

***In-vivo* Abformgenauigkeit von A-Silikonen**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Thies Noack

aus Gießen

Gießen 2011

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen
Direktor: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Markus Balkenhol

Gutachter: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann

Tag der Disputation: 16.07.2012

Meiner lieben Familie und meinen lieben Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	3
2.1	Abformmaterialien.....	3
2.1.1	Historische Entwicklung.....	3
2.1.2	Klassifikation von Abformmaterialien	4
2.1.2.1	Elastomere Abformmaterialien.....	5
2.1.2.2	Silikone	6
2.1.2.3	Polyether	9
2.2	Abformtechniken	12
2.2.1	Historische Entwicklung.....	13
2.2.2	Einteilung der Abformtechniken.....	14
2.2.2.1	Korrekturabformung	15
2.2.2.2	Doppelmischabformung.....	16
2.2.2.3	Einphasenabformung	18
2.3	Randschlussqualität	19
2.3.1	Klinische Bestimmung der Randschlussgenauigkeit.....	26
2.4	Hydrophilie	32
2.5	Abformlöffel	34
2.6	Der Einfluss klinischer Faktoren bei der Abformung.....	36
2.6.1	Wartezeit	36
2.6.2	Anästhesie	36
2.6.3	Retraktionsmaßnahmen.....	37

2.6.4	Zustand des Parodontiums und Mundhygiene	38
2.6.5	Lage der Präparationsgrenze.....	39
2.7	Epikrise	40
3	ZIEL DER ARBEIT	41
4	MATERIAL UND METHODE	41
4.1	Rahmenbedingungen	41
4.2	Zielgrößen.....	41
4.3	Verwendete Abformtechniken & -materialien	42
4.3.1	Abformtechnik	42
4.3.2	Abformmaterialien.....	42
4.4	Herstellerinformationen zu den geprüften Abformmaterialien	43
4.5	Patientengut	44
4.6	Behandlungsablauf	45
4.6.1	Vorbereitung der zu präparierenden Zähne	45
4.6.2	Präparation	45
4.6.3	Wartezeit.....	46
4.6.4	Retraktion.....	46
4.6.5	Löffelauswahl	46
4.6.6	Abformung.....	47
4.6.7	Dokumentation der Abformbedingungen	48
4.6.8	Beurteilung der Abformung.....	48
4.6.9	Herstellung der Gips-Modelle und Gussstücke	49
4.6.10	Beurteilung der Passgenauigkeit des Gussstücks und Dokumentation.....	49
4.6.11	Einzementieren der Kronen/Brücken.....	50

4.7	Statistische Analyse	50
4.7.1	EDV-Erfassung der Daten	50
4.7.2	Statistische Auswertung	51
5	ERGEBNISSE	52
5.1	Demographische Patientendaten & Befunde	52
5.1.1	Alters- und Geschlechtsverteilung der Patienten	52
5.1.2	Zahnverteilung	52
5.1.3	Gruppeneinteilung	53
5.1.4	Mundhygiene und Zustand des Parodontiums	54
5.1.5	Lage der Präparationsgrenze	55
5.2	Verteilung der verwertbaren Abformungen	56
5.3	Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe aus den Erstabformungen	56
5.4	Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe der zur Weiterverarbeitung genutzten Abformungen	60
5.5	Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe der zur Weiterverarbeitung genutzten Modelle	61
5.6	Einfluss von Blutung und Lage der Präparationsgrenze auf das Ergebnis der Doppelmischabformung (Erstabformung)	62
5.7	Maximale Randschlussfehler pro Pfeiler in Abhängigkeit vom Abformmaterial ...	63
6	DISKUSSION	67
6.1	Methodenkritik	67
6.2	Interpretation der Ergebnisse	69
6.3	Schlussfolgerung	74

7	ZUSAMMENFASSUNG	75
8	SUMMARY	77
9	LITERATURVERZEICHNIS	78
10	ANHANG	90
	10.1 Standard-Dokumentationsbogen.....	90
11	ERKLÄRUNG.....	93
12	DANKSAGUNG.....	94

1 Einleitung

Ein hoher wissenschaftlicher und technischer Standard in der heutigen Zahnheilkunde ermöglicht es, hochwertige und exakt passende prothetische Restaurationen herzustellen. Dies wird auch dem steigenden Anspruchsverhalten der Patienten nach perfekter Ästhetik, guter Qualität und einer langen Lebensdauer gerecht [117].

Die Qualität festsitzender prothetischer Restaurationen, wie Inlays und Kronen bis hin zu mehrgliedrigen Brücken und Kombinationsarbeiten, wird maßgeblich durch die Randschluss- und Passgenauigkeit der Gussstücke, sprich dem Grenzbereich zwischen prothetischer Restauration und präpariertem Zahn beeinflusst [52; 84; 97]. Die Herstellung solcher Arbeiten erfolgt gegenwärtig in der Mehrzahl der Fälle indirekt über eine Abformung. Das Ziel der Abformung ist eine möglichst detail- und dimensionstreue Darstellung der präparierten Zähne, auf deren Grundlage im zahntechnischen Labor ein formgetreues Arbeitsmodell hergestellt werden kann.

Vorraussetzung hierfür ist, dass die Abformmaterialien in der Lage sind, alle relevanten Bereiche, vor allem die Präparation und die gesamte zirkuläre Präparationsgrenze zu erfassen und diese möglichst exakt wiederzugeben [63; 81]. Nur auf der Basis einer präzisen Abformung kann eine exakte prothetische Restauration hergestellt werden [76].

Fehlerhafte Abformungen führen zu einem ungenauen Modell [69]. Durch den Zahntechniker hergestellte Arbeiten können dann häufig nicht in Sollposition gesetzt werden, da Passungenauigkeiten durch erhöhte Randspalten die Folge sind [109; 117; 118]. Auftretende Ungenauigkeiten bzw. Fehler in der Abformung sind in den nachfolgenden Prozessschritten nicht korrigierbar und bedingen dadurch häufig eine Wiederholung der Abformung und eine erneute Anfertigung der Restauration [77; 119].

Fehlstellen in der Abformung betreffen häufig den Bereich der Präparationsgrenze – und können, sofern sie unentdeckt bleiben, zu marginalen Imperfektionen der definitiven Konstruktion führen. Die marginale Passgenauigkeit von Kronen und Brücken ist für die langfristige Gesundheit der Zähne von entscheidender Bedeutung [52; 84; 97; 116]. Fehlpassungen am Restaurationsrand können sich in Gewebetraumen, Sekundärkaries, parodontalen Läsionen, thermisch-chemische Hypersensibilitäten, pulpitischer Beschwerden, herabgesetzter Materialbeständigkeit und Suprakontakten manifestieren [20; 22; 58; 78; 79]. Ebenfalls gibt es durchaus Anzeichen, dass die Lebensdauer der Restaurationen durch die Randspaltbreite beein-

flusst wird und es deshalb generell anerkannt ist, dass diese so gering wie möglich sein sollte [57; 60; 73; 98].

In-vitro Untersuchungen zeigen, dass Randschlussgenauigkeiten bei Kronen im Mittel von 50 µm bis 60 µm erzielbar sind [34; 54; 115; 116; 119] und nach Untersuchungen von Dreyer-Jorgensen [21] zur Gesunderhaltung der Zähne auch erzielt werden sollten. Bei Gussobjekten mit dieser Genauigkeit ist das Risiko zur Ausbildung einer Sekundärkaries gegenüber der Entstehung einer neuen, restaurationsunabhängigen Karies nicht erhöht. Nach wie vor ist es allerdings schwierig die werkstoffkundlich geforderte Präzision in klinischen Untersuchungen umzusetzen [115; 116].

Neben Materialeigenschaften und Abformtechniken haben besonders klinischen Variablen, wie die Lage der Präparationsgrenze, der zeitliche Abstand zwischen Präparation und Abformung, die parodontale und gingivale Gesundheit, die Erfahrung des Zahnarztes und die klinischen Handlungseigenschaften der Materialien, einen wesentlich größerer Einfluss auf das Abformergebnis [70; 121] und bedürfen daher besonderer Beachtung.

2 Literaturübersicht

2.1 Abformmaterialien

Zur Herstellung von indirekten Restaurationen, sowie kieferorthopädischen Apparaturen, ist die Abformung immer noch das gebräuchlichste Verfahren [104; 117]. Durch Ausgießen der Abformung mit Gips kann ein der Mundsituation entsprechendes Modell erstellt werden, auf dessen Grundlage die Planung und Herstellung der Restauration bzw. Apparatur erfolgen kann.

Grundprinzip jeder Abformung ist es, eine plastische, leicht verformbare Masse in einem Abformlöffel auf dem abzuformenden Bereich im Mund des Patienten zu platzieren. Im Zuge eines Abbindevorgangs erfolgt durch die chemische Reaktion der Übergang in einen festen (elastischen bzw. hartelastischen oder starren) Zustand, so dass die Form erhalten bleibt.

2.1.1 Historische Entwicklung

Die geschichtliche Entwicklung der Abformmassen hängt unweigerlich mit dem Fortschritt der labortechnischen Möglichkeiten und der zur Verfügung stehenden Werkstoffe zusammen. Das Zeitalter der Abformungen begann mit PFAFF [40] der im 18. Jahrhundert Siegelwachs als Abformmaterial einsetzte. In der weiteren Entwicklung waren starre Abformmassen vorherrschend. Um 1840 beschrieb DWINELLE [32] die Abformung mit Gipsen (irreversibelstarr) und um 1860 stellte STENT [117] eine reversibel-starre thermoplastische Kompositionsmasse als Abformmaterial vor. Problematisch bei den starren Abformmassen war die schwierige Entnahme aus dem Munde des Patienten. Ein Entfernen *in toto* war oftmals nicht möglich. Die Abformung mit Guttapercha (ebenfalls reversibelstarr) wurde 1864 von SCHROTT beschrieben [40].

Erst um 1926 wurden Materialien auf Gelatine- und Agar-Agar-Basis (Hydrokolloid) entwickelt, die nach Abformung im Mund zu einer elastischen Masse erhärteten [87]. Dadurch war unter leichter elastischer Deformation des Abformmaterials die Entnahme einer Abformung *in toto* aus dem Mund des Patienten möglich und auch die Abformung untersichgehender Bereiche stellte keine Schwierigkeiten mehr dar. Daneben erfolgten Abformungen mit irreversibelstarreren Zink-Oxid-Eugenol-Pasten nach KELLY (1933) [13] und in der weiteren Entwicklung ab 1940 mit Alginaten [104].

1954 begann mit den Polysulfiden das Zeitalter der Elastomere (elastisch-irreversible Abformmaterialien), zu denen auch die ein Jahr später eingeführten kondensationsvernetzten Silikone, sowie der 1964 eingeführte Polyether, gehörten.

Seitdem erfahren die Materialien immer wieder Weiterentwicklungen zur Verbesserung ihrer Eigenschaften, was 1975 im Bereich der Silikone zur Entwicklung und Markteinführung der Polyvinylsiloxane (additionsvernetzenden Silikonen) führte. Hierdurch wurde es möglich, Abformungen von höchster Präzision und Dimensionsstabilität bei unbegrenzter Lagerfähigkeit zu erstellen [74]. Die Weiterentwicklung der bis heute der in Deutschland immer noch am meisten zur Abformung verwendeten Polyvinylsiloxane befasste sich mit der Hydrophilierung der primär hydrophoben Materialien [91].

Im Bereich der Polyether sind in den letzten Jahren Entwicklungen zu beobachten, die Versuchen, die positiven Eigenschaften der Silikone und Polyethern zu vereinen. Diese neuen Abformwerkstoffe werden als Silikopolyether bezeichnet.

2.1.2 Klassifikation von Abformmaterialien

Abformmaterialien werden nach ihren physikalischen Eigenschaften in verschiedene Gruppen eingeteilt. WÖSTMANN [119; 121] teilt die Materialien im ausgehärteten Zustand in starre und elastische Massen ein (Tabelle 2.1). Daneben ist aber auch die Einteilung in reversibel und irreversibel aushärtende Materialien üblich [64; 74; 104].

Tabelle 2.1 Einteilung der Abformmaterialien nach WÖSTMANN [119]	
elastisch	starr
Hydrokolloide	Abformgips
Alginate	Thermoplastische Kompositionsmassen
Polysulfide	Zinkoxid-Eugenol-Pasten
A-Silikone / C-Silikone	
Polyether	

Die zum gegenwärtigen Zeitpunkt gebräuchlichsten Materialien für die Präzisionsabformung sind Silikone und Polyether [116]. Diese gehören zur Gruppe der Elastomeren, auf die im Weiteren näher eingegangen wird.

2.1.2.1 Elastomere Abformmaterialien

Elastomere sind Polymere mit gummielastischen Eigenschaften. Sie entstehen durch Verlängerung und insbesondere Vernetzung von Kettenmolekülen mit, je nach Zusammensetzung, unterschiedlichen Reaktionsmechanismen.

Elastomere zeichnen sich durch sehr gute elastische Eigenschaften mit einem hohen Rückstellvermögen aus. Nach Aushärtung der Materialien wird durch Quervernetzung linearer Makromoleküle der gummielastische Endzustand erreicht. Diese Makromoleküle befinden sich in der Regel nicht im gestreckten Zustand, sondern zeigen eine unregelmäßige verknäulte Struktur. Zur Streckung der Moleküle ist nur eine relativ geringe Kraft notwendig, die wiederum eine Rückstellkraft aufgrund der Verknäulungstendenz der Moleküle entgegenwirkt. Durch die gummielastischen Eigenschaften wird die Abformung untersichgehender Bereiche möglich [75].

Unter Einhaltung bestimmter Parameter (siehe Kap. 2.5) kommt es bei der Entnahme der Abformung zu einer geringen Deformation des Materials. Die Molekülketten werden gedehnt. Die ausgeprägten elastischen Eigenschaften ermöglichen nach der Entnahme der Abformung eine fast vollständige Rückstellung des Materials in den Ausgangszustand [110; 113].

Da sich allerdings kein Abformmaterial rein elastisch verhält, verbleibt immer ein Verformungsrest, der bei den Elastomeren je nach Stauchungsgrad und -dauer mit 0,2-4% lin. sehr gering ist [23]. Elastomere zeichnen sich weiter durch eine präzise Detailwiedergabe, eine gute Dimensionsstabilität und eine gute Lagefähigkeit aus [117].

Die Abformmaterialien werden nach ISO 4823 in vier verschiedene Typen, die sich auf die Konsistenz des Materials beziehen, eingeteilt (Tabelle 2.2).

Typ 0	Knetbar	sehr hohe Konsistenz	Putty
Typ 1	Schwerfließend	hohe Konsistenz	Heavy body
Typ 2	Mittelfließend	mittlere Konsistenz	Regular body
Typ 3	Leichtfließend	niedrige Konsistenz	Light body

Im Weiteren sollen die heutzutage nach WÖSTMANN [118] in Deutschland gebräuchlichsten Abformmaterialien für die Präzisionsabformung, Silikone und Polyether, näher beschrieben werden.

2.1.2.2 Silikone

Silikone gehören zur Gruppe der synthetischen Elastomere. Entsprechend der zugrundeliegenden Vernetzungsreaktion unterscheidet man zwischen kondensationsvernetzenden Silikonen (K-, bzw. C-Silikone aus dem angloamerikanischen Sprachraum) und additionsvernetzenden Silikonen (A-Silikone bzw. Polyvinylsiloxane). Sie bestehen jeweils aus einer Basis- und Härterkomponente. Die Materialien werden entsprechend ihrer Konsistenz mit der Hand (Putty-Materialien) mit einem automatischen Mischsystem (Heavy- und Regular-body-Materialien) oder mit einem Statikmischer (Light-body-Materialien) angemischt [118; 119].

C-Silikone

Bei den C-Silikonem unterscheidet man zwischen Paste-Paste- oder Paste-Flüssigkeits-Systemen. Base und Härter werden in einem ungleichmäßigen Verhältnis (z.B. 4:1) miteinander angemischt. Bei flüssigem Härter befinden sich Katalysator und Vernetzer in einem öligen Verdünnungsmittel. Bei Pasten werden dem Katalysator zusätzlich Füllstoffe beigefügt [119]. In Tabelle 2.3 ist die Zusammensetzung der C-Silikone beschrieben.

Tabelle 2.3 Zusammensetzung der C-Silikone nach EICHNER [104]	
Basispaste	Härterpaste
Polydimethylsiloxan mit endständigen Hydroxylgruppen, 20-90 Gew.%	Zinnoktoat oder Dibutylzinn-dilaurat (eigentlicher Katalysator)
Füllstoffe (Kieselgur, TiO ₂ , ZnO) 10-80 Gew.%	Tetrafunktionelle Alkoxysilane (Reaktionskomponente)
Weichmacher (Paraffinöl), 0-30 Gew.%	Farbstoff
Farbstoffe	Evtl. Lösemittel und Füllstoffe

Beim Mischen von Basiskomponente und Reaktor kommt es in Gegenwart des Katalysators zur Vernetzung der tetrafunktionellen Alkoxysilane (aus der Härterpaste) mit den Hydroxylgruppen des Polydimethylsiloxans (aus der Basispaste). Bei dieser Polykondensationsreaktion wird während der Kettenverlängerung und der Vernetzung der Ketten untereinander ein Kondensationsprodukt (meist Alkohol) abgespalten (siehe Abb. 2.1).

Nach der Aushärtung des Abformmaterials führt die unvermeidliche Verdunstung des Kondensats zu einer Schrumpfung des Materials.

Diese Schrumpfung ist abhängig vom Füllungsgrad des Materials. Je höher der Anteil an Füllstoffen umso geringer die Schrumpfung, die zwischen 0,2 und 0,4% lin. betragen kann. Des Weiteren kommt es zusätzlich zu einer thermischen Kontraktion des Materials bei Abkühlung von Mund- auf Raumtemperatur. Hier ist eine ebenfalls füllstoffgehaltabhängige Schrumpfung von 0,1 bis 0,3% lin. zu erwarten. C-Silikone unterliegen somit einer Dimensionsänderung von bis zu 0,7% lin. innerhalb der ersten 24 Stunden [104; 119].

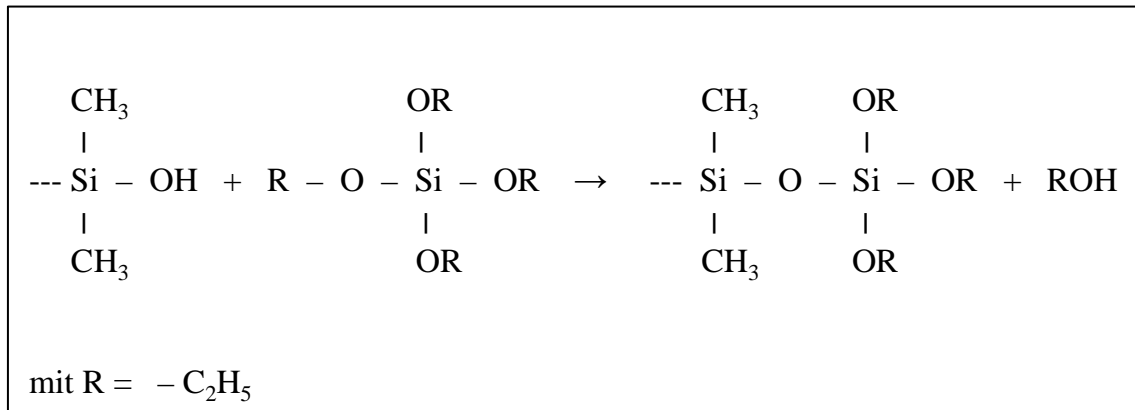


Abb. 2.1 Polykondensation

Aufgrund der unterschiedlichen Mischungsverhältnisse zwischen Basispaste und Reaktor ist die korrekte Materialdosierung problematisch und führt häufig zu ungenauen Dosierungen. Dies ist jedoch möglichst zu vermeiden, da Überdosierungen des Härter zu einer Verkürzung der Arbeitszeit und zu einer schnelleren Vernetzung der Masse führen. Da C-Silikone bereits mit dem Anmischvorgang beginnen zu vernetzen, muß aufgrund der hohen Vorvernetzung der Masse bereits beim Einbringen der Abformung in den Mund des Patienten vermehrt mit endogenen Spannungen innerhalb der Masse gerechnet werden. Diese Spannungen lösen sich nach Entnahme der Abformung und können zu einer Defomation der Abformung führen. Allerdings darf der Härter auch nicht unterdosiert sein, da dies sich Negativ auf die physikalischen Eigenschaften, besonders Elastizität und Endhärte des Materials und der Abformung auswirkt [104; 119].

Um den Grad der Vorvernetzung so gering wie möglich zu halten sollten C-Silikone kühl gelagert werden. Die Verarbeitungszeit wird dadurch ohne Beeinträchtigung der Materialeigenschaften erheblich verlängert [125].

A-Silikone (Polyvinylsiloxane)

A-Silikone sind Paste-Paste-Systeme und werden im Verhältnis 1:1 (Base:Härter) angemischt. Sie sind eine Weiterentwicklung der C-Silikone, wo die Basiskomponente anstatt endständiger Hydroxylgruppen Vinylgruppen enthält. In Tabelle 2.4 ist die Zusammensetzung der A-Silikone beschrieben.

Tabelle 2.4 Zusammensetzung der A-Silikone nach EICHNER [104]	
Basispaste	Härterpaste
Polydimethylsiloxan mit endständigen Vinylgruppen	Organohydrogensiloxane
Hexachlorplatinsäure (Platinkatalysator)	Füll- und Farbstoffe
Füll- und Farbstoffe	

Beim Mischen von Basiskomponente und Härterpaste kommt es in Gegenwart des Katalysators zur Vernetzung der endständigen Vinylgruppen des Polydimethylsiloxan (aus der Basispaste) mit den seitlichen Wasserstoffgruppen des Organohydrogensiloxan (aus der Härterpaste) unter Bildung von Ethylbrücken. Da es sich bei der Reaktion um eine Polyadditionsreaktion handelt, entsteht kein Kondensationsprodukt (siehe Abb. 2.2). Eine materialbedingte Schrumpfung ist somit weitgehend ausgeschlossen. Die reaktionsbedingte Schrumpfung der meisten A-Silikone liegt unter 0,05% lin.. Des Weiteren sind lagerungsbedingte Schrumpfungen im Gegensatz zu C-Silikonem, nicht zu erwarten.

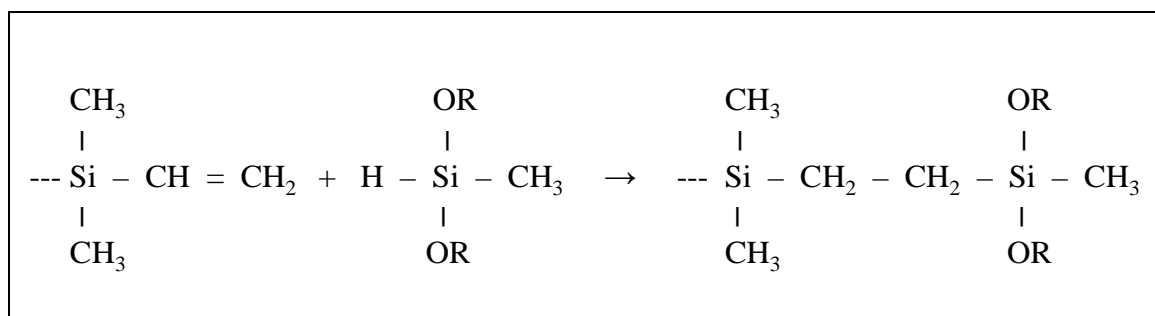


Abb. 2.2 Polyaddition

A-Silikone besitzen aufgrund ihrer langkettigen, apolaren Kohlenwasserstoffstruktur eine ausgeprägte Hydrophobie. Dadurch ist, besonders zum Zeitpunkt der Applikation des Abformmaterials im Munde des Patienten, die Benetzbarkeit des Materials und damit das Anfließverhalten an Zahn und Gingiva am schlechtesten.

Aus diesem Grund wird versucht durch Zugabe tensidartiger Verbindungen die Hydrophobie der A-Silikone zu verringern. Allerdings bleibt eine initiale, d.h. zu Beginn des Anmischens bzw. zu Beginn der Vernetzungsreaktion der Massen bestehenden Hydrophobie, da sich erst im Verlauf der Vernetzungsreaktion die polaren Molekülanteile an der Oberfläche der Abformung sammeln. D. h. die Materialien erreichen ihre maximale Hydrophilie erst nach Verfestigung. Während der Applikation sind sie nach wie vor mehr oder minder hydrophob [88].

Das Vernetzungsverhalten der A-Silikone unterscheidet sich deutlich von dem der C-Silikone und des Polyethers. Die Vernetzungsreaktion der A-Silikone beginnt kurz nach dem Anmischen, dann allerdings mit einer sehr schnellen Vernetzungsreaktion (sog. „SnapSet-Reaktion“). Dadurch ist beim Einbringen der Masse im Mund des Patienten nur eine sehr geringe Vorvernetzung des Materials zu erwarten. Das Auftreten endogener Spannungen ist dadurch deutlich verringert [102; 119].

Auch bei A-Silikonem kann, wie bei C-Silikonem, die Verarbeitungszeit durch Kühlung des Materials verlängert werden. Die Materialeigenschaften werden hierdurch nicht negativ beeinflusst. Der Grad der Materialvorvernetzung wird dadurch nochmals verringert [75; 119].

2.1.2.3 Polyether

Polyether gehören ebenfalls zur Gruppe der Elastomere. Sie sind, neben den additionsvernetzenden Silikonem, die wichtigsten Vertreter auf dem Gebiet der Präzisionsabformmassen. Sie bestehen immer aus einem Paste-Paste-System (Basis- und Härterpaste). Bei der Vernetzungsreaktion wird, vergleichbar mit den A-Silikonem, kein flüchtiges Nebenprodukt abgespalten. Nach der Aushärtung sind materialbedingte Dimensionsänderungen daher nur sehr gering, erreichen die Dimensionsstabilität der A-Silikone allerdings nicht [117]. Die Schrumpfung nach 24 Stunden beträgt laut EICHNER [104] etwa 0,2% lin., im Vergleich die des A-Silikonem liegt nach 24 Stunden unter 0,1% lin..

Nach WÖSTMANN [113] sind Polyether-Abformungen etwa zwei Wochen dimensions- und lagestabil, wenn sie kühl und trocken gelagert werden.

