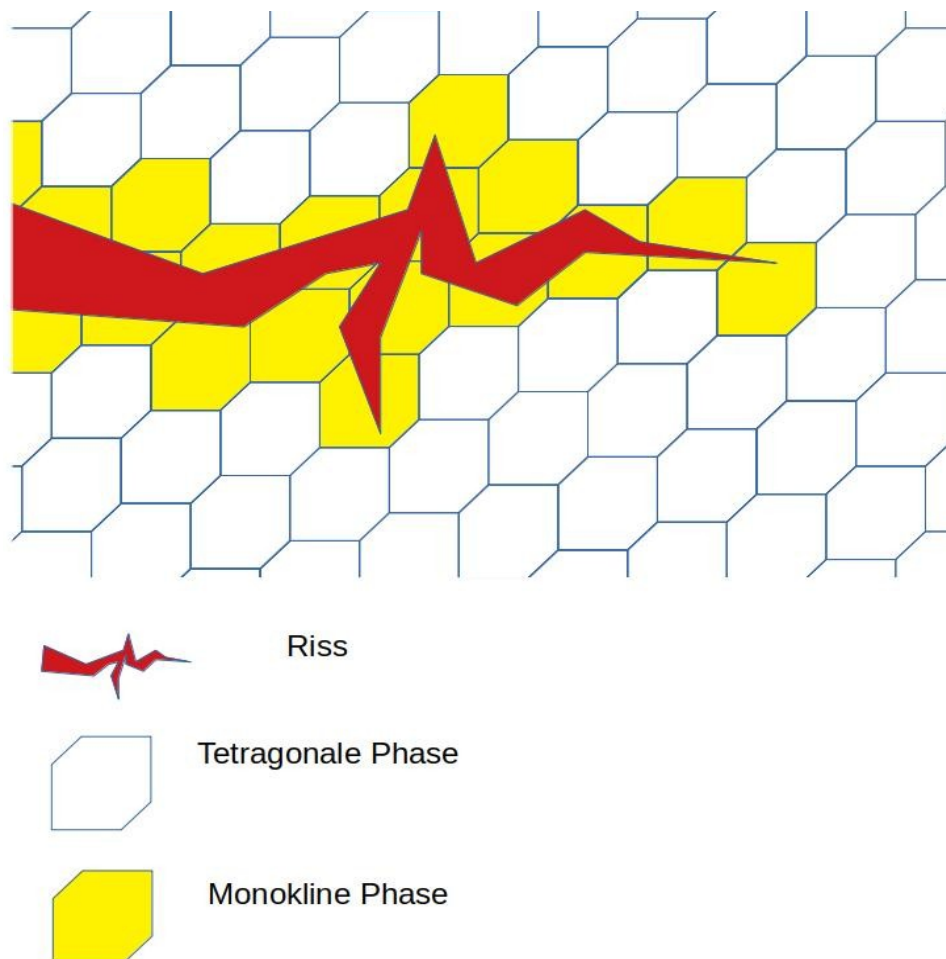


Abbildung 57: Schematische Darstellung der Umwandlungsverstärkung/
Risswachstumshemmung modifiziert nach (219)

Mit der Entwicklung von verschiedenen Generationen von Zirkoniumdioxidkeramiken änderte sich auch die Konzentration des Yttriumoxid (in Mol-%) und damit einhergehend die Eigenschaften der Keramik:

- 1. Generation → 3Y-TZP , höchst fest und sehr opak
- 2. Generation → 3Y-TZP , sehr fest und gering opak
- 3. Generation → 5Y-TZP , fest und transluzent

- 4. Generation → 4Y-TZP , sehr fest und wenig transluzent (128)

Y-TZP bedeutet hier „Yttrium-stabilized tetragonal Zirconia Polycrystal“ (129). Die Biegefestigkeit sinkt mit steigender Yttriumoxid-Konzentration (127).

Aluminiumoxidkeramik gehört ebenfalls zu den polykristallinen Hochleistungskeramiken. Diese sehr harte Keramik dient ebenfalls der Anfertigung weitspanniger Restaurationen ähnlich wie Zirkoniumdioxid. Da die beiden Keramiken für ähnliche klinische Indikationen eingesetzt werden können, Zirkoniumdioxid jedoch bessere mechanische und ästhetische Eigenschaften vorweisen kann, wurde die Aluminiumoxidkeramik vermehrt vom Markt verdrängt (9). Auch glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramik ist erhältlich. Diese besteht aus einem gesinterten, porösen Gerüst, das bei einem Infiltrationsbrand mit einem lanthanhaltigen Glas mit Hilfe der wirkenden Kapillarkräfte infiltriert wird (31,125).

	Härte	E-Modul	Wärmeleitfähigkeit	Bruchzähigkeit	Festigkeit	Dichte
Aluminiumoxid	↑	↑	↑	↓	↓↓	↓
Zirkoniumdioxid	↓	↓	↓	↑	↑	↑

Tabelle 6: Eigenschaften von Aluminiumoxid- und Zirkoniumdioxidkeramik im Vergleich (220)

6.2 Silikatkeramik

6.2.1 Verarbeitung von Silikatkeramik

Die Verarbeitung von Silikatkeramiken kann mit Hilfe verschiedener Verfahren bei der Herstellung von Zahnersatz durchgeführt werden. Dies kann sich auf die Qualität der Keramiken und die geforderten Bearbeitungsoptionen auswirken. Dabei unterscheidet man:

1. Schichten: Mittels verschiedener Massen und Modellierflüssigkeit wird die Zahnform frei nachgebildet, im Brennverfahren wird das Keramikpulver verschmolzen, auch sintern genannt. Die optischen Eigenschaften natürlicher Zähne lassen sich mit diesem Verfahren sehr gut nachahmen.
2. Pressen: Der erhitzte Keramikrohling lässt sich unter starkem Druck in eine im Lost-Wax-Verfahren hergestellte Hohlform pressen.
3. CAD/CAM-Verarbeitung: mittels eines Datensatzes wird die Restauration aus einem Rohling herausgearbeitet. Glaskeramiken werden dabei immer nass geschliffen.

(6,44,122)

Welches Verfahren zur Herstellung einer Konstruktion aus Silikatkeramik auch immer eingesetzt wird, die größtmögliche Passgenauigkeit des Zahnersatzes sollte schon vor dem Einsetzen in den Patientenmund oberste Priorität haben (122). So können umfangreiche Einschleifmaßnahmen und eine daraus resultierende Beeinträchtigung der mechanischen Eigenschaften des Werkstoffs vermieden werden. Da keramische Materialien sehr spröde sind und eine geringe Risszähigkeit vorweisen, können oberflächliche Defekte den Bruch der Konstruktion verursachen (9). Kommt es bei keramischen Werkstoffen zu einer Oberflächenbearbeitung, entstehen infolgedessen Defekte und Mikrorissbildung, welche bei unsachgemäßer Weiterbearbeitung zu Risswachstum und Bruch oder Chipping führen können (6,122). Das bedeutet: Die Langlebigkeit einer Konstruktion wird wesentlich von einer professionellen und fachgerechten Bearbeitung des Werkstoffs beeinflusst.

Ein grobes Präparationsinstrument, das mit großer Vorschubgeschwindigkeit und Anpresskraft tief in das keramische Material eindringt, führt zu massiver Defektbildung auf der Oberfläche. Daher muss sich der Anwender im Klaren sein, dass ein schnelles Arbeiten

mit hohen Kräften und zu groben Instrumenten schwere Oberflächenschäden hervorrufen und die Konstruktion nachhaltig schädigen kann (130).

Wasserkühlung ist bei der Bearbeitung keramischer Oberflächen, ob labside oder chairside, unerlässlich, weil beim Aufsetzen des rotierenden Instruments lokal hohe Temperaturspitzen entstehen, die zu tief reichenden Thermoschockrisen führen können und so das Material nachhaltig schädigen (131).

Eine Rohbrandeinprobe ist besonders bei verblendeten Arbeiten sinnvoll, da so im Patientenmund die Okklusion kontrolliert und im Anschluss die Restauration poliert und mit Glanzbrand versehen werden kann. So spart man sich einen erneuten Glanzbrand und schwächt das Material nicht zusätzlich (122).

Die Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten sollte sich grundsätzlich auf ein Minimum beschränken und bei gesintertem Werkstoff immer unter Wasserkühlung erfolgen. Dies gilt sowohl für die Praxis als auch für das Labor. Eingesetzt werden sollte kein gröberes Diamantinstrument als ein feines Rotring-Diamantinstrument mit wenig Anpressdruck (132,133,134,135), so können unerwünschte Hitzeentwicklung auf der Materialoberfläche und dadurch entstehende Mikrorisse vermieden werden (9,122). Die Anwendung von Diamantinstrumenten sollte von gröberen zum feineren Instrument erfolgen, da ein feines Diamantinstrument (rot) im Vergleich zum extra- und ultrafeinen Diamantinstrument (gelb, weiß) stärkere Abplatzungsdefekte auf dem Material hinterlässt (136). Die erzielbare Oberflächenrauheit steht in proportionalem Zusammenhang mit der Diamantkorngröße des Präparationsinstruments (137).

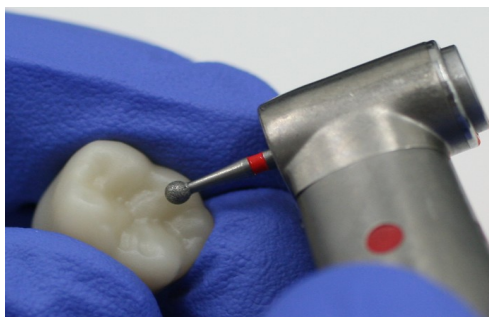


Abbildung 59: Reihenfolge der korrekten Bearbeitung mit Diamantinstrumenten; Schritt 1 rot

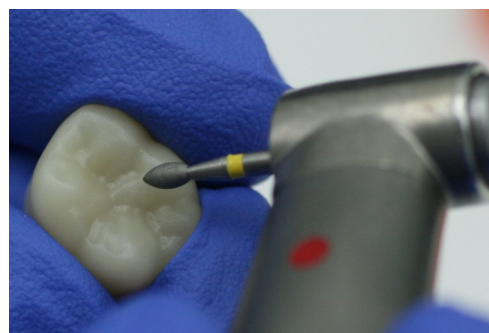


Abbildung 58: Reihenfolge der korrekten Bearbeitung mit Diamantinstrumenten; Schritt 2 gelb



Abbildung 60: Reihenfolge der korrekten Bearbeitung mit Diamantinstrumenten; Schritt 3 weiß

Interdentalräume sollten nicht oder nur vorsichtig mit diamantierten Trennscheiben konturiert werden (135,138,139). Auch kann eine solche Trennscheibe zum Abtrennen von Presskanälen genutzt werden. Auch hier werden niedrige Drehzahlen und wenig Anpressdruck empfohlen (140).

Je nach Art der bearbeiteten Keramik kann festgestellt werden, dass Leuzitkeramik aufgrund seiner geringeren Sprödigkeit bessere Schnittflächen mit weniger Ausbrüchen vorweist als Feldspatkeramik (141), welche bis weit unter die Oberfläche reichende Mikrorisse und große Chippingareale zeigt. Die Bearbeitung einer Leuzitkeramik zeigt weniger tief reichende Defekte, verursacht werden sie vornehmlich durch Oberflächenzerrüttung (142).

Die meisten Hersteller rotierender Präparationsinstrumente bieten neben Diamantinstrumenten auch Diamantschleifkörper an. Diese sind meist in unterschiedlichen Körnungen erhältlich und sollen sich durch einen hohen Materialabtrag auszeichnen, ohne dabei eine starke Wärmeentwicklung und Mikrorisse auf der Oberfläche zu verursachen. So darf beispielsweise der AllCeramic SuperMax, Plus und Hybrid des Herstellers NTI genauso wie der Diaden-Turbo-Grinder für alle Silikatkeramiken verwendet werden (48,56). Die Lithiumdisilikatkeramik der Firma Ivoclar kann laut Herstellerangaben mit solchen Diamantschleifkörpern der Firmen Komet Dental, EVE, edenta, JOTA oder bredent bearbeitet werden (140).

Des Weiteren bieten einige Fräser-Hersteller für die extraorale Anwendung Hartmetallfräser mit sehr feiner Kreuzverzahnung zur Bearbeitung von Keramikverblendungen an. Sie sind mit und ohne Beschichtung erhältlich und sollen der Feinausarbeitung dienen (38,56). Bei

einer vom Hersteller definierten Umdrehungszahl und Anpresskraft dienen solche Fräser dem Konturieren der Zahnform und gewähren einen guten Materialabtrag sowie eine homogene Oberflächenstruktur (139). Außerdem produzieren sie verglichen mit einem Diamantinstrument eine geringere Oberflächenrauigkeit (143). Die Benutzung unter Wasserkühlung ist nicht möglich, da sie mit dem klassischen Handstück ihre Anwendung finden.

6.2.2 Politur von Silikatkeramik

Bei keramischen Werkstoffen sollte eine glatte und sorgfältig polierte Oberfläche sichergestellt sein. Hierfür sollten spezielle Poliersysteme verwendet werden, bei deren Anwendung die Herstellerangaben einzuhalten sind. So kann durch eine gründliche Politur die Biegefestigkeit der Konstruktion gewährleistet werden (9,94). Außerdem verringert sie Rauigkeiten, Plaqueanlagerung, Abrasion an der Gegenbezahnung und schützt vor Materialfrakturen (122).

Eine optimale Politur kann nicht eilig mit lediglich einer Polierstufe eines Mehr-Stufen-Systems durchgeführt werden. Grundlegend gilt: Nur eine in korrekter Reihenfolge, aufmerksam und ohne Zeitdruck durchgeführte Politur kann eine gute Oberflächenqualität garantieren (122). Dafür stehen dem Anwender verschiedene Polierwerkzeuge zur Verfügung, welche oftmals als mehrstufige Systeme mit absteigender Körnung ihre Anwendung finden. Diese silikongebundenen Diamantpolierer sollen durch Abtragen der obersten Materialschichten eine defektfreie Oberfläche erzeugen (9,132,144). Die Politur sollte intra- sowie extraoral immer unter Wasserkühlung erfolgen (132). Im Anschluss kann die Politur der Restauration mit Diamantpolierpaste verbessert werden (34,125,138,139,144,145,153), welche sich zur Politur von harten und spröden Materialien wie Keramik besonders eignen, da das Schleifmittel Diamant auf der harten und spröden Keramik gute Polierergergebnisse erzielt (31).

Laut dem Unternehmen Vita eignet sich für die Politur von zirkonverstärkten Lithiumsilikatkeramiken labside als auch chairside ein 2-stufiges Diamantpoliersystem zum Vor- und Hochglanzpolieren (147).

Für die Politur ihrer klassischen Feldspat-Verblendkeramik empfiehlt Vita zur Politur die Verwendung von diamantierten Gummipolierern und einen anschließenden Glanzbrand. Eine reine Politur ohne Glanzbrand ist laut Hersteller auch möglich und kann mit diamantierten Gummipolierer, Hochglanzpolierer und Bimsstein durchgeführt werden (135).

Die intraorale Politur einer Leuzitkeramik und Lithiumdisilikatkeramik des Unternehmens Ivoclar soll laut Herstellerangaben in einem 3-schrittigen Verfahren bestehend aus einem groben und feinen silikongebundenen Diamantpolierern und einer Polierbürste, in Kombination mit einer Diamantpolierpaste erfolgen (148).

Diese Beispiele zeigen, dass keine pauschale Aussage zu einer optimalen Oberflächenbearbeitung von Silikatkeramiken verschiedener Hersteller gegeben werden kann.

In einigen Studien kann belegt werden, dass Sof-Lex-Scheiben sehr glatte Oberflächen erzeugen (149,150,151). Die darauf folgende Verwendung von Polierpaste kann die Oberflächenrauigkeit nochmals verbessern (152). Jedoch ist die Politur besonders im Seitenzahnggebiet durch die Morphologie der Zähne schwierig. In einer anderen Studie konnte das gute Poliererergebnis von Sof-Lex-Scheiben auch in Kombination mit Polierpaste jedoch nicht bestätigt werden (145). Der Autor dieser letzteren Studie empfiehlt eine Politur mit silikongebundenen Diamantpolierern und Diamantpolierpaste.

Als letzter Schritt der Fertigstellung der Restauration erfolgt der Glanzbrand. Dieser sollte erst stattfinden, wenn eine vorherige sorgfältige Politur sichergestellt wurde (122,146). So kann die Homogenität der Materialoberfläche gewährleistet werden. Bei monolithischen Arbeiten sollte auf die Menge der aufgetragenen Glasurmasse geachtet werden. Wird zu wenig aufgetragen, können Oberflächenrauigkeiten nicht optimal abgedeckt werden (122). Die Glasurmasse sorgt dafür, dass Mikrorisse und Oberflächendefekte verschlossen werden. Bei einem Glanzbrand wird das keramische Material aufgeschmolzen und so die Oberfläche zum Abschluss versiegelt (122). So kann die Festigkeit der Keramik evtl. gesteigert werden (9). Gerne sehen Zahntechniker und Zahnärzte auch aus praktischen Gründen nach einer Politur von einem Glanzbrand ab (139). Jedoch sollte hier nicht nur die Ästhetik, sondern vor allem die Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften des Materials im Fokus stehen.

Akar et al. zeigen in ihrer Studie, dass die Glasur einer Lithiumdisilikatkeramik eine glattere Oberfläche produziert als eine reine Politur mit Polierset und Polierpaste (153). Steiner et al. vergleichen sowohl verschiedene Silikatkeramiken als auch verschiedene Poliersysteme. Keines der in der Studie verwendeten Keramik-Poliersysteme kann eine glattere Oberfläche als glasierte Keramik erzeugen (154). Hingegen zeigen Duygu et al., dass auf einer Feldspatkeramik durch die Verwendung eines Poliersystems und einer Paste ähnliche Werte erzeugt wurden wie bei einer Glasur (155). Demnach sollte die Glasur der letzte Schritt in der Herstellung einer Restauration aus Silikatkeramik sein.

6.2.3 Ausarbeitung und Politur der CAD/CAM-gefertigten glaskeramischen Restaurationen

Aufgrund ihrer Materialeigenschaften können Leuzitkeramiken durch Politur oder Glanzbrand eine hohe Oberflächengüte garantieren. Auch die CAD/CAM-Fertigung ist schnell möglich und es kann vor dem Einsetzen in den Patientenmund ein ästhetisch gutes Ergebnis rein durch eine Politur erreicht werden. Daher lassen sich solche CAD/CAM hergestellten Leuzitkeramikronen gut für die chairside-Verfertigung nutzen und machen es möglich, dem Patienten ein schnelles und ästhetisch ansprechendes Ergebnis zu präsentieren (156).

Lithiumdisilikatkeramik kann bei der CAD/CAM-Fertigung in einem teilkristallisierten Zustand sehr gut verarbeitet werden, da das Material noch nicht seine volle Härte ausgebildet hat (9,156). Daher ist eine vorsichtige Einprobe am Patienten mit Passungs- und Okklusionskontrolle möglich, bei der unter Wasserkühlung eventuelle Korrekturen vorgenommen werden können (156). Durch die hohe Festigkeit, Zähigkeit und chemische Beständigkeit dieser Keramik nach dem Sintern (9), lässt sich dem Patienten ein ästhetischer und beständiger Zahnersatz präsentieren. Die zirkonverstärkte Lithium-Silikatkeramik Celtra Duo konnte nach der Politur sowohl lab- als auch chairside sehr glatte Oberflächenwerte von $0,02 \pm 0,02 \mu\text{m}$ vorweisen (143).

Feldspatkeramik kann ebenfalls in CAD/CAM-Fertigung verarbeitet werden. Der polychrome Verlauf des Rohlings erlaubt das Herstellen von CAD/CAM-Verblendungen mit zahnähnlichen lichteptischen Eigenschaften (20). Das Eingliedern kann nach der Politur mit

Diamantfilzrädern und Diamantpolierpaste ohne Glanzbrand erfolgen. Dennoch ist auch ein Glanzbrand optional möglich (157).

6.3 Oxidkeramik

6.3.1 Bearbeitung von Zirkoniumdioxid

Da Zirkoniumdioxid als hochfeste Oxidkeramik in der CAD/CAM-Technik mittels Rohling verarbeitet wird, können sowohl Gerüstkonstruktionen als auch monolithische Restaurationen hergestellt werden. Die Verarbeitung erfolgt als Weißling vor oder nach dem Sinterbrand, wobei die Weißlingsbearbeitung den Vorteil hat, dass die Konstruktion schneller und mit geringerem Werkzeugverschleiß herzustellen ist (125,129). Die Präzision von CAD/CAM-hergestellten Restaurationen und von konventionell hergestellter Arbeiten ist als gleichwertig zu betrachten (158,159).

Ein besonderes Augenmerk verblendeter Gerüstkonstruktionen muss auf die Bearbeitung und daraus resultierendes Chipping und Bruchverhalten gelegt werden. Chipping betrifft immer die Verblendkeramik, weshalb für die Politur ein Vorgehen entsprechend der eingesetzten glaskeramischen Verblendung gewählt werden sollte. So sollten nicht durch falsch gewählte Präparationsinstrumente oder Bearbeitungsmethodik Schwachstellen geschaffen und so ein Versagen des Werkstoffs provoziert werden (9). Durch eine Bearbeitung entstehen Mikrorisse an der Oberfläche, die sich tiefer ins Material ausbreiten und so einen kompletten Bruch der Konstruktion verursachen können (160). Auch können zu hohe Rauigkeitswerte bei monolithische Restaurationen schwere Schäden an der Gegenbezahnung auslösen (9). Daher sollte die sorgfältige Bearbeitung und Politur immer ein Hauptschwerpunkt vor dem definitiven Einsetzen in den Patientenmund sein.

Wasserkühlung ist essenziell bei der Bearbeitung von Zirkoniumdioxid, da das Material als schlechter Wärmeleiter lokale Temperaturentwicklungen nicht kompensieren kann. Bei Trockenbearbeitung entstehen thermische Spannungen, die zur Rissbildung im Material führen und ein vorzeitiges Versagen der Konstruktion induzieren können (125).

Das Chipping eines verblendeten Zirkoniumdioxidgerüsts hängt vor allem von den Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) der verwendeten Materialien ab (161). Diese

sollten streng aufeinander abgestimmt sein und nah bei einander liegen (162). Bei der Bearbeitung der Restauration kann es in Folge der geringen Wärmeleitfähigkeit von Zirkoniumdioxid und der lokalen Temperaturentwicklung zu Spannungen zwischen den Materialien kommen, so dass ein Chipping begünstigt wird (160,163). Die Außenkontur, aber auch speziell die Innenseite einer Restauration sollte so passgenau konstruiert und bearbeitet werden, dass eine nachträgliche Manipulation nicht mehr notwendig ist und zusätzliche Schleifarbeiten im Patientenmund vermieden werden können (129). Da bei der Bearbeitung Mikrorisse entstehen und die Innenseite der Restauration bei Kaubelastung unter starker Zugspannung steht, kann es an dieser Stelle zu einem Materialversagen kommen (160).

Sollten nichtsdestotrotz Störstellen an der Restauration vorhanden sein, ist das Entfernen dieser mittels feiner Diamantinstrumente (max. rot) und Wasserkühlung sowohl am Patienten als auch im Labor unabdingbar (163). Ist die Passung unzureichend, sollte eher ein neues Gerüst hergestellt werden als zu umfangreiche Einschleifmaßnahmen am Objekt durchzuführen (125).

Zur Bearbeitung einer fertigen CAD/CAM-Konstruktion sollten spezielle Präparationsinstrumente angewandt werden. Da die nachträgliche, manuelle Bearbeitung auf ein Minimum zu beschränken ist, sollten die vom Hersteller empfohlenen Präparationsinstrumente und technischen Angaben immer beachtet werden (9,129,163). Es konnte festgestellt werden, dass ein Beschleifen mit feinen Diamantinstrumenten zu einer Erhöhung der Festigkeit führt, während sich gröbere Instrumente negativ auswirken (9,163,164).

Da die Restauration im Zustand eines Weißlings noch nicht ihre vollen mechanischen Eigenschaften entwickelt hat, eignet sich für das Abtrennen eines Weißlings ein feiner kreuzverzahnter Hartmetallfräser (129) ohne Wasserkühlung wie auch ein Diamantinstrument mit Flüssigkeitskühlung (20).

Wenn nach dem Sintervorgang die vollen mechanischen Eigenschaften des Materials ausgebildet sind, muss zur weiteren Bearbeitung zweifellos ein Diamantinstrument mit einer maximalen Körnung von 40 µm (rot) in Kombination mit Wasserkühlung und wenig Anpressdruck genutzt werden (129). So können eine lokale Überhitzung und damit einhergehende Folgeschäden wie Rissbildungen oder Phasenumwandlungen vermieden

werden (129). Optional kann eine maximale Körnung von 30 µm verwendet werden (163). Außerdem empfiehlt es sich werkstoffspezifische Diamantinstrumente zu verwenden, die sich durch eine spezielle Bindung der Diamantkörnung von den konventionellen Diamantinstrumenten unterscheiden. Diese zeichnen sich durch hohe Abtragsleistung, lange Standzeit sowie geringe Wärmeentwicklung auf der Oberfläche aus. Solche Spezialinstrumente bieten beispielsweise die Hersteller Komet als ZR-Schleifer oder Horico als Löwen-Diamantschleifer an (38,43,159).

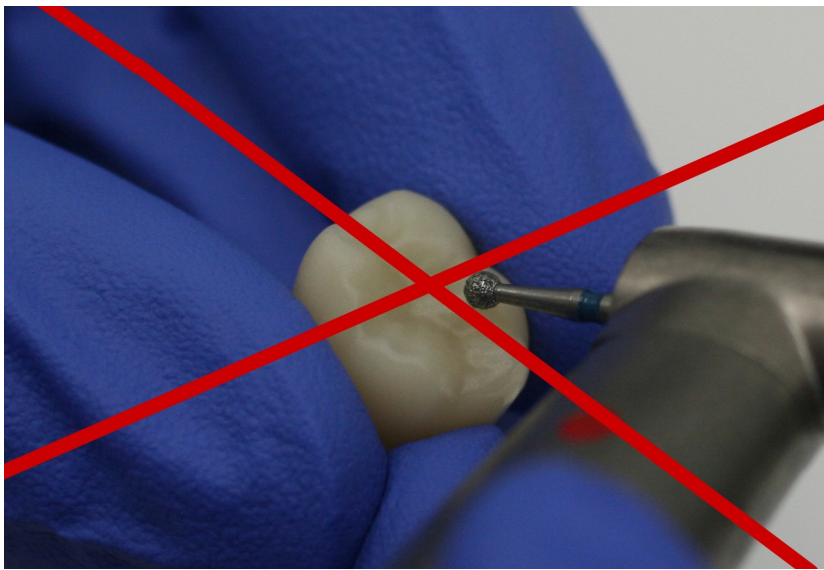


Abbildung 61: Bearbeitung mit falschem Präparationsinstrument führt zur Defektbildung

Festzuhalten ist, dass zu grobe Präparationsinstrumente unnötige Oberflächendefekte setzen und daher feine Körnungen gewählt werden müssen. Es sollten in Abstufung immer feinere Diamanten (rot → gelb → weiß) genutzt werden (9,165). Risswachstum ausgehend von bearbeitungsbedingten Schäden kann so verringert werden. Da es chairside wie auch labside unabdingbar ist, eine oberflächliche Überhitzung zu vermeiden, muss auch im Labor mit einer entsprechend ausgerüsteten Turbine mit Wasserkühlung gearbeitet werden (21,129).