Die Herstellung des Meistermodells sollte frühestens nach einer halben Stunde erfolgen, um dem Material genügend Zeit zur Rückstellung eventuell bei der Entformung deformierter Bezirke zu geben [113].

Polyether weisen aufgrund ihrer Molekülstruktur eine intrinsische Hydrophilie auf. Dadurch ist ein exaktes und uneingeschränktes Anfließverhalten des Materials im Mund des Patienten an Zahn und Gingiva gewährleistet. Die genaue Reproduktion auch schwierig zugänglicher, infragingival lokalisierter Präparationsgrenzen, mit auftretenden Sulkusflüssigkeiten und evtl. vorhandener Gingivablutungen, wird dadurch erleichtert. In zahlreichen Untersuchungen stellte sich immer wieder die gute Benetzbarkeit und Fließfähigkeit auch gegenüber den additionsvernetzenden Silikonen heraus [1; 15; 33; 48; 89; 91; 111; 112; 124]. In Tabelle 2.5 ist die Zusammensetzung des Polyethers beschrieben.

Tabelle 2.5 Zusammensetzung des Polyethers nach EICHNER [104]	
Basispaste	Härterpaste
Polyetherpolymer, 58 Gew.% incl. Weichmacher	Aromatische Sulfonsäureester, 65 Gew.% incl. Weichmacher
Weichmacher	Weichmacher
Füllstoffe, 42 Gew.%	Füllstoffe. 35 Gew.%
Farbstoffe	Farbstoffe

Die Basispaste des Polyethers besteht aus einem Polyetherpolymer, das die Copolymere Äthylenoxid und Tetrahydrofuran enthält. Durch eine Veresterung und anschließende Addition von Ethylenimin, entsteht ein Polyetherpolymer mit einer reaktionsfreudigen Ethylenimino-Gruppe (siehe Abb. 2.3).

beim Einbringen des Abformlöffels bzw. –materials auf die Zahnreihe werden diese Spannungen direkt abgebaut [119].

Die Biokompatibilität des Polyethers ist aufgrund des Katalysators schlechter als die der Silikone [62]. Auch wenn im Regelfall die Verwendung von Polyethern unproblematisch sein dürfte, sollte insbesondere bei anamnestisch auffälligen Patienten (Allergien, etc.), auf andere Materialien ausgewichen werden [119].

2.2 Abformtechniken

Neben den Materialien hat auch die Abformtechnik einen maßgeblichen Einfluss auf die Qualität einer Abformung [28; 45-47; 95]. Auch die Darstellungsfähigkeit der gesamten Präparation eines Zahnstumpfes und hier im Besonderen die komplette Erfassung der Präparationsgrenze ist abhängig von der Abformtechnik [81]. Hier treten auch immer wieder die größten Unterschiede in der Beurteilung der Technik zwischen *in-vivo* und *in-vitro* Untersuchungen auf [115].

In Laboruntersuchungen zeichnen sich die Doppelmisch- und Einphasentechnik durch eine dimensionstreuere Darstellung der abgeformten Stümpfe gegenüber der Korrekturtechnik aus. Diese Vorteile können klinisch oftmals nicht reproduziert werden [115]. Hier zeigt die Korrekturtechnik immer wieder verfahrensbedingte Vorteile, besonders hinsichtlich des Einflusses klinisch relevanter Parameter [116].

In der modernen Zahnheilkunde kommen hauptsächlich die folgenden drei Abformtechniken zur Anwendung [82]:

- Korrekturtechnik
- Doppelmischtechnik
- Einphasentechnik

Die vorgenannten Techniken unterscheiden sich in ihren zeitlichen Arbeitsschritten (einzeitiges, zweizeitiges Verfahren), sowie in der Anwendung der Abformmassen (einphasig, zweiphasig). Die einzelnen Techniken zeichnen sich durch unterschiedliche Vor- und Nachteile aus, die nachfolgend beschrieben werden.

Je nach Art der indirekten prothetischen Versorgung und der klinischen Situation am Patienten sind unterschiedliche Abformtechniken zu empfehlen (Tabelle 2.6) [118].

Tabelle 2.6 Einteilung der Abformtechniken nach Indikation	
Abformtechnik	Indikation
Korrekturabformung	Bei Einzelkronen, Brücken und Pfeilerabformung bei Kombinationsersatz empfehlenswert.
Doppelmischabformung	Bei Inlays, Teilkronen und Adhäsivbrücken empfehlenswert. Bei Einzelkronen, Brücken, Pfeilerabformung bei Kombinationsersatz, Sammelabformung/Überabformung bei Kombinationsersatz möglich.
Einphasenabformung	Bei Sammelabformung/Überabformung bei Kombinationsersatz und Implantatabformungen empfehlenswert. Bei Adhäsivbrücken möglich.

2.2.1 Historische Entwicklung

1937 empfahl SEARS erstmals die Abformung in einer einzeitigen Zweiphasentechnik, zum damaligen Zeitpunkt noch mit Hydrokolloiden [11]. Dieses Verfahren, später auch als Doppelmischtechnik bekannt, wurde später auf die Anwendung von Silikonen übertragen [117].

1956 beschrieb STAHL mit dem „Doppelabdruck“ erstmals eine zweizeitige Zweiphasentechnik, wo mit einem thermoplastischen Material die Erstabformung und in einem weiteren Schritt mit einem Elastomer die Zweitabformung erstellt wurde [101]. Dieses Verfahren wurde dann in der Folgezeit 1965 durch HOFMANN zum heute in Deutschland immer noch gebräuchlichsten Abformverfahren, der Korrekturabformung weiterentwickelt. Anstelle des thermoplastischen Materials für die Erstabformung, verwandte er hier ebenfalls ein zähplastisches Elastomer [41].

Eine weitere Variante der Korrekturtechnik wurde von STAEHLE 1967 vorgestellt. Bei der Ergänzungsabformung wurde die Erstabformung vor der Präparation der Zähne vorgenommen [100]. Die Reproduktionsgenauigkeit bei diesem Verfahren war allerdings geringer, das zu empfehlen war, die Erstabformung erst nach Präparation der Pfeiler vorzunehmen [65; 66].

Die heute bevorzugte Korrekturtechnik geht somit auf das von HOFMANN beschriebene Verfahren zurück [117]

Die einzeitige Einphasentechnik verbreitete sich erst mit Entwicklung des Polyethers und mittelviskoser Polyvinylsiloxane, in Verbindung mit der Anwendung individueller Abformlöffel [33; 117]. Auf die Bedeutung des individuellen Löffels wird in Kapitel 2.6 noch näher eingegangen.

Viele weitere Abformtechniken wurden entwickelt und propagiert. Dabei handelte es sich allerdings immer um Modifikationen bereits bestehender Techniken [2; 67].

2.2.2 Einteilung der Abformtechniken

Eine Klassifizierung der Abformtechniken richtet sich üblicherweise danach, ob es sich um eine Gesamtabformung einer Zahnreihe oder um die Wiedergabe eines einzelnen Zahnes handelt. Eine weitere Unterteilung nach der Anzahl der Arbeitsschritte (einzeitige und zweizeitige Verfahren), wie in Abb. 2.5 beschrieben hat sich als vorteilhaft erwiesen [119].

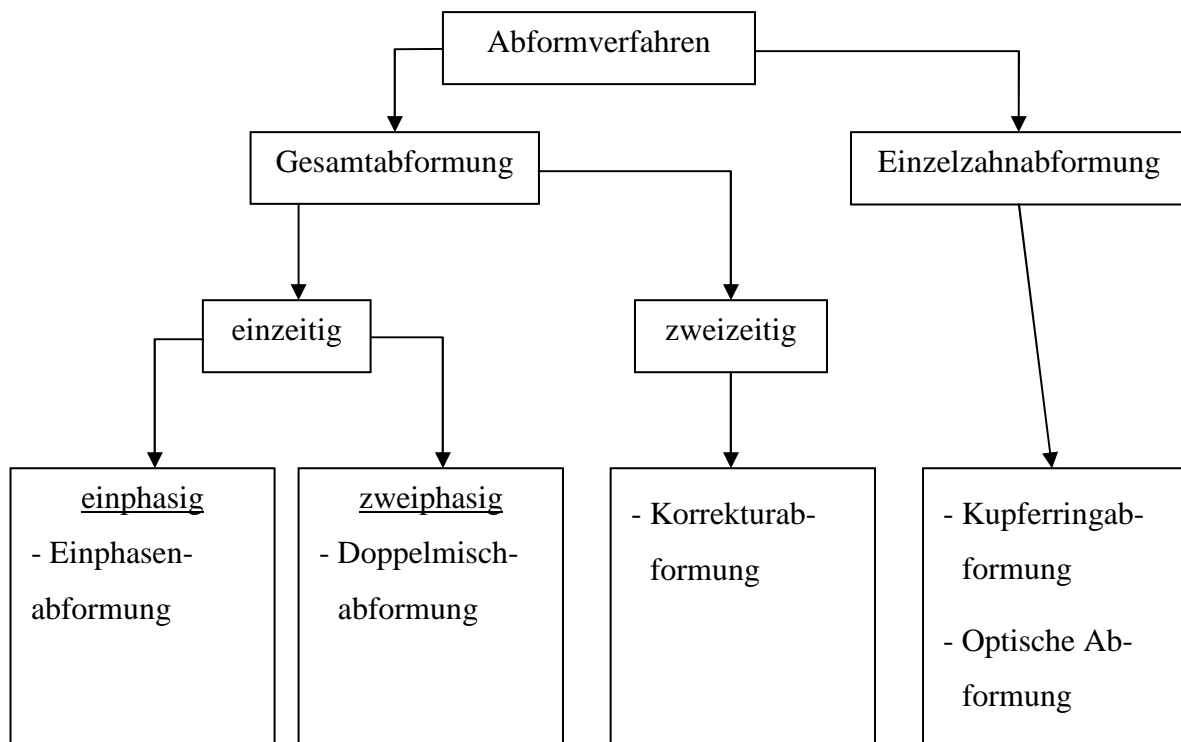


Abb. 2.5 Einteilung der Abformverfahren

2.2.2.1 Korrekturabformung

Mit zwei unterschiedlich viskosen Abformmaterialien (Putty-Material und Light-body-Material) wird die Abformung in zwei aufeinander folgenden Arbeitsschritten genommen [82].

Arbeitsschritte:

1. Im ersten Schritt wird mit einer knetbaren, hochviskösen Masse (Putty-Material) in einem perforierten Serienlöffel eine Vorabformung genommen.
2. Diese wird nach Entnahme aus dem Mund für die zweite Phase vorbereitet. Dazu werden alle untersichgehenden Bereiche z.B. mit einem Skalpell entfernt, die Ränder der Abformung gekürzt und Abflussrinnen an den nicht präparierten Zähnen angelegt.
3. Die Abformung wird zur Kontrolle „trocken“ reponiert.
4. Abspülen der Abformung zur Beseitigung von Speichel und Blutresten.
5. Nun wird im zweiten Schritt die Vorabformung mit einer niedrigviskosen Masse (Light-body-Material) beschickt. Gleichzeitig werden die präparierten Zähne, nach Entfernen der in den Sulcus eingebrachten Retraktionsfäden, mit der gleichen niedrigviskosen Masse umspritzt.
6. Der Abformlöffel wird nun im Mund reponiert und für 2-3 Sekunden kräftig auf die Zahnreihe gesetzt. Das Material beginnt dadurch zu fließen. Ein länger andauernder Druck muss allerdings vermieden werden, da es zu einer elastischen Deformierung der hochviskosen Masse kommt, die sich zurückstellen muss, solange das niedrigvisköse Material noch fließfähig also unabgebunden ist.

Vorteile des Verfahrens:

Bei der Korrekturtechnik handelt es sich um ein einfach durchzuführendes Verfahren. Zur Anwendung kommen konfektionierte Serienlöffel, die durch die Vorabformung mit einem elastomeren Material individualisiert werden. Eine Anfertigung individueller Löffel (Vgl. Kap. 2.6) ist nicht notwendig. Mit Hilfe des Korrekturmateri als wird die genommene Vorabformung präzisiert. Durch die vorherige Individualisierung des Löffels kann mit der Korrekturphase ein sehr hoher Staudruck erzielt werden. Das Korrekturmateri als wird dadurch tief in

den Sulkus gepresst und infragingival lokalisierte Präparationsgrenzen sicher dargestellt [66; 119].

Nachteile des Verfahrens:

Da es sich um ein zweizeitiges Abformverfahren handelt ist ein erhöhter Zeitaufwand am Patienten notwendig. Die erstellte Vorabformung muss vor der Abformung mit dem Korrekturmaterial ebenfalls zeitaufwendig ausgeschnitten werden. Bei Nichtbeseitigung aller Unterschnitte kann es zu übermäßigen Verzerrungen der Abformungen kommen. Dies wirkt sich negativ auf die Passgenauigkeit der späteren Restauration aus [104; 119].

Daneben kommt es noch zu so genannten Verdrängungseffekten. Durch den bereits beschriebenen Staudruck des Korrekturmaterials wird die abgebundene Vorabformmasse, die stets eine gewisse Flexibilität aufweist, verdrängt. Nach Entnahme der Abformung aus dem Mund stellt sich die Vorabformmasse zurück und gibt die abgeformten Lumina verzerrt wieder, so dass zu kleine Modellstümpfe resultieren. Um diese, in der Abformtechnik begründeten, Fehler zu minimieren, müssen alle vorhandenen Unterschnitte der Vorabformung sorgfältig entfernt und zusätzlich Abflussrillen angebracht werden. Eine übermäßige Stauung des Korrekturmaterials und damit verbundene Verdrängung der Vorabformmasse wird dadurch vermieden. Des Weiteren sollte die Vorabformmasse eine hohe Shore-Härte und damit eine geringe Flexibilität besitzen, um den unvermeidlichen Fehler der Verdrängung zu minimieren [75; 119].

Zusätzlich darf die Abformung mit der Korrekturmasse nur für etwa 2-3 Sekunden fest auf die Zahnreihe gesetzt und danach nur noch drucklos in situ gehalten werden, damit sich das Vorabformmaterial während der Abbindephase der Korrekturmasse nicht in einem deformierten Zustand befindet. Dies würde nach Entnahme der Abformung aus dem Mund es Patienten unweigerlich zu Rückstellungseffekten und damit zu einer Dimensionsverfälschung der abgeformten Zähne führen [116; 119].

2.2.2.2 Doppelmischabformung

Mit zwei unterschiedlich viskosen Materialien (Putty-Material bzw. Heavy-body-Material und Light-body-Material) wird die Abformung in einem Arbeitsschritt genommen [82].

Arbeitsschritte:

1. Die hochvisköse Masse (Putty- oder Heavy-Body-Material) wird auf den Abformlöffel gegeben.

2. Anschließend wird direkt auf das hochviskose Material noch die niedrigviskose Masse aufgetragen.
3. Zur gleichen Zeit werden nach dem Entfernen der Retraktionsfäden die präparierten Zähne mit der niedrigviskosen Masse umspritzt.
4. Der Abformlöffel wird im Mund des Patienten auf der Zahnreihe platziert, unter leichtem Druck in Sollposition gebracht und gehalten.

Vorteile der Verfahren

Durch die gleichzeitige Applikation aller Massen werden die bei der Korrekturabformung auftretenden Verdrängungseffekte vermieden. Löffel- und Spritzenmaterial können bei dieser Abformtechnik gleichzeitig „entspannt“ aushärten. Dadurch liefert das Doppelmischverfahren gegenüber der Korrekturtechnik dimensionstreuere und exaktere Abformungen bzw. Arbeitsmodelle [1; 28; 68; 80; 122].

Da es sich um ein einzeitiges Abformverfahren handelt ist ein geringerer Zeitaufwand notwendig. Zusätzlich ist gegenüber dem Korrekturverfahren bei der Doppelmischtechnik die Belastung des Patienten geringer, da er nur einmal abgeformt werden muss [82].

Des Weiteren entfällt das bei der Korrekturtechnik notwendige und aufwendige Ausschneiden der Vorabformung.

Nachteile der Verfahren

Bei der Doppelmischabformung ist im Gegensatz zur Korrekturtechnik aufgrund der gleichzeitigen Applikation aller Massen ein geringerer Staudruck bei der Abformung vorhanden. Das Light-Body-Material wird dadurch unzureichender in den Sulkus der abzuförmenden Zähne gepresst. Die Erfassung infragingivaler Präparationsbereiche, vor allem der Präparationsgrenze ist dadurch erheblich erschwert und deutlich fehlerbehafteter, als bei der Korrekturtechnik [118].

Zusätzlich kommt es durch den verfahrensbedingt geringen Staudruck oftmals zu Materialunterschüssen im Bereich von Unterschnitten, sog. Fließnasen [119].

Die gleichzeitige Verarbeitung der verschiedenen Massen verkompliziert der Vorgang der Abformung und erfordert daher eine präzise zeitliche Abstimmung zwischen Zahnarzt und Assistenz [82].

Die in Laborversuchen immer wieder beschriebenen Vorteile der Doppelmischtechnik bezüglich der exakteren Stumpfdimensionen gegenüber der Korrekturtechnik werden klinisch durch die geringere Darstellungskraft infragingivaler Bereich relativiert [115].

2.2.2.3 Einphasenabformung

Bei dieser Abformtechnik wird mit einem Material, also gleiche Viskosität für Abformlöffel und präparierte Zähne, die Abformung in einem Arbeitsschritt genommen [82]. Die Viskosität des Materials muss daher eine möglichst hohe Standfestigkeit im Abformlöffel, bei gleichzeitig guter Fließfähigkeit in der Spritze zur Applikation im Munde des Patienten gewährleisten. Ausgeprägte thixotrope Eigenschaften, d.h. hohe Standfestigkeit bei gleichzeitig guten Fließ-eigenschaften unter Druck, z.B. beim Einsetzen des Abformlöffels auf die Zahnreihe, sind hier von Vorteil [117; 119].

Arbeitsschritte:

1. Die mittelviskose Masse wird auf einen individuellen Abformlöffel (Vgl. Kap. 2.6) gegeben.
2. Zur gleichen Zeit werden nach dem Entfernen der Retraktionsfäden die präparierten Zähne mit der gleichen mittelviskosen Masse umspritzt.
3. Der Abformlöffel wird im Mund des Patienten auf der Zahnreihe platziert, unter leichten und langsamen Druck in Sollposition gebracht und gehalten.

Vorteile des Verfahrens:

Mit der Einphasentechnik lässt sich eine sehr hohe Abformgenauigkeit erzielen. Sie ist deshalb besonders geeignet zur Abformung komplizierter Formen, wie Inlays und Teilkronen, sowie bei exakten Dimensionsanforderungen in der Implantatprothetik [116; 118]. Bei der Einphasentechnik treten, wie bei der Doppelmischtechnik aufgrund der gleichzeitigen Applikation der Materialien keine Verdrängungseffekte auf [119].

Nachteile des Verfahrens:

Wegen der relativ niedrigen Viskosität der Materialien lässt sich nur ein geringer Staudruck während der Abformung erzielen. Die Erfassung infragingivaler Präparationsbereiche ist dadurch eingeschränkt. Dieser Faktor wird umso stärker, je dicker die Schichtstärke des Abformmaterials ist. Daneben sind Schrumpfungseffekte im Serienlöffel aufgrund großer und unterschiedlich starker Materialschichten der mittelviskosen Masse aufgrund des materialim-

manent geringen Füllstoffanteils ausgeprägter [72]. Die Abformung sollte deshalb in Verbindung mit einem individuellen Löffel (Vgl. Kap. 2.6) erstellt werden, der eine gleich bleibend geringe Schichtstärke an Abformmaterial gewährleistet [110]. Dadurch werden ein ausreichender Abformdruck und eine höchstmögliche Abformgenauigkeit erzielt [47]. Dies setzt allerdings die Abformung in einer vorherigen Sitzung zur Herstellung des individuellen Löffels voraus. Von konfektionierten Serienlöffeln ist bei der Einphasentechnik abzuraten [82; 113].

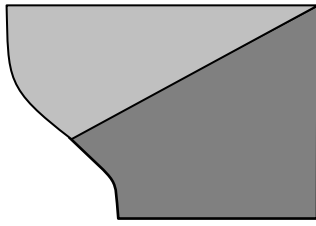
2.3 Randschlussqualität

Die Randschlussqualität beschreibt die Verhältnisse am Restaurationsrand, d.h. am Übergang zwischen Kronen und präpariertem Zahn. Dabei muss grundsätzlich zwischen zwei Kriterien, die die Qualität beeinflussen, differenziert werden. Erstens die Randschlussgenauigkeit und damit die Dichtigkeit einer Restauration und zweitens die zervikale Kontur (Über- oder Unterkonturierungen) der Restauration.

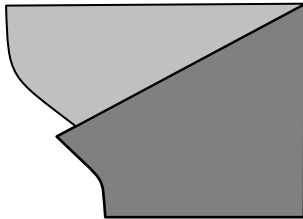
In der Regel kommt es meist zu einer Kombination von Randspalten (Randundichtigkeiten) und Über- und Unterkonturierungen am marginalen Restaurationsrand [5]. Man spricht deshalb auch von der zervikalen Diskrepanz. Hierbei wird der absolute Abstand zwischen Restaurationsrand und Präparationsgrenze ermittelt [17] (Vgl. Abb. 2.6 und 2.7).

Die Literatur gibt allerdings ein recht uneinheitliches Bild bei der Definition der Messstrecke zur Passgenauigkeit zwischen Restauration und Zahnstumpf. REHBERG [90] definiert die Passgenauigkeit als mittleren Abstand zwischen Krone und Stumpf. DIEDRICH und ERPENSTEIN [19] bezeichnen, wie DEMMEL [17], als Randspalt den Abstand zwischen Restaurationsrand und Präparationsgrenze. MARXKORS [73] beschreibt die Randfuge als Abstand zwischen Kroneninnenrand und Präparationsgrenze.

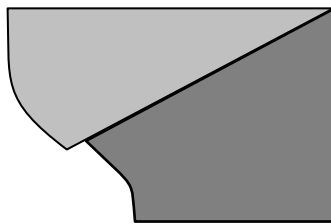
Nach WÖSTMANN [123] und BIFFAR [5] sind in diesem Zusammenhang die Ausführungen von HOLMES et al. [43] zur Bestimmung der unbekannt marginalen Geometrie, wie in den Abb. 2.6 und 2.7 beschrieben, besonders geeignet. Sie trugen die unterschiedlichsten Strecken, die in der Grenzzone ermittelt werden können, für verschiedene Konturen des Kronenabschlusses im Vergleich zur Präparationsgrenze zusammen.



- Kein Randspalt
- Keine Unterextension
- Keine Überextension

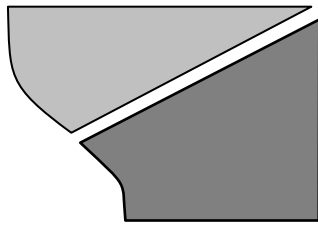


- Kein Randspalt
- Unterextension

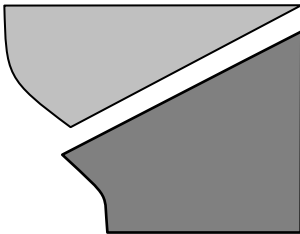


- Kein Randspalt
- Überextension

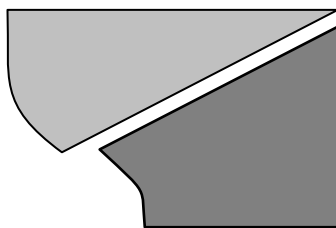
Abb. 2.6 Randspalten bzw. unter- und überextendierte Restaurationsränder nach HOLMES et al. [43].



- Randspalt
- Keine Unterextension
- Keine Überextension



- Randspalt
- Unterextension



- Randspalt
- Überextension

Abb. 2.7 Randspalten bzw. unter- und überextendierte Restaurationsränder nach HOLMES et al. [43].

Da, wie zuvor beschrieben, im klinischen Alltag Über- oder Unterextendierungen und gleichzeitig Randspalten zwischen Krone und Präparationsgrenze zu beobachten sind, erfolgte eine Einteilung der Messstrecken für die unterschiedlichen Situationen.

In den Abb. 2.8 und 2.9 sind die Messstreckendefinitionen nach Holmes et al [43] beschrieben. Nach WÖSTMANN ist die Bestimmung der absoluten marginalen Diskrepanz (Messstrecke „g“) für die in-vivo Bestimmung der Passgenauigkeit einer Restauration maßgeblich [123].