Die meisten Hersteller rotierender Präparationsinstrumente bieten neben Diamantinstrumenten auch Diamantschleifkörper aus Siliziumkarbid an. Diese sollen sich durch einen hohen Materialabtrag auszeichnen, ohne dabei Mikrorisse auf der Oberfläche zu

verursachen. Je nach Hersteller werden sie in unterschiedlichen Körnungen angeboten (29,48).

6.3.2 Politur von Zirkoniumdioxid

Eine sorgfältige Politur ist ebenfalls entscheidend für eine langlebige Zirkoniumdioxidrestauration, die den biologischen Ansprüchen in der Mundhöhle gerecht werden kann. Dabei ist am Ende des Poliervorgangs auf eine hoch glatte und glänzende Oberfläche besonderer Wert zu legen, da so Restauraionsfrakturen, Plaqueanlagerung und besonders Abrasionen an der Gegenbezahnung vermieden werden kann (129). Um die bestmögliche Festigkeit einer Restauration erreichen zu können, muss die Oberflächenrauigkeit soweit wie möglich reduziert werden (9).

Auf dem Markt befinden sich einige Poliersysteme, die ein ausgezeichnetes Polierergebnis garantieren. Jedoch hängt der Erfolg der Politur auch stark vom Anwender ab. Es ist eklatant wichtig, alle Polierstufen eines Systems auszunutzen und die Reihenfolge einzuhalten. Wird nur eine Stufe des Systems angewandt, kann kein optimales Ergebnis mehr erzielt werden. Ein weiterer entscheidender Faktor ist die Zeit (129). Eine sorgfältige Politur dauert seine Zeit, kann aber auch die Überlebensrate der Restauration beeinflussen. Im Anschluss an die Politur sollte ein Glanzbrand erfolgen. Falls weitere Einschleifarbeiten im Patientenmund erforderlich sind, sollten Politur sowie Glanzbrand wiederholt werden (129,163). So können die Oberflächenqualität verbessert und die guten mechanischen Eigenschaften des Werkstoffs wie z.B. eine materialentsprechende Biegefestigkeit gewährleistet werden (9,125,160)

Empfohlen werden silikongebundene Diamantpolierer in absteigender Körnung (9). Auch beim Polieren muss, ob lab- oder chairside, mit Wasserkühlung gearbeitet werden (166).

Der Hersteller Komet bietet einen speziellen Weißlingspolierer an, der aus zwei unterschiedlichen Anteilen besteht. Der graue Anteil enthält ein grobes Schleifmittel und dient beispielsweise der Reduktion der Haltestege. Der feinere, weiße Anteil ist als Spitze konzipiert und kann laut Hersteller zur Okklusal - oder zur Randgestaltung herangezogen werden (38,129).

Grumser beschreibt die Rauigkeitswerte verschiedener Poliersysteme auf Zirkoniumdioxid. Dabei werden sowohl labside- als auch chairside- Polierer untersucht. Zur intraoralen Politur

konnte Ceraglaze der Firma NTI dabei die besten Rauigkeitswerte erzielen ($R_a = 0,08 \mu\text{m}$) (167). In einer anderen Studie von Preis et al. wurden die Ausgangswerte von Ceraglaze mit finalen Werten von $0.20 \pm 0.03 \mu\text{m}$ als deutlich reduziert belegt (168). Auch die anderen von Grumser getesteten Poliersysteme konnten gute Werte erzielen, wobei der Polierer AllCeramic von Kenda mit unterdurchschnittlichen Werten auffiel und nicht empfohlen werden kann.

Produktname	Hersteller	Stufen	R_a in μm
CeraGlaze	NTI	3	$0,08 \pm 0,03$
Zenostar	Wieland	3	$0,25 \pm 0,06$
OptraFine	Ivoclar Vivadent	3	$0,18 \pm 0,05$
Komet Ceramic kit	Brassler	3	$0,19 \pm 0,04$
Komet Zirconia kit	Brassler	2	$0,26 \pm 0,07$
Zir-Cut set	Axis	2	$0,15 \pm 0,06$
Diacera	EVE	2	$0,22 \pm 0,05$
CeraMaster/CeraMaster Coarse	Shofu	2	$0,15 \pm 0,05$
Zircovis	Kenda	2	$0,23 \pm 0,06$
All Ceramic	Kenda	2	$0,65 \pm 0,17$

Tabelle 7: Intraorale Poliersysteme für Zirkoniumdioxid (167,226)

Bei den Laborpolierern konnte der Zirkoniumdioxidpolierer der Firma Meisinger sowie der Polierer Diaceram der Firma Diaswiss mit einem Rauigkeitswert von $0,06 \mu\text{m}$ überzeugen. Alle getesteten Systeme konnten hier Werte von unter $0,2 \mu\text{m}$ erzielen.

Tabelle 8: Laborpoliersysteme für Zirkoniumdioxid (167,226)

Produktname	Hersteller	Stufen	R_a in µm
Zirkoniumdioxidpolierer	Meisinger	2	0,06 ± 0,02
Dia Blue O-Cera	Topdent	2	0,08 ± 0,01
Zirkoniumdioxidpolierer	Zirkonzahn	3	0,11 ± 0,05
Diaceram	Diaswiss	3	0,06 ± 0,02

In einer anderen Studie von Yoon-Hyuk in der sechs verschiedene Diamantpoliersysteme getestet wurden, konnten ähnliche Resultate aufgezeigt werden. Alle Werte lagen unter den geforderten 0,2 µm (169).



Abbildung 62: Politur mittels Polierbürstchen und Polierpaste

Abschließend kann noch mit Diamantpolierpaste auf Hochglanz poliert werden (124,159). Zum Aufbringen der Paste eignen sich Filzräder, Ziegenhaarbürsten oder Polierschwabbel (166). Happe et al. zeigen, dass durch das Verwenden einer Diamantpolierpaste die Rauigkeitswerte nach einer schrittweisen Politur mit Diamantpolierern immer feiner werdender Körnung noch verbessert werden (170).

6.3.3 Bearbeitung von Aluminiumoxid

Aluminiumoxidkeramiken werden genauso wie andere Oxidkeramiken im CAD/CAM-Verfahren verarbeitet. Aluminiumoxid hat sich gegenüber Zirkoniumdioxid kaum am Markt etabliert. Oxidkeramiken auf Aluminiumoxidbasis zeichnen sich nach dem Sintern durch hohe Festigkeitswerte von 400 bis 500 MPa aus (35). Vorteil eines Aluminiumgerüsts ist der günstigere Lichtbrechungsindex gegenüber 3Y-TZP Zirkoniumdioxid. Eine Anfertigung von Kronenkappen für den Seitenzahnbereich ist möglich (125).

Bei der Einprobe des Gerüsts auf Aluminiumoxidbasis soll ähnlich wie bei einer Gerüsteinprobe aus Zirkoniumdioxid vorgegangen werden. Mittels feinkörniger Diamantinstrumente unter Wasserkühlung und wenig Druck werden Störstellen entfernt. Dabei sollte das Präparationsinstrument in tupfenden Bewegungen zum Einsatz kommen und in kleinen lokalen Bereichen angewandt werden (125,171).

Laut Hersteller können Fräsgrate oder Überschüsse am Gerüstrand mit einem Gummipolierer adaptiert werden. Nach dem Glasinfiltrationbrand soll laut Herstellerangaben ein vermehrter Glasüberschuss mittels grobkörniger Diamantinstrumente entfernt werden. Dabei darf das Gerüst nicht touchiert werden. Nach dem Sandstrahlen steht das Gerüst dann zur Verblendung bereit (171).

6.3.4 Politur von Aluminiumoxid

Die Politur einer Aluminiumoxidkeramik ist bislang nicht in gleichem Maße untersucht worden, wie die von Zirkoniumdioxid, da Aluminiumoxidkeramik lediglich als Gerüstwerkstoff zum Einsatz kommt und von einer Verblendkeramik überdeckt wird. Hier sollten weitere Studien erfolgen. Dennoch kann es bei Einschleifmaßnahmen zur Exposition des Gerüstmaterials kommen. Daher sollten dem Anwender mögliche Politurmethode und dessen Auswirkungen bekannt sein (172).

In einer Studie von 2014 wird die Oberflächenrauigkeit einer verblendeten Aluminiumoxidkeramik nach der Politur mit dem 2-stufigen Poliersystem CeraMaster von Shofu, dem gleichen Poliersystem in Kombination mit einer Diamantpolierpaste und mit der Oberflächenrauigkeit nach einem Glasurbrand verglichen. In der vorher genannten

Reihenfolge sinken die Rauigkeitswerte, jedoch können sie mit minimal 0,8 μm nach Glanzbrand die geforderten 0,2 μm nicht erreichen (153).

Neben dem Hersteller Shofu bietet auch die Hersteller Meisinger und NTI einen speziellen Oxidkeramikpolierer an (29,46). Die zu erreichenden Rauigkeitswerte müssten in weiteren Studien ermittelt werden.

7 Bearbeitung und Politur von Befestigungsmaterialien

Befestigungsmaterialien sind im täglichen Gebrauch aus der Zahnarztpraxis nicht weg zu denken. Neben den klassischen Dentalzementen sind auch adhäsive Befestigungsmaterialien auf dem Markt vertreten. Nur umfangreiche Kenntnisse über die zu befestigende Materialien, ihre nötige Vorbehandlung und den Umgang mit der Zahnhartsubstanz oder einem Abutment ermöglichen die optimale Auswahl des Befestigungsmaterials. So wird der Erfolg von Restaurationen gesichert. Dabei kann die Verankerung temporär oder definitiv erfolgen und dient neben der Lagesicherung der Restauration auch dem Schutz der Zahnhartsubstanz und der Kaukraftweiterleitung vom Restaurationsmaterial über das Befestigungsmaterial in der Befestigungsfuge auf den Stumpf. Die Versäuberung des bei Befestigung entstandenen Überschusses ist wichtig, um die gingival-parodontale Gesundheit bzw. der Erhalt des Implantats zu wahren.

7.1 Materialeigenschaften

Man unterscheidet bei der Befestigung grundsätzlich konventionelles und adhäsives Verankern. Beim konventionellen Befestigen oder auch Zementieren wird der Halt der Restauration über Friktion erzeugt. Dabei sorgt der Zement für eine mikromechanische Verankerung der Restauration auf dem Stumpf. Nur ein korrekt präparierter Stumpf mit ausreichend großen Führungsflächen erlaubt eine gute Friktion (9,173). Ein konventionelles Befestigen erfordert zudem eine Biegefestigkeit des Restaurationsmaterials von über 350 MPa, um ein Materialversagen zu vermeiden (9,174,175). Dentale Zemente sind pulvrige Gemische, die durch Beimischung von wässriger Lösung eine cremige Konsistenz entwickeln und langfristig erhärten (176). Zementieren zeichnet sich besonders durch eine einfache Handhabung der Materialien und eine hohe Feuchtigkeitstoleranz während des Befestigens aus (173).

Hat ein Restaurationsmaterial eine Biegefestigkeit von unter 350 MPa oder können bei der Präparation keine ausreichenden Friktionsflächen geschaffen werden, muss adhäsiv befestigt

werden (173,175). Dabei entsteht neben dem mikromechanischen auch ein chemischer Haftverbund. Feuchtigkeitszutritt muss während des Befestigungsvorgangs bestmöglich vermieden werden, um einen Haftverbund zwischen allen Komponenten zu erreichen (9).

Des Weiteren unterscheidet man zwischen definitivem und provisorischem Befestigen. Ein provisorisches Befestigen wird zwischen dem Zeitraum der Präparation und definitiven Eingliederung der Restauration notwendig und dient dem Schutz der Zahnhartsubstanz, dem Sichern der Bisslage und der Platzverhältnisse sowie der Sicherung der Mastikation, Phonetik und Ästhetik (177). Eine wichtige Anforderung an das provisorische Befestigungsmaterial ist dabei das leichte und rückstandslose Entfernen (173,174). Zur vollständigen Entfernung der Reste des provisorischen Zements hat sich ein Polierkelch in Kombination mit Bimsmehl bewährt (178). Sollte ein provisorisches Befestigen mit einem eugenolhaltigen Zement erfolgen, ist im Anschluss ein adhäsives Befestigen nicht mehr möglich, da die Bindung des Adhäsivsystems zur Zahnhartsubstanz sowie die Polymerisation der Polymethacrylate gestört wird (9,173). Daher sollte in diesem Fall auf einen eugenolfreien Zement zurückgegriffen werden.