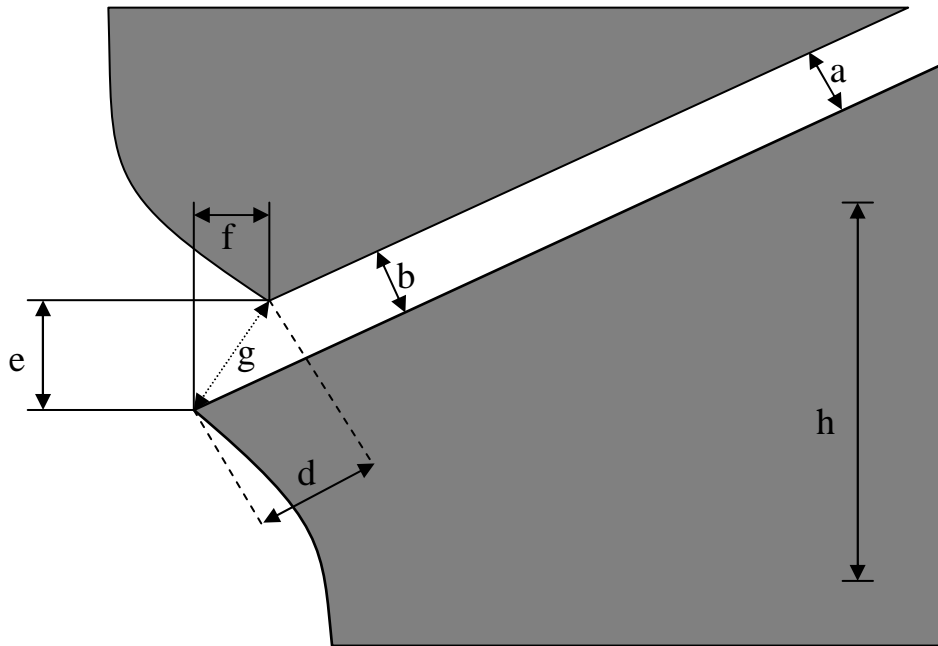


Abb. 2.8 Messstreckendefinition nach HOLMES et al. [43] für unterextendierte Restaurationsränder: Innerer Spalt (a), marginaler Spalt (b), Unterextension des Randes (d), vertikale marginale Diskrepanz (e), horizontale marginale Diskrepanz (f), absolute marginale Diskrepanz (g), vertikale Diskrepanz im Kronensitz (h)

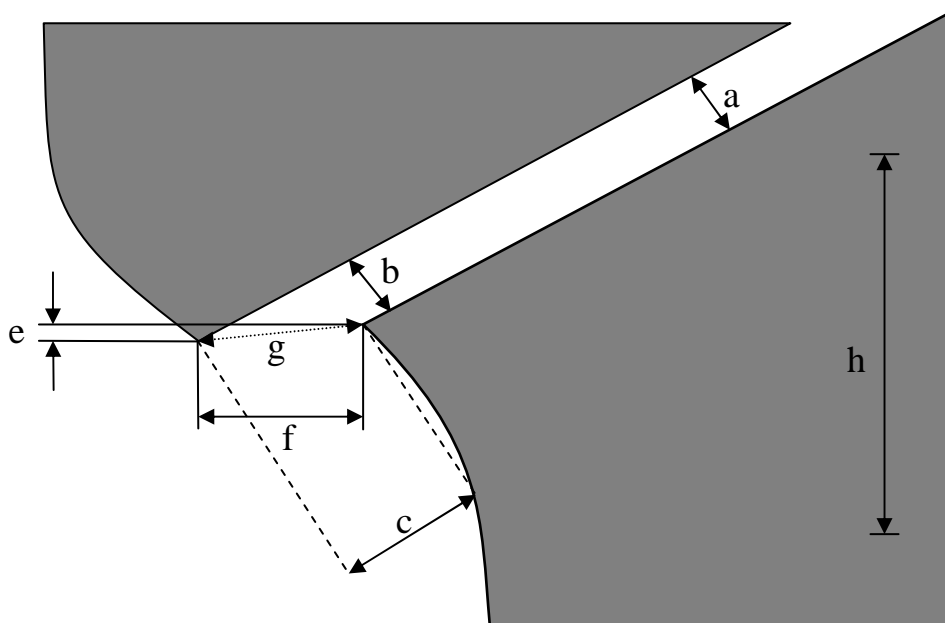


Abb. 2.9 Messstreckendefinition nach HOLMES et al. [43] für überextendierte Restaurationsränder: Innerer Spalt (a), marginaler Spalt (b), Überextension des Randes (c), vertikale marginale Diskrepanz (e), horizontale marginale Diskrepanz (f), absolute marginale Diskrepanz (g), vertikale Diskrepanz im Kronensitz (h)

Fehlpassungen am Restaurationsrand können sich negativ auf den Zahn und seine umgebenden Gewebe auswirken. Übermäßige Randspalten und Stufenbildungen führen zu einer erhöhten Plaqueanlagerung, Überextendierungen evtl. sogar zu einer mechanischen Traumatisierung der marginalen Gingiva [5; 56]. Die Gefahr von Sekundärkariesbildung und das Auftreten einer Gingivitis bzw. Parodontitis sind dadurch erhöht [36]. KERSCHBAUM ermittelte in einer Querschnittsstudie mit 36,8% die Karies als Hauptursache für die Abnahme einer Krone bzw. die Extraktion eines Zahnes, gefolgt von gelösten Kronen (12,1%) und Randdefekten (11,3%) [55; 70].

Der Randbereich ist somit der Schwachpunkt einer jeden Restauration und die Randschlussqualität beeinflusst dadurch im hohen Maße neben der dentalen und parodontalen Gesundheit auch die Lebensdauer einer Restauration [118].

Randspaltfreie gegossene Restaurationen lassen sich aus technischen Gründen allerdings nicht herstellen. Zwangsläufig ist somit ein gewisser Randschlussfehler unvermeidbar. Bisher ungeklärt ist allerdings, wie groß dieser Fehler sein darf bzw. realistischerweise sein kann [56; 115].

Bei der Betrachtung der Literatur schwanken die Angaben für den Grenzwert des als maximal tolerierbaren Randspaltes zwischen 17 μm und 200 μm [5]. Untersuchungen von REHBERG [90] zeigten, dass Randspalten von etwas unter 20 μm nachgewiesen werden können. Kronen mit einem derartig geringen Randspalt lassen sich somit anfertigen und können mit dem Prädikat „exakter Randschluss“ versehen werden. CHRISTENSEN z.B. definierte Randspalten mit 39 μm , WINDECKER und OHLE mit 70 μm und DREYER-JORGENSEN mit 50 μm als maximal tolerierbar. Beobachtungen zeigten, dass mit einer maximalen Ungenauigkeit von 50 μm , wie von DREYER-JORGENSEN formuliert, keine sekundäre Randkaries entsteht. Daher wurde dieser Grenzwert als sinnvoll und anzustrebend beschrieben.

Zahlreiche Untersuchungen weisen darauf hin, dass sich im Laborversuch durchschnittliche Randschlussgenauigkeiten von 50-60 μm erzielen lassen [115] (siehe Tabelle 2.8).

Betrachtet man nun Untersuchungen zur am Patienten realisierten Randschlussgenauigkeit, zeigt sich, dass der werkstoffkundliche Standard bei in-vitro-Untersuchungen klinisch nicht immer umgesetzt werden kann [115] (siehe Tabelle 2.7).

Unter dem Eindruck dieser klinischen Studien (Tabelle 2.7) wurde die Definition für einen „guten Randschluss“ neu überdacht und bei 100 µm festgelegt. MARXKORS setzte über diese Definition hinaus den Grenzwert für einen „tolerierbaren Randschluss“ auf 200 µm fest [5]. FRANSSON [30] und KARLSSON [53] bewerteten Randspalten zwischen 100 µm und 150 µm als klinisch akzeptabel. BJÖRN [6], BÖNING [10] und WÖSTMANN [115] beschrieben eine Annäherung des Kronenrandes auf weniger als maximal 200 µm an den Zahn als klinisch ausreichende Randschlussgenauigkeit. Die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde forderte in einer ehemaligen Leitlinie von 1998, dass klinische Randspalten im Mittel nicht über 100 µm liegen sollten, in Teilbereichen des Kronenrandes allerdings bis 300 µm reichen dürfen [108].

In den folgenden Tabelle 2.7 und Tabelle 2.8 wird deutlich, dass es allerdings nach wie vor schwierig ist, die werkstoffkundlich geforderte und teilweise auch zu erzielende Präzision in klinischen Untersuchungen umzusetzen [115; 116].

Tabelle 2.7 Randschlussgenauigkeit bei <i>in-vivo</i> Untersuchungen				
Autor(en)	Jahr	N	Methode	Randspalt (μm)
Diedrich und Erpenstein [19]	1985	3	Inlay, Extrahiert, REM	91,5
Belser [3]	1985	36	VMK-Kronen, Extrahiert, REM	30-46
Spiekermann [98]	1986	142	Vollgusskronen, Extrahiert, LM, Schlif- fe	382
Donath und Roth [20]	1987	115	Extrahierte Zähne	252
Bieniek und Küpper [4]	1988	10	Extrahierte Zähne, geschnitten, Mikro- skop	59
Felton [26]	1991	42	Kronen, In vivo, indirekt	5-430
Crysanti [16]	1992	10	VMK, Extrahiert, REM	90-130
Sorensen [96]	1992	30	Kronen, Randspalt	37-86
Müller und Prö- schel [79]	1994	213	Kronen, histologisch-morphometrisch	446
Morneburg [78]	1995	61	Kronen, Replika-Technik	165-261
Wöstmann [123]	1997	10	Kronen, Extrahiert, Replika-Technik	200-500
Kerschbaum [58]	1998	50	Kronen, Extrahiert, Replika-Technik	110
Böning [10]	2000	77	Kronen, Silikonunterschichtung	215
Noack [81]	2004	94	Kronen, in vivo, Sonde	220

Tabelle 2.8 Randschlussgenauigkeit bei <i>in-vitro</i> Untersuchungen				
Autor(en)	Jahr	N	Methode	Randspalt (μm)
Körper und Ludwig [59]	1985	40	Messung an Ceraplatinkronen, Laserinterferometer	3,6-75,4
Hellwig [39]	1987	60	Phantom-Modell, Messung an zem. Onlays, Mikroskop	142
Haas [38]	1988	9	Messung an zem. Kronen, Schnitte, Lichtmikroskop	0-125
Schlegel [94]	1991	12	Messung an zem. Titankronen, Rasterelektronenmikroskop	68,3-95,7
Kappert [51]	1991	7	Messung an zem. In-Ceram-Kronen, Bildanalysegerät	9-38
Weaver [106]	1991	30	Phantom-Modell, Messung an zem. Dicor-Kronen, Mikroskop	21,6-57
Hummert [44]	1992	10	Messung an zem. Keramikkronen, Mikroskop	25,3
Holmes [42]	1992	20	Messung an zem. Dicor-Kronen, Lichtmikroskop	48-57
Boyle [12]	1993	30	Messung an zem. Keramikkronen, Lichtmikroskop	446
Wöstmann [124]	1999	30	V2A-Modell, Gipsmodellmessung, Mikroskop	60-139
Piwowarczyk [86]	2002	80	V2A-Modell, Abformmaterialmessung, Mikroskop	11-19

2.3.1 Klinische Bestimmung der Randschlussgenauigkeit

Die Randschlussgenauigkeit von prothetischen Restaurationen wurde, wie in Kapitel 2.3 verdeutlicht, in zahlreichen Untersuchungen bestimmt und begutachtet. Die Anzahl an Arbeiten, in denen die Methoden zur Bestimmung des Randspaltes *in-vivo* untersucht wurden ist limi-

tiert. Dem entsprechend gering ist das Wissen darüber, wie (gut) sich die Randschlussgenauigkeit messen lässt und welchen praktischen Nutzen solche Messungen bringen [37].

Übersicht nach KERSCHBAUM [56] zur üblichen klinischen Beurteilung der Güte der Randpassung einer Restauration:

- Visuelle Prüfung mit dem (un-)bewaffneten Auge
- Zahnärztliche Sonde
- Silikonabformmassen (fit-checker)
- Röntgenkontrolle

Nach ELDERTON [24] erfolgt die klinische Bestimmung der Qualität des Restaurationsrandes und damit die Messung des vorhandenen Kronenrandspaltes in der Regel durch den Einsatz klinischer Diagnosemittel und ist damit im großen Maße durch das subjektive Empfinden des Untersuchers beeinflusst.

Ansätze die Randschlussgenauigkeit anhand von Röntgenbildern zu begutachten scheiterte laut ERDMANN [25] und WEYNS [107] an deren mangelhafter Aussagekraft. Auch VOß und KNORR [105] zeigten, dass die Genauigkeit der Röntgenbilder zur Überprüfung der Randschlussgenauigkeit nicht ausreicht, da die Auflösung der Methode erst ab ca. 100 µm beginnt. BJÖRN et al [6] beschrieb hingegen die Möglichkeit zur Bestimmung approximaler Kronenränder anhand von Röntgenbildern. Nach KERSCHBAUM [56] verbietet sich heute allerdings die röntgenologische Routineüberprüfung aufgrund der Strahlenbelastung ohnehin.

ERDMANN [25] zeigte 1972 ein Verfahren zur Bestimmung der Randschlussgenauigkeit, bei dem Messungenauigkeiten durch klinische und röntgenologische Untersuchungen vermieden werden sollten. Hierbei erfolgte eine Differenzmessung zwischen Kroneninnenumfang und Umfang der Präparationsgrenze mittels Dentimeter (im Umfang veränderbare Drahtschlinge zur Messung des zervikalen Kronenumfanges eines Zahnstumpfes).

Laut DONATH und ROTH [20] könnten diese Ergebnisse aufgrund ihrer geringen Objektivität jedoch nur als Trend gewertet werden.

Eine weitere Methode zur klinischen Bestimmung der Randschlussgenauigkeit beschrieb REHBERG [90], indem er die Kongruenz zwischen Kroneninnenwand und Zahnstumpf mit einem dünnfließendem Silikon bestimmte. Dabei wurde die Krone mit dem Silikon beschickt

und am Patienten auf den Zahnstumpf gesetzt. Das Material fließt sehr dünn aus und ermöglicht nach Entnahme einen Überblick über die gesamte Spaltsituation zwischen Krone und Stumpf. Auch BÖNING et al [10], KARLSSON [53] und FRANSSON [30] befassten sich mit der klinischen Randspaltmessung durch Unterschichtung hergestellter Kronen mit Silikonabformmaterialien und beschrieben die Methode als ein gängiges allerdings mit geringen Fehlern behaftetes Verfahren zur Beurteilung der Passgenauigkeit von Kronen in vivo. Laut KERSCHBAUM [56] sind zur Präzision und Reproduzierbarkeit dieser Methode jedoch keine Untersuchungen bzw. Ergebnisse vorliegend.

Eine relativ genaue Schätzung des Randspaltes und seiner Konfiguration ist zurzeit nur mit der aufwendigen Replikatechnik möglich. Hierbei wird eine fertige Restauration am präparierten Zahnstumpf eingesetzt und abgeformt. Die Abformung wird anschließend mit Gips ausgegossen und extraoral mit einem Licht- oder Rasterelektrodenmikroskop zur Bestimmung der Randschlussgenauigkeit vermessen. Diese Messmethode findet allerdings im approximalen Darstellungsvermögen ihre Grenzen [56].

Nach WÖSTMANN [123] sind durch Vergrößerung des messtechnischen Aufwandes, wie durch FERCHO [29] beschrieben, möglicherweise bessere Resultate erzielbar, wobei die grundsätzliche Problematik bei der klinischen Bestimmung der Passgenauigkeit weiter besteht. In-vivo-Messungen können daher lediglich Hinweise auf die tatsächliche Passungengenauigkeit geben.

Als klinische Routinemethode hat sich nach KERSCHBAUM [56] nur die visuelle Inspektion in Verbindung mit dem Sondentastbefund als brauchbar erwiesen.

Mehrere Untersuchungen befassten sich mit der klinischen Bestimmung des Kronenrandspaltes mit Hilfe von Sondenprüfung und visueller Kontrolle. Die stark differierenden Ergebnisse dieser Studien (siehe Tabelle 2.9 und Tabelle 2.10) zeigten jedoch, wie wenig verlässlich und reproduzierbar diese Methoden einzuschätzen sind. Des Weiteren ist eine Überprüfung des mit der Sonde nur schwer zugänglichen approximalen Randspaltes nur unzureichend möglich [20].

Tabelle 2.9 Bestimmung des Kronenrandspaltes mittels Sondenprüfung			
Autor(en)	Jahr	Spaltbreite (μm)	Aussage
Dreyer, Jorgensen	1958		Klinische Präzision: weder Spalt noch Überschluß darf mit der Sonde tastbar sein
Christensen	1966	119	Subj. Einflüsse, Erreichbarkeit der Ränder
Voß	1966		Rand darf nicht mit spitzer Sonde tastbar sein
Eames, Little	1967	25	Randspalt mit spitzer Sonde tastbar
Körper, Lenz	1968	50	Stufen tastbar
Kraft	1969		Feiner Spalt nur tastbar mit Sonde, die dünner als Spaltbreite
Jahnke	1970	50	Weder erkennbar noch tastbar
Rehberg	1971	10-20	Mit der Sondenspitze Spalten bis 10 μm tastbar; Sonde genauer als Auge
McLean, Frauenhofer	1971	80	Spalten um diesen Betrag unter klinischen Bedingungen schwierig zu tasten
Marxkors	1980	~50	Mit Sonde nur grobe Unstimmigkeiten tastbar
Körper, Ludwig	1985	<50	Unter 50 μm kaum noch wahrnehmbar

Tabelle 2.10 Bestimmung des Kronenrandspaltes durch visuelle Kontrolle			
Autor(en)	Jahr	Spaltbreite (μm)	Aussage
Dreyer, Jorgensen	1958	20-50	Grenze der Erkennbarkeit; bei einigen Klinikern geringer: 20 μm
Ahrens und Naujoks	1961	75-90	Bei Objekt-Augenabstand von 25-30 cm; bei minimal 12 cm: 35 μm
Voß	1966		Mit bloßem Auge darf kein Spalt erkennbar sein
Eames, Little	1967	25	Für einige Untersucher sichtbar; abhängig von der Sehschärfe
Rehberg	1971	15-20	Erkennbarkeit eines dunklen Spaltes einer nichtzementierten Krone
Rehberg	1971	5-10	Bei geeigneter Lichtführung durch Reflexion an der Kante
Kern	1975	15-20	Gerade noch sichtbar
Seichter und Herforth	1980	-	Deutung und Wertung des Sicht-/Sondierbaren nicht frei von Interpretationen
Gardner	1982	25	Spalten dieser Größenordnung nicht sichtbar

Nach KERSCHBAUM [56] werden selbst bei größter Sorgfalt und idealen Bedingungen (Zugänglichkeit des zu überprüfenden Kronenrandes, erfahrener Untersucher, etc.) nur ca. 2/3 aller Randspalten durch Sondierung richtig eingeschätzt.

Die Zuverlässigkeit des Sondentastversuchs ist somit umstritten. Besonders die Erfahrung des Untersuchers und die Zugänglichkeit des Kronenrandes wirken hier als limitierende Faktoren. Bezüglich der Sonden können natürlich nur Randspalten identifiziert werden, die aufgrund des Spitzendurchmessers der Sonde noch erfasst werden können. Auch stellt das rechtwinklige Ansetzen der Sonde zum Restaurationsrand im Mund des Patienten oftmals eine schwer zu realisierende Situation dar.

Die Problematik der Sondenuntersuchung wurde in ähnlicher Weise auch durch GEURTSEN [36] beschrieben. Hier wurde vor allem die individuelle Taktilität der Untersucher, ein unterschiedlicher Durchmesser der Sondenspitzen, sowie die immer wechselnde Haltung der Sonde zur mangelnden Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit von Untersuchungsergebnissen als hinderlich dargestellt. Weiter eingeschränkt wird die Aussagekraft solcher Untersuchungen das der am schwersten Zugängliche Approximalbereich eine genaue Sondierung nicht zulässt. In diesen Bereichen die Versorgungen laut GEURTSEN [36] allerdings die gravierendsten technischen Mängel aufweisen.

Zur Verbesserung der üblichen Routinenachuntersuchung von Randspalten mittels Sondentest wurden neue Sondentypen (siehe Abb. 2.10, Messsondensatz nach MARXKORS [71]) entwickelt. Die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Randspaltbestimmung sollte dadurch erhöht werden.



Abb. 2.10: Messsondensatz nach MARXKORS [71]

In Untersuchungen von C. WÖSTMANN. [126] zur Bestimmung des Randschlusses mittels kalibrierten Messsonden stellte sich diese Methode als ein einfaches und aussagekräftiges Verfahren heraus. Lichtmikroskopische Vergleichsmessungen ergaben an zugänglichen Restaurationsrändern eine Abweichung von unter 100 μm . An unzugänglichen Kronenrändern wichen nur 1,6% der Sondenmesswerte um mehr als 100 μm von der lichtmikroskopischen Vergleichsmessung ab.

Auch WÖSTMANN [123] untersuchte die Randspaltanalyse mittels Messsonden und verglich die Aussagefähigkeit mit zwei Replikatechniken. Er kam zu dem Ergebnis, das mit Hilfe der

Messsonden die absolute marginale Diskrepanz eher unter- als überschätzt wird. Diese Resultate decken sich mit den Ergebnissen von SCHEUTZEL [93] und C. WÖSTMANN [126].

Die durchaus zufrieden stellenden Ergebnisse von C. WÖSTMANN [126] müssen laut KERSCHBAUM [56] allerdings differenziert betrachtet werden. Mit den kalibrierten Messsonden lässt sich zwar der Randspalt bestimmen, er muss allerdings zugänglich und nicht mit Zement verschlossen sein. Eine Messung muss somit vor dem Zementieren der Krone erfolgen. Des Weiteren können Konturfehler der Kronen (Über- oder Unterextendierungen) nicht gemessen werden.

WÖSTMANN [123] schrieb dazu, dass die grundlegende Schwierigkeit bei der *in-vivo*-Bestimmung von Randschlussungenauigkeiten bzw. der absoluten marginalen Diskrepanz von Kronen (Vgl. Kap. 2.3, Abb. 2.7 und 2.8) die korrekte Erfassung der unbekannt marginalen Geometrie ist.

2.4 Hydrophilie

Die Problematik einer Abformung besteht darin, in Anwesenheit von Blut, Sulkusflüssigkeiten und Speichel eine originalgetreue und vollständige Darstellung des präparierten Zahnes zu erzielen [114]. Die Unterschiede bei *in-vivo* und *in-vitro* Untersuchungen zur Randschlussgenauigkeit verdeutlichen den Einfluss klinischer Faktoren, wie die Lage der Präparationsgrenze, der zeitliche Abstand zwischen Präparation und Abformung, die parodontale und gingivale Gesundheit Gingiva, die Erfahrung des Zahnarztes und die klinischen Handlungseigenschaften der Materialien, zusätzlich (Vgl. Kap. 2.3).

Um trotzdem ein akzeptables Abformergebnis zu erzielen müssen einerseits die oben genannten klinischen Faktoren (Vgl. Kap. 2.6) so gut wie möglich bewerkstelligt werden und andererseits die Abformmaterialien durch werkstoffkundliche Materialverbesserungen an die erschwerten Verhältnisse angepasst werden [1; 91]. Andere Untersuchungen wiederum zeigten, dass lediglich klinische Parameter bzw. die Wahl einer geeigneten Abformtechnik (Vgl. Kap. 2.2) einen Einfluss auf das Abformergebnis haben und materialbedingte Eigenschaften, wie die Hydrophilierung nur eine untergeordnete Rolle spielen [9; 85].

Konventionelle additionsvernetzende Silikone haben sich aufgrund ihrer zahlreichen Vorteile, wie z.B. die einfache Handhabung und ihre Dimensionsstabilität, als Abformmaterial etabliert. Sie zeigen allerdings Probleme bei der Abformung infragingivaler, feuchter Bereiche. Aufgrund ihrer chemischen Struktur (langkettige apolare Kohlenwasserstoffketten) sind sie

hydrophob (feuchtigkeitssabweisend) und damit schlecht benetzbar. Das ungehinderte Anfließen des Abformmaterials an feuchte Strukturen ist somit erschwert.

Hydrophile (feuchtigkeitssliebend) Oberflächen hingegen sind gut mit Wasser zu benetzen. Die Zusammensetzung der Flüssigkeiten im Bereich der abzuformenden Zähne (Blut, Speichel, Sulkusflüssigkeiten), aber auch das Abformmaterial selber bestimmen die Benetzbarkeit der Abformung. Hydrophile Abformmaterialien zeigen hier eine deutlich bessere Benetzbarkeit der Oberfläche. Somit ist das exakte Anfließen des Abformmaterials an den Zahn auch beim Vorliegen geringer Flüssigkeitsmengen gewährleistet.

Eine Oberfläche ist im Allgemeinen gut benetzbar, wenn ein applizierter Flüssigkeitstropfen einen Winkel kleiner 90° bildet (sog. Kontaktwinkel). Die Flüssigkeit breitet sich somit mehr oder weniger ungehindert auf der Materialoberfläche aus. Ist die Oberfläche schlecht benetzbar, so ist der Kontaktwinkel größer als 90° . Es bildet sich ein isoliert stehender Tropfen [1; 124].

Die Flüssigkeit bildet an der Grenze zum Abformmaterial die sogenannte Grenzflächenspannung, die durch grenz- bzw. oberflächenaktive Substanzen (z.B. Tenside) herabgesetzt werden kann.

Bereits 1979 konnte gezeigt werden, dass additionsvernetzende Silikonabformmaterialien, mit ihren hydrophoben Oberflächeneigenschaften, durch Zugabe oberflächenaktiver Substanzen hydrophiliert werden können [83]. In der Folge sind zahlreiche additionsvernetzende Silikone als hydrophiliert in den Markt eingeführt worden. Das primäre Ziel war hierbei, die Benetzbarkeit des bereits abgebundenen Materials durch Gips zu erhöhen, um ein exaktes und blasenfreies Ausgießen der Abformung zu gewährleisten [91; 124].

In den letzten Jahren wurde verstärkt versucht, mit additionsvernetzenden Silikone bereits zu Beginn der Applikations- bzw. Aushärtungsphase der Abformung durch Zugabe geeigneter Tenside eine verbesserte Benetzbarkeit der abzuformenden Areale zu erreichen [91]. Hierbei sollen hydrophilierte A-Silikone insbesondere die Detailwiedergabe der Abformung durch ein optimiertes und homogenes Anfließen in den feuchten Sulkus und an die Zahnhartsubstanz verbessern [81].

2.5 Abformlöffel

Neben der Auswahl von geeigneten Abformmaterialien und Abformtechniken ist für das Gelingen einer Abformung auch die richtige Wahl des Abformlöffels von entscheidender Bedeutung [117]. Dabei sind für unterschiedliche Indikationsbereiche verschiedene Löffelarten verfügbar. Man unterscheidet zwischen:

1. Metallischer Serienlöffel, unperforiert - Situationsabformung mit Alginaten
2. Metallischer Serienlöffel, perforiert - Präzisionsabformung mit Elastomeren
3. Kunststofflöffel, perforiert - Situationsabformung mit Alginaten
Präzisionsabformung mit mittel-
und niedrigviskosen Elastomeren (Dual-
Arch Abformungen) [50]
4. Halbindividuelle Abformlöffel - Situationsabformung mit Alginaten
Perforiert (Metall) Präzisionsabformung mit Elastomeren
5. Individueller Löffel aus Kunststoff - Präzisionsabformung mit mittel-
gefertigt viskosen Elastomeren

Die Auswahl eines geeigneten Abformlöffels hängt von der Art der Abformung (hier die Präzisionsabformung zur Herstellung von indirektem Zahnersatz), vom Material und hier speziell von der Konsistenz des Materials (Putty-, Heavy-Body-, Einphasenmaterial) und der auszuwählenden Abformtechnik ab.

WÖSTMANN empfiehlt, dass im Bereich der Präzisionsabformung präparierter Zähne, Serienlöffel aus Metall verwendet werden sollten. Besonders bei Abformung mit Putty-Materialien und bei Abformung in der Korrekturtechnik ist die Verwendung von Kunststofflöffel nicht zulässig, da hier mit einer Deformation des Löffels durch das Abformmaterial bzw. der Abformtechnik und deshalb mit unkontrollierbaren Verzerrungen der Abformung gerechnet werden muss [113; 118]. Durch die Verwendung perforierter Metalllöffel, wo sich während der Abformung das Material durch die Perforationen drückt und so genannte Retentionsspitze bildet, wird eine sehr hohe und sichere Haftung des Materials am Löffel auch wäh-

rend der Entnahme der Abformung gewährleistet, die durch die zusätzliche Anwendung von Haftvermittlern noch verstärkt wird [119].

Da in fast jeder abzuformenden Situation Unterschnitten vorhanden sind, kommt es bei der Entnahme der Abformung zu einer Deformation des Abformmaterials. Da eine möglichst dimensionstreue Abbildung der Mundsituation angestrebt wird, müssen sich diese Deformationen im elastischen und nicht im plastischen Verformungsbereich (bleibende Deformationen) der Massen abspielen. Dies kann nur gewährleistet werden, wenn die Deformation eines elastomeren Abformmaterials einen Betrag von ca. 30-40 % nicht überschreitet [117; 119].

Dazu muss auf eine ausreichende Dimensionierung des Abformlöffels geachtet werden. Der Abstand zwischen Löffelwand und Zahnäquator sollte mindestens dreimal so groß, wie ein am Zahn vorhandener Unterschnitt sein. Silikone dürfen maximal auf $\frac{2}{3}$ ihrer Ausgangslänge gestaucht werden [72].

Durch die transversale Neigung der Zähne ist bei der Auswahl des Löffels zu beachten, das im Unterkiefer die größten Unterschnitte lingual und im Oberkiefer vestibulär liegen. Insbesondere bei der Abformung vollbezahnter Unterkiefer führt diese Forderung aufgrund der standardisierten Form der Abformlöffel und der oftmals starken Lingualneigung der Seitenzähne immer wieder zu Problemen, die maximalen Deformationswerte einzuhalten [119]. Je nach Kieferanatomie kann hier die Verwendung halbindividueller perforierter Metalllöffel sinnvoll sein.

Bei Verwendung individueller aus Kunststoff gefertigter Löffel zur Erstellung einer Präzisionsabformung muss auf eine ausreichende Stabilität des Löffels geachtet werden. Die Abformung muss mit mittel- bzw. niedrigviskösen Abformmaterialien in einer einzeitigen Abformtechnik erfolgen. Putty-Materialien und Abformungen in der Korrekturtechnik könnten zu Verwindungen des Löffels und somit zu Verzerrungen der Abformung führen [110; 113].

Der „richtige“ Abformlöffel muss somit eine ausreichende Stabilität und Verwindungssteifigkeit aufweisen, damit es im Zuge der Abformung nicht zu einer elastischen Deformation kommt. Er muss so geformt sein, dass alle relevanten Bereiche sicher gefasst und dargestellt werden und im Bereich von Unterschnitten eine ausreichende Stärke des Abformmaterials zulässt. Daneben ist eine sichere Haftung des Abformmaterials am Löffel durch geeignete Haftvermittler (Adhäsive) oder mechanische Retentionen am Löffel (Perforationen, Rimlock) unerlässlich [14; 117; 118].

2.6 Der Einfluss klinischer Faktoren bei der Abformung

WÖSTMANN [114] beschrieb, dass bei zahlreichen Untersuchungen immer wieder große Unterschiede in der Randschlussgenauigkeit zwischen *in-vitro* und *in-vivo* Untersuchungen bestehen. Die Ursachen für die Diskrepanz zwischen dem labortechnisch realisierbarem und dem am Patienten umgesetzten sind laut WÖSTMANN [114] und LUTHARDT [70] auf klinische Einflussfaktoren, die die Abformgenauigkeit beeinflussen, zurückzuführen. Als spezifische Faktoren wurden die „Lage der Präparationsgrenze“, der „Zeitliche Abstand zwischen Präparation und Abformung und damit auch der Entzündungsgrad der Gingiva“ und die „erzielbare Trockenlegung und damit die Möglichkeiten der Retraktion“ beschrieben.

2.6.1 Wartezeit

Durch die Präparation eines Zahnes, besonders bei infragingival lokalisierter Präparationsgrenze, kommt es nahezu zwangsläufig zu einer Verletzung des marginalen Parodontiums [118].

Eine frühzeitige Abformung dieser Situation birgt das Risiko, den Sulkus nicht vollständig und zuverlässig getrocknet zu bekommen und dadurch nicht alle relevanten Bereiche in der Abformung originalgetreu darstellen zu können. Blutungen der verletzten Gingiva erschweren somit die Abformung und es ist mit einer hohen Mißerfolgsquote zu rechnen. Dieser Zustand ist bei Abformung einen Tag nach Präparation sogar noch verstärkt, da eine Traumatisierung des bereits entstandenen Granulationsgewebes zu meist schwer stillbaren Blutungen führt. Der Zugang des Abformmaterials an die infragingivalen Bereiche wird dadurch verhindert [117; 119]. Auch LUTHARDT schrieb, dass ein Weichgewebsmanagement und die adäquate Trockenlegung essentielle Voraussetzungen für eine effektive Abformung sind [70].

Erst nach etwa 7-9 Tagen ist das Parodontium vollständig ausgeheilt, so dass sich die Abformung in der Regel unproblematisch durchführen lässt und daher mit einer wesentlich höheren Erfolgsquote gerechnet werden kann [120].

2.6.2 Anästhesie

Untersuchungen zu klinischen Bestimmungsvariablen bei der Abformung präparierter Zähne zeigten, dass Abformungen, die unter Lokalanästhesie durchgeführt wurden messbar häufiger erfolgreich waren, als solche, bei denen auf eine Anästhesie verzichtet wurde [114].

Ursächlich hierfür ist einerseits der mittelbare Einfluss des Anästhetikums bzw. seiner vaso-konstriktorischen Zusätze auf das marginale Parodont. Diese führen zu einer Blutleer im anästhesierten Gebiet, was eine deutliche Verringerung der Sulkusblutungsneigung bedingt. Der Zugang besonders zu infragingival lokalisierten Präparationsgrenzen ist dadurch erleichtert. Andererseits verursachen das Trocknen der präparierten Zähne und das Legen der Retraktionsfäden häufig Schmerzen. Die Reaktionen des Patienten auf den Schmerz führen dazu, die Retraktionsfäden nicht sachgerecht zu legen oder die Zähne nur unzureichend zu trocknen. Darüber hinaus ist aufgrund der Schmerzsymptomatik oftmals ein deutlich erhöhter Speichelfluss zu registrieren, der die Abformung zusätzlich erschwert [70; 113; 119].

In solchen Situationen muß mit einem deutlich schlechteren Abformresultat gerechnet werden [118].

2.6.3 Retraktionsmaßnahmen

Retraktionsmaßnahmen werden benötigt, wenn kein direkter Zugang zur gesamten präparierten Zahnschicht vorhanden ist. Naturgemäß kann nur das abgeformt werden, was auch ungehindert zugänglich ist. Der marginale Bereich einer Präparation inklusive der Präparationsgrenze ist oftmals durch die Gingiva bedeckt. Diese Form der „infragingivalen Präparation“ wird allerdings häufig aus ästhetischen Gründen angewandt. Aber auch die Ausdehnung eines Defektes, der durch die spätere Überkronung komplett gefasst werden muss und eine kurze klinische Krone (Erhöhung der Friktionsfläche durch tiefe Präparation) zwingen den Zahnarzt oft infragingival zu präparieren [18; 118].

Die daraus resultierenden Schwierigkeiten liegen in der erschwerten Abformung dieser für das Abformmaterial nicht direkt zugänglichen Bereiche. Eine Abformung kann aber nur dann erfolgreich sein, wenn der präparierte Zahn vollständig und einwandfrei dargestellt ist [117].

Die Lösung ist ein Aufweiten des marginalen Parodontiums, damit das Abformmaterial ungehindert an und über die Präparationsgrenze hinaus in den Sulkus fließen kann. Möglichkeiten zur Darstellung der Präparationsgrenze sind chirurgische Maßnahmen (Elektro- oder Laserchirurgie zur Entfernung der marginalen Gingiva und dadurch die Freilegung der Präparationsgrenze) oder durch eine mechanische Verdrängung der Gingiva und dadurch eine Öffnung des Sulkus, z.B. durch Retraktionsfäden. Zur pharmakologischen Unterstützung werden Retraktionsfäden oftmals mit Vasokonstringentien (z.B. Epinephrin) oder Adstringentien (z.B. Aluminium- oder Eisensulfat) entweder in Form von Trockenimprägnierung der Fäden oder als separate Lösung verwendet. Vasokonstringentien führen durch Gefäßkontraktion zu

einer effektiven lokalen Blutleere. Adstringentien wirken durch Eiweißfällung auf Schleimhäute und Wunden abdichtend. Sulkussekrektion und leichte Blutungen werden dadurch minimiert [7; 49].

Dadurch wird einer übermäßigen Blutungsneigung durch Traumatisierung der Gingiva bei der Fadenlegung entgegengewirkt.

LUTHARDT sieht die Gingivaverdrängung mittels Retraktionsfäden in Kombination mit Adstringentien als Mittel der Wahl zur vollständigen Darstellung der Präparationsgrenze bei ein- und zweizeitigen Abformverfahren. Ausschlaggebend hierfür ist die mögliche Gefahr einer Pulpaschädigung bei Verwendung epinephrinimprägnierter Fäden und der Verlust an Gingivahöhe, bei elektrochirurgischen Maßnahmen [70].

Eine weitere Studie zeigte, dass eine Anwendung von Retraktionsfäden mit vasokonstriktori-schen Zusätzen deutlich effektiver, als die Anwendung mit Adstringentien ist und hier zusätzlich noch die Gefahr einer Beeinflussung des Abbindeverhaltens bei A-Silikonen besteht. Ein unvollständiges Aushärten des Abformmaterials, als mögliche Folge, besonders im wichtigen Präparationsgrenzenbereich würde direkt zum Misserfolg einer Abformung führen [117].

2.6.4 Zustand des Parodontiums und Mundhygiene

Der parodontale Zustand eines abzuformenden Zahnes, sowie die Mundhygiene des Patienten beeinflussen im großen Maße das Ergebnis der Abformung. Erkrankungen des Zahnhalteapparates gehen immer mit einer erhöhten Blutungsneigung der Gingiva, bei einer wenn auch reversiblen Traumatisierung, wie es bei einer Abformung der Fall ist, einher [119].

Sulkusblutungen können zu einer unzureichenden Darstellung der Präparationsgrenze in der Abformung und damit auch im späteren Arbeitsmodell führen. Die daraus resultierende und unzureichend passende Krone, wird ihrerseits wiederum zu einer weiteren Irritation des Parodontiums führen, wodurch sich der parodontale Zustand eines Zahnes weiter verschlechtert. Der Ablauf dieses „Teufelskreises“ ist somit praktisch nicht mehr aufzuhalten [61].

WÖSTMANN zeigte in einer Untersuchung sogar geringfügig niedrigere Mißerfolgsquoten bei Patienten mit Gingivitis im Vergleich zu Patienten mit gesundem Parodontium. Als Erklärung führt er die deutlich leichtere Verdrängung der weniger elastischen, erkrankten Parodontalfasern an. Das Legen des Retraktionsfadens ist dadurch erleichtert und der Sulkus bleibt länger für die Aufnahme des Abformmaterials geöffnet. Ein gesundes Parodontium ist straff-elastisch und nur schwer vom Zahn zu verdrängen. Eine bestehende Parodontopathie muss

trotzdem vor prothetischer Therapie behandelt werden, da die Randschlussqualität bei gesunden Parodontien deutlich besser ist [117]. Da Parodontalerkrankungen und damit auch Sulkusblutungen direkt mit der Mundhygiene des Patienten zusammenhängen, sind vor einer prothetischen Therapie gute Mundhygieneverhältnisse auch im Hinblick auf die Abformung unerlässlich. Je schlechter die Hygieneverhältnisse, desto mehr Misserfolge sind zu erwarten [118].

2.6.5 Lage der Präparationsgrenze

Die besten Randschlüsse von Kronen lassen sich erzielen, wenn die Präparationsgrenze supragingival liegt. In dieser Form ist das Erstellen einer Abformung am einfachsten zu bewerkstelligen. Parodontale Irritationen durch den Kronenrand werden dadurch von vorneherein vermieden. Wie in Kapitel 2.6.3 bereits beschrieben liegt allerdings aus verschiedenen Gründen in einer Vielzahl der Fälle eine infragingival lokalisierte Präparationsgrenze vor [117]. Auch wenn Untersuchungen von WÖSTMANN zeigten, dass niedrige Misserfolgsraten bei infragingival lokalisierter Präparationsgrenzen zu erzielen sind, dürften die Gründe hier lt. seinen Ausführungen im Nichterkennen vorhandener Ungenauigkeiten an nicht bzw. nur schwer zugänglichen infragingivalen Bereichen sein. Bei seiner Betrachtung der fertigen Restaurationen wird deutlich, dass die Abformung supragingival präparierter Zähne die höhere Erfolgswahrscheinlichkeit hat. Infragingival lokalisierte Präparationsgrenzen sind somit einerseits schwerer darzustellen und andererseits auch schwieriger zu kontrollieren [117].

In Tabelle 2.11 und Tabelle 2.12 sind die Vor- und Nachteile eine supragingival bzw. einer infragingival lokalisierten Präparationsgrenze noch mal gegenübergestellt.

Tabelle 2.11 Supragingivale Präparation [82; 117]	
Vorteile	Nachteile
Optimale Reinigungsmöglichkeit für Patient	Sichtbarer Kronenrand, beeinträchtigt die Ästhetik
Keine parodontalen Irritationen	Mangelnder Halt bei klinisch kurze Kronen
Sichtbare Präparation für den Behandler	Bei schlechter Mundhygiene liegt der Kronenrand nicht im Schutz des Sulkus
Abformung wird erleichtert, da keine bzw. nur geringe Gingivablutung zu erwarten und die Präparationsgrenze direkt zugänglich ist	

Tabelle 2.12 Infragingivale Präparation [82; 117]	
Vorteile	Nachteile
Gute Ästhetik, da der Kronenrand im Sulkus liegt	Gefahr von parodontalen Irritationen
Grosse Retentionsfläche auch bei klinisch kurzer Krone	Infragingivale Präparation ist schwieriger zu bewerkstelligen
Kronenrand liegt im Schutz des Sulkus	Abformung ist erschwert

Da in der Regel eine infragingivale Präparationsform angestrebt wird, müssen die zu erwartenden Schwierigkeiten durch Auswahl eines geeigneten Abformmaterials in Verbindung mit der bei infragingivaler Präparation vielversprechendsten Abformmethode minimiert werden [82].

2.7 Epikrise

Die vorgenannten Ausführungen zeigen einerseits die Problematik der Qualifizierung der Randschlußqualität. Andererseits werfen sie die Frage auf, in wieweit materialimmamente Faktoren moderner Silikon-Abformmaterialien möglicherweise die Qualität der Abformung und damit die Randschlußqualität beeinflussen.

Hierfür existieren in der Literatur nahezu keine Studien.

3 Ziel der Arbeit

Ziel dieser Untersuchung war es, die Abformgenauigkeit von fünf verschiedenen A-Silikonem, im Rahmen einer retrospektiven Studie, unter *in-vivo* Bedingungen zu untersuchen.

Folgende Hauptparameter wurden dabei verglichen:

- Qualitative Beurteilung der Abformung
- Qualitative Beurteilung des Gipsmodells
- Beurteilung der Präzision des angefertigten Zahnersatzes anhand der Passgenauigkeit (durch Bestimmung der erkennbaren marginalen Diskrepanz)

4 Material und Methode

4.1 Rahmenbedingungen

Alle Untersuchungen der vorliegenden Studie wurden in den Räumlichkeiten der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität Gießen durchgeführt. Der Untersuchungszeitraum erstreckte sich über zwei Semester, in denen die ausgewerteten Abformungen genommen wurden. Die Behandlung der Patienten erfolgte im Rahmen der Studentenkurse. Dies beinhaltete eine Behandlung durch die Studenten begleitet durch einen Assistenz Zahnarzt. Die Abformungen wurden im Beisein und mit der Unterstützung des jeweils betreuenden Assistenz Zahnarztes erstellt.

Eine spezifische Selektion der Patienten nach Schweregrad der Versorgung erfolgte nicht.

4.2 Zielgrößen

Zur Bewertung der Abformgenauigkeit der einzelnen Materialien wurden im Rahmen der Studentenkurse standardmäßig folgende Einzeldaten erhoben und dokumentiert:

Hauptkriterien

- Beurteilung des Ergebnisses der Abformung, definiert anhand eines Scoring Systems (siehe Kap. 4.6.8)

- Evtl. Beurteilung des Ergebnisses der Wiederholungsabformung, definiert anhand eines Scoring Systems (siehe Kap. 4.6.8)
- Beurteilung der resultierenden Gipsmodelle, definiert anhand eines Scoring Systems (siehe Kap. 4.6.8)
- Die In-vivo ermittelte marginale Diskrepanz (bestimmt mit einem μ -Meßsondensatz – Fa. AESCULAP, Tuttlingen) der Gussstücke auf den präparierten Pfeilerzähnen.

Nebenkriterien

- Zustand des Parodontiums der abzuformenden Stümpfe.
- Einschätzung der Mundhygiene
- Lage der Präparationsgrenze
- Blutungen vor der Abformung
- Verwendete Retraktionsmaßnahmen
- Verwendetes Abformmaterial
- Abgeformter Kiefer (mit/ohne Gaumen im Oberkiefer bzw. Sublingualraum im Unterkiefer)
- Evtl. notwendige Anmerkungen zu den Abformungen oder Modellen

4.3 Verwendete Abformtechniken & -materialien

4.3.1 Abformtechnik

Die Abformungen wurden in einer einzeitig-zweiphasigen Abformtechnik (Doppelmischtechnik) erstellt. Notwendige Wiederholungen aufgrund einer fehlerhaften Erstabformung, nach einem der unter Punkt 4.6.8 genannten Kriterien, erfolgten in einer zweizeitig-zweiphasigen Abformtechnik (Korrekturtechnik).

4.3.2 Abformmaterialien

Bei den verwendeten Abformmaterialien handelte es sich um additionsvernetzende Silikone (Tabelle 4.1):

Tabelle 4.1 Materialkombinationen der verwendeten Werkstoffe		
Löffelmaterial	Korrekturmaterial	Hersteller
Affinis Putty Super Soft	Affinis Light Body (Erstabformung)	COLTENE/WHALEDENT, Altstätten, Schweiz
Affinis Putty Super Soft	Affinis Regular Body (Wiederholungsabformung)	COLTENE/WHALEDENT, Altstätten, Schweiz
Aquasil Putty Soft	Aquasil LV	DE TREY / DENTSPLY, Konstanz, Deutschland
Aquasil Putty Soft	Aquasil Ultra LV	DE TREY / DENTSPLY, Konstanz, Deutschland
Dimension Penta H	Dimension Garant L	3M ESPE, Seefeld, Deutschland
Imprint II Löffelmaterial	Imprint II Korrekturmaterial	3M ESPE, Seefeld, Deutschland

4.4 Herstellerinformationen zu den geprüften Abformmaterialien

Affinis Putty Super Soft und *Aquasil Putty Soft* sind knehbare Löffelmaterialien zur Handanmischung. Basis- und Härterpaste werden im Verhältnis 1:1 angemischt. Das Material wird in getrennten Dosen für Base und Härter dargereicht. *Dimension Penta H* ist ein maschinengemischtes, hochviskoses Löffelmaterial, welches im Pentamix-Gerät (3M ESPE) angemischt wird. Das Material wird in getrennten Schlauchbeuteln für Base und Härter dargereicht (5:1 Mischsystem).

Imprint-2 (Löffelmaterial) ist ebenfalls ein hochviskoses Löffelmaterial welches im 1:1 Statikmischer dargereicht wird.

Die sechs verschiedenen Korrekturmaterialien werden alle im 1:1 Statikmischer dargereicht. Die Materialien *Aquasil LV*, *Aquasil Ultra LV*, *Dimension Garant L* und *Imprint-2* (Korrekturmaterial) sind sowohl für die Doppelmischtechnik als auch für die Korrekturtechnik vom Hersteller empfohlen. *Affinis Light Body* für die Doppelmischtechnik und *Affinis Regular Body* für die Korrekturtechnik vorgesehen (Tabelle 4.1 und Tabelle 4.2).

Tabelle 4.2 Technische Daten und Chargeninformationen der verwendeten Werkstoffe					
Material	Viskosität	Mischung	Shore-A	VAZ*	MVD**
Affinis Putty Super Soft	knetbar	Handmischung	65	2:00'	3:00'
Affinis Regular body	Mittel	1:1 Statikmischer	55	1:30'	3:30'
Affinis Light Body	Gering	1:1 Statikmischer	50	1:30'	3:30'
Imprint II Löffelmaterial	Mittel	1:1 Statikmischer	62	2:00'	4:00'
Imprint II Korrekturmaterial	Gering	1:1 Statikmischer	n.a. [#]	1:00'	4:00'
Dimension Penta H	Mittel	5:1 Pentamix	62	2:00'	3:30'
Dimension Garant L	Gering	1:1 Statikmischer	46	2:00'	3:30'
Aquasil Putty Soft	knetbar	Handmischung	n.a. [#]	2:00'	3:30'
Aquasil LV	Gering	1:1 Statikmischer	n.a. [#]	2:30'	3:30'
Aquasil Putty Soft	Knetbar	Handmischung	n.a. [#]	2:00'	3:30'
Aquasil Ultra LV	Gering	1:1 Statikmischer	n.a. [#]	2:30'	3:30'

*VAZ=Verarbeitungszeit ab Eintritt in die Mischdüse, **MVD=Mundverweildauer, [#]keine Herstellerangaben verfügbar

4.5 Patientengut

Die Auswertung der Patientendaten erfolgte nach den Vorschriften der **Bundes- und Landesdatenschutzgesetzte**. Der Schutz sensibler Patientendaten war gewährleistet, da alle an der Studie beteiligten Personen aufgrund ihrer Approbation der Schweigepflicht unterlagen. Bei Weitergabe der Daten an Dritte (Statistiker u.a.) waren die Daten durch einen Identifikationschlüssel gesichert.

Bei den Patienten handelte sich es ausnahmslos um Patienten, die in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik zur prothetischen Versorgung mit festsitzendem Zahnersatz vorstellig wurden und die aufgrund ihrer Anamnese und ihrem Gesundheitszustand im studentischen Kurs behandelt werden konnten. Die Datenerhebung erfolgte im Rahmen des üblichen Prozedere der studentische Behandlung bzw. Dokumentation.

4.6 Behandlungsablauf

Die Patienten wurden im Rahmen der prothetischen Studentenkurse einbestellt. Nach einer genauen Befunderhebung wurde der Behandlungsablauf entsprechend des Therapieplanes mit den betreuenden Assistenz Zahnärzten besprochen. Die betreffenden Zähne wurden danach im Rahmen der Behandlung durch die Studenten bzw. durch die Assistenz Zahnärzte zur Aufnahme einer gegossenen Metallrestauration beschliffen.

Für die Untersuchung kamen folgende Kronenarten in Frage:

- Vollgusskronen
- Vollgussbrückenpfeiler
- Keramikverblendkronen
- Keramikverblendbrückenpfeiler
- Primärkronen (aus Metall) für Teleskopprothesen

Alle Kronenarten wurden aus hochgoldhaltigen Metalllegierungen hergestellt.

Der Ablauf der Behandlung erfolgte in Anlehnung an das Handbuch der Zahnärztliche Prothetik [103].

4.6.1 Vorbereitung der zu präparierenden Zähne

An den zu überkronenden Zähnen wurden je nach Behandlungsbedarf kariöse Läsionen und alte Füllungen restlos entfernt. Bei tiefen bzw. pulpanahen Kavitäten erfolgte eine Cariesprofunda-Behandlung mit Kerr life (KERRHAWE / Bioggio, Schweiz). Die anschließenden Aufbaufüllungen erfolgten mit einem Composite (Definite core/ DENTSPLY/DE TREY, Konstanz). Zur adhäsiven Befestigung der Füllung wurde eine Schmelzätzung (35%ige Phosphorsäure) und eine Dentinkonditionierung (Optibond Primer und Adhäsiv / KERRHAWE, Bioggio, Schweiz) durchgeführt. Das Aufbaumaterial wurde in der Schichttechnik appliziert und mit einer handelsüblichen Polymerisationslampe ausgehärtet.

4.6.2 Präparation

Die Präparation der vorbereiteten Stümpfe erfolgte mit dem Präparationsset nach Marxkors. Die Präparationsgrenze wurde mit einer 135° abgeschrägten Stufe nach Marxkors angelegt. Je

nach klinischem Befund wurde im Approximalbereich nur eine Tangentialpräparation vorgenommen. Die Breite der abgeschrägten Stufe richtete sich nach der Art der Versorgung (Vollgusskrone = Schmale Stufe; Keramikverblendkrone = Im Bereich der Verblendung eine mittlere Stufe; Teleskopkrone = Im Bereich der Verblendung eine breite Stufe). In Einzelfällen wurde eine elektrochirurgische Freilegung der Präparationsgrenzenbereiche notwendig.

Nach Abschluss der Präparation erfolgte die provisorische Versorgung mit einem autopolymerisierendem Kunststoff (Luxatemp – Fa. DMG, Hamburg oder Prottemp – 3M ESPE, Seefeld).

4.6.3 Wartezeit

Aus ästhetischen Gründen und zur Erhöhung der Retentionsfläche für die spätere Versorgung lag der Präparationsgrenzenbereich überwiegend infragingival. Im Zuge der Stumpfpräparation kam es dadurch in einer Vielzahl der Fälle zu einer nicht unerheblichen Traumatisierung der Gingiva. Durch den Abheilungsprozess (Granulationsgewebsbildung) ist in den darauf folgenden Tagen die Blutungsneigung durch Irritation, wie z. B. das Fadenlegen, stark erhöht. Das Risiko des Scheiterns der Abformung ist relativ hoch. Aus diesem Grunde sollte die Abformung in derselben Sitzung oder nach einer Wartezeit bzw. Abheilzeit von etwa einer Woche erfolgen. Im Rahmen der Studie erfolgten die Abformungen im Regelfall nach ca. einer Woche.

4.6.4 Retraktion

Bei teilweise oder vollständig infragingival lokalisierten Präparationsgrenzen wurde ein Retraktionsfaden (Surgident / Fa. SIGMA DENTAL) in den Sulcus des betreffenden Pfeilers appliziert.