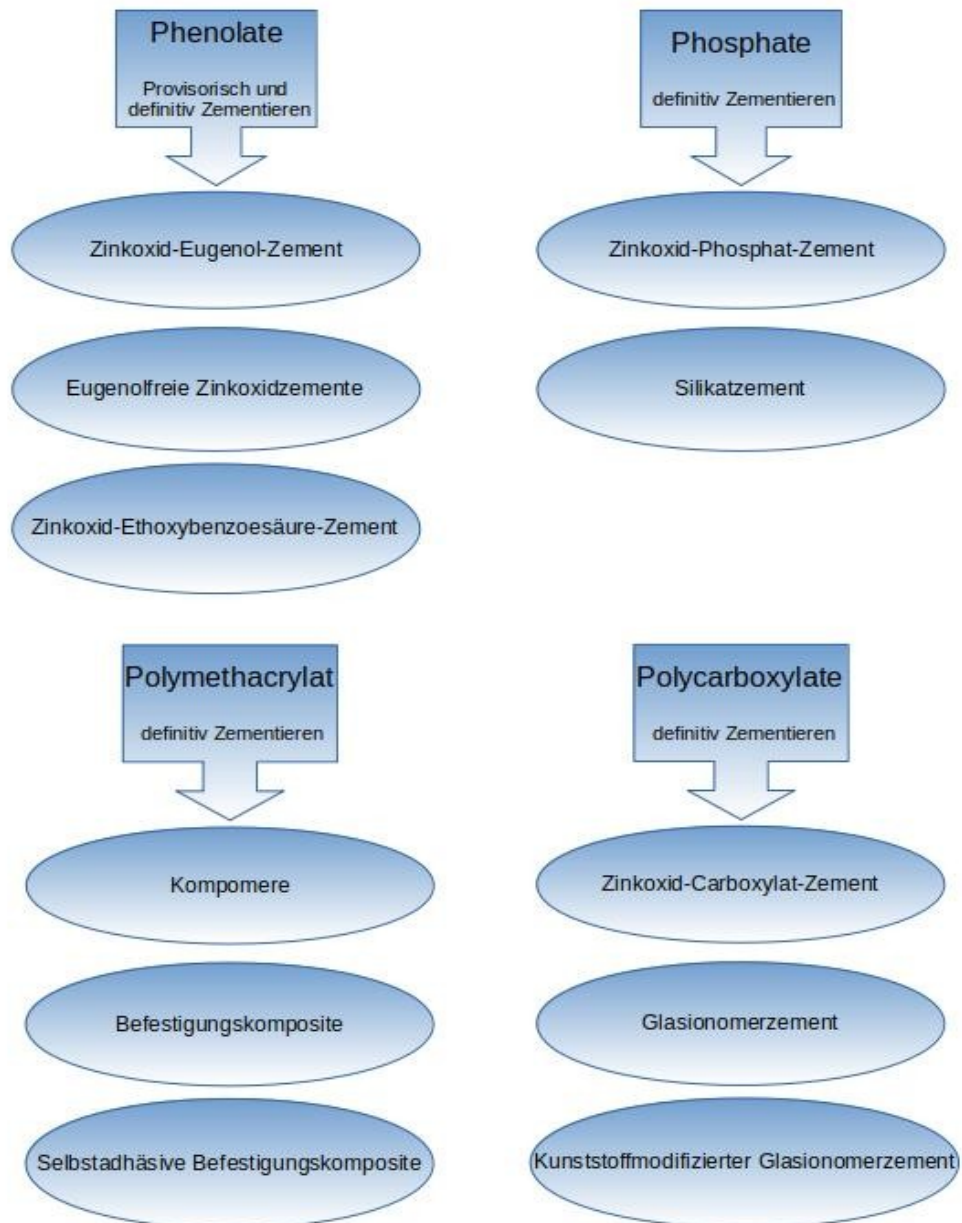


Abbildung 63: Einteilung von dentalen Befestigungsmaterialien

Die Einteilung der Befestigungsmaterialien erfolgt aufgrund ihrer matrixbildenden Struktur.

Die Zemente auf Basis der Phenolate werden größtenteils für die provisorische Befestigung verwendet und zeichnen sich durch eine geringere Festigkeit aus (9). **Zinkoxid-Eugenol-Zemente** werden als Pulver/Flüssigkeit-System angeboten und haben sich wegen ihrer auf

die Pulpa wirkenden sedierenden Eigenschaften an präparierter Zahnhartsubstanz und ihrer antimikrobiellen Wirkung auf dem Markt etabliert (54,176). Dabei enthält das Pulver des Zinkoxid-Eugenol-Zements neben Kolophonium, Zinkstearat und Zinkacetat einen großen Anteil an Zinkoxid. Die Flüssigkeit beinhaltet in hohem Maße Eugenol sowie Olivenöl (9,54,176). Bei der Abbindereaktion entstehen aus dem Pulver-Flüssigkeitsgemisch nadelförmige Zinkeugenolatkristalle, da es in Anwesenheit von Wasser und Säure zu einer Chelatbildung zwischen dem dissoziierten Zinkoxid und dem Eugenol kommt (179). In die entstandene Zinkeugenolatmatrix sind unverbrauchte Zinkoxidpartikel eingebettet (9,176). Neben der Anwesenheit von Wasser und Säuren beschleunigt auch eine erhöhte Temperatur die Reaktion (176,179,180). Da durch die Kontamination der Oberfläche später die Möglichkeit der adhäsiven Befestigung aufgrund des verminderten Haftverbunds zwischen Zahnhartsubstanz und Adhäsivsystem bzw. Befestigungsmaterial deutlich herabgesetzt ist, (176,181,182) muss die Planung über das endgültige Versorgungskonzept vor Therapiebeginn festgelegt werden.

Eugenolfreie Zinkoxidzemente werden als Paste-Paste-System mit stark variierenden Zusammensetzungen angeboten. Die eine Paste enthält Zinkoxid und oftmals verschiedene Öle, Vaseline und Maisstärke. Die andere Paste beinhaltet Carnaubawachs und Bienenwachs gemischt mit Carpryl- oder Oleinsäure. Es kommt zu einer Chelatbildung durch die Fettsäuren (9). Eugenolfreie Zemente eignen sich, wenn eine spätere adhäsive Befestigung geplant ist, da sie weder die Polymerisationsreaktion des Materials noch den Haftverbund beeinflussen (176,181).

EBA-Zemente (Zinkoxid-Ethoxybenzoesäure-Zement) sind eine Weiterentwicklung des Zinkoxid-Eugenol-Zements. Sie wurden durch Verringerung des Eugenolanteils entwickelt, um eine höhere Mundbeständigkeit, Belastbarkeit und biologische Verträglichkeit zu gewährleisten (183,184,185). Dabei werden 60 % des Flüssigkeitsanteils durch Ethoxy-Benzoesäure ersetzt. Die Abbindereaktion stimmt grundsätzlich mit der des Zinkoxid-Eugenol-Zements überein, läuft jedoch rascher ab. Dennoch darf auch hier keine adhäsive Befestigung nach Anwendung von EBA-Zementen erfolgen (176).

Silikatzemente finden keine Verwendung mehr und werden deshalb an dieser Stelle nicht weiter behandelt.

Zinkoxid-Phosphat-Zemente haben als einer der wesentlichen definitiven Befestigungswerkstoffe schon seit vielen Jahrzehnten (186) durch ihre gute Biokompatibilität und niedrige Kosten in der Anwendung einen großen Stellenwert erlangt (9,176). In einer Säure-Base-Reaktion verbindet sich das aus Zinkoxid sowie in geringen Anteilen aus Magnesiumoxid, Siliziumoxid und Aluminiumoxid bestehende Pulver mit der aus 55%iger Orthophosphorsäure, Wasser, elementarem Zink und Aluminium bestehenden Flüssigkeit. Durch die Beimischung von Magnesium- und Aluminiumoxid bzw. elementarem Zink und Aluminium kann die Reaktionsfähigkeit, die Intensität der exothermen Säure-Base-Reaktion sowie die Abbindegeschwindigkeit positiv beeinflusst werden. Außerdem lässt sich die Reaktionsgeschwindigkeit auch über die Temperatur steuern (176,187). Wegen der erhöhten Azidität beim Zementieren der Restauration muss auf eine ausreichende Restdentinstärke geachtet werden, um Pulpaschäden zu vermeiden (9,54). Beim Anmischen des Zements per Hand auf einer Glasplatte sollte auf korrekte Anmischverhältnisse geachtet werden, um die mechanischen Eigenschaften nicht negativ zu beeinflussen (188).

Ein weiterer Zement auf Basis von Zinkoxid wurde entwickelt, um unerwünschte Pulpaschäden zu verringern (9,54). Dabei besteht das Pulver/Flüssigkeits-System des **Zinkoxid-Carboxylat-Zements** zum einen aus Zinkoxid, Zinndifluorid und Zinndioxid sowie Magnesiumoxid und Aluminiumoxid (174,187,189), zum anderen beinhaltet die Flüssigkeit ein Gemisch aus Polyacrylsäure und Wasser (190). Der angemischte Zement ist hochviskös, fließt aber beim Einsetzen der Restauration problemlos ab und geht unter Bildung eines dreidimensionalen Polymernetzwerks in einen festen Zustand über (9,187). Es kann sowohl ein schwacher Verbund mit Schmelz als auch Dentin entstehen (9,54,187). Da der Randschluss und die mechanischen Eigenschaften dieses Zements verglichen mit Glasionomer- und Zinkoxid-Phosphat-Zementen schlechter sind (191,192), wird der Zinkoxid-Carboxylat-Zement weniger häufig genutzt (9).

Glasionomerzement (GIZ) ist in unterschiedlichen Formen erhältlich. Neben dem klassischen GIZ gibt es noch die hochvisköse, metallverstärkte und kunststoffmodifizierte Form. GIZ wurde entwickelt, um positive Eigenschaften wie Transluzenz, Biokompatibilität, Kosteneffizienz und Adhäsion zur Zahnhartsubstanz der Silikate bzw. Polycarboxylate zu vereinen (193,194). Die klassische Form setzt sich aus einem fluoridhaltigen Calcium-

Aluminiumsilikatglas und anderen Gläsern sowie einer Polycarbonsäure, Weinsäure und Wasser zusammen. Die Säure löst in einer Säure-Base-Reaktion erst die Calciumionen und danach die Aluminiumionen und es entsteht ein stabiles Netzwerk (9,34). Die gute Adhäsion an die Zahnhartsubstanz erfolgt über die Anbindung an das Hydroxylapatit des Dentins (195). Die Polyacrylsäure löst die Schmierschicht des Dentins an, wobei eine stabile Komplexbildung mit dem Calcium des Hydroxylapatits stattfindet. Durch einen schnellen pH-Anstieg bei der Abbindereaktion sowie der reduzierten, jedoch erhaltenen Schmierschicht, wird die Pulpa weniger gereizt als bei Phosphatzementen (9). Häufig wird in Bezug auf GIZ von einer kariesprotektiven Wirkung durch die Abgabe von Fluorid gesprochen. Diese erhöhte Fluoridfreisetzung findet je nach Zusammensetzung von Gläsern und Säuren vornehmlich während der ersten 24 h bis 48 h statt (196,197,198,199). Danach ist eine Freisetzung von Fluoriden nur im Bereich der äußeren Zementfuge in Anwesenheit von Wasser während eines Säureangriffs möglich und nimmt schnell ab (9,197). Daher ist kein langzeitiger antikariogener Erfolg nachweisbar (186). Anders als bei der klassischen Form wurde bei den **kunststoffmodifizierten GIZ** zu den Komponenten der Säure-Base-Reaktion noch methacrylierte Polyacrylsäure und Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) hinzugefügt. So soll initial eine Polymerisationsreaktion die primäre Festigkeit sicherstellen. Die ebenfalls ablaufende Säure-Base-Reaktion benötigt Wasser und wird durch das HEMA verlangsamt. Durch die Wasseraufnahme quillt das Material auf und dessen Festigkeit bzw. mechanische Eigenschaften werden negativ beeinflusst (200,201,202). Daher können Glaskeramiken nicht mit kunststoffmodifiziertem GIZ befestigt werden (202).

Adhäsive Befestigungsmaterialien benötigen ein anderes Befestigungskonzept als Zemente. Besonders das defektorientierte restaurative Befestigen steht dabei im Vordergrund. Zwar ist eine aufwändigere Oberflächenvorbehandlung nötig, jedoch ermöglicht der dauerhafte Verbund eine belastbare und flächige Befestigung der Restauration an der Zahnhartsubstanz (176).

Kompomere wurden in den 1990er Jahren entwickelt, um verbesserte mechanische Eigenschaften und ein zum damaligen Zeitpunkt nur 1-stufiges Adhäsivsystem zu kombinieren. Die dominierende Abbindereaktion der Kompomere ist die Polymerisation. Erst sekundär findet eine Säure-Base-Reaktion statt (203). Da dafür Wasser aufgenommen werden

muss, ist die Befestigung von Glaskeramik aufgrund der hygroskopischen Ausdehnung des Materials nicht möglich (202). Seit der Einführung der selbstadhäsiven Materialien haben die Komposere ihre Indikation als Befestigungsmaterialien weitestgehend verloren, da diese Materialien nicht quellen und sich die Adhäsivsysteme weiterentwickelt haben (9).

Die **Befestigungskomposite** basieren auf den gleichen Bestandteilen wie schon im Kapitel „Komposite“ beschrieben. Um eine ausreichende Fließfähigkeit zu gewährleisten, wird der Füllkörperanteil reduziert (176). Für konventionelle Befestigungskomposite liegt der Füllkörperanteil bei 31 bis 66 Vol.-% (204), für **selbstadhäsive Befestigungskomposite** bei 40 bis 61 Vol.-% (205). Die Adhäsion zur Zahnhartsubstanz wird entweder durch ein vorher appliziertes Adhäsivsystem oder das selbstadhäsive Befestigungskomposit hergestellt. Bei der Art der Polymerisation kann man licht-, chemisch- und dualhärtenden Varianten unterscheiden (174). Je nach Größe, Farbe und Lichtdurchlässigkeit des verwendeten Restaurationmaterials muss die richtige Variante gewählt werden, um eine vollständige Durchhärtung zu garantieren (176). Das lighthärtende Initiatorsystem ist nur bei besonders lichtdurchlässigen Materialien möglich und eignet sich beispielsweise zum Befestigen von Veneers, bei denen eine sorgfältige Platzierung der Versorgung maßgeblich zum Gelingen beiträgt. Chemische Härtung ist bei Restaurationen nötig, die kaum oder gar nicht von Licht durchdrungen werden, wie beispielsweise metallische oder oxidkeramische Konstruktionen. Als Kombination beider zuvor genannten Varianten wird die Dualhärtung am meisten angewendet. Initiiert durch die Photopolymerisation erlangt das Material seine Endhärte über die chemische Härtung (9). Da bei direktem Kontakt mit Sauerstoff auch ein Befestigungskomposit nicht polymerisiert, sondern eine Sauerstoffinhibitionsschicht entsteht, muss die Befestigungsfuge während der Polymerisation mittels Gelen abgedeckt werden (206).