4.6.5 Löffelauswahl

Die Abformungen wurden ausschließlich mit konfektionierten, perforierten Metalllöffeln (Jescoform / Fa. AESCULAP) erstellt. Die Größenauswahl des Löffels erfolgte durch Anprobe vor der Abformung am Patienten.

4.6.6 Abformung

Die Erstabformungen erfolgten in der einzeitigen Zweiphasentechnik (Doppelmischtechnik). Dabei wurde mit zwei unterschiedlich viskosen Materialien die Abformung in einem Arbeitsschritt genommen. In Tabelle 4.3 sind die verwendeten Materialkombinationen aufgelistet.

Tabelle 4.3 Verwendete Materialkombinationen		
Löffelmaterial	Korrekturmaterial	Erst-/Wiederholungsabformung
Affinis Putty Super Soft	Affinis Light Body	Erstabformung
Affinis Putty Super Soft	Affinis Regular Body	Wiederholungsabformung
Aquasil Putty Soft	Aquasil LV	Erst- u. Wiederholungsabformung
Aquasil Putty Soft	Aquasil Ultra LV	Erst- u. Wiederholungsabformung
Dimension Penta H	Dimension Garant L	Erst- u. Wiederholungsabformung
Imprint II Löffelmaterial	Imprint II Korrekturmaterial	Erst- u. Wiederholungsabformung

Der anprobierte und mit dem zum Abformmaterial passendem Haftlack bestrichene Abformlöffel wurde dabei mit dem Löffelmaterial beschickt. Die Putty-Materialien wurden dabei mit der Hand nach Herstellerangaben angemischt. Die Heavy-body Materialien wurden mit dem Pentamix-Mischsystem (Dimension Penta H) bzw. einem Statikmischer (Imprint-2 hochviskos) angemischt und direkt auf dem Löffel appliziert. Nach Applikation des Löffelmaterials wurde das zugehörige Korrekturmaterial auf dem Löffelmaterial appliziert. Zur gleichen Zeit wurden die Retraktionsfäden im Mund des Patienten entfernt und die Pfeilerzähne ebenfalls mit dem Korrekturmaterial umspritzt.

Falls eine Wiederholungsabformung notwendig war, wurde diese in einer zweizeitigen Zweiphasentechnik (Korrekturtechnik) erstellt. Dabei wurde mit zwei unterschiedlich viskosen Materialien (knetbares Material oder Heavy-body-Material und dünnfließendes Material) die Abformung in zwei aufeinanderfolgenden Arbeitsschritten genommen. Der Löffel wurde mit knetbarem Material beschickt und im Mund des Patienten appliziert. Nach Entnahme und Bearbeitung wurde die Abformung mit dünnfließendem Material beschickt, mit dem die Pfeilerzähne im Mund des Patienten nach Entfernung des Retraktionsfadens ebenfalls umspritzt wurden.

Die Vorbereitung der Stümpfe zur Doppelmischabformung erfolgte nach folgenden Grundsätzen:

1. Reinigung der abzuformenden Stümpfe
2. Trockenlegung mit Watterollen
3. Applikation des Retraktionssystems
4. Anmischen des Abformmaterials
5. Entfernung des Retraktionssystems
6. Erstellung der Doppelmischabformung

Die Vorbereitung der Stümpfe zur Korrekturabformung erfolgte nach folgenden Grundsätzen:

1. Reinigung der abzuformenden Stümpfe
2. Trockenlegung mit Watterollen
3. Applikation des Retraktionssystems
4. Anmischen des Abformmaterials
5. Erstellung und Bearbeitung der Vorabformung
6. Entfernung des Retraktionssystems
7. Erstellung der Korrekturabformung

Die Abformungen wurden im Beisein und mit der Unterstützung des jeweiligen Assistenzzahnarztes genommen. Die Verarbeitung der Abformmaterialien erfolgte stets nach Herstellerangaben. Die Studenten wurden über die korrekte Anwendung der verwendeten Abformmaterialien instruiert. Die Einhaltung der Verarbeitungsparameter wurde kontrolliert.

4.6.7 Dokumentation der Abformbedingungen

Die bereits beschriebenen Abformbedingungen und das verwendete Material wurden für jede Abformung innerhalb eines Standard-Dokumentationsbogens festgehalten (Vgl. Kap. 9.1).

4.6.8 Beurteilung der Abformung

Die Abformung wurde zunächst von Speichel- und Blutresten befreit und anschließend visuell beurteilt. Das Ergebnis wurde im Dokumentationsbogen festgehalten. Die Beurteilung erfolgte nach einem 5-stufigen Bewertungssystem:

- 1. „Präparationsgrenze exakt dargestellt“

- 2. „Mängel im Bereich der Präparationsgrenze, aber vermutlich brauchbar“
- 3. „Andere Mängel der Abformung aber vermutlich brauchbar“
- 4. „Mängel im Bereich der Präparationsgrenze, unbrauchbar“
- 5. „Präparationsgrenze exakt dargestellt, unbrauchbar wegen anderer Mängel“

Sofern die Abformungen brauchbar waren (Bewertungskriterien 1-3), wurde das Gipsmodell erstellt. War die Abformung nicht zur Erstellung des Gipsmodells geeignet (Bewertungskriterien 4-5) wurde eine Wiederholungsabformung im Korrekturverfahren genommen.

4.6.9 Herstellung der Gips-Modelle und Gussstücke

Die Abformungen wurden frühestens nach zwei Stunden Liegezeit durch die behandelnden Studenten mit Typ-IV-Gips (Fuji-Rock, GC-CORP., Tokyo, Japan) ausgegossen. Die Modellherstellung erfolgte mittels des Model-Tray-Systems (MODEL-TRAY GmbH, Hamburg, Deutschland).

Die gleichbleibende Gipsqualität und Anrührmethodik entsprach einem standardisierten Verfahren nach Herstellerangabe¹. Die Gips-Modelle wurden nach einer Lagerzeit von mindestens 24 Stunden [31] entformt und das Modell wiederum visuell begutachtet, die Ergebnisse im Dokumentationsbogen festgehalten.

Nach Fertigstellung der indirekten Restauration im zahntechnischen Labor erfolgte die Anprobe des Gußstückes (Vollgusskrone o. -brücke, Gerüst für eine Keramikverblendkrone o. -brücke, Teleskopkrone).

4.6.10 Beurteilung der Passgenauigkeit des Gussstücks und Dokumentation

Die fertigen Kronen bzw. Brücken wurden in einer separaten Sitzung anprobiert. Bei der ersten Anprobe wurden die Gussstücke auf Gussperlen im Inneren des Lumens untersucht und ggf. vorhandene Gussperlen vorsichtig mit einem Rosenbohrer entfernt.

Die Kronen wurden dann in Situ gebracht. Die Beurteilung der Passgenauigkeit erfolgt nach Beseitigung noch ggf. vorhandener approximaler Interferenzen.

¹ 100 g Gips / 20 ml Aqua dest.; 45 Sek. Anmischen unter Vakuum

Anschließend erfolgte mit einem Messsondensatz bestehend aus fünf μm -Messsonden (100-500 μm / Abstand 100 μm) der Fa. AESCULAP (Tuttlingen, Deutschland) die Beurteilung der Randschlussqualität an sechs Stellen jedes einzelnen Pfeilers (Tabelle 4.4) (Abb. 4.1).

Tabelle 4.4 Messstellen	
mesio-bukkal bzw. -labial	lingual bzw. palatinal
mesio-lingual bzw. -palatinal	disto-bukkal bzw. -labial
bukkal bzw. labial	disto-lingual bzw. -palatinal



Abb. 4.1 In-vivo Messung der Randschlussgenauigkeit „bukkal“ an Brückenpfeiler 25

4.6.11 Einzementieren der Kronen/Brücken

Die prothetischen Arbeiten wurden nach einer im Therapieplan vorgesehenen Probetragezeit definitiv einzementiert.

4.7 Statistische Analyse

4.7.1 EDV-Erfassung der Daten

Die anfallenden Daten wurden im Rahmen der Prüfung am Patienten durch den Dokumentationsbogen patientenbezogen erfasst. Im Anschluss daran erfolgte die EDV-gestützte Überprü-

fung der Daten und Erfassung in einem SPSS-File [99], sodass Fehler ausgeschlossen waren. Zusätzliche Informationen (Material, Chargennummer, Exp.-Date, Abformverfahren) wurden ebenfalls im Rahmen der Prüfung per EDV erfasst.

4.7.2 Statistische Auswertung

Die erhobenen Messwerte wurden zunächst auf Normalverteilung geprüft (Kolmogorov-Smirnov Test) und anschließend zur statistischen Analyse parametrischen bzw. non-parametrischen Testverfahren unterzogen ($p=0,05$).

5 Ergebnisse

5.1 Demographische Patientendaten & Befunde

Im Zeitraum von November 2002 bis November 2004 wurden 55 Abformungen, durch die insgesamt 94 präparierte Zähne dargestellt wurden, in die Auswertung aufgenommen. Dabei wurden randomisiert 11 Abformungen je Materialkombination beurteilt.

5.1.1 Alters- und Geschlechterverteilung der Patienten

Das durchschnittliche Alter der an der Untersuchung teilnehmenden Patienten lag bei 49,9 Jahren. Der jüngste Patient war 23 und der Älteste 85 Jahre alt.

Bei der Geschlechterverteilung der Patienten war der Anteil weiblicher Patienten etwa doppelt so hoch (Tabelle 5.1).

Tabelle 5.1 Geschlechterverteilung der Patienten N=55	
	Prozent
Männlich	36,4
Weiblich	63,6
Gesamt	100

5.1.2 Zahnverteilung

Bei der Zahnverteilung wurde die Anzahl der abgeformten Zähne den Abformmaterialien zugeordnet. Die Aufteilung erfolgte in den drei Zahngruppen Frontzahn (Zähne 13-23 und 33-43), Prämolaren 14-15, 24-25, 34-35 und 44-45, sowie Molaren (16-18, 26-28, 36-38 und 46-48). Die meisten Molaren wurden mit *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV*, gefolgt von *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light/Regular Body* abgeformt (Abb. 5.1).

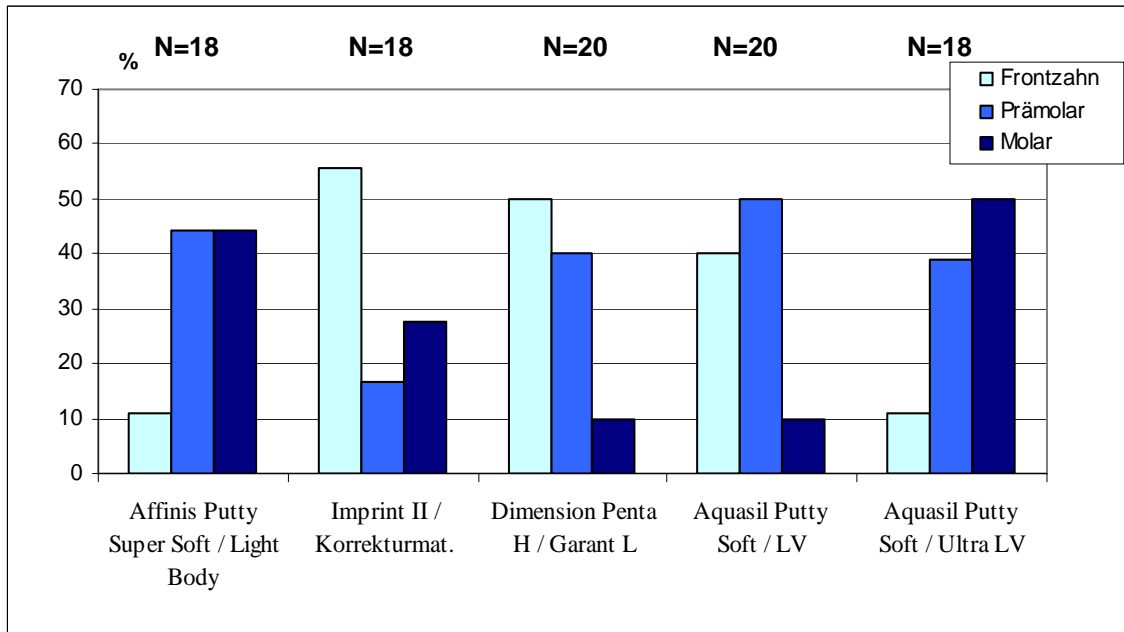


Abb. 5.1 Verteilung der geprüften Abformmaterialien auf die verschiedenen Zahngruppen

5.1.3 Gruppeneinteilung

Bei der Gruppeneinteilung wurde die Anzahl der abgeformten Zähne den Abformmaterialien zugeordnet. Die Aufteilung erfolgte in den drei Versorgungsgruppen Teleskopkrone, Brücke und Krone. Mit *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* wurden die meisten Zähne zur Versorgung mit einer Brücke abgeformt. Mit allen fünf Materialien erfolgte etwa die gleiche Anzahl an Abformungen zur Versorgung mit Teleskopkronen (Abb. 5.2).

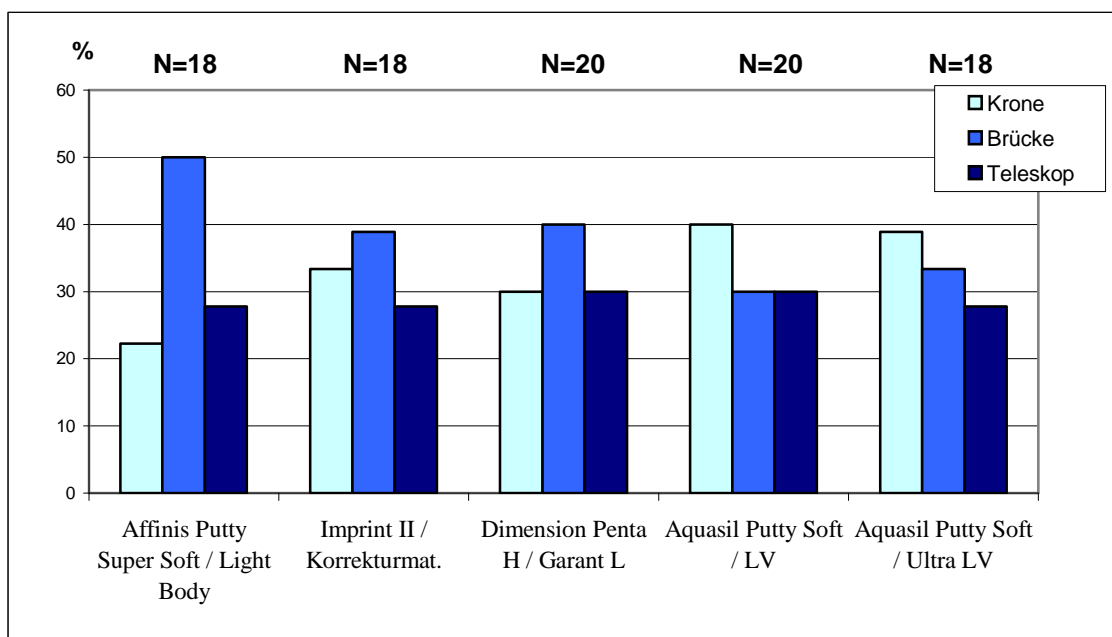


Abb. 5.2 Verteilung der geprüften Abformmaterialien auf die verschiedenen Versorgungsgruppen

5.1.4 Mundhygiene und Zustand des Parodontiums

Bei der Mehrzahl der Patienten lag zum Zeitpunkt der Untersuchung / Dokumentation (Behandlungsbeginn) keine Parodontopathie vor (Abb. 5.3) und die Mundhygiene war bei über 90% der Patienten als akzeptabel oder besser einzustufen (Abb. 5.4).

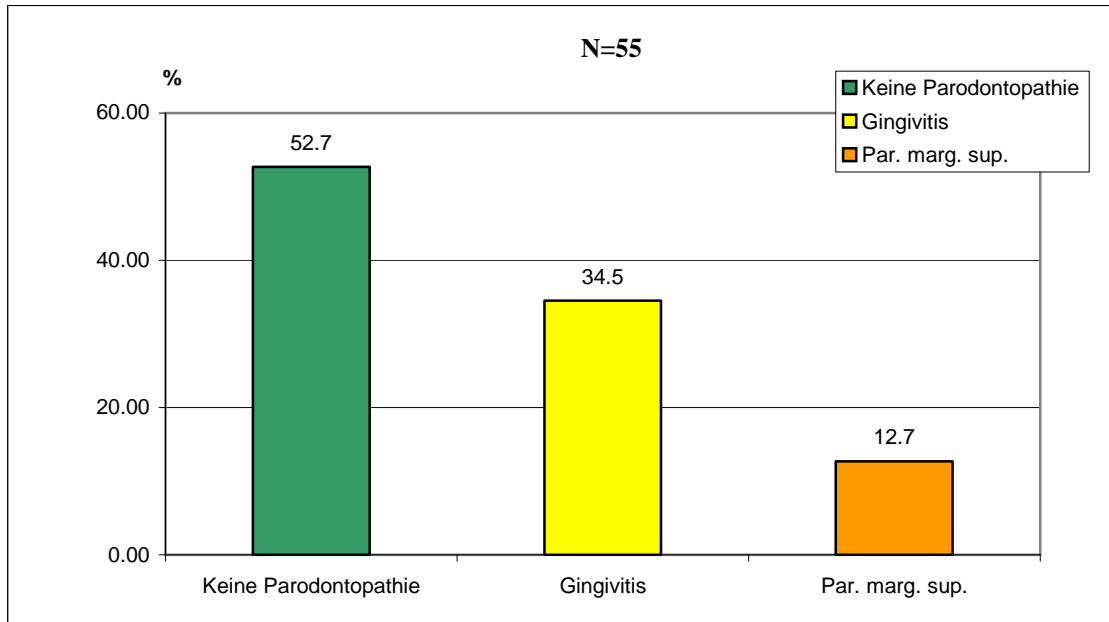


Abb. 5.3 Zustand des Parodontiums der Patienten

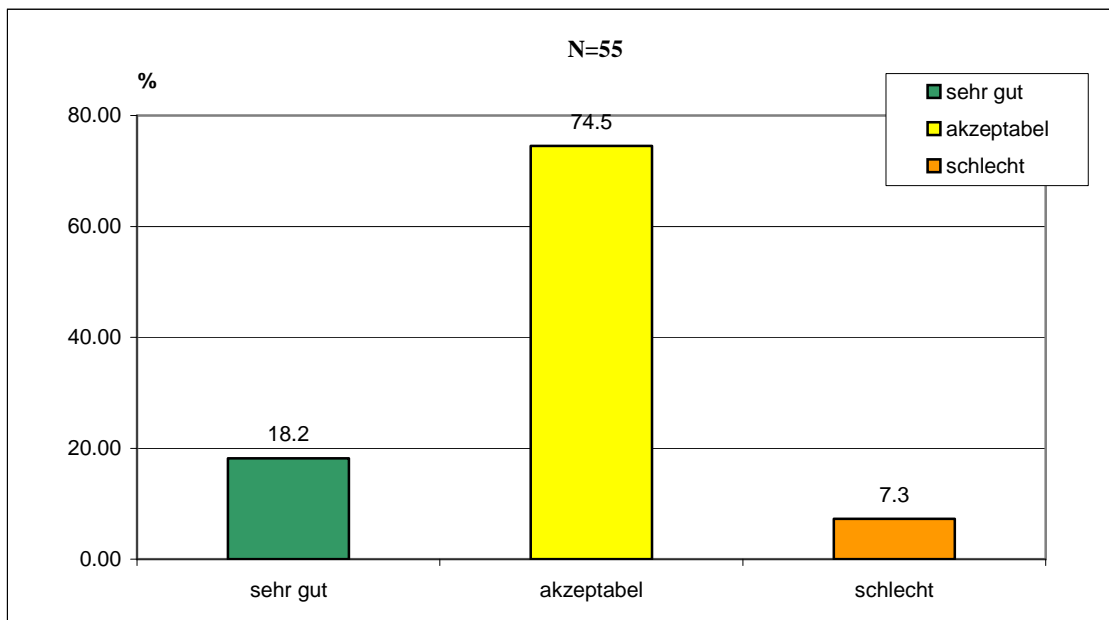


Abb. 5.4 Einschätzung der Mundhygiene der Patienten

5.1.5 Lage der Präparationsgrenze

Bei einer Anzahl von 94 abgeformten Zähnen lagen 50% der Präparationsgrenzen vollständig infragingival und 46,8% teilweise supra- und infragingival. Eine rein supragingivale Lokalisation der Präparationsgrenze war nur in 3,19% der Fälle zu beobachten. Mit den Materialgruppen *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV* und *Imprint-II / Korrekturmaterial* wurden die meisten komplett infragingival lokalisierten Präparationsgrenzen abgeformt (Abb. 5.5).

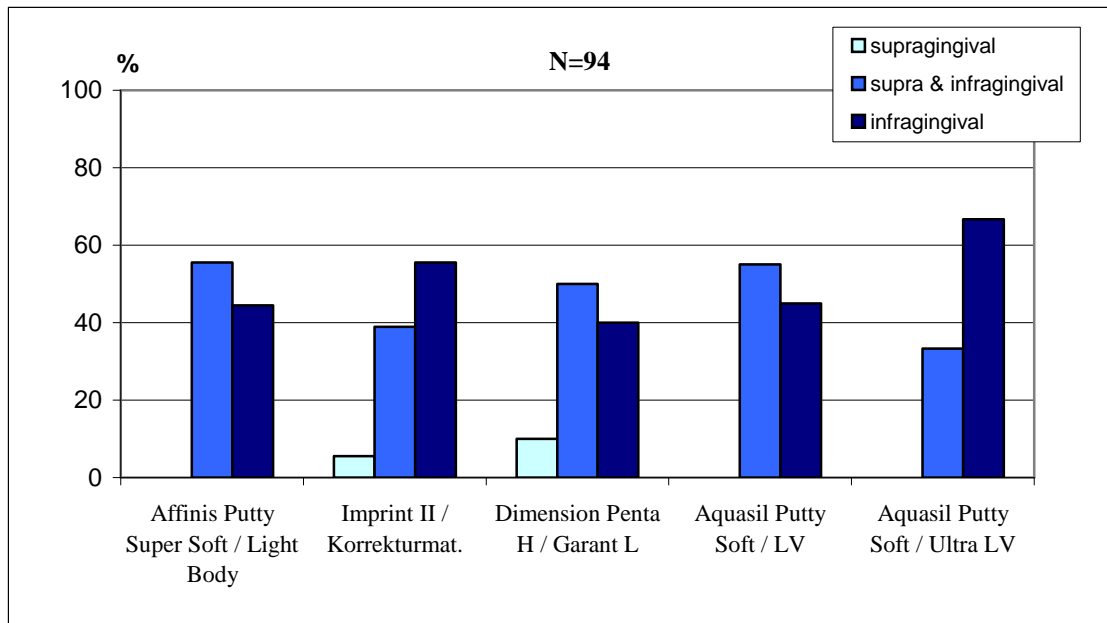


Abb. 5.5 Lage der Präparationsgrenze der Pfeiler bei den untersuchten Materialien

5.2 Verteilung der verwertbaren Abformungen

Von elf Gesamtabformungen pro Material ist die Anzahl der verwertbaren Erstabformungen (Doppelmischabformungen) und notwendigen Wiederholungsabformungen (Korrekturabformungen) dargestellt. Die meisten für eine Restauration nutzbaren Doppelmischabformungen konnten mit den Materialien *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* und *Imprint-II / Korrekturmaterial* genommen werden, gefolgt von *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV* (Abb. 5.6). Es waren keine signifikanten Unterschiede zwischen den Materialgruppen feststellbar ($p>0,05$).

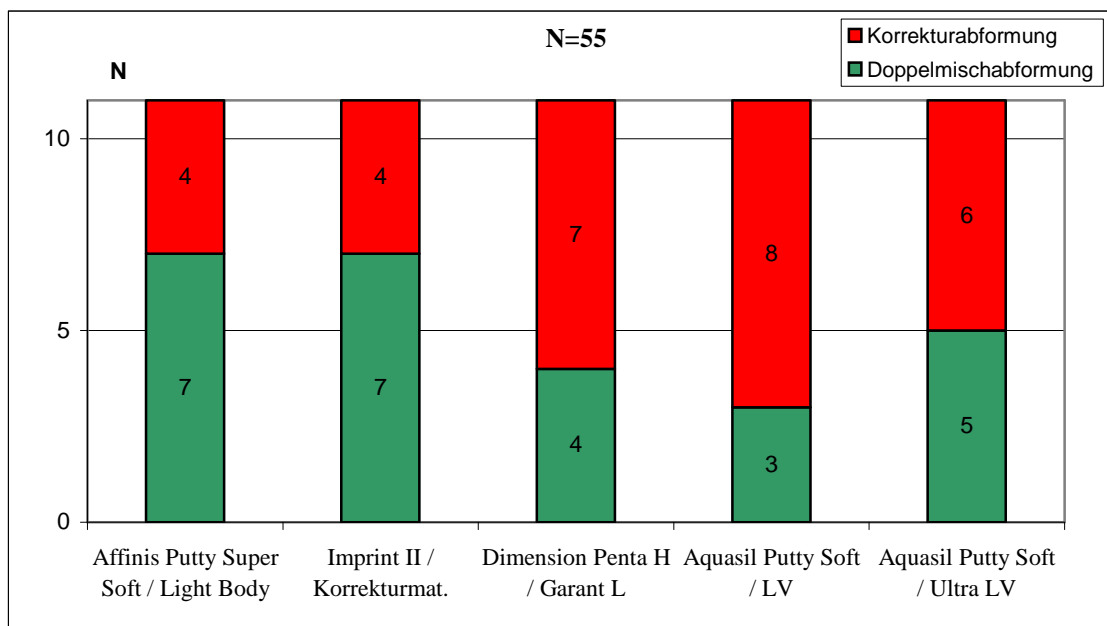


Abb. 5.6 Anzahl der verwertbaren Erst- und Wiederholungsabformungen je Materialgruppe

5.3 Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe aus den Erstabformungen

In Abb. 5.7 ist die visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe für die fünf unterschiedlichen Abformmaterialien dargestellt. Mit den 55 genommenen Abformungen wurden insgesamt 94 Zähne dargestellt.

Beim Vergleich der Gruppen zeigten die Abformungen mit *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* mit 55,6%– im Vergleich zu *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV* (33,3%), *Imprint-II / Korrekturmaterial* (22,2%), *Aquasil Putty Soft / Aquasil LV* (20,0% und *Dimensi-*

on *Penta H / Dimension Garant L* (10,0%) – eine höhere Zahl an Fällen mit einer „exakt dargestellten Präparationsgrenze“.

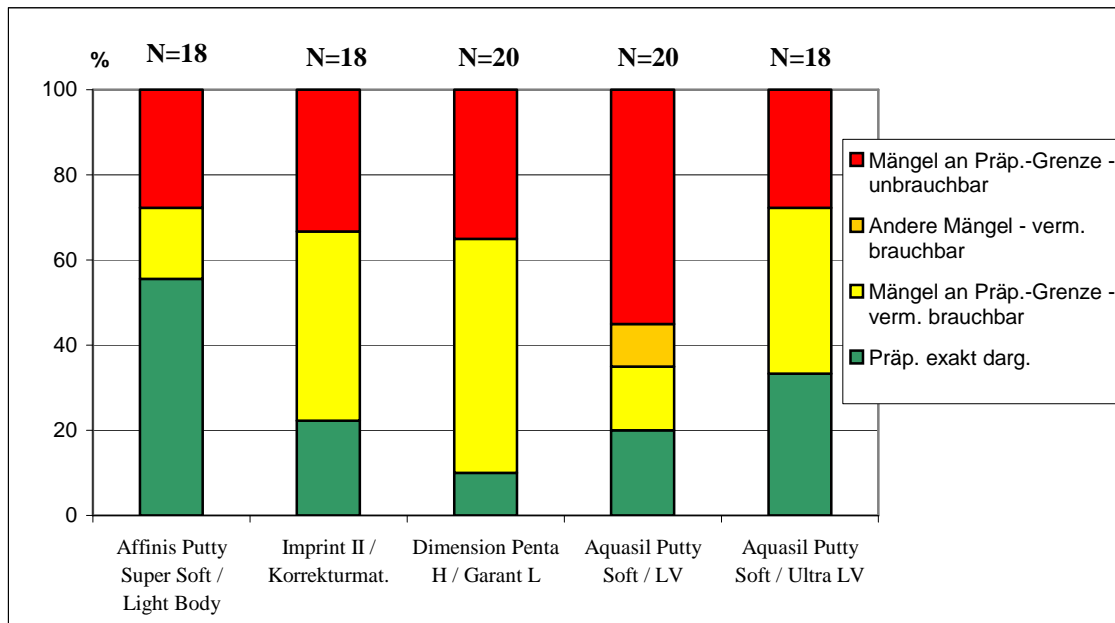


Abb. 5.7 Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe aus den Erstabformungen je Materialgruppe

Im paarweisen Vergleich der Gruppen (Tabelle 5.2) zeigte der exakte Test nach Fisher signifikante Unterschiede zwischen den Materialgruppen *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* und *Dimension Penta H / Dimension Garant L* ($p < 0,05$).

	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	0,095				
Dimension	0,007	0,616			
Aquasil	0,097	0,149	0,054		
Aquasil Ultra	0,333	0,780	0,212	0,227	

Bei der Beurteilung der brauchbaren bzw. nutzbaren Pfeiler aus den Erstabformungen, d.h. Beobachtung der Kriterien „Präparationsgrenze exakt dargestellt“ und „Mängel an Präparationsgrenze – vermutlich brauchbar“ lagen die Zahlen für *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body*, *Imprint-II / Korrekturmaterial*, *Dimension Penta H / Dimension Garant L* und *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV* etwa gleich hoch. Nur bei *Aquasil Putty Soft / Aquasil LV* lag die Bewertung nutzbarer Pfeiler niedriger. Wie in Abb. 5.7 dargestellt, war hier die Anzahl als unbrauchbar eingestuft Pfeiler am größten. In der Materialgruppe *Aquasil Putty Soft / Aquasil LV* war daher auch die Anzahl an Wiederholungen am höchsten (Vgl. Abb. 5.6).

Auch in der Aufteilung in die Zahngruppen „Frontzahn, Prämolare und Molare“ wurden bei *Affinis Putty Super Soft* in allen drei Gruppen tendenziell günstigere Ergebnisse beobachtet (Abb. 5.8).

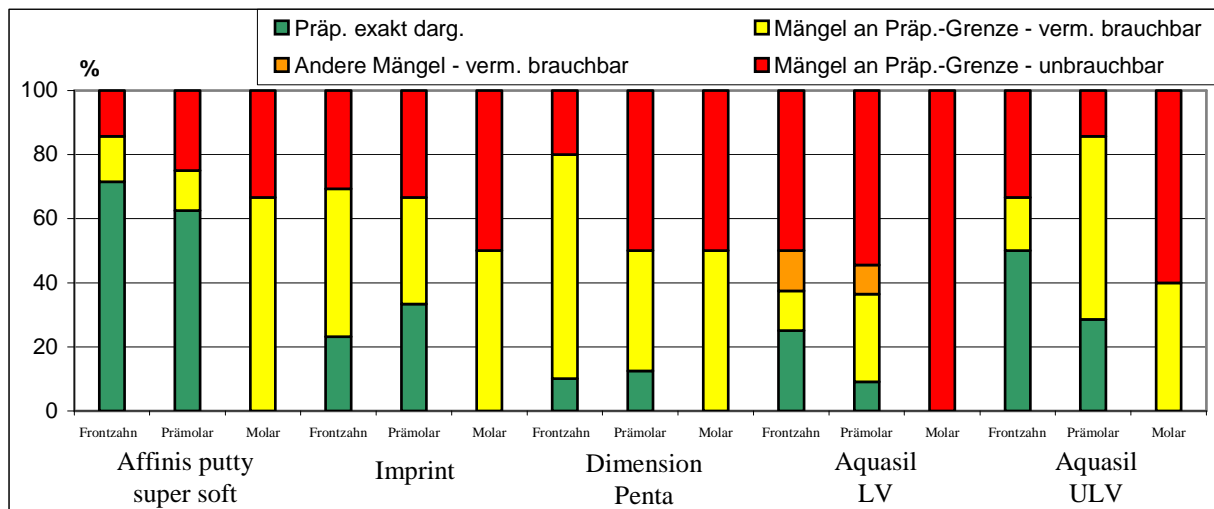


Abb. 5.8 Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe aus den Erstabformungen aufgeteilt nach Zahngruppe

Im paarweisen Vergleich waren nur zwischen *Putty Super Soft* und *Dimension Penta H* in der Gruppe Frontzahn signifikant günstigere Ergebnisse zu erkennen. Exakter Test nach Fisher, $p < 0,05$ (Tabelle 5.3). In Tabelle 5.4 und Tabelle 5.5 ist der paarweise Vergleich für die Gruppen Prämolare bzw. Molare dargestellt.

Tabelle 5.3 Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Gruppe Frontzahn. Exakter Test nach Fisher (P-Werte)

	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	0,144				
Dimension	0,018	0,610			
Aquasil	0,336	0,321	0,059		
Aquasil Ultra	0,755	0,408	0,070	0,867	

Tabelle 5.4 Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Gruppe Prämolare. Exakter Test nach Fisher (P-Werte)

	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	0,727				
Dimension	0,231	1,0			
Aquasil	0,090	0,769	1,0		
Aquasil Ultra	0,277	1,0	0,413	0,312	

Tabelle 5.5 Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Gruppe Molare. Exakter Test nach Fisher (P-Werte)

	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	1,0				
Dimension	1,0	1,0			
Aquasil	1,0	1,0	1,0		
Aquasil Ultra	1,0	1,0	1,0	1,0	

5.4 Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe der zur Weiterverarbeitung genutzten Abformungen

In der visuellen Beurteilung der einzelnen Stümpfe der zur Weiterverarbeitung genutzten Abformungen, also brauchbaren Erstabformungen aus der Doppelmischtechnik und notwendigen Wiederholungsabformungen aus der Korrekturtechnik, wurden mit *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* mit 66,7% „exakt dargestellten Präparationsgrenzen“ – im Vergleich zu *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV* (55,6%), *Imprint-II / Korrekturmaterial* (44,4%), *Aquasil Putty Soft / Aquasil LV* (40,0%) und *Dimension Penta H / Dimension Garant L* (35,0%) „exakt dargestellten Präparationsgrenzen“ – tendenziell günstigere Ergebnisse erzielt (Abb. 5.9).

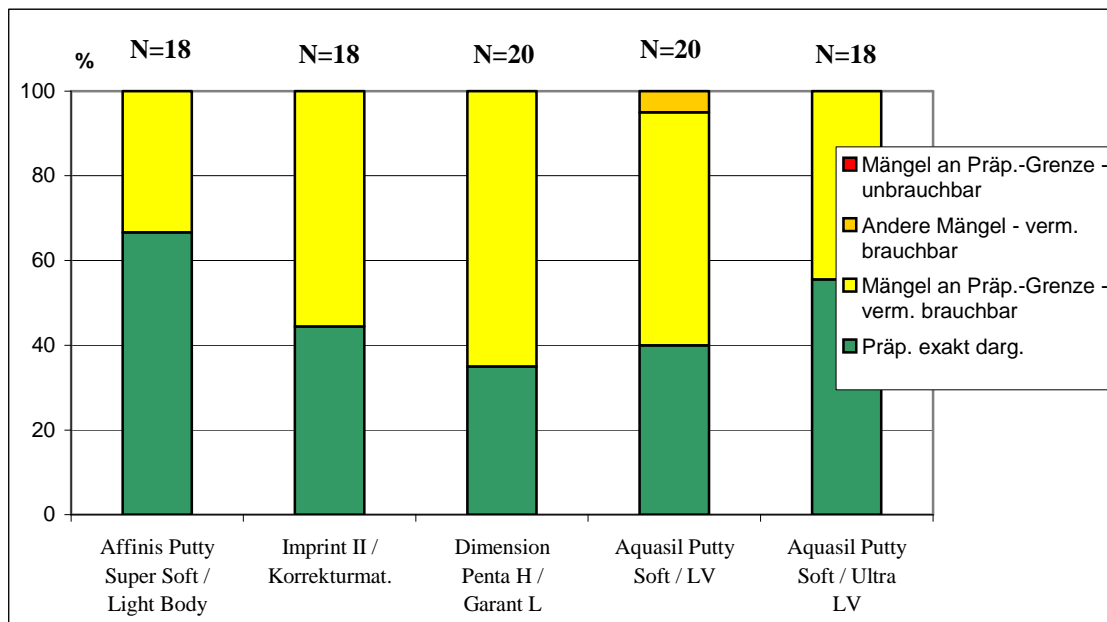


Abb. 5.9 Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe der zur Weiterverarbeitung genutzten Abformungen je Materialgruppe

Auch im paarweisen Vergleich der Materialgruppen waren keine signifikanten Unterschiede zu beobachten (Exakter Test nach Fisher, $p > 0,05$) (Tabelle 5.6).

Tabelle 5.6 Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Gruppen. Exakter Test nach Fisher (P-Werte)

	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	0,315				
Dimension	0,103	0,741			
Aquasil	0,193	1,0	0,748		
Aquasil Ultra	0,733	0,740	0,328	0,516	

5.5 Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe der zur Weiterverarbeitung genutzten Modelle

Auch in der visuellen Beurteilung der zur Weiterverarbeitung genutzten, also brauchbaren Modelle aus Erst- und Wiederholungsabformungen stellte *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* und *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV* mit jeweils 61,1% die meisten „exakt dargestellten Präparationsgrenzen“ dar (Abb. 5.10). Die Unterschiede zwischen den Materialgruppen waren nicht signifikant (Exakter Test nach Fisher, $p < 0,05$). Die Beurteilung der zur Weiterverarbeitung genutzten Abformungen (Abb. 5.9) wurde annähernd bestätigt.

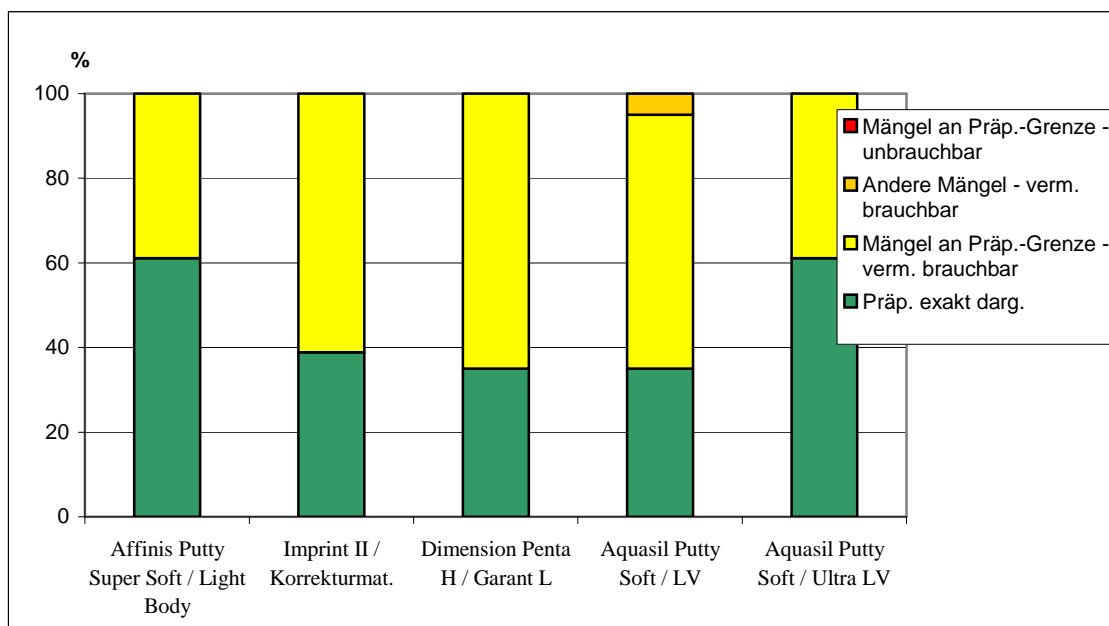


Abb. 5.10 Visuelle Beurteilung der einzelnen Stümpfe der zur Weiterverarbeitung genutzten Modelle je Materialgruppe

Auch im paarweisen Vergleich der Materialgruppen waren keine signifikanten Unterschiede zu beobachten (Exakter Test nach Fisher, $p > 0,05$) (Tabelle 5.7).

	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	0,318				
Dimension	0,193	1,0			
Aquasil	0,193	1,0	1,0		
Aquasil Ultra	1,0	0,318	0,193	0,193	

5.6 Einfluss von Blutung und Lage der Präparationsgrenze auf das Ergebnis der Doppelmischabformung (Erstabformung)

Bei vorhandenen Blutungen war das Auftreten von nicht verwendbaren Doppelmischabformungen („Mängeln an der Präparationsgrenze – unbrauchbar“) doppelt so hoch, wie bei blutungsfreien Abformungen. Ebenfalls war eine exakt dargestellte Präparationsgrenze bei blutungsfreien Verhältnissen etwa 3-mal so häufig vorhanden (Abb. 5.11).

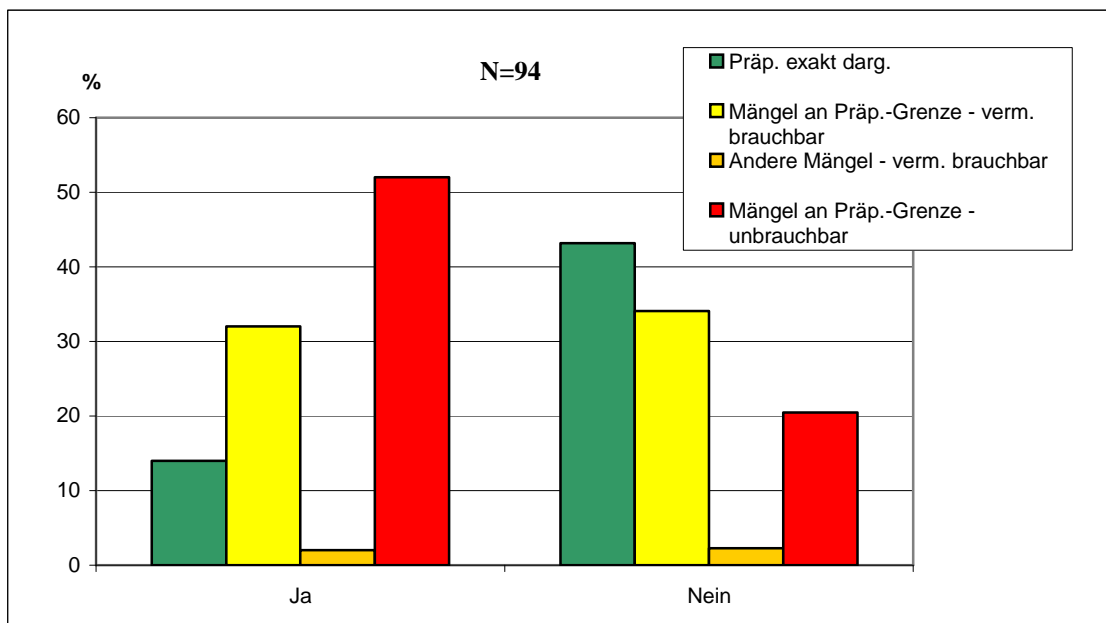


Abb. 5.11 Einfluss von Blutung auf das Abformergebnis

In Abb. 5.12 ist der Einfluss der Lage der Präparationsgrenze auf das Ergebnis der Doppel-
mischabformung dargestellt. Bei rein infragingivaler Präparation waren vermehrt Mängel an
der Präp.-Grenze zu erkennen.

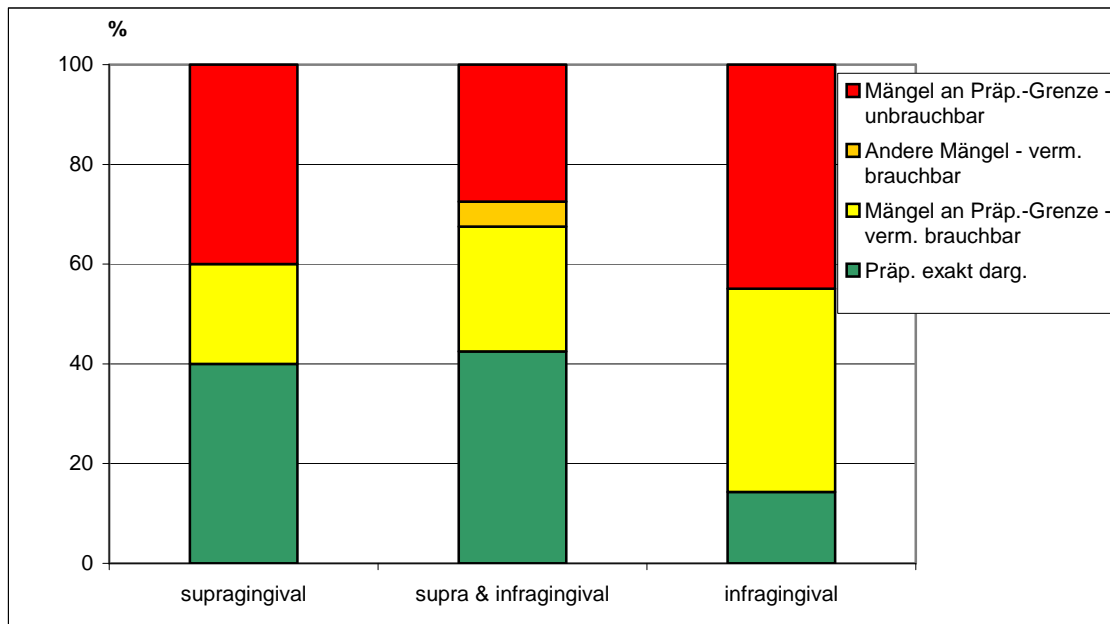


Abb. 5.12 Einfluss der Lage der Präparationsgrenze auf das Abformergebnis

5.7 Maximale Randschlussfehler pro Pfeiler in Abhängigkeit vom Abformmaterial

Abb. 5.13 zeigt die maximalen Randschlussfehler je Stumpf in Abhängigkeit vom jeweiligen Abformmaterial. Die geringsten marginalen Diskrepanzen fanden sich bei *Affinis* (Mittelwert: 250), gefolgt von *Aquasil Ultra* (Mittelwert: 283) und *Imprint-2* (Mittelwert: 289). *Aquasil Ultra* zeigte dabei wesentlich geringere Randspalten der fertigen Restaurationen als *Aquasil*.

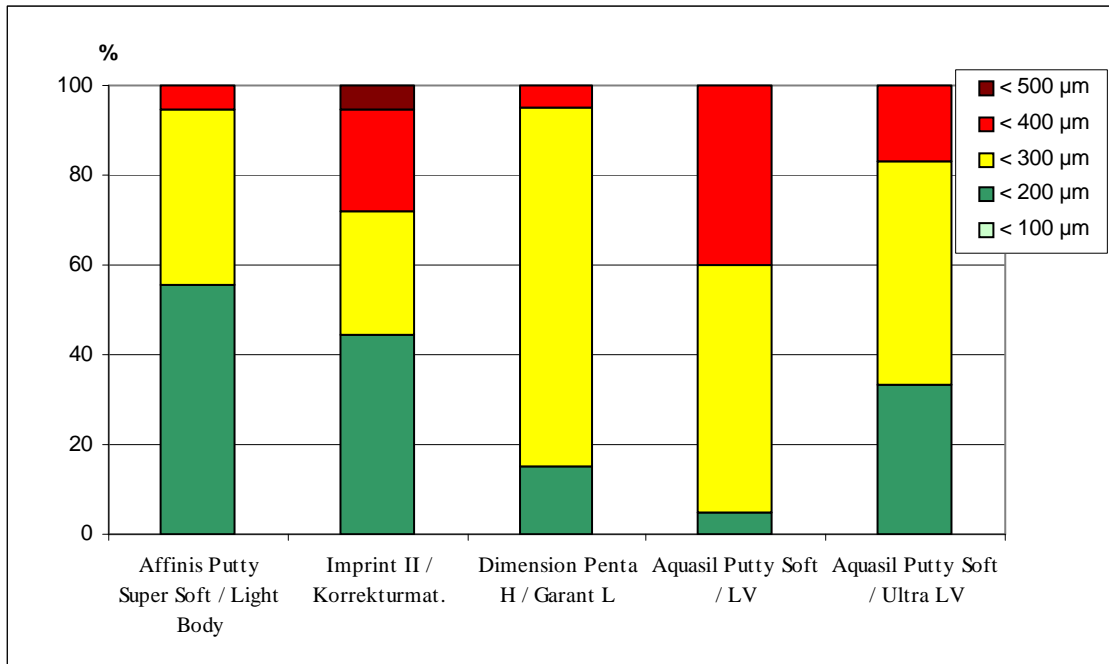


Abb. 5.13 Maximaler Randschlussfehler pro Pfeiler je Materialgruppe

Der exakte Test nach Fisher zeigte im paarweisen Vergleich keine statistischen Unterschiede zwischen den Materialien *Affinis*, *Imprint-2* und *Aquasil Ultra*. Signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) waren aber jeweils zu den Materialien *Dimension Penta* (Mittelwert: 290) und *Aquasil* (Mittelwert: 335) vorhanden (Tabelle 5.8).

	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	0,384				
Dimension	0,020	0,006			
Aquasil	0,001	0,012	0,022		
Aquasil Ultra	0,373	0,516	0,191	0,058	

Auch in der Aufteilung in die Zahngruppen „Frontzahn, Prämolare und Molare“ konnte mit *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* in allen drei Gruppen tendenziell günstigere Ergebnisse erzielt werden (Abb. 5.14). Die Unterschiede waren signifikant ($p > 0,05$).

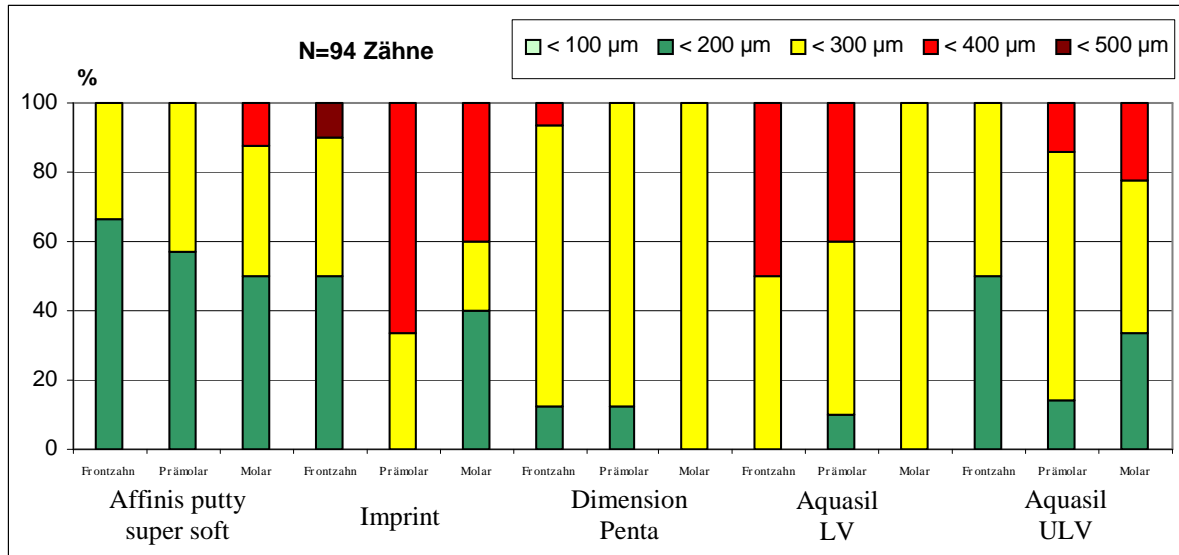


Abb. 5.14 Maximaler Randschlussfehler pro Pfeiler aufgeteilt nach Zahngruppe

In der Gruppe Frontzahn waren im paarweisen Vergleich der Materialien statistisch signifikante Unterschiede zwischen *Affinis*, *Dimension Penta* und *Aquasil*, sowie zwischen *Aquasil* und *Aquasil Ultra* zu beobachten (Exakter Test nach Fisher, $p < 0,05$) (Tabelle 5.9).

Tabelle 5.9 Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Gruppe Frontzahn. Exakter Test nach Fisher (P-Werte)					
	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	0,854				
Dimension	0,025	0,044			
Aquasil	0,006	0,018	0,037		
Aquasil Ultra	0,895	0,955	0,386	0,020	

In der Gruppe Prämolar waren im paarweisen Vergleich der Materialien statistisch signifikante Unterschiede zwischen *Affinis* und *Imprint-II* vorhanden (Exakter Test nach Fisher, $p < 0,05$) (Tabelle 5.10).