7.2 **Bearbeitung von Befestigungsmaterialien**

Nach der Auswahl des Befestigungsmaterials und der Befestigung der Restauration muss eine sorgfältige Entfernung aller Rückstände von Befestigungsmaterial erfolgen, um einen langfristigen klinischen Erfolg garantieren zu können. Andernfalls können

Entzündungsreaktionen die umliegenden Gewebe schädigen und die Überlebensrate der Restauration bzw. des Zahnes oder Implantats sinkt langfristig (173,207,208,209).

Bei konventionellen Zementen erfolgt die Überschussentfernung nach vollständiger Reaktion des Zements mittels Scalern oder Sonden, da ein Handling der ausgehärteten Materialien mittels rotierender Präparationsinstrumente nicht praktikabel und effizient wäre (125,173,174). Für den Approximalbereich kann auch Zahnseide angewendet werden (125,173,210). Eine einfache Entfernung ist mit relativ wenig Kraftaufwand möglich. Außerdem sind die Zementreste dank ihres opaken Erscheinungsbildes gut erkennbar (211).



Abbildung 64: Instrumentarium zum Zementieren (Schaumstoffpellets, Watterolle, Zahnseide, Scaler, Kurette, Kuhhornsonde, zahnärztliche Sonde)

Bei der Überschussentfernung adhäsiver Befestigungsmaterialien ist der zeitliche Ablauf von besonderer Bedeutung. Da das Material nur in unpolymerisiertem oder teilpolymerisiertem Zustand einfach und effizient zu entfernen ist, muss der Behandler eine ordentliche Vorbereitung seines Arbeitsplatzes und einen korrekten Arbeitsablauf gewährleisten. Nur so ist eine Überschussfreiheit ohne Einsatz rotierender Instrumente an allen Flächen des Zahnes

oder Implantats möglich. Unpolymerisiertes überschüssiges Material kann mittels eines Schaumstoffpellets aufgenommen und abtransportiert werden (125,173,212). Dabei muss darauf geachtet werden, dass keinesfalls Material aus der Befestigungsfuge gezogen wird. Nach Entfernung der Überschüsse und Auftragen eines Gels zur Verhinderung der Sauerstoffinhibitionsschicht wird das Material vollständig polymerisiert (125,173,212). Eine andere Möglichkeit ist es, den Befestigungswerkstoff kurzzeitig mittels Polymerisationslicht für 2-3 s bei licht- und dualhärtenden Werkstoffen (9,173,213) oder durch Abwarten von 2-3 min bei chemisch härtenden Materialien zu aktivieren und anschließend in der Gelphase mittels eines Scalers oder einer Sonde bzw. mit Zahnseide zu entfernen (173,210,213,214). Die Überschussentfernung erfolgt nur mit rotierenden Instrumenten wie Diamantinstrumenten (173), wenn der Behandler die Abbindereaktion falsch eingeschätzt hat und sich die Materialreste nicht mehr mit Handinstrumenten entfernen lassen. Dies führt wiederum zu Rauigkeiten auf dem Restaurationsmaterial und bedarf einer zusätzlichen Politur. Kern empfiehlt die Entfernung von Überschüssen mittels Sof-Lex-Scheiben (211).

7.3 Politur von Befestigungsmaterialien

Eine Politur der Befestigungsfuge soll die Oberflächenrauigkeit nach Entfernung der Überschüsse senken und die Anhaftung von Bakterien minimieren, sodass die Gefahr der Bildung von Sekundärkaries oder anderen parodontalen bzw. periimplantären Krankheiten gemindert oder verhindert werden kann. Nur bei polymethacrylatbasierten Befestigungswerkstoffen wird eine Politur in der Literatur, wie bei Rosentritt et al., ausdrücklich empfohlen. Die Studienlage bei allen anderen Befestigungswerkstoffen sieht keine Politur des entsprechenden Materials an der Zementfuge vor. Studien zu GIZ liegen einzig vor, wenn Zement als Füllungsmaterial verwendet wurde. Es sollten weitere Studien zu diesem Thema erfolgen, um nachzuweisen, dass die gewonnenen Erkenntnisse unter Umständen Rückschlüsse auf die Politur der Zementfuge zulassen.

Das Polieren von Polymethacrylaten soll beispielsweise mittels aluminiumoxidbeschichteten Polierscheiben erfolgen. Wichtig ist ein senkrechtes Polieren in Bezug auf die Befestigungsfuge, um zu vermeiden, dass Befestigungsmaterial zu großen Teilen aus der Fuge entfernt wird (173,212). Wie schon im voran gegangenen Abschnitt erwähnt, empfiehlt

Kern bei der Überschussentfernung Sof-Lex-Scheiben (211). Durch die unterschiedlichen Körnungen der Scheiben ist der Übergang zwischen Bearbeitung und Politur fließend und wird daher in beiden Abschnitten erwähnt. Durch eine Politur im Bereich der Fuge wird die Oberflächenrauigkeit signifikant reduziert. Dabei spielt die Politur eine größere Rolle als die vorangegangene Befestigungstechnik (215). Es konnte in einer Studie von Pereira et al. keine direkte Reduktion der mikrobiellen Adhäsion bei polierten verglichen mit unpolierten Befestigungsfugen festgestellt werden. Allerdings können Mikroorganismen initial leichter auf einer raueren Oberfläche kolonisieren, da Rauigkeiten die Oberfläche vergrößern und die Entfernung der Mikroorganismen in Rillen beispielsweise durch Zähneputzen erschwert ist (215,216).

8 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Dissertation wurden auf der Grundlage von nationalen und internationalen Veröffentlichungen aus Forschung und Industrie die Möglichkeiten der materialspezifischen Bearbeitung und Politur der Werkstoffgruppen der dentalen Kunststoffe, Keramiken und Befestigungsmaterialien im Labor sowie im Patientenmund beleuchtet.

Mit dem Ziel eine aktuelle Zusammenführung des gegenwärtigen Forschungsstands und aktueller industrieller Empfehlungen im Hinblick auf die Bearbeitung der dentaler Materialien mit rotierenden Instrumenten zu erstellen, wurden in dieser Arbeit Lehrbücher, Veröffentlichungen in nationalen und internationalen Fachzeitschriften, die aktuelle Studienlage sowie Herstellerangaben sowohl der rotierenden Instrumente als auch des jeweils besprochenen Materials als Informationsquelle herangezogen. Diese Darstellung soll als Zusammenführung einen Kompass im weiten Feld der Oberflächenbearbeitung ergeben.

Die komplexe Materie der zur Anwendung kommenden dentalen Kunststoffe, Dentalkeramiken und ihrer Befestigungsmaterialien fordert dem Behandler zur Erlangung eines hohen Qualitätsstandards seiner Arbeit differenziertes Wissen ab, da die Langlebigkeit einer Konstruktion wesentlich von einer professionellen und fachgerechten Bearbeitung des Werkstoffs beeinflusst wird.

In den Kapiteln zum Thema „Antriebsmittel für rotierende Instrumente“ und „Präparationsinstrumente“ steht die Definition und Darstellung der sich aus dem Zusammenspiel von Antrieb und Instrument ergebenden technischen Möglichkeiten der Oberflächenbearbeitung im Mittelpunkt. Ihr Verständnis ermöglicht ein sicheres methodisches Vorgehen von Zahnarzt bzw. Zahntechniker und bildet die Grundlage bei der Bearbeitung moderner Werkstoffe.

Die materialspezifischen Kapitel definieren im ersten Teil die wichtigsten werkstoffkundlichen Eigenschaften, um nachfolgend die Bearbeitungs- und Poliermöglichkeiten darzulegen.

Zu den dentalen Kunststoffen gehören harte Kunststoffe und PAEK, weiche Kunststoffe und Komposite. Auffällig ist, dass jede Untergruppe für sich betrachtet werden muss und sich erst

dann Wegweiser für die Bearbeitung ableiten lassen. Klare Handlungsvorgaben können studienbasiert für harte Kunststoffe ausgesprochen werden. Die Ausarbeitung erfolgt grundsätzlich extraoral. Für die Dimensionierung der zahnärztlichen Restaurationen werden vornehmlich Hartmetallfräser mit Kreuzverzahnung empfohlen. Neben Hartmetallfräsern können auch Keramikfräser, Diamantschleifer und Schleifkörper angewandt werden. Vor der Politur kann die Oberfläche mittels Schmirgelpapiers geglättet und anschließend mittels Bimsstein, Polierbürsten, Schwabbeln und Polierpaste auf Hochglanz poliert werden.

Für PAEK liegen ausschließlich Herstellerempfehlungen vor, welche eine Bearbeitung mittels Hartmetallfräser in Kreuzverzahnung mit Querhieb vorsieht. Da es über die Bearbeitungsmethoden kaum Veröffentlichungen gibt und die gemachten Aussagen teils sehr vage sind, zeigt sich ein vertiefter Forschungsbedarf. Studienbasiert können zur Politur mehrstufige Poliersysteme und eine Hochglanzpolierpaste empfohlen werden.

Zur Bearbeitung weichbleibender Kunststoffe werden vornehmlich Hartmetallfräser und Schleifscheiben aus Vlies verwendet. Eine Politur wie bei anderen Werkstoffen ist nicht möglich.

Zur Bearbeitung thermoplastischer Kunststoffe sind die meisten konventionellen Fräser nicht geeignet. Zur groben Formgebung haben sich besonders Dreikantfräser bewährt. Zum Glätten der sehr unebenen Oberfläche werden, wie auch beim weichbleibenden Kunststoff die Schleifscheiben aus Vlies verwendet.

Hydrophile Polyamide dürfen nicht wie konventionelle Prothesenkunststoffe bearbeitet werden. Die Bearbeitung ist nur mit speziellen Silikonpolierern möglich.

Für die Bearbeitung der Komposite werden sowohl Diamantinstrumente in verschiedener Körnung als auch Hartmetallinstrumente zum Ausarbeiten und Finieren angeboten. Durch das breite Instrumentenangebot ist es schwierig, klare Empfehlungen zu geben. Die Politur von Kompositen ist ebenfalls durch ein breites Angebot geprägt. Galten schleifmittelbesetzte Polierscheibchen lange als besonders gutes Poliersystem, so konnten sich in den letzten Jahren andere Poliersysteme mit zum Teil deutlich geringeren Rauigkeitswerten etablieren.

Die Spezifika von Silikat- und Oxidkeramiken gliedern die Gruppe der Keramiken und unterscheiden sich bei der Bearbeitung nicht grundsätzlich. Die Bearbeitung von

Silikatkeramiken und Oxidkeramik mit rotierenden Instrumenten sollte sich grundsätzlich auf ein Minimum beschränken und bei gesintertem Werkstoff immer unter Wasserkühlung erfolgen. Eingesetzt werden sollte kein gröberes Diamantinstrument als ein feines Rotring-Instrument mit wenig Anpressdruck. Befindet sich eine Oxidkeramikrestauration im Weißlingszustand ist eine Bearbeitung auch mit einem feinen kreuzverzahnten Hartmetallfräser ohne Wasserkühlung möglich. Die Politur von Silikat- und Oxidkeramiken sollte mittels silikongebundenen Diamantpolierer und im Anschluss mit Diamantpolierpaste erfolgen. Der Glanzbrand erfolgt als letzter Schritt der Fertigstellung der Restauration bei Silikatkeramiken.

Zur Bearbeitung und Politur von Befestigungsmaterialien nach dem Einsetzen von Restaurationen werden selten rotierende Instrumente eingesetzt. Nur bei adhäsiv befestigten Konstruktionen ist eine Politur senkrecht zur Zementfuge sinnvoll.

Eine optimale Politur, ob in Bezug auf Kunststoffe, Keramiken oder Befestigungsmaterialien, kann nicht nur mit ausschließlich einer Polierstufe eines Mehr-Stufen-Systems durchgeführt werden. Nur eine in korrekter Reihenfolge, aufmerksam und ohne Zeitdruck durchgeführte Politur kann eine gute Oberflächenqualität garantieren.

Alle Angaben dienen dem Anwender zur Orientierung im weiten Feld der auf dem Dentalmarkt erhältlichen Materialien und Instrumente und soll als Kompass ein je nach Patientenfall bestmöglichen Lösungsweg beleuchten. Dabei wird deutlich, dass es nicht zwangsläufig einen festgelegten optimalen Anwendungsfahrplan gibt. Die Komplexität der Parameter Material, Bearbeitungsinstrumentierung, aber auch Methodik und die stetige Entwicklung neuer Instrumente und Werkstoffe bedingt, dass diese Dissertation die derzeitige Studienlage abbildet und angesichts der Dynamik der Entwicklung als Momentaufnahme nur einen Beitrag zur Orientierung leisten kann.

9 Literaturverzeichnis

1. Kimmel, Karlheinz. Kavitäten- und Kronenpräparation mit rotierenden und oszillierenden Instrumenten. Dental Echo-Verlag Heidelberg/Eppelheim; 1997. 142 S.
2. Paul C. Zahnärztliche Übertragungsinstrumente aus hygienischer Sicht. FU Berlin; 2009.
3. Kimmel K. Rotierende Instrumente für Klinik, Praxis und Labor. Düsseldorf: Hager & Meisinger; 1977. 248 S. (Dokumentation Meisinger).
4. Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik Band 1-3: Lehrbuch der Zahntechnik: Band 3: Werkstofftechnik. 5., vollst. überarb. u. erw. Auflage. Bd. 3. Berlin: Quintessenz Berlin; 2012. 480 S.
5. Feßmann J. Angewandte Chemie und Umwelttechnik für Ingenieure. 1. Aufl. Landsberg/Lech: ecomed; 1999. X, 551 S.
6. Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik: Werkstofftechnik. 3., Aufl. Berlin: Quintessenz Berlin; 2003. 448 S.
7. Stroppe H. PHYSIK: für Studierende der Natur- und Ingenieurwissenschaften. Carl Hanser Verlag GmbH Co KG; 2018. 654 S.
8. Schwickerath H. Schwickerath, Hans: Werkstoffe in der Zahnheilkunde. Grundlagen, Verarbeitung, Beanspruchung und Verhalten im klinischen Einsatz. Berlin. Die Quintessenz.,; 1977. 307 S.
9. Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin. Stuttgart New York: Thieme Georg Verlag; 2018. 480 S.
10. Szyminski S. Oberflächenrauheit. In: Szyminski S, Herausgeber. Toleranzen und Passungen: Grundlagen und Anwendungen. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag; 1993. S. 91–110. (Viewegs Fachbücher der Technik).
11. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. Br Dent J. Januar 2004;196(1):42–5.
12. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. Juli 1997;13(4):258–69.
13. Wolff D. Ausarbeitung und Politur von Kompositrestaurationen. Zahnmedizin up2date. 2016;43–64.
14. Rosentritt M, Kieschnick A, Stawaczyk B. Zahnfarbene Werkstoffe im Vergleich. Zm-Online. Juni 2019;2.

15. Ohlmann B, Rues S, Rammelsberg P. Teilkronen. Zahnmed Up2date. Juni 2015;9(03):203–26.
16. Strietzel R. Der Riss, das Wachstum und das Versagen. QZ - Quintessenz Zahntechnik. 2013;6(39):855–60.
17. Kimmel K, Herausgeber. Zahnärztliche Präparationstechnik: ein Leitfaden für die zahnmedizinische Fachwelt. Heidelberg: Hüthig; 1986. 301 S.
18. Miller MB. Latest innovations in air and electric handpieces. Gen Dent. Dezember 2011;59(6):417–8.
19. Wassermann Dental-Maschinen GmbH. Betriebsanleitung Poliereinheit WP-Ex 2000 II. Wassermann; 2018.
20. Schweiger J, Kieschnick A. CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde. teamwork media GmbH; 2017. 184 S.
21. Rudolph H, Quaas S. CAD/CAM-gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis. Spitta GmbH; 2009. 220 S.
22. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. Mai 2008;204(9):505–11.
23. Zemp DH. Motoren, Winkelstücke und ihre Pflege. Klin Für Zahnerhaltung Univ Bern. 20. Oktober 2007;10.
24. Sirona. Winkelstück T1 Line/ T1 Classic. Sirona Dental Systems GmbH; 2012.
25. Hohmann A, Hielscher W. Lexikon der Zahntechnik: Das grundlegende Werk. 12.000 Begriffe aus Zahntechnik und Zahnheilkunde in einem Band. München: Verl. Neuer Merkur; 1998. 776 S.
26. Choi C, Driscoll CF, Romberg E. Comparison of cutting efficiencies between electric and air-turbine dental handpieces. J Prosthet Dent. Februar 2010;103(2):101–7.
27. Christensen GJ. Are electric handpieces an improvement? J Am Dent Assoc. Oktober 2002;133(10):1433–4.
28. Sirona. Sirona Dac Universal. Sirona Dental Systems GmbH; 2019.
29. Hager & Meisinger GmbH. MEISINGER Dentalkatalog. Hager & Meisinger GmbH; 2017. 276 S.
30. Ahmad R, Morgano SM, Wu BM, Giordano RA. An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. J Prosthet Dent. 1. November 2005;94(5):421–9.

31. Caesar HH, Ernst S. Die Nichtmetalle. überarb. München: Neuer Merkur; 2006. 310 S.
32. Dirk O. Klinische und experimentelle Untersuchungen weichbleibender und harter Unterfütterungskunststoffe. Friedrich-Schiller-Universität Jena; 2004.
33. Kemaloglu H, Karacolak G, Turkun LS. Can Reduced-Step Polishers Be as Effective as Multiple-Step Polishers in Enhancing Surface Smoothness? J Esthet Restor Dent. 2017;29(1):31–40.
34. Kappert HF, Eichner, Karl. Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. 8. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2005. 432 S.
35. Ohlendorf, Hellmann, Heymer, Kordes, Thiesen. Meisterwissen, Band 1 u.2, Meisterkönnen für Zahntechniker. 1. Aufl. Bd. 1. Neuer Merkur; 2018. 928 S.
36. Ilschner B, Singer RF, Herausgeber. Festigkeit — Verformung — Bruch. In: Werkstoffwissenschaften und Fertigungstechnik: Eigenschaften, Vorgänge, Technologien. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2005. S. 162–217. (Springer-Lehrbuch).
37. Hohmann A, Hielscher W. Zahntechnik in Frage Und Antwort. 1. Aufl. Neuer Merkur GmbH; 1994. 517 S.
38. Komet Dental, Produktkatalog, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, 2017, 612 S.
39. Schütz Dental GmbH, Produktkatalog, 2018, 32 S.
40. G&Z Instrumente GmbH, Rotierende Instrumente Produktkatalog, 2017, 93 S.
41. Kimmel K. Die Quintessenz der Anwendung rotierender Dentalinstrumente. Berlin: Buch- und Zeitschr.-Verl. „Die Quintessenz“; 1971. 153 S.
42. Czichos H, Habig K-H, Celis J-P, Cowan RS, Fischer A, Gerschwiler K, u. a. Tribologie-Handbuch: Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik. 3., überarb. u. erw. Aufl. 2010. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag; 2010. 757 S.
43. HOPF, RINGLEB & CO. GMBH & CIE. HORICO Dental, Produktkatalog, 92 S.
44. Gente PDM, Willamowski M. Zahnärztliche Werkstoffkunde. 1. Balingen: Spitta GmbH; 2017. 326 S.
45. Caesar HH. Die Ausbildung zum Zahntechniker. /1: Grundlagen für die praktische Tätigkeit. 2. Aufl. München: Verl. Neuer Merkur; 1992. 328 S.
46. NTI-Kahla GmbH, Rotary Dental Instruments, Praxis Katalog, 2016, 212 S. [Internet]. [zitiert 18. März 2019]. Verfügbar unter: https://www.nti.de/userdata/filegallery/original/360_def-praxis_low.pdf

47. Franck A. Kunststoff-Kompodium. 3., überarb. Aufl. Würzburg: Vogel; 1990. 412 S. (Vogel-Fachbuch : Werkstoffkunde).
48. bredent GmbH & Co. KG, Rotierende Instrumente, 2018, 84 S.
49. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. 5., überarb. u. erw. Köln: Deutscher Ärzteverlag; 2009. 700 S.
50. DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Luxatemp , 2015, 102 S. [Internet]. [zitiert 16. August 2019]. Verfügbar unter: https://de.dmg-dental.com/fileadmin/user_upload/International/Instructions_for_use/GI_LuxatempPlusAM_091654_int.pdf
51. 3M ESPE PROTEMP 4 REFILLS, Sicherheitsdatenblatt, 2018, 28 S. [Internet]. [zitiert 16. August 2019]. Verfügbar unter: https://www.dentalbauer.de/shop/media/pdf/26/e7/6b/protemp_4_20180215_de.pdf
52. Lang R. Prothesenkunststoffe - eine Standortbestimmung. BZB. 2003;(Juli-August):27–9.
53. Meiners H, Attin T, Herausgeber. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. München: Hanser; 1998. 370 S.
54. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften und Verarbeitung. München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH; 2005. 360 S.
55. BUSCH & CO. GmbH & Co. KG. Hartmetall • Keramik • Stahl, Produktkatalog Zahnmedizin Zahntechnik [Internet]. 2019 [zitiert 13. August 2019]. Verfügbar unter: <https://www.busch.eu/produkte/dental/hartmetall-keramik-stahl/>
56. NTI-Kahla GmbH Rotary Dental Instruments, Labor Katalog, 2018, 180 S. [Internet]. [zitiert 16. August 2019]. Verfügbar unter: https://www.nti.de/userdata/filegallery/original/361_def_labor-low-ges.pdf
57. Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. J Prosthet Dent. 1. Januar 2005;93(1):76–85.
58. Dapprich J, Oidtman E. Totalprothetik: Klinik und Technik der weiterentwickelten Lauritzen-Methode. 1., Auflage. Berlin: Quintessenz Verlag; 2000. 183 S.
59. Schwickerath H. Einfache Laborarbeiten in der Zahnarztpraxis. 2., unveränd. Aufl. Berlin u.a.: Buch- u. Zeitschriften-Verl. „Die Quintessenz“; 1979. 73 S. (Quintessenz-Bibliothek).
60. Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Luo Q, Thompson G. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. Juni 2006;15(3):180–6.

61. Schneider S. Digitale Totalprothetik. *das dental labor*. 2015;(12):56–64.
62. Binder R. 3-D-Druck mit polymerbasierten Werkstoffen. *QZ - Quintessenz Zahntechnik*. 2018;2(44):236–45.
63. Gallus K, Riquier R, Stawaczyk B. Die Prothese aus der Maschine. *dental dialogue*. 2015;(4):110–22.
64. Schunke S. Mit CAD/CAM zur Kunststoffschiene Digitale und manuelle Fertigungstechnik im Vergleich. *QZ - Quintessenz Zahntechnik*. 2014;7(40):862–74.
65. Stawaczyk B, Lümke N. PEAK. *Quintessenz*. 2018;7(69):1376–84.
66. Blankenstein DF. Verwendung thermoplastischer Nylon- Kunststoffe als Prothesenbasismaterial. *zm*. 2009;5.
67. Rosentritt M, Kolbeck C. Möglichkeiten und Grenzen bei der Anwendung von PEEK im dentalen Bereich. 1. 2015;41:14–22.
68. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. November 2007;28(32):4845–69.
69. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim HB, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*. Januar 2006;27(3):324–34.
70. Schäfer J. Tiefziehverblendung in der Zahnheilkunde: Vergleich mit einer konventionellen Verblendung und monolithischen Restaurationen. [München]: Ludwig-Maximilians-Universität; 2019.
71. Heimer SF. Polierbarkeit und Reinigungsmethoden des Hochleistungswerkstoffes Polyetheretherketon (PEEK). [München]: Ludwig-Maximilians-Universität; 2017.
72. Renfert GmbH, Sicherheitsdatenblatt Opal L Universalpolierpaste, 1998, 2 S.
73. Jakstat HA. Zahnärztliche Werkstoffkunde. Books on Demand; 2008. 116 S.
74. Welker D, Hinz M, Göbel R. Weiche Kunststoffe für Prothetik und Epithetik. Werkstoffwissenschaftliche, zahntechnische und klinische Aspekte. *QZ - Quintessenz Zahntechnik*. 2000;26:491–9.
75. Loney RW, Moulding MB. The effect of finishing and polishing on surface roughness of a processed resilient denture liner. *Int J Prosthodont*. August 1993;6(4):390–6.
76. Welker D, Hinz M, Göbel R, Rzanny A. Bearbeitung und Oberflächenqualität weicher Kunststoffe. *QZ-Quintessenz Zahntechnik*. 2003;29(9):1082–96.
77. Schüßler JK. Kraftabgabe thermoplastisch geformter Schienen zur Kippung unterer Frontzähne. [Göttingen]: Georg-August-Universität; 2013.

78. Boeckler AF, Staake M, Wegner C, Setz JM, Hey J. Klinische Pilotstudie zur Eignung von Teilprothesen aus Nylon-12 zur Interimsversorgung des Lückengebisses. *Quintessenz Zahntech.* 2016;16.
79. Böning K, Opitz V, Więckiewicz M. Werkstoffkundliche Untersuchungen zum Prothesenbasiskunststoff Polyamid-12. 2013;1.
80. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, Arakawa I, Arita M, Ino S, u. a. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin—Part I: Definition and indication of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res.* 1. Januar 2014;58(1):3–10.
81. Ditolla M. *valplast.* 2004;(5):5.
82. Mj M, Hm A. Evaluation of *Candida albicans* attachment to flexible denture base material (valplast) and heat cure acrylic resin using different finishing and polishing techniques. *Restorative Dent.* 2011;23:6.
83. Rainer M, Rainer B. Moderne Prothetik aus Nylon: Ästhetisch, zuverlässig und allergiefrei. *ZT-Technik.* Dezember 2010;(12):11,12.
84. Johannes Weithas GmbH & Co. KG. Gummipolierer, Spezialtrimmer [Internet]. <https://www.weithas.de/de>. Verfügbar unter: <https://www.weithas.de/de/valplast/finishing>
85. Ilie N. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig.* Dezember 2009;4(13):485–7.
86. Rzanny A, Göbel R, Küpper H. Ein methacrylatfreies Seitenzahnkomposit im werkstoffkundlichen Vergleich mit Nano-, Nanohybrid- und Hybridkompositen. *ZWR - Dtsch Zahnärztebl.* September 2010;119(9):406–14.
87. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med Off Publ Am Assoc Oral Biol.* 1995;6(4):302–18.
88. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dent Mater.* 1. Januar 2011;27(1):29–38.
89. Baroudi K. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res.* 2015;9(6):ZE18–ZE24.
90. Ferracane JL, Choi KK, Condon JR. In vitro wear of packable dental composites. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995 Suppl. 1999;(25):S60-66; quiz S74.
91. Märten A. Dreidimensionale Charakterisierung der Mikrostruktur des Dentins. [Berlin]: TU Berlin; 2010.
92. Shimane T, Endo K, Zheng JH, Yanagi T, Ohno H. Wear of opposing teeth by posterior composite resins —Evaluation of newly developed wear test methods—. *Dent Mater J.* 2010;29(6):713–20.