Tabelle 5.10 Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Gruppe Prämolar. Exakter Test nach Fisher (P-Werte)

	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	0,042				
Dimension	0,119	0,055			
Aquasil	0,064	0,945	0,122		
Aquasil Ultra	0,266	0,458	0,713	0,784	

In der Gruppe Molar zeigte der Exakte Test nach Fisher keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) zwischen den Materialgruppen (Tabelle 5.11).

Tabelle 5.11 Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Gruppe Molar. Exakter Test nach Fisher (P-Werte)

	Affinis	Imprint-II	Dimension	Aquasil	Aquasil Ultra
Affinis					
Imprint-II	0,504				
Dimension	0,456	0,138			
Aquasil	0,456	0,138	0,895		
Aquasil Ultra	0,895	0,700	0,573	0,573	

6 Diskussion

Die Anzahl an *in-vivo* Untersuchungen zur Qualität und Genauigkeit von Abformungen und der aus ihnen resultierenden Restaurationen ist deutlich geringer als die Anzahl vergleichbarer *in-vitro* Untersuchungen. Dies ist besonders auf die Schwierigkeit der Versuchsdurchführung zurückzuführen [121].

Eine, wie im Laborversuch reproduzierbare Ausgangssituation ist klinisch nicht realisierbar. Zum Erzielen einer auswertbaren Anzahl an Pfeilerzähnen sind unterschiedliche Patienten mit erwartungsgemäß unterschiedlich klinischen Befunden (Lage der abzuformenden Zähne, Lage der Präparationsgrenze, Zustand der Gingiva, etc.) in die Untersuchung einzubeziehen. Die klinische Bestimmung der Randschlussgenauigkeit der resultierenden Restaurationen, die zur Bestimmung der Präzision einer Abformung letztendlich maßgeblich ist, ist in der Durchführung erschwert und deshalb oftmals fehlerbehaftet [54].

Die große Diskrepanz in den Ergebnissen zwischen *in-vivo* und *in-vitro* Untersuchungen, besonders bei der Betrachtung der resultierenden Kronenrandspalten zeigt, dass ein deutlicher Einfluss klinischer Faktoren bei der Abformung vorhanden ist. Untersuchungen unter Laborbedingungen sind, abhängig von der gewählten Methodik, geeignete Materialeigenschaften wie Schrumpfung, Deformation und Kontaktwinkel zu ermitteln [70]. Diese Eigenschaften sind allerdings klinisch von untergeordneter Bedeutung [116].

6.1 Methodenkritik

Die klinische Bestimmung der Passgenauigkeit der fertigen Restaurationen erfolgte durch Sondenmessung mit kalibrierten Messsonden. Die Durchmesser der fünf Sondenspitzen betragen 0,1 mm bis 0,5 mm. Eine eventuell vorhandene Randfuge zwischen Restauration und Zahn kann somit durch abtasten des Kronenrandes ermittelt und in ihrer Dimension eingeordnet werden. Diese Methode stellt in der täglichen Praxisroutine ein einfaches und aussagekräftiges Verfahren dar [126]. Unstrittig ist allerdings, dass durch den Benutzer die vorhandene Randfuge mit den Messsonden eher zu klein als zu groß bestimmt wird [117]. Die Bewertungen durch den Prüfer liefern somit tendenziell bessere Ergebnisse, als dies den realen Bedingungen entspricht. Ebenso müssen die zu bewertenden Kronenränder für die Sonden gut zugänglich sein. Approximal ist somit die Messung deutlich erschwert. Ebenso können tief infragingival liegende Kronenränder eine exakte Messung erschweren.

Darüber hinaus ist die Erfassung der marginalen Geometrie, ob Kronenränder über- oder untertendiert, abstehend, zu lang oder zu kurz sind, durch die Messsonden nur unzureichend. Hier sind andere Messverfahren, wie z.B. die Replika-Technik im Vorteil [56]. Als Routinekontrolle ist diese aufwendige Testmethode allerdings undenkbar, da bei klinischen Untersuchungen auch immer die Belastung des Patienten mitbeachtet werden muss.

Bei der Wahl der Untersuchungsmethode muss somit die Messgenauigkeit, wie allerdings auch die klinische Durchführbarkeit beachtet werden. Als klinische Routinekontrolle hat sich daher die visuelle Prüfung in Verbindung mit Sondentastung als brauchbar erwiesen [54].

Zur Bestimmung der Randschlussgenauigkeit der einzelnen Restaurationen wurde der Randspalt an sechs definierten Messstellen pro Pfeiler bestimmt. Von diesen sechs Messstellen wurde der Maximalwert, d.h. der größte gemessene Randspalt pro Pfeiler zur Beurteilung der Restauration herangezogen. Dies erfolgte aus der Überlegung, dass eine Restauration als nur so gut bewertet werden kann, wie ihr schlechtester Wert (größter Randspalt) es vorgibt. Denn auch eine bis auf einen minimalen Randspaltbereich ansonsten perfekt passende Restauration kann genau in diesem Fehlerbereich eine Kariesprogression bedingen, ungeachtet des sonst perfekten Randschlusses.

Neben der Beurteilung der fertigen Restaurationen erfolgte auch eine visuelle Beurteilung der Abformungen durch den Prüfer. Hierbei wurde die vollständige Erfassung der abzuformenden Bereiche beurteilt und bei fehlerhaften Stellen über eine Wiederholungsabformung entschieden. Ebenso erfolgte im Anschluss durch den Prüfer eine visuelle Beurteilung der resultierenden Arbeitsmodelle auf Vollständigkeit und „Lesbarkeit“, besonders um eine eindeutige Freilegung der Präparationsgrenze und damit eine möglichst exakt passende Laborarbeit zu gewährleisten. Auf eine weiterführende Beurteilung der Abformungen und Modelle, wie z.B. einem 3D-Scan zur Bestimmung von Dimensions- und Erfassungsgenauigkeiten [95], wurde aufgrund der praxisnahen Durchführung der Studie verzichtet.

Da bei dieser klinischen Studie verschiedene Patienten, mit unterschiedlich klinischen Bedingungen in einer Untersuchung zusammengefasst wurden erfolgte eine umfangreiche Dokumentation und Beurteilung der für eine Abformung relevanten klinischen Parameter. Um im Verlauf eine gewisse „Angleichung“ der klinischen Abformverhältnisse und somit die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu ermöglichen, erfolgte im Ergebnisteil eine ausgeprägte Gruppeneinteilung entsprechend der verschiedenen Bereiche und Fragestellungen.

Eine reproduzierbare klinische Ausgangssituation vergleichbar eines Urmodells ist hier nicht möglich.

6.2 Interpretation der Ergebnisse

Zur Besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse wurden die abgeformten Zähne, die im Rahmen der Studie zur Auswertung herangezogen wurden, in drei verschiedene Zahngruppen eingeteilt:

1. Frontzähne (Zähne 13 bis 23 und 33 bis 43)
2. Prämolaren (Zähne 14,15; 24,25; 34,35 und 44,45)
3. Molaren (Zähne 16,17; 26,27; 36,37 und 46,47)

Außer Frage steht, dass ein Gelingen der Abformung im Seitenzahnbereich - aufgrund der oralen Begebenheiten (Zugänglichkeit, Einsicht, Muskeltonus, Speichelfluss) - schwieriger zu bewerkstelligen ist, als im Frontzahnbereich. Die Relevanz klinischer Einflussfaktoren wurde von unterschiedlichen Autoren immer wieder bestätigt [8; 70; 120; 121].

Die unterschiedliche Anzahl der Zähne in den einzelnen Zahngruppen ist durch das Randomisierungsverfahren bedingt, das zwar zu einer homogenen Gruppengröße bezüglich der verwendeten Abformmaterialien führt, allerdings keine gleichmäßige Pfeilerverteilung in den verschiedenen Zahngruppen gewährleisten konnte.

Auffällig war, dass jeweils mit den Materialien *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* und *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV* die meisten Seitenzähne (Prämolaren und Molaren) und bei *Aquasil Putty Soft* 7 *Aquasil Ultra LV* mit 55,6% zusätzlich die meisten Molaren abgeformt wurden. Die trotzdem guten Messergebnisse beim maximalen Randschlussfehler sprechen zusätzlich für die Leistungsfähigkeit dieser Materialien. Des Weiteren bestätigen die Ergebnisse der „Visuellen Beurteilung der Stümpfe aus den Erstabformungen“ nach Aufteilung in die verschiedenen Zahngruppen eine Auswirkung der Lage des abzuformenden Zahnes auf das Abformergebnis (siehe Abb. 5.10). Im Molarenbereich waren hier deutlich schlechtere Ergebnisse zu beobachten. Durch die eingeschränkte Zugänglichkeit des Molarenbereiches ist die Vorbereitung des Arbeitsfeldes (Präparation; Vorbereitung des Parodontiums; Retraktionsmaßnahmen; Trockenlegung) erschwert. Der Einfluss klinischer Parameter wird hier wiederum deutlich.

Die Zähne wurden zusätzlich in verschiedene Versorgungsgruppen eingeteilt:

1. Teleskopkronen

2. Brücken

3. Kronen

Hintergrund war, dass eine Abformung von z.B. vier teleskopierenden Pfeilerzähnen, die oftmals auch noch über beide Quadranten eines Kiefers verteilt sind, wesentlich schwieriger zu bewerkstelligen ist, als die Abformung einer Einzelkrone. Der Schwierigkeitsgrad einer Abformung steigt damit von der Einzelkrone über die Brücke bis zu den Teleskopkronen, unabhängig von der klinischen Ausgangssituation. Mit dem Material *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* wurden deutlich mehr Brücken und die wenigsten Kronen abgeformt (Abb. 5.2). Dies verdeutlicht bezüglich der Ergebnisse die Leistungsfähigkeit des Materials.

Die Abformungen wurden im normalen Procedere der studentischen Behandlung in der Doppelmischtechnik erstellt. Eventuell notwendigen Wiederholungen wurden in der Korrekturtechnik genommen. Durch die Wiederholung in der zwar zeitlich aufwendigeren, aber einfacher zu bewerkstelligenden Korrekturtechnik, die zusätzlich noch eine sichere Erfassung infragingival lokalisierter Präparationsgrenzen als die Doppelmischtechnik gewährleistet, wurde eine Belastung der Patienten durch Mehrfachwiederholungen ausgeschlossen [115; 121]. Zahlreiche Studien bestätigen immer wieder die fehlerhafte Darstellung infragingivaler Areale (in der Regel die Präparationsgrenze) bei der Doppelmischabformung. Als Ursächlich werden hier meistens der fehlende Stempeldruck, sowie das Vorliegen von Sulcusflüssigkeiten angeführt [35; 116; 117; 121]. Gleichwohl wird mit diesem Verfahren eine äußerst präzise und dimensionstreue Wiedergabe der Mundsituation erzielt, weshalb es für die Erstabformung angewandt wurde [95].

Die unterschiedliche Anzahl an Wiederholungen je Materialgruppe ist neben klinischen Parametern auch auf materialimmanente Eigenschaften zurückzuführen.

Ursächlich für das Wiederholen der Abformungen war die unvollständige Erfassung der Präparationsgrenzen durch das Abformmaterial. Statistisch war durch den „exakten Test nach Fisher“ kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festzustellen (Vgl. Abb. 5.6).

Gründe für die unterschiedliche Darstellungsfähigkeit der Präparationsgrenze, besonders bei infragingivaler Lage, sind in unterschiedlichen rheologischen Eigenschaften und der Hydrophilie der geprüften Materialien zu vermuten. Des Weiteren sind besonders in der Doppelmischtechnik die Konsistenzen von Vorabform- und Korrekturmaterial, wie auch die Abstimmung der Viskositäten zwischen beiden Materialien, als ursächlich in Betracht zu ziehen.

Die Vorabformmaterialien Imprint II und Dimension Penta H waren von mittelfließender Konsistenz. Dies kann sich negativ auf die Darstellungsfähigkeit infragingival lokalisierter Präparationsgrenzen auswirken [27]. Der Staudruck, mit dem die Materialien in den Sulcus gepresst werden ist verringert, wodurch es zusätzlich oftmals zu Materialunterschüssen im Bereich von Unterschnitten, sog. Fließnasen und damit zu fehlerhaften Abformungen kommen kann [47]. Unterschiede zwischen knetbaren und mittelfließenden Materialklassen konnten hier nicht gemacht werden. Die Abstimmung zwischen Vorabform- und Korrekturmasse und die Abformtechnik scheinen somit einen maßgeblicheren Einfluss auf das Abformergebnis zu haben [122]. Eine Wiederholung einer Korrekturabformung war nicht notwendig, was die Leistungsfähigkeit der Korrekturtechnik unterstreicht [92; 116; 121].

Imprint II und Dimension Penta H sind die einzigen maschinengemischten Materialien in der Untersuchung (Imprint II – Statikmischer; Dimension Penta H – Pentamix-Mischsystem). In einem Laborversuch von WÖSTMANN [122] zeigten maschinengemischte Materialien eine bessere Abformgenauigkeit als handangemischte Materialien, was aufgrund der jetzigen Ergebnisse nicht bestätigt werden konnte. Dies ist u. a. auf den unterschiedlichen Versuchsaufbau und den in dieser Untersuchung besonders deutlich werdenden Einfluss klinischer Faktoren zurückzuführen.

Bei der visuellen Beurteilung der einzelnen Pfeilerzähne der Doppelmischabformungen auf ihre Nutzbarkeit zeigte das Material *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body* in 55,6% der Fälle eine „exakt dargestellte Präparationsgrenze“ und lag damit tendenziell bzw. signifikant besser als die Vergleichprodukte (Vgl. Kap 5.3).

Ausschlaggebend für das unterschiedliche Ergebnis bei der visuellen Beurteilung, ist die Darstellungskraft der Materialien (Sulkusgängigkeit, Anfließvermögen). Ob eine Präparationsgrenze durch das Material exakt dargestellt wurde, oder ob Mängel bzw. vermutlich Mängel bestanden, ist auf unterschiedliche rheologischer Eigenschaften, sowie das klinische Umfeld zurückzuführen.

Ob allerdings eine fehlerfreie bzw. fehlerhafte Abformung als fehlerfrei bzw. fehlerhaft eingestuft wird, hängt zusätzlich noch mit der Farbgebung der Materialien und Kontrastierung zwischen Vorabform- und Korrekturmasse zusammen. Helle und kräftige Farben, sowie deutliche Farbunterschiede zwischen Vorabform- und Korrekturmaterial, lassen sich visuell am besten Beurteilen.

Diese visuelle Beurteilbarkeit der Materialien bzw. der Abformungen ist im klinischen Prozedere das Ausschlusskriterium, ob eine Abformung zur Weiterverarbeitung genutzt wird oder nicht und deshalb natürlich von besonderer Bedeutung und Wichtigkeit.

Nur in Ausnahmefällen sollte zur Beurteilung einer Präparationsgrenze die Auswertung eines Modells, wo durch die Zeichnungsschärfe des Gipses und die Möglichkeit einer manuellen Freilegung der Präparationsgrenzen mittels Fräse eine einfache und äußerst präzise Fehlerbewertung möglich ist, notwendig sein. Man beachte hier auch die notwendige Wirtschaftlichkeit.

In dieser Untersuchung zeichneten sich alle fünf Materialien durch eine gute Lesbarkeit ungeachtet des Ergebnisses, ob fehlerhaft oder fehlerfrei, aus. Dies wurde beim Vergleich der visuellen Beurteilung der verwertbaren Abformungen und verwertbaren Modelle deutlich. Hier waren kaum Unterschiede zu erkennen. Eine visuell als fehlerfrei bzw. fehlerhaft aber nutzbar eingestufte Abformung wurde in der Regel im Modell, was wie oben bereits erwähnt sehr genau lesbar und bereits geringste Mängel aufzeigt, ebenfalls als fehlerfrei bzw. fehlerhaft aber nutzbar bestätigt. Vgl. Kap. 5.4 und 5.5.

Durch das Beschleifen eines Zahnes mit infragingival lokalisierter Präparationsgrenze kommt es zu einer Verletzung des marginalen Parodonts. In dieser Studie ist in 96,8% der Fälle die Präparationsgrenze teilweise bzw. komplett infragingival lokalisiert. Gründe für eine infragingivale Präparationsform sind der ästhetische Anspruch, einen Kronenrand im Gingivasulcus „zu verstecken“, die Ausdehnung des kariösen Defekts, der eine Überkronung notwendig machte und das Erzielen einer ausreichenden Retentionsfläche für die spätere Krone. Durch die Verletzung ist eine erhöhte Blutungsneigung der Gingiva und Sulcusexudation gegeben, was sich bei evtl. vorliegenden Parodontopathien (Abb. 5.3) bzw. einer schlechten Mundhygiene und dadurch evtl. vorliegenden Gingivitis (Abb. 5.4) noch zusätzlich negativ auf das Abformergebnis auswirken kann.

In dieser Studie waren in 47.2% der Fälle gingivale bzw. parodontale Probleme zu beobachten. Besonders bei einer zeitnahen Abformung ist deshalb mit einer erhöhten Mißerfolgsquote zu rechnen. Aus diesem Grunde erfolgte die Abformung generell frühestens eine Woche nach Präparation, bzw. bis die Gingiva vollständig abgeheilt war [116; 120]

Das Weichgewebsmanagement und eine adäquate Trockenlegung des abzuformenden Bereiches sind essentielle Voraussetzungen für eine effektive Abformung [70].

Dabei ist eine Abformung unter Lokalanästhesie, damit eine effektive, schmerzfreie Trocknung der präparierten Pfeiler und das Legen der Retraktionsfäden möglich sind, unverzichtbar. Des Weiteren enthalten die meisten Lokalanästhetika vasokonstriktorische Zusätze, die zu einer Blutarmut im abzuformenden Gebiet führen und dadurch Sulkusblutungen entgegenwirken, die sich negativ auf das Abformergebnis auswirken [118]

Bei anamnestischer Unauffälligkeit wurden daher Lokalanästhetika und Retraktionsfäden mit vasokonstriktorischen Zusätzen verwendet.

In diesem Zusammenhang ist besonders die Darstellung infragingival lokalisierter, also für das Abformmaterial nicht direkt zugänglicher präparierter Bereiche bzw. Präparationsgrenzen zu erwähnen. In dieser Studie sind 96,8% der Präparationsgrenzen vollständig bzw. teilweise infragingival lokalisiert, sodass eine Retraktionsmaßnahme notwendig war. Um eine vollständige Abformung dieser Bereiche zu gewährleisten erfolgte die Verdrängung der Gingiva im Normalfall mit Epinephrin imprägnierten Fäden.

Neben elektrochirurgischen Verfahren und der Gingitage (Darstellung des Sulkus durch rotierende Instrumente) ist die mechanische Verdrängung der Gingiva als Mittel der Wahl zu sehen. Neben sulkusöffnenden Pasten und Retraktionsmanschetten ist die Sulkusöffnung mittels Fäden die am meisten verwendete Methode [70].

Bei der Materialgruppe *Aquasil Soft Putty* / *Aquasil Ultra LV* waren im Vergleich zu allen anderen Gruppen, die meisten Pfeiler mit einer komplett infragingival lokalisierten Präparationsgrenze zu beobachten. Dies ist im Hinblick auf die Ergebnisse in sofern wichtig, da die Darstellung infragingival lokalisierter Präparationsgrenzen durch das Abformmaterial - besonders bei einer Doppelmischabformung - erschwert ist [92; 115; 116].

Bei der Beurteilung des maximalen Randschlussfehlers je Zahn zeigten *Affinis* (Mittelwert: 250), *Aquasil Ultra* (Mittelwert: 283) und *Imprint-2* (Mittelwert: 289) die geringsten marginalen Diskrepanzen. Die Unterschiede zu den Materialien *Dimension Penta* und *Aquasil* waren signifikant (Vgl. Kap. 5.7).

Ursachen für die unterschiedlichen Ergebnisse der Restorationspassgenauigkeit zwischen den Materialgruppen sind neben den bereits beschriebenen Fehlerquellen, in weiteren materialimmanenten Eigenschaften zu suchen.

So ist die Dimensionsstabilität der Materialien für eine exakte Reproduktion des Zahnstumpfes im Gipsmodell wichtig. Dafür müssen die Materialien eine hohe Elastizität für ein gutes Rückstellvermögen nach Abnahme der Abformung bei gleichzeitig hoher Reißfestigkeit besitzen. Das lineare Dimensionsverhalten durch polymerisations- und lagerungsbedingte Schrumpfung sollte möglichst gering sein. Des Weiteren muß ein gutes und exaktes Anfließen des Materials an den Zahn gewährleistet sein, um alle Areale adäquat darstellen zu können. Hydrophile Materialien sind somit wünschenswert. Weiterhin ist eine ausgewogene Verarbeitungszeit notwendig, um das Auftreten endogener Spannungen, die später zu einer Verzerrung der Abformung führen können, zu achten.

Es ist zu vermuten, dass diese materialimmanenten Eigenschaften sich ebenfalls auf die Abformergebnisse der untersuchten Materialien ausgewirkt haben. Eine Identifikation solcher Fehler ist mit bloßem Auge im Rahmen der visuellen Beurteilung allerdings nicht möglich, deshalb kommen diese Fehlerquellen erst bei der Anprobe der Restauration und der Messung der Randschlussgenauigkeit zu Tage [118].

Dies wird besonders bei der Betrachtung der Materialgruppen *Aquasil Ultra* und *Aquasil* deutlich. Bei der Weiterentwicklung *Aquasil Ultra*, die sich lt. Hersteller durch ausgeprägte hydrophile Eigenschaften auszeichnet, wurden deutlich geringere Randschlussfehler gemessen. Exakter Test nach Fisher, $p=0,058$ (Vgl. Kap. 5.7). In wieweit dies von den Fließeigenschaften bzw. der Hydrophilie abhängt sollte in weiterführenden Studien geklärt werden.

6.3 Schlussfolgerung

Die größte Schwierigkeit bei der Abformung liegt in der Darstellung infragingival lokalisierter Präparationsgrenzen. Sofern es die klinische Situation zulässt, sollte deshalb eine supragingivale Lage der Präparationsgrenze präferiert werden.

Da klinische Faktoren einen großen Einfluss auf das Abformergebnis haben muß auf ein gutes Gewebemanagement während der Abformung geachtet werden (Anästhesie, Vermeidung von Blutungen, Retraktion der Gingiva, Trockenheit des Abformgebietes).

Die verwendeten Materialkombinationen haben im Rahmen der gewählten Abformtechnik, einen maßgeblichen Einfluß auf das Abformergebnis. Die Darstellungsfähigkeit der Abformmaterialien wird durch unterschiedliche rheologische Eigenschaften beeinflusst. Hydrophile Fließeigenschaften wirken sich hier positiv auf das Abformergebnis klinisch schwer darzustellender Bereiche aus. Es sollten daher hydrophilisierte Materialien mit einem Putty-Vorabformmaterial und einem Lightbody-Korrekturmaterial bevorzugt werden.

7 Zusammenfassung

Randspalten zwischen Restaurationen und der Zahnhartsubstanz stellen ein zentrales Problem in der prothetischen Zahnheilkunde dar. Die Randschlussgenauigkeit muss aufgrund der Gesunderhaltung der Zähne und des Zahnhalteapparates, sowie der Lebensdauer der Restaurationen so hoch wie möglich sein [21].

Das Ziel dieser Untersuchung war es daher, im Rahmen einer retrospektiven Studie, die Abformgenauigkeit von fünf Polyvinylsiloxanen anhand der fertigen prothetischen Restauration zu vergleichen.

94 Zähne wurden für die Aufnahme von Kronen, Brücken oder Teleskopkronen unter standardisierten Bedingungen vorbereitet und durch 55 Abformungen, davon jeweils 11 mit *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light-Body* bzw. *Affinis Regular-Body*, *Aquasil Putty Soft / Aquasil LV*, *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV*, *Dimension Penta H / Dimension Garant L* und *Imprint-II hochviskos / Imprint-II niedrigviskos*, auf ein Gipsmodell zur indirekten Restaurationsherstellung im Dentallabor übertragen. Erstabformungen erfolgten in der Doppelmischtechnik, evtl. notwendige Wiederholungen, z.B. aufgrund einer zirkulär nicht komplett dargestellten Präparationsgrenze, in der Korrekturtechnik.

Die Randschlussqualität der fertigen Kronen bzw. Brücken wurden bei der Anprobe im Mund des Patienten mit einem Messsondensatz bestehend aus fünf μm -Messsonden (100-500 μm / Abstand 100 μm) an sechs definierten Stellen jedes einzelnen Pfeilers beurteilt.

Die in der Auswertung gemessenen Randschlussfehler lagen je nach Material zwischen $<100 \mu\text{m}$ und $<500 \mu\text{m}$. In 60% bis 94,4% der Fälle lag der maximale Randschlussfehler pro Zahn je nach Material unter 300 μm .

Beim Vergleich der Materialien waren weiterhin qualitative Unterschiede bei der Beurteilung der Erst- und Wiederholungsabformungen zu beobachten. Das Material *Affinis* zeigt hier die genauesten Resultate. Bei der Beurteilung der zur Herstellung der Restaurationen genutzten Arbeitsmodelle zeigten die Materialien *Affinis* und *Aquasil Ultra* die detailgetreuesten Wiedergaben. Bei den Randspaltnmessungen der fertigen Restaurationen zeigt ebenfalls das Material *Affinis* im Vergleich die geringsten Ungenauigkeiten.

Beim Vorliegen einer Sulkusblutung während der Abformung und bei komplett infragingival lokalisierten Präparationsgrenzen waren über alle Materialien vermehrt Fehler bei den Doppelmischabformungen zu beobachten.

Die Ergebnisse der Untersuchung verdeutlichen, dass neben den Abformmaterialien und den Abformtechniken, klinische relevante Faktoren einen großen Einfluss auf das Gelingen einer Abformung haben und damit in der Folge die Präzision einer prothetischen Restauration im bedeutendem Maß beeinflussen können.

8 Summary

Marginal discrepancies between crowns and abutment teeth are a major problem in fixed prosthetic treatments. The accurate marginal fit is mandatory for the periodontal health of the abutment tooth and the longevity of the restoration.

It was therefore the purpose of this retrospective study to determine the effect of five different polyvinylsiloxane impression materials on the marginal accuracy of fixed restorations.