93. Sripetchdanond J. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1. November 2014;1141–50.
94. Lohbauer U. Einfluss der Politur auf die Festigkeit zahnfarbener Dentalmaterialien. 2018. :1546–59.
95. Rosentritt M, Kieschnick A, Stawaczyk B. Polymerbasierte CAD/CAM-Werkstoffe. *Werkstoffkunde-Kompodium*; 2018. 185 S.
96. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*. 1. Mai 2013;109(5):325–32.
97. Ratanapridakul K, Leinfelder KF, Thomas J. Effect of finishing on the in vivo wear rate of a posterior composite resin. *J Am Dent Assoc*. 1. März 1989;118(3):333–5.
98. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res*. September 1991;70(9):1299–305.
99. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. Interoperator variability during polishing. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. März 2006;37(3):183–90.
100. Liebermann A, Spintzyk S, Stawaczyk B. Politur der CAD/CAM-Kunststoffe. *Quintessenz Zahntech*. 2018;1480–9.
101. Coltène/Whaledent AG, BRILLIANT Crios Handling Guideline, 2016, 20 S. [Internet]. [zitiert 4. August 2019]. Verfügbar unter: <https://www.coltene.com/pim/DOC/BRO/docbro60021816-02-19-v2-de-brilliant-crios-handling-guideline-a4sdeaindv1.pdf>
102. VOCO GmbH, Grandio blocs/disc, Verarbeitungsanleitung, 2018, 32 S. [Internet]. [zitiert 4. August 2019]. Verfügbar unter: https://www.voco.dental/de/portaldata/1/resources/products/folders/de/grandio-blocs-disc-verarbeitungsanleitung_fol_de.pdf
103. Ahlers O. Composite perfekt polieren. *Dentl Magazin* [Internet]. Mai 2008 [zitiert 7. April 2019]; Verfügbar unter: <https://www.cmd-centrum.de/img/presse/DM-05-2008-Composite-polieren.pdf>
104. Hornung K. Ausarbeitung und Politur von okklusalen und approximalen Kompositoberflächen in vivo. 2005.
105. Hoelscher DC, Neme AM, Pink FE, Hughes PJ. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent*. Februar 1998;23(1):36–42.

106. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent.* Juli 2011;39 Suppl 1:e9-17.
107. 3M ESPE AG, Filtek Supreme Universal Composite Leitfaden für hochwertige ästhetische Restaurationen, 2019, 46 S. [Internet]. [zitiert 3. April 2019]. Verfügbar unter: <http://multimedia.3m.com/mws/media/3355240/filtek-supreme-compendium-de.pdf>
108. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent.* April 2010;103(4):221–7.
109. Jung M, Eichelberger K, Klimek J. Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Oper Dent.* August 2007;32(4):347–55.
110. Jung M. Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Oper Dent.* 1997;22(3):98–104.
111. Pratten DH, Johnson GH. An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite. *J Prosthet Dent.* 1. August 1988;60(2):154–8.
112. Jung M. Der Einfluss unterschiedlicher Finierer auf Kompositoberflächen. *Deutsch Zahnärztl Z.* 1994;(49):884–8.
113. Radlanski RJ, Best T. New carbide finishing burs to reduce polishing efforts of light-cured restorations. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. Oktober 2007;38(9):e555-563.
114. Berastegui E, Canalda C, Brau E, Miquel C. Surface roughness of finished composite resins. *J Prosthet Dent.* 1. November 1992;68(5):742–9.
115. Aytac F, Karaarslan ES, Agaccioglu M, Tastan E, Buldur M, Kuyucu E. Effects of Novel Finishing and Polishing Systems on Surface Roughness and Morphology of Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(4):247–61.
116. Heo H. Glanz dentaler Nano-Komposite in Abhängigkeit von der Politur. 2009.
117. Krejci I, Lutz F, Boretti R. Resin composite polishing--filling the gaps. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. Juli 1999;30(7):490–5.
118. Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci.* 2005;47(1):21–5.
119. Şen D, Göller G, İşsever H. The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. *J Prosthet Dent.* 1. November 2002;88(5):527–32.

120. Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S, Handel G. Finishing and polishing of the ceromer material Targis. Lab-side and chair-side methods. *J Oral Rehabil.* 1999;26(1):1–6.
121. Funkenbusch PD, Rotella M, Ercoli C. Designed experiment evaluation of key variables affecting the cutting performance of rotary instruments. *J Prosthet Dent.* April 2015;113(4):336–42.
122. Rosentritt M, Stawaczyk B, Kieschnick A, Hahnel S. Dentale Keramiken [Internet]. *Werkstoffkunde Kompendium; 2017* [zitiert 12. April 2019]. Verfügbar unter: <https://werkstoffkunde-kompendium.de/das-werkstoffkunde-kompendium/zirkonoxid/>
123. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 1. Dezember 2013;41(12):1135–47.
124. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* Juli 1990;6(3):181–4.
125. Tinschert J, Natt G. *Oxidkeramik und CAD/CAM-Technologien.* 2007. 261 S.
126. Cutler RA, Reynolds JR, Jones A. Sintering and Characterization of Polycrystalline Monoclinic, Tetragonal, and Cubic Zirconia. *J Am Ceram Soc.* 1992;75(8):2173–83.
127. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *J Am Ceram Soc.* 2009;92(9):1901–20.
128. Rosentritt M, Kieschnick A, Stawaczyk B. Zirkonoxide. *zm-online.* Mai 2019;3.
129. Rosentritt M, Kieschnick A, Stawaczyk B, Hahnel S. Zirkonoxid [Internet]. *Werkstoffkunde Kompendium; 2017* [zitiert 1. September 2019]. 129 S. Verfügbar unter: <https://werkstoffkunde-kompendium.de/das-werkstoffkunde-kompendium/zirkonoxid/>
130. Song X-F, Yin L, Han Y-G, Wang H. In vitro rapid intraoral adjustment of porcelain prostheses using a high-speed dental handpiece. *Acta Biomater.* 1. März 2008;4(2):414–24.
131. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage - a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1. April 2005;219(4):233–43.
132. Frankenberger R, Krämer N, Roggendorf M. Einpassen von Keramikrestorationen. *Quintessenz.* 2017;68(11):1225–30.
133. Scurria MS, Powers JM. Surface roughness of two polished ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 1. Februar 1994;71(2):174–7.

134. Fuzzi M, Zacherroni Z, Vallania G. Scanning Electron Microscopy and Profilometer Evaluation of Glazed and Polished Dental Porcelain. *International Journal of Prosthodonti*. 1996;452–8.
135. Zahnfabrik V. VITA VMK Master VITA – perfect match Verarbeitungsanleitung [Internet]. 2019 [zitiert 9. September 2019]. Verfügbar unter: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITA-VMK-Master-24519.html>
136. Chang CW, Waddell JN, Lyons KM, Swain MV. Cracking of Porcelain Surfaces Arising from Abrasive Grinding with a Dental Air Turbine. *J Prosthodont*. 2011;20(8):613–20.
137. Yin L. Property–process relations in simulated clinical abrasive adjusting of dental ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 1. Dezember 2012;16:55–65.
138. Caesar HH. Die Ausbildung zum Zahntechniker I. Grundlagen für die praktische Tätigkeit. München: Verl. Neuer Merkur; 1997. 328 S.
139. Lang C. Spezifische Bearbeitung keramischer Restaurationen. *QZ-Quintessenz Zahntechnik*. 2014;10(40):1268–79.
140. Ivoclar Vivadent e.max MAW. IPS e.max CAD Monolithic Solutions [Internet]. 2015 [zitiert 9. September 2019]. Verfügbar unter: <http://www.ivoclarvivadent.com/de/vollkeramik/ips-emax-system-techniker/ips-emax-cad/ips-emax-cad-monolithic-solutions>
141. Song X-F, Yin L, Peng J-H, Lin B. Cutting characteristics of dental glass ceramics during in vitro dental abrasive adjusting using a high-speed electric handpiece. *Ceram Int*. 1. August 2013;39(6):6237–49.
142. Sindel J, Petschelt A, Grellner F, Dierken C, Greil P. Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. *J Mater Sci Mater Med*. 1. Mai 1998;9(5):291–5.
143. Matzinger MD. Poliereffekte und Verschleißverhalten von Chairside CAD/CAM-Materialien [phd]. 2018.
144. Fischer C. Premium Finish für alle keramischen Oberflächen. *das dental labor*. 2017;68–75.
145. Wang F. Surface Roughness of a Novel Dental Porcelain Following Different Polishing Procedures. *Int J Prosthodont*. April 2009;178–80.
146. Bottino MC, Valandro LF, Kantorski KZ, Bressiani JC, Bottino MA. Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J*. 2006;17(4):285–9.

147. Vita Zahnfabrik V. SUPRINITY zirkondioxidverstärkte, hochfeste Glaskeramikgeneration [Internet]. VITA Zahnfabrik. Verfügbar unter: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/SUPRINITY-22865,,85238.html>
148. Ivoclar Vivadent AG, Optrafine-ceramic-polishers, 2014, 2 S. [Internet]. [zitiert 9. September 2019]. Verfügbar unter: https://www.ivoclarvivadent.de/mam/celum/celum_assets/9516292079646_optrafine-ceramic-polishers_Fine_brochures_DE_de.pdf?1
149. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of Different Polishing Techniques for Direct CAD/CAM Ceramic Restorations. *Oper Dent*. 1. Juli 2010;35(4):470–81.
150. Sarikaya I, Güler AU. Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *J Appl Oral Sci*. Februar 2010;18(1):10–6.
151. Martínez-Gomis J, Bizar J. Comparative Evaluation of Four Finishing Systems on One Ceramic Surface. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;1(16):74–7.
152. Karan S, Toroglu MS. Porcelain Refinishing with Two Different Polishing Systems after Orthodontic Debonding. *Angle Orthod*. 1. September 2008;78(5):947–53.
153. Akar GC, İkin, Pekkan G. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems | Elsevier Enhanced Reader. *J Prosthet Dent*. 2014;314–21.
154. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J Prosthet Dent*. 1. Juni 2015;113(6):616–22.
155. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*. 1. August 2006;96(2):122–8.
156. Werling G, Werling U. Lithiumdisilikat, die unbemerkte Revolution in der Vollkeramik? Teil 2. *zmk* [Internet]. 2011 [zitiert 8. September 2019]; Verfügbar unter: http://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/prothetik/story/lithiumdisilikat-die-unbemerkte-revolution-in-der-vollkeramik-teil-2__450.html
157. Vita Zahnfabrik V. VITABLOCS TriLuxe forte: polychrome, zahnfarbene Feldspat-Rohlinge mit integriertem Farbverlauf zur Reproduktion des natürlichen Farbspiels [Internet]. VITA Zahnfabrik. [zitiert 9. September 2019]. Verfügbar unter: <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITABLOCS-TriLuxe-forte-25089.html>
158. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*. 2005;32(6):441–7.
159. Rech A. *Vollkeramik*. Verlag Neuer Merkur GmbH; 2004. 240 S.

160. Geis-Gerstorfer J. Probleme bei der klinischen Bearbeitung von keramischen Restaurationen und die Auswirkungen auf die Stabilität. ZWR - Dtsch Zahnärztebl. September 2013;122(9):420–30.
161. Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of Zirconia Type on Its Bond Strength with Different Veneer Ceramics. J Prosthodont. 2008;17(5):401–8.
162. Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CHF. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. Dent Mater. 1. April 2009;25(4):419–23.
163. Lohbauer U. Zirkonoxid braucht Kenntnisse. ZWR - Dtsch Zahnärztebl. April 2012;121(4):166–70.
164. Xu HHK, Jahanmir S, Ives LK. Effect of Grinding on Strength of Tetragonal Zirconia and Zirconia-Toughened Alumina. Mach Sci Technol. 1. August 1997;1(1):49–66.
165. Coldea, A, Stephan M, Tholey M, Thiel N. Untersuchung des Einflusses verschiedener Keramikschleifersysteme auf Zirkoniumdioxid. QZ - Quintessenz Zahntechnik. 2019;4(35):470–83.
166. Hoffmann A. Teleskope aus Zirkoniumdioxid, eine Verarbeitungsempfehlung für den Anwender. 2009;(35):1180–92.
167. Grumser K. In-vitro Verschleiß- und Polierverhalten von Dentalkeramiken. Regensburg; 2015. 120 Seiten.
168. Preis V, Schmalzbauer M, Rosentritt M, Schneider-Feyrer S. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. 2015;133–9.
169. Yoon-Hyuk H, Chan-Jin P. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. J Prosthet Dent. September 2016;440–9.
170. Happe A, Röling N. Effects of different polishing protocols on the surface roughness of Y-TZP surfaces used for custom-made implant abutments: A controlled morphologic SEM and profilometric pilot study | Elsevier Enhanced Reader. J Prosthet Dent. Mai 2015;440–7.
171. VITA Vollkeramik, SPINELL for inLab, ALUMINA for inLab, ZIRCONIA for inLab, Verarbeitungsanleitung, 2006, 52 S. [Internet]. [zitiert 7. September 2019]. Verfügbar unter: https://www.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/0930_ga_deu.pdf
172. Kou W, Molin M, Sjögren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. J Oral Rehabil. 1. Februar 2006;33(2):117–24.