55 impressions were made with *Affinis Putty Super Soft / Affinis Light-Body* respectively *Affinis Regular-Body*, *Aquasil Putty Soft / Aquasil LV*, *Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV*, *Dimension Penta H / Dimension Garant L* and *Imprint-II hochviskos / Imprint-II niedrigviskos* from 94 abutment-teeth which have been prepared for the uptake of fixed prosthodontic restorations. The first impression was made using a one-step putty-wash technique. Provided that the finish line or other areas of the prepared teeth were not reproduced sufficiently, a two-step putty-wash technique was used for the second impression.

The marginal discrepancy of the indirect restorations was measured in the patients mouth using explorers with standardized tip diameters of 100 μm , 200 μm , 300 μm , 400 μm and 500 μm at 6 defined measuring sites per tooth.

The marginal discrepancies ranged from $<100 \mu\text{m}$ to $<500 \mu\text{m}$ depending on the impression material used. In 60% to 94.4%, the marginal discrepancies were less than 300 μm . Impressions made with *Affinis* showed the fewest defects compared with the other materials tested. Master casts, poured from *Affinis- and Aquasil Ultra-impressions*, showed the best detail reproduction. The crowns of the *Affinis-group* showed the lowest marginal discrepancies.

Infragingivally located finish lines were reproduced insufficiently by all material combinations on condition that bleeding occurred during impression making (one-step putty-wash technique).

The results clearly indicate that the quality of an impression as well as the resulting prosthodontic restoration is directly affected by different clinical parameters.

9 Literaturverzeichnis

1. Bader F and Setz J. Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. Dtsch Zahnärztl Z, 1991; 46: 346-348
2. Barghi N and Ontiveros J. A predictable and accurate technique with elastomeric impression materials. Am J Dent, 1999; 12: 161-163
3. Belser UC, MacEntee MI, and Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal margin designs in vivo: A scanning electron microscope study. J Prosthet Dent, 1985; 53: 24-29
4. Bieniek KW and Küpper H. Histologische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zur marginalen Passform von Hi-Ceram-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z, 1988; 43: 1119-1122
5. Biffar R. Die metrische Randspaltanalyse - ein verlässliches Hilfsmittel zur Qualitätsbeurteilung oder ein statistisches und methodisches Problem. Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde Anspruch und Wirklichkeit. Hüthig Verlag Heidelberg, 1995
6. Björn AL, Björn H, and Gokovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level, part II - crowns. Ondont Revy, 1970; 21: 337-346
7. Blanchard JP. Neues Verfahren der Sulkusöffnung zur Abformung für festsitzenden Zahnersatz. Die Quintessenz, 2001; 52: 121-127
8. Blatz MB, Burgess JO, and Holst S. Selected characteristics of a new polyvinyl siloxane impression material - A randomized clinical trial. Quintessence Int, 2005; 36: 97-104
9. Böning K, Walter M, and Schuette U. Clinical significance of surface activation of silicone impression materials. J Dent, 1998; 26: 447-452

10. Böning K, Wolf B, Schmidt A, Kästner K, and Walter M. Klinische Randspaltmessung an Procera AllCeram-Kronen. Dtsch Zahnärztl Z, 2000; 55: 97-100
11. Böttger H. Erfahrungen mit Silikonabformmaterialien. Zahnärztl Welt, 1965; 74: 616-619
12. Boyle J, Naylor WP, and Blackmann RB. Marginal accuracy of metal ceramic restorations with porcelain facial margins. J Prosthet Dent, 1993; 69: 19-27
13. Brauer GM. Zinkoxid-Eugenol als zahnärztlicher Werkstoff (Teil1). Dtsch Zahnärztl Z, 1976; 31: 824-834
14. Carrotte P, Johnson A, and Winstanley RB. The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work - an investigation and review. Brit Dent J, 1998; 185: 580-585
15. Craig RG and Sun Z. Trends in elastomeric impression materials. Oper Dent, 1994; 19: 138-145
16. Crysanti CM. Zementstärke und Mikrospalten unter metallkeramischen Restaurationen: Eine in-vivo-Untersuchung. Int J Par Rest Zahnheilk, 1992; 12: 309-316
17. Demmel HJ. Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z, 1971; 26: 700-705
18. Deutrich U and Jepp R. Hilfsmittel zur Gingivaretraktion. Zahnarzt & Praxis, 2002; 5: 114-121
19. Diedrich P and Erpenstein H. Rasterelektronenoptische Randspaltanalyse von in vivo eingegliederten Stufenkronen und Inlays. Schweiz Mschr Zahnheilk, 1985; 95: 575-580
20. Donath K and Roth K. Histologisch-morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen. Z Stomatol, 1987; 84: 53-73

21. Dreyer-Jorgensen K. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. Dtsch Zahnärztl Z, 1958; 13: 461-469
22. Eichner K. Kronenrand und Parodontium. Dtsch Zahnärztl Z, 1989; 44: 737-741
23. Eichner K and Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Thieme Verlag Stuttgart, 2005
24. Elderton R. Assessment of the quality of restorations. J Oral Rehabil, 1977; 4: 217-223
25. Erdmann H. Untersuchung über den marginalen Randschluß von Band- und Gußkronen an extrahierten, überkronen Zähnen. Med Diss Münster, 1972
26. Felton DA, Kanony BE, and Bayne S. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. J Prosthet Dent, 1991; 65: 357-364
27. Fenske C, Sadat Khonsari MR, Dade E, Jüde HD, and Gütschow F. Der Einfluß verschiedener Monophasenabformmaterialien auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen. Zahnärztl Welt, 1998; 107: 749-752
28. Fenske C, Sadat Khonsari MR, and Jüde HD. Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen. Dtsch Zahnärztl Z, 2001; 56: 35-38
29. Fercho V. Abformmethode zur Herstellung von Replika bei infragingival gelegenen Restaurationsrändern. Med Diss Köln, 1994
30. Fransson B, Oilo G, and Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. Dent Mater, 1985; 1: 197-201
31. Franz G. Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle. Dent Lab, 1981; 29: 65-70

32. Franz G. Zahnärztliche Werkstoffkunde. In Schwenzer, N.: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Bd. 3. Thieme Verlag Stuttgart, 1982
33. Fritz M. Das Polyethermaterial Impregum Penta DuoSoft. ZMK, 2001; 17: 623-626
34. Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M, and Stern N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. J Prosthet Dent, 1994; 71: 1-6
35. Gernet W and Mitteldorf J. Untersuchungen über die Realisierbarkeit des supragingival gelegenen Kronenrandes. Dtsch Zahnärztl Z, 1984; 39: 761-763
36. Geurtsen W. Der Kronen- und Füllungsrand. Dtsch Zahnärztl Z, 1990; 45: 380-386
37. Groten M, Axmann D, Pröbster L, and Weber H. Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltmessungen an Einzelzahnkronen. Dtsch Zahnärztl Z, 1998; 53: 260-265
38. Haas M. Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikkrone im Vergleich. Die Quintessenz, 1988; 39: 625-633
39. Hellwig E, Huels H, Stachniss V, and Klimek J. Passgenauigkeit von im Phantomkurs der Zahnerhaltung hergestellten Gussfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z, 1987; 42: 909-915
40. Hoffmann-Axthelm W. Die Geschichte der Zahnheilkunde. Quintessenz Verlag Berlin, 1973
41. Hofmann M. Der Korrekturabdruck (ein neues Verfahren für festsitzenden Zahnersatz). Zahnärztl Welt, 1965; 66: 160-164
42. Holmes J. Marginal fit of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent, 1992; 67: 594-599
43. Holmes J, Bayne S, Holland G, and Sulik W. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent, 1989; 62: 405-408
44. Hummert T, Barghi N, and Berry T. Postcementation marginal fit of a new ceramic foil crown system. J Prosthet Dent, 1992; 68: 766-770

45. Hung S, Purk J, Tira D, and Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent*, 1992; 67: 583-589
46. Idris B, Houston F, and Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *J Prosthet Dent*, 1995; 74: 535-541
47. Johnson GH and Craig RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent*, 1986; 55: 197-203
48. Johnson GH, Lepe X, and Aw TC. The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *J Prosthet Dent*, 2003; 90: 354-364
49. Jokstad. Clinical trial of gingival retraction cords. *J Prosthet Dent*, 1999; 81: 258-261
50. Kaplowitz GJ. Troubleshooting - Dual arch impressions. *JADA*, 1996; 127: 234-240
51. Kappert HF and Altvater A. Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlussverhalten von In-Ceram-Kronen und -Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1991; 46: 151-153
52. Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. *J Oral Rehabil*, 1986; 13: 423-432
53. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand*, 1993; 51: 129-133
54. Kerschbaum T, Mentler-Koeser M, and Stender E. Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde? *Zahnärztl Mitteilung*, 1990; 80: 2200-2210
55. Kerschbaum T and Thie BM. Funktionsverlust von feststehendem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1986; 41: 78-81

56. Kerschbaum Th. Normierter Kronenrand? - Eine Analyse aus klinischer Sicht. Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde Anspruch und Wirklichkeit. Hüthig Verlag Heidelberg, 1995
57. Kerschbaum Th. Was erwartet der Prothetiker vom Parodontologen? Dtsch Zahnärztl Z, 1984; 39: 844-848
58. Kerschbaum Th and Porschen C. Kronenrandschluß und -konturqualität in fünf Dentallaboratorien. Dtsch Zahnärztl Z, 1998; 53: 620-623
59. Körber KH and Ludwig K. Die technische Randschlussgenauigkeit der Ceplatinkrone. Dent Lab, 1985; 33: 897-900
60. Kraft E. Die Gestaltung des Kronenrandes. Dtsch Zahnärztl Z, 1969; 24: 750-757
61. Kröncke A and Petschelt A. Parodontologische Aspekte bei restaurativen Maßnahmen. Dtsch Zahnärztl Z, 1986; 41: 899-902
62. Kulenkamp D, Hausen BM, and Schulz KH. Berufliche Kontaktallergie durch neuartige Abdruckmaterialien in der zahnärztlichen Praxis. Zahnärztl Mitteilung, 1976; 66: 968-969
63. Lee EA. Predictable elastomeric impressions in advanced fixed prosthodontics: A comprehensive review. Pract Periodont Aesthet Dent, 1999; 11: 497-504
64. Lehmann KM. Einführung in die Zahnersatzkunde. Urban & Schwarzenberg Verlag München-Wien, 1988
65. Lehmann KM and Burgdorf HO. Untersuchungen zu zweizeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Korrekturabdruck). Zahnärztl Welt, 1978; 87: 430-433
66. Lehmann KM and Hartmann F. Untersuchungen zur Genauigkeit von Doppelabformungen. Die Quintessenz, 1982; 33: 985-987

67. Livaditis. Comparison of the new matrix system with traditional prosthodontic impression procedures. *J Prosthet Dent*, 1998; 79: 200-208
68. Luthardt R. Randomisierte, kontrollierte klinische Studie zur dreidimensionalen Abformgenauigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z*, 2001; 56: 603-607
69. Luthardt R, Sandkuhl O, Brakhage P, Kühmstedt P, and Lazarek K. Analyse einzelner Fehlerquellen innerhalb der Verfahrenskette Abformung - Modellherstellung - Digitalisierung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1999; 54: 627-631
70. Luthardt RG. Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z*, 2004; 59: 372-380
71. Marxkors R. Aesculap Messsonden DP 720-724 in Aesculap Dental-Katalog. B/Braun, 1990
72. Marxkors R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, 2000
73. Marxkors R. Der Randschluß der Gußkronen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 1980; 35: 913-918
74. Marxkors R and Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Hanser Verlag München, 1988
75. Meiners H. Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien. Hanser Verlag München, 1977
76. Millar B. How to make a good impression (crown and bridge). *Brit Dent J*, 2001; 191: 402-405
77. Morgano S, Milot P, Ducharme P, and Rose L. Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions. *J Prosthet Dent*, 1995; 73: 333-340

78. Morneburg Th, Müller N, and Große-Jüttermann D. Paßgenauigkeit im Studentenkurs gefertigter Kronen - eine Nachuntersuchung. Dtsch Zahnärztl Z, 1995; 50: 756-759
79. Müller N and Pröschel P. Kronenrand und parodontale Reaktion. Dtsch Zahnärztl Z, 1994; 49: 30-36
80. Nissan J, Laufer B, Brosh T, and Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. J Prosthet Dent, 2000; 83: 161-165
81. Noack T, Balkenhol M, Ferger P, and Wöstmann B. Klinisch erreichbare Abformgenauigkeit von A-Silikonem. Dtsch Zahnärztl Z, 2004; 59: 590-592
82. Noack T, Balkenhol M, and Wöstmann B. Möglichkeiten und Grenzen der Doppelmischabformung bei prothetischer Versorgung. Zahnärztl Welt, 2004; 113: 451-454
83. Norling BK and Reisbick MH. The effect of nonionic surfactants on bubble entrapment in elastomeric impression materials. J Prosthet Dent, 1979; 42: 342-347
84. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek L, and Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent, 1998; 80: 450-455
85. Petrie C, Walker M, O'Mahony A, and Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. J Prosthet Dent, 2003; 90: 365-372
86. Piwowarczyk A, Ottl P, Büchler A, Lauer H, and Hoffmann A. In vitro study on the dimensional accuracy of selected materials for monophasic elastic impression making. International Journal of Prosthodontics, 2002; 15: 168-174
87. Poller A. Das Pollersche Verfahren zum Abformen an Lebenden und Toten sowie an Gegenständen. Urban & Schwarzenberg Verlag Berlin-Wien, 1931
88. Pratten DH and Craig RG. Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. J Prosthet Dent, 1989; 61: 197-202

89. Purk JH, Willes MG, Tira DE, Eick JD, and Hung SH. The effect of different storage conditions on polyether and polyvinylsiloxane impressions. *J Am Dent Assoc*, 1998; 129: 1014-1019
90. Rehberg HJ. Der Kronenrand. Exakter Randschluß - was ist das? *Dtsch Zahnärztl Z*, 1971; 26: 696-699
91. Rupp F, Lee HR, Axmann D, Groten M, and Geis-Gerstorfer J. Quantifizierung der Benetzungseigenschaften von hydrophilierten A-Silikonem und Polyethern während der Applikationsphase. *Dtsch Zahnärztl Z*, 2005; 60: 1-6
92. Sadat Khonsari MR, Fenske C, Jüde HD, and Gütschow F. Untersuchung zur Korrekturabformung. *Zahnärztl Welt*, 1999; 108: 288-291
93. Scheutzel P. Zur klinischen Beurteilbarkeit der marginalen Paßungengenauigkeit von Kronen im Approximalraum mittels Sonde und Röntgenbild. Abstractband der 44.Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde e.V., Rostock, 1995
94. Schlegel A, Besimo C, and Donath K. In vitro-Untersuchung zur marginalen Passgenauigkeit von computergefrästen Titankronen (I). *Schweiz Mschr Zahnheilk*, 1991; 101: 10-15
95. Siemer A, Balkenhol M, Trost M, Ferger P, and Wöstmann B. Abformgenauigkeit von Doppelmischabformungen vs. Korrekturabformungen - eine 3D-Scan In-vitro-Studie. *Dtsch Zahnärztl Z*, 2004; 59: 585-589
96. Sorensen JA, Okamoto SK, Seghi RR, and Yarovesky U. Marginal fidelity of four methods of swaged metal matrix crown fabrication. *J Prosthet Dent*, 1992; 67: 162-173
97. Sorensen SE, Larsen IB, and Jorgensen KB. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *Scand J Dent Res*, 1986; 94: 109-114

98. Spiekermann. Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z, 1986; 41: 1015-1019
99. SPSS Inc. SPSS/WIN 10.0. Chicago, 1998
100. Staehle G. Eine rationelle Methode zur Abformung von Kronenstümpfen bei gleichzeitiger provisorischer Stumpfversorgung. Dtsch Zahnärztl Z, 1967; 21: 341-347
101. Stahl E. Präzise Abdrücke nach dem Doppelabdruckverfahren speziell für stufenlose Präparationen und Herstellung exakter Modelle für indirekte Kronen,- Brücken- und Inlayarbeiten. Dtsch Zahnärztebl, 1956; 10: 46-52
102. Takahashi H and Finger W. Effect of the setting stage on the accuracy of double-mix impressions made with addition-curing silicone. J Prosthet Dent, 1994; 72: 78-84
103. Universitätsklinikum Gießen/Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik. Handbuch der Zahnärztlichen Prothetik 2000
104. Viohl J. Abformwerkstoffe. In Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Thieme Verlag Stuttgart, 2000
105. Voß A and Knorr U. Die densitometrische Darstellung des Randschlusses. Dtsch Zahnärztl Z, 1995; 50: 511-513
106. Weaver JD, Glen HJ, and Bales DJ. Marginal adaption of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent, 1991; 66: 747-753
107. Weyns W and DeBoever J. Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations. J Prosthet Dent, 1984; 51: 485-489
108. Wichmann M. Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z, 1998; 54: 469-470
109. Wichmann M, Borchers L, and Limmroth E. Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer 3D-Koordinatenmeßmaschine. Dtsch Zahnärztl Z, 1990; 45: 499-502

110. Wirz J. Die Bedeutung des individuellen Abformlöffels. Quintessenz Zahntech, 1998; 24: 907-915
111. Wirz J, Naef V, and Schmidli F. Moderne Elastomere in neuen Darreichungsformen und Verarbeitungssystemen - Eine vergleichende Materialprüfung Teil 2: Resultate und Diskussion. Die Quintessenz, 1998; 49: 513-520
112. Wirz J, Naef V, and Schmidli F. Moderne Elastomere in neuen Darreichungsformen und Verarbeitungssystemen - Eine vergleichende Materialprüfung Teil 1: Material und Methode. Die Quintessenz, 1998; 49: 403-409
113. Wirz J and Wöstmann B. Die Präzisionsabformung. 3M Espe, 1999
114. Wöstmann B. Klinische Bestimmungsvariablen bei der Abformung präparierter Zähne. Stomatol, 1996; 93: 51-57
115. Wöstmann B. Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen? Zahnärztl Mitteilung, 1996; 105: 247-250
116. Wöstmann B. Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. Zahnärztl Mitteilung, 1999; 89: 1216-1225
117. Wöstmann B. Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Habil Münster, 1992
118. Wöstmann B. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. Zahnärztl Mitteilung, 2005; 95: 32-39
119. Wöstmann B. Abformung und Modellherstellung. Kronen und Brückenprothetik, Urban & Fischer Verlag München, 1999
120. Wöstmann B. Der Einfluss der provisorischen Versorgung auf das Ergebnis einer Abformung. Zahnärztl Welt, 1995; 104: 174-179

121. Wöstmann B, Dohle A, and Rettberg S. Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. Dtsch Zahnärztl Z, 1994; 49: 679-682
122. Wöstmann B, Höing M, and Ferger P. Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). Dtsch Zahnärztl Z, 1998; 53: 753-756
123. Wöstmann B and Hufnagel A. Vergleich verschiedener Methoden zur Bestimmung der Randschlußgenauigkeit von Kronen in vivo. Dtsch Zahnärztl Z, 1997; 52: 272-274
124. Wöstmann B, Koniaris A, and Ferger P. Der Einfluß von Feuchtigkeit auf die Abformgenauigkeit in einem Sulkus-Fluid-Flow-Modell. Dtsch Zahnärztl Z, 1999; 54: 631-633
125. Wöstmann B, Symeonidis A, and Ferger P. Abformgenauigkeit und Lagerstabilität moderner C-Silikone. Dtsch Zahnärztl Z, 1999; 54: 634-636
126. Wöstmann Ch. Zur Frage der Messbarkeit des Kronenrandspaltes. Med Diss Münster, 1991

10 Anhang

10.1 Standard-Dokumentationsbogen

Patient:

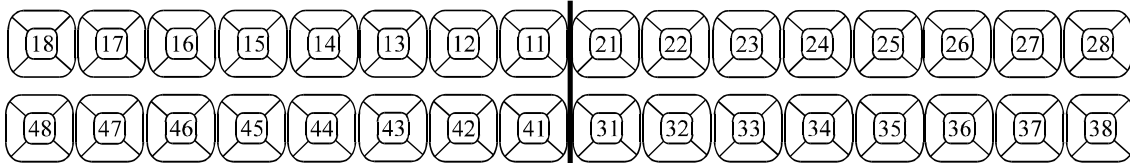
Pat.-Nr.

 Name Vorname Geb.-Dat.

Behandler:

Assistent:

Befund und Therapieplan für den abzuformenden Kiefer



Zustand des Parodontiums der abzuf. Stümpfe

Einschätzung der Mundhygiene

- Keine Parodontopathie
- Parodontitis marg. Superficialis
- Gingivitis

- sehr gut
- akzeptabel
- schlecht

<i>Präparation</i>		<i>Präparationsgrenze</i>			<i>Blutung vor der Abformung</i>			
<i>Zahn</i>	<i>Datum</i>	<i>Lage</i>			<i>Meßstellen</i>			
		<input type="checkbox"/> vollst. supra- gingival	<input type="checkbox"/> supra- & infragingival	<input type="checkbox"/> vollst. infra- gingival	<input type="checkbox"/> m	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> p/l	<input type="checkbox"/> b
		<input type="checkbox"/> vollst. supra- gingival	<input type="checkbox"/> supra- & infragingival	<input type="checkbox"/> vollst. infra- gingival	<input type="checkbox"/> m	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> p/l	<input type="checkbox"/> b
		<input type="checkbox"/> vollst. supra- gingival	<input type="checkbox"/> supra- & infragingival	<input type="checkbox"/> vollst. infra- gingival	<input type="checkbox"/> m	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> p/l	<input type="checkbox"/> b
		<input type="checkbox"/> vollst. supra- gingival	<input type="checkbox"/> supra- & infragingival	<input type="checkbox"/> vollst. infra- gingival	<input type="checkbox"/> m	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> p/l	<input type="checkbox"/> b
		<input type="checkbox"/> vollst. supra- gingival	<input type="checkbox"/> supra- & infragingival	<input type="checkbox"/> vollst. infra- gingival	<input type="checkbox"/> m	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> p/l	<input type="checkbox"/> b
		<input type="checkbox"/> vollst. supra- gingival	<input type="checkbox"/> supra- & infragingival	<input type="checkbox"/> vollst. infra- gingival	<input type="checkbox"/> m	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> p/l	<input type="checkbox"/> b

Retraktionsmaßnahmen

- Fäden (Name) _____
- Andere (Name) _____
- ViscoStat
- Elektrochirurgie

Erstabformung (Doppelmischtechnik)

Datum der Abformung _____

Abformung durch _____

Abgeformter Kiefer

- OK mit Gaumen UK mit Sublingualraum
 OK ohne Gaumen UK ohne Sublingualraum

Abformmaterial

- Affinis Putty Super Soft / Affinis Light Body
 Imprint II Löffelmat. / Imprint II Korrekturmat.
 Dimension Penta H / Dimension Garant L
 Aquasil Soft Putty / Aquasil LV
 Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV

Beurteilung der Abformung (durch den Assistenten)

[Abformung versäubern](#) / [Abformung beurteilen](#)

Ergebnis	Zahn / Abformung	Blutung bei der Abformung
<input type="checkbox"/> Präparationsgrenze exakt dargestellt		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
<input type="checkbox"/> Mängel im Bereich der Präparationsgrenze, aber vermutlich brauchbar		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
<input type="checkbox"/> Andere Mängel der Abformung aber vermutlich brauchbar		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
<input type="checkbox"/> Mängel im Bereich der Präparationsgrenze, unbrauchbar		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
<input type="checkbox"/> Präparationsgrenze exakt dargestellt, unbrauchbar wegen anderer Mängel		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein

Anmerkungen _____

Wiederholungsabformung (Korrekturtechnik)

Datum der Abformung _____

Abformung durch _____

Abgeformter Kiefer

- OK mit Gaumen UK mit Sublingualraum
 OK ohne Gaumen UK ohne Sublingualraum

Abformmaterial

- Affinis Putty Super Soft / Affinis Regular Body
 Imprint II Löffelmat. / Imprint II Korrekturmat.
 Dimension Penta H / Dimension Garant L
 Aquasil Soft Putty / Aquasil LV
 Aquasil Putty Soft / Aquasil Ultra LV

Beurteilung der Abformung (durch den Assistenten)

[Abformung versäubern](#) / [Abformung beurteilen](#)

Ergebnis	Zahn / Abformung	Blutung bei der Abformung
<input type="checkbox"/> Präparationsgrenze exakt dargestellt		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
<input type="checkbox"/> Mängel im Bereich der Präparationsgrenze, aber vermutlich brauchbar		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
<input type="checkbox"/> Andere Mängel der Abformung aber vermutlich brauchbar		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
<input type="checkbox"/> Mängel im Bereich der Präparationsgrenze, unbrauchbar		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
<input type="checkbox"/> Präparationsgrenze exakt dargestellt, unbrauchbar wegen anderer Mängel		<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein

Anmerkungen _____

Modellherstellung (Fuji Rock)

Zahnkranz und Sockel **einphasig** im Modelltray aus Fuji Rock, Modell sägen, Präp.-Grenze freilegen
Gipsmodell zur Beurteilung an den Assistenten

Beurteilung des Gipsmodells (durch den Assistenten)

Modell beurteilen

Ergebnis	Zahn / Gesamtmodell	Art des Mangels
■ Präparationsgrenze exakt dargestellt		
■ Mängel im Bereich der Präparationsgrenze, aber vermutlich brauchbar		
■ Andere Mängel am Gipsmodell aber vermutlich brauchbar		
■ Mängel im Bereich der Präparationsgrenze, unbrauchbar		
■ Präparationsgrenze exakt dargestellt, unbrauchbar wegen anderer Mängel am Gipsmodell		

Bewertung des Gußstückes und der Randschlussgenauigkeit (durch den Prüfer)

Gussstück beurteilen, Eintrag der Randschlussqualität auf dem Befundschema

Ergebnis	Zahn / Gesamtmodell	Erläuterung
■ Zirkulär exakter Randschluss		
■ Trotz geringfügiger Mängel akzeptabel		
■ Unbrauchbar		

11 Erklärung

„Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die ich wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.“

12 Danksagung

Besonders herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. Balkenhol für die intensive und gute Betreuung dieser Promotionsarbeit, sowie für seine Geduld.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Wöstmann und Herrn Prof. Dr. Ferger für die Anregungen zur Thematik der Promotionsarbeit.

Auch möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Eltern bedanken, die mich immer unterstützt und gefördert haben.