173. Rosentritt M, Stawaczyk B, Kieschnick A. Dentale Befestigungsmaterialien [Internet]. Werkstoffkunde Kompendium; 2019. 233 S. Verfügbar unter: <https://werkstoffkunde-kompendium.de/das-werkstoffkunde-kompendium/dentale-befestigungsmaterialien/>
174. Bömicke W. Befestigungsmaterialien in der restaurativen Zahnheilkunde. Wissen Kompakt. November 2015;9(4):163–78.
175. Rödiger M, Rinke S, Bürgers R. Moderne Keramiken klassisch zementiert. Freie Zahnarzt. 1. Dezember 2018;62(12):74–86.
176. Kappert HF, Eichner, Karl. Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 8. Aufl. Stuttgart: Thieme; 2008.
177. Ehrenfeld M, Schwenger N. Zahnärztliche Prothetik. 3. Thieme Georg Verlag; 2007. 209 S.
178. Grasso CA, Caluori DM, Goldstein GR, Hittelman E. In vivo evaluation of three cleansing techniques for prepared abutment teeth. J Prosthet Dent. 1. Oktober 2002;88(4):437–41.
179. Crisp S, Ambersley M, Wilson AD. Zinc Oxide Eugenol Cements. V. Instrumental Studies of the Catalysis and Acceleration of the Setting Reaction. J Dent Res. Januar 1980;59(1):44–54.
180. Wilson AD, Batchelor RF. Zinc Oxide-Eugenol Cements: II. Study of Erosion and Disintegration. J Dent Res. März 1970;49(3):593–8.
181. Wazzan KAA, Harbi AAA, Hammad IA. The Effect of Eugenol-Containing Temporary Cement on the Bond Strength of Two Resin Composite Core Materials to Dentin. J Prosthodont. 1997;6(1):37–42.
182. Carvalho CN, Bauer J roberto DO, Loguercio AD, Reis A. Effect of Zoc Temporary Restoration on Resin-Dentin Bond Strength Using Different Adhesive Strategies. J Esthet Restor Dent. 2007;19(3):144–52.
183. Brauer GM. [Zinc oxide-eugenol as dental material (1)]. Dtsch Zahnarztl Z. November 1976;31(11):824–34.
184. Brauer GM, Stansbury JW. Cements containing syringic acid esters -- o-ethoxybenzoic acid and zinc oxide. J Dent Res. Februar 1984;63(2):137–40.
185. Civjan S, Brauer GM. Clinical Behavior of o-Ethoxybenzoic Acid-Eugenol-Zinc Oxide Cements. J Dent Res. Januar 1965;44(1):80–3.
186. Behr M, Kolbeck C, Lang R, Hahnel S, Dirschl L, Handel G. Clinical performance of cements as luting agents for telescopic double crown-retained removable partial and complete overdentures. Int J Prosthodont. Oktober 2009;22(5):479–87.

187. Darvell BW. *Materials Science for Dentistry*. Woodhead Publishing; 2018. 843 S.
188. Behr M, Rosentritt M, Loher H, Kolbeck C, Trempler C, Stemplinger B, u. a. Changes of cement properties caused by mixing errors: The therapeutic range of different cement types. *Dent Mater*. 1. September 2008;24(9):1187–93.
189. 3M ESPE DURELON Pulver, Sicherheitsdatenblatt, 2012, 11S. [Internet]. [zitiert 27. September 2020]. Verfügbar unter: https://www.praxisdienst.de/out/media/SDB_Durelon_Pulver.pdf
190. 3M ESPE DURELON Liquid, Sicherheitsdatenblatt, 2017, 11 S.
191. Memarpour M, Mesbahi M, Rezvani G, Rahimi M. Microleakage of Adhesive and Nonadhesive Luting Cements for Stainless Steel Crowns. *Pediatr Dent*. 15. November 2011;33(7):501–4.
192. Oilo G. Luting cements: a review and comparison. *Int Dent J*. April 1991;41(2):81–8.
193. Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *J Appl Chem Biotechnol*. 1971;21(11):313–313.
194. Hill EE. Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dent Clin North Am*. 1. Juli 2007;51(3):643–58.
195. Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*. 1. April 1998;19(6):467–78.
196. Vermeersch G, Leloup G, Vreven J. Fluoride release from glass–ionomer cements, compomers and resin composites. *J Oral Rehabil*. 2001;28(1):26–32.
197. Bell A, Creanor SL, Foye RH, Saunders WP. The effect of saliva on fluoride release by a glass–ionomer filling material. *J Oral Rehabil*. 1999;26(5):407–12.
198. Forsten L. Resin-modified glass ionomer cements: Fluoride release and uptake. *Acta Odontol Scand*. 1. Januar 1995;53(4):222–5.
199. Creanor SL, Carruthers LMC, Saunders WP, Strang R, Foye RH. Fluoride Uptake and Release Characteristics of Glass Ionomer Cements. *Caries Res*. 1994;28(5):322–8.
200. Chutinan S, Platt JA, Cochran MA, Moore BK. Volumetric dimensional change of six direct core materials. *Dent Mater*. 1. Mai 2004;20(4):345–51.
201. Mount GJ. *An Atlas of Glass-Ionomer Cements: A Clinician’s Guide*. CRC Press; 2001. 214 S.

202. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater.* 1. September 1995;11(5):359–62.
203. Thomas Attin, Wolfgang Buchalla. Werkstoffkundliche und klinische Bewertung von Kompomeren - Online DZZ. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1. November 1998;(241):766–74.
204. Peutzfeldt A. Dual-cure resin ceme: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontol Scand.* 1. Januar 1995;53(1):29–34.
205. Belli R, Pelka M, Petschelt A, Lohbauer U. In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: A CLSM evaluation. *J Dent.* 1. Dezember 2009;37(12):984–93.
206. Bergmann P, Noack MJ, Roulet JF. Marginal adaptation with glass-ceramic inlays adhesively luted with glycerine gel. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. September 1991;22(9):739–44.
207. Wilson TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* September 2009;80(9):1388–92.
208. Korsch M, Robra B-P, Walther W. Cement-associated signs of inflammation: retrospective analysis of the effect of excess cement on peri-implant tissue. *Int J Prosthodont.* Februar 2015;28(1):11–8.
209. Mitchell CA, Pintado MR, Geary L, Douglas WH. Retention of adhesive cement on the tooth surface after crown cementation. *J Prosthet Dent.* 1. Juni 1999;81(6):668–77.
210. Dental assisting, Bird DL. *Modern dental assisting.* edition 12. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2018. xxv, 1158 Seiten S.
211. Barfuss, A. Expertenzirkel: Neue Materialien, neue Befestigungszemente? *dentalmagazin.de* [Internet]. 2019 [zitiert 25. Oktober 2020]; Verfügbar unter: <https://www.dentalmagazin.de/expertenzirkel/expertenzirkel-neue-materialien-neue-befestigungszemente/>
212. Rosentritt M. Werkstoffkundliche Grundlagen für eine erfolgreiche Befestigung. *zm-online.* 2019;4.
213. Holzmeier M. Kompositzemente – Entspannt und sicher zementieren. *ZWR - Dtsch Zahnärztebl.* April 2010;119(04):194–5.
214. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J.* 2011;56(s1):67–76.

215. Pereira S, Anami L, Pereira C, Souza R, Kantorski K, Bottino M, u. a. Bacterial Colonization in the Marginal Region of Ceramic Restorations: Effects of Different Cement Removal Methods and Polishing. *Oper Dent*. 1. November 2016;41(6):642–54.
216. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*. März 1990;17(3):138–44.
217. Bergmann T. Zusammenfassung Produktionsprozess- Komet Dental. 2021 Feb 16.
218. Ivoclar Vivadent AG. Astropol®Politur von Composite-Restaurationen. 2015.
219. Benedix G. Einfluss von Oberflächenbearbeitungen auf die mechanischen Eigenschaften von Zirkoniumdioxidkeramiken. 2012.
220. Arnold B. Zirkoniumoxid versus Aluminiumoxid. In: Arnold B, Herausgeber. *Zirkon, Zirkonium, Zirkonia - ähnliche Namen, verschiedene Materialien*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2019. S. 89–95.
221. Albero A. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*. 2015 Oct;7(4):495-500
222. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*. 2014;93(1):62–67.
223. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*. 2014;30(5):564–9.
224. VITA. VITA ENAMIC Polishing Set clinical / technical. Katalog. 2016, 2 S.
225. VITA. VITA ENAMIC HYBRIDKERAMIK Stand Informationen für Zahntechniker. 2021. 42 S.
226. Preis V. The effectiveness of polishing kits: influence on surface roughness of zirconia. *Int journal of prosthodontics*, 2015, Vol.28(2), pp.149-51

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

An den Antrieb angestecktes Winkelstück (Übertragungselement) mit Präparationinstrument	9
Anschlüsse eines elektrischen und luftbetriebenen Antriebs.....	10
Adapter des luftbetriebenen Antriebs zum Anschließen einer Turbine.....	11
Adapter des elektrischen Antriebs zum Anschließen eines Übertragungselements.....	12
Die Linearachsen (X,Y,Z) und die Rotationsachsen einer CNC Maschine modifiziert nach (20).....	14
Verschiedene Winkelstücke.....	15
Winkel des Winkelstücks.....	15
Innerer Aufbau eines Winkelstücks mit Getriebesystem, Lichtleiter, Kühlwasser- und Luftleitung.....	16
Handstück eines Zahntechnikers.....	17
Handstück für die chairside-Anwendung.....	18
Verschiedene Turbinen.....	19
Turbinenrad.....	20
Ansicht der Winkelstückköpfe und eines Turbinenkopfs mit unterschiedlichen Düsenöffnungen und Beleuchtung.....	21
Winkelstück mit zwei Düsenöffnungen.....	22
Winkelstück mit drei Düsenöffnungen.....	23
Winkelstück mit vier Düsenöffnungen.....	23
Hygienische Wartung von Übertragungselementen und Turbinen modifiziert nach (1).....	24
1: Werkstoff des Arbeitsteils, 2: Schaft, 3: Gesamtlänge, 4: Form und Ausführung, 5: Größe \varnothing ; nach (1).....	25
Arbeitsweise eines Bohrers.....	26
Arbeitsweise eines Fräasers.....	27
Schaftvarianten von links nach Rechts: RA, HP, FG.....	29
Schneide mit Winkeln nach (1,20).....	31
Drallwinkel.....	32
Schematische Darstellung der Verzahnungsarten.....	33
mögliche Formen eines Präparationsinstruments.....	34
Auswahl von Rosenbohrern.....	38
Verschiedene Fräser mit unterschiedlichen Verzahnungsarten.....	39
Fertigungsprozess eines Hartmetallfräasers (217).....	40
Fertigungsprozess eines Diamantinstruments (217).....	41
Schematische Darstellung der Zusammenhänge von Härte, Schleifkörperbindung und Standzeit eines Schleifkörpers.....	43
Elastische Polierer für die intraorale Anwendung.....	45
Arkansassteinchen.....	46
Polierer in Bürstchenform.....	47
Bürstchenpolierer (z.B. Occlubrush).....	47
Polierscheiben (Sof-Lex).....	48
Auswahl einiger Polierbürsten und -pasten.....	50

Beschädigte und verunreinigte Instrumente.....	51
Kreuzverzahnter Fräser zur Ausarbeitung.....	56
Schleifkörper mit großem Kopfdurchmesser.....	58
Schmirgelpapier im Mandrell.....	59
Politur an der Poliereinheit mittels Ziegenhaarbürste und Bimsstein.....	60
Politur mit Leinenschwabbel und Polierpaste.....	61
Set zur PEEK-Bearbeitung (29).....	63
Vliesräder für unterschiedlichen Abtrag.....	65
Übersicht zur Bearbeitung weichbleibender Kunststoffe.....	67
Dreikantfräser.....	68
Vliesrad.....	69
Set zur Bearbeitung von hydrophilen Polyamiden (29).....	70
Schematische Darstellung eines makrogefüllten Komposits.....	72
Schematische Darstellung eines mikrogefüllten Komposits.....	73
Schematische Darstellung eines Hybridkomposits.....	73
Schematische Darstellung eines makrogefüllten Komposits und eines Hybridkomposits nach der Bearbeitung.....	77
Bearbeitungsoptionen eines Komposits.....	80
Darstellung der anteiligen Zusammensetzung keramischer Materialien (4).....	85
Einteilung von Dentalkeramiken.....	86
Phasenumwandlung von Zirkoniumdioxid; modifiziert nach (20).....	89
Schematische Darstellung der Umwandlungsverstärkung/Risswachstumshemmung modifiziert nach (219).....	90
Reihenfolge der korrekten Bearbeitung mit Diamantinstrumenten; Schritt 2 gelb.....	93
Reihenfolge der korrekten Bearbeitung mit Diamantinstrumenten; Schritt 1 rot.....	93
Reihenfolge der korrekten Bearbeitung mit Diamantinstrumenten; Schritt 3 weiß.....	94
Bearbeitung mit falschem Präparationsinstrument führt zur Defektbildung.....	100
Politur mittels Polierbürstchen und Polierpaste.....	103
Einteilung von dentalen Befestigungsmaterialien.....	108
Instrumentarium zum Zementieren (Schaumstoffpellets, Watterolle, Zahnseide, Scaler, Kürette, Kuhhornsonde, zahnärztliche Sonde).....	113

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Motoren von CNC-Maschinen (20).....	13
Tabelle 2: Drehzahl und Anpresskraft.....	36
Tabelle 3: Fräser zur Bearbeitung von harten Kunststoff, Angaben laut herstellereigenen Katalogen (29,38,40,43,46,48,55,56).....	57
Tabelle 4: Übersicht über einige Poliersysteme und ihr Polierergebnis sehr gut:<0,1; gut:>0,1<0,3; unbefriedigend:>0,3<0,5; schlecht:>0,5 (Angaben in μm) (86,110).....	83
Tabelle 5: Für die Anwendung wichtige mechanische Eigenschaften von Keramiken (122)..	86
Tabelle 6: Eigenschaften von Aluminiumoxid- und Zirkoniumdioxidkeramik im Vergleich (220).....	91
Tabelle 7: Intraorale Poliersysteme für Zirkoniumdioxid (167,226).....	102
Tabelle 8: Laborpoliersysteme für Zirkoniumdioxid (169,226).....	103

10 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt für die Überlassung und die hilfreiche Unterstützung beim Erarbeiten des Themas sowie die ständige Beratung und Korrektur während des Verfassens der Dissertation.

Ebenfalls danke ich meiner Familie und engen Freunden für die Hilfe, den Zuspruch und die Unterstützung während meines Studiums. Und dafür, dass sie mir während des Verfassens meiner Dissertation allzeit mit Rat und Tat motivierend zur Seite stand.

