

**Bestimmung der Randspaltbreite hochgoldhaltiger  
Restorationen unter Berücksichtigung der  
Präparationsform der Abformmethodik und des  
Abformmaterials**

**Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus – Liebig – Universität Gießen**

<b>Vorgelegt von</b>	<b>Michael Gountenoudis</b>
<b>Aus</b>	<b>Erlangen</b>
<b>Gießen</b>	<b>2002</b>

**Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde**

**Abteilung Zahnärztliche Prothetik**

**Leiter: Professor Dr. P. Ferger**

**des Universitätsklinikums Gießen**

**Gutachter : Prof. Dr. B. Wöstmann**

**Gutachter : Prof. Dr. H. – J. Oehmke**

**Tag der Disputation : 14. Januar 2003**

## Inhaltsverzeichnis

<b>1.0</b>	<b>Einleitung</b>	<b>4</b>
<b>2.0</b>	<b>Definition und Erfassung des Randspaltes</b>	<b>8</b>
2.1	Methoden zur Bestimmung des Randspaltes	10
<b>3.0</b>	<b>Literaturübersicht zur Passgenauigkeit von Kronen</b>	<b>14</b>
3.1	Laborgestützte Untersuchungen der Randspaltbreite	14
3.2	Klinische Untersuchungen über den Randspalt	16
3.3	Präparation der Zähne	18
3.3.1	Präparationsart und Lage der Präparationsgrenze	20
3.4	Abformmaterial und Abformtechnik	22
3.4.1	Abformmaterialien	23
3.4.1.1	Abformmaterialien auf Silikonbasis	23
3.4.1.2	Kondensationsvernetzende Silikone	26
3.4.1.3	Additionsvernetzende Silikone	28
3.5	Systematische Fehler beim Umgang mit Silikonen	29
3.5.1	Endogene Spannungen	29
3.5.2	Hydrophobie der Silikone	31
3.6	Polyether	34
3.7	Abformtechnik	36
3.7.1	Korrekturabformung	36
3.7.2	Doppelmischabformung	39
<b>4.0</b>	<b>Ziel der Arbeit</b>	<b>41</b>
<b>5.0</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>42</b>
5.1	Auswahl der Zähne	42
5.2	Präparation ( Vorgehen am Patienten )	43
5.3	Abformung ( Vorgehen am Patienten )	45

5.4	Anfertigung der Vollgußkronen	47
5.4.1	Herstellung der Meistermodelle	47
5.4.2	Herstellung der Messkappen	48
5.5	Messung der Randspaltbreite	50
5.6	Graphische Darstellung und statistische Auswertung	53
<b>6.0</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>54</b>
6.1	Absolute Häufigkeit der Messwerte	54
6.2	Ergebnisse in Abhängigkeit der Präparationstechnik	57
6.3	Ergebnisse in Abhängigkeit der Abformmaterialien	59
6.4	Ergebnisse in Abhängigkeit der Abformtechnik	63
6.5	Ergebnisse in Abhängigkeit des Zahntyps	66
<b>7.0</b>	<b>Diskussion</b>	<b>68</b>
7.1	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Präparationsverfahren	68
7.2	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Abformmaterialien	70
7.3	Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Abformverfahren und des Zahntyps	73
7.4	Diskussion der Versuchsmethode	75
<b>8.0</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>77</b>
<b>9.0</b>	<b>Anhang</b>	<b>79</b>
<b>10.0</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>85</b>
<b>11.0</b>	<b>Danksagung</b>	<b>98</b>
<b>12.0</b>	<b>Lebenslauf</b>	<b>99</b>

## 1.0 Einleitung

Das therapeutische Ziel der prothetischen Versorgung eines Zahnes mit einer gegossenen Restauration ist die Zahnerhaltung, die Wiederherstellung der Kaufunktion, Ästhetik und Phonetik unter schonender Erhaltung aller Strukturen des Kauorgans. Die klinische Realisierung dieser zahnärztlichen Leistung ist an eine präzise und umfangreiche Arbeits- und Werkstoffkette wie Präparation, Abformung, Modellherstellung, Modellation, Gießen, Ausarbeiten und Polieren sowie schließlich dem Einsetzen gebunden. Genauer ins Detail gehend spricht MARXKORS (1991) sogar von mindestens 60 zahnmedizinischen und zahntechnischen Arbeitsschritten, die notwendig werden um eine möglichst passgenaue und ästhetische Restauration anfertigen zu können. Diese Tatsache veranschaulicht die Schwierigkeit und hohe Anzahl möglicher Fehlerquellen der Zahnmediziner und Zahntechniker sich stellen müssen.

Die Krone hat sich als wichtiges Restaurationsmittel mit einer Vielzahl ihrer Variationen als Einzelkrone, Brückenanker oder Halteelement bei Kombinationsersatz klinisch bewährt. Ihre Verweildauer in der Mundhöhle übertrifft, die des herausnehmbarem Zahnersatz bei weitem (Kerschbaum und Thie 1986). MARXKORS (1980) fordert bei jeder Indikationsstellung für eine Überkronung eine strenge Schaden-Nutzen-Abwägung, da die künstliche Krone im übertragenen Sinne ein Medikament darstellt und somit nicht frei von Nebenwirkungen ist.

Mögliche Nebenwirkungen bedingt durch Ungenauigkeiten und Fehlpassungen am Kronenrand können sich unter anderem in Gewebetraumen, parodontale Läsionen, Sekundärkaries, Hypersensibilität und herabgesetzter Materialbeständigkeit äußern und somit den klinischen Langzeiterfolg einer Restauration negativ beeinflussen (KERSCHBAUM 1998, SCHWINDLIG 1971 und GEURTSEN 1990). Daraus resultierend kann die Randspaltbreite als ein Maß der biologischen Akzeptanz und somit als ein Maß für eine langfristige Funktionstüchtigkeit für den angefertigten Zahnersatz angesehen werden (BIFFAR 1991, FRICK 1998).

Für den Zahnarzt stellt sich nun die Frage bis zu welcher Spaltbreite eine biologische Akzeptanz vorliegt und welcher Kronenrandschluss eine Neuanfertigung der künstlichen Krone nach sich ziehen muss. Das Studium der zahnmedizinischen Fachliteratur jedoch lässt über das Ausmaß der Randschlussgenauigkeit und deren klinisch zulässige Grenzen keine eindeutige Aussage zu. Diesbezüglich gehen die Meinungen über eine als klinisch akzeptabel anzusehende Randschlussgenauigkeit teilweise weit auseinander. DREYER-JORGENSON forderte 1958 eine maximale Passgenauigkeit von 50 Mikrometer. REHBERG (1971) sieht eine Passgenauigkeit von 20 Mikrometer klinisch als durchaus realisierbar und anstrebenswert an. MARXKORS (1988) interpretiert Jahre später einen Grenzwert von maximal 200 Mikrometer als klinisch ausreichend.

Auch wenn die Frage nach einem Grenzwert nicht ausreichend beantwortet werden kann, so ist nach wie vor unwidersprochen, dass eine möglichst passgenaue Restauration mit geringeren pathologischen Befunden behaftet ist als eine erhebliche Diskrepanz. Demzufolge sind systematische, d. h. vermeidbare Fehler der umfangreichen Arbeits- und Werkstoffkette einer Kronenherstellung, so gering wie möglich zu halten. Somit wirft sich nun für den Kliniker unweigerlich die Frage nach den Merkmalen einer gut gestalteten Vollgusskrone auf. Im Rahmen einer Schaden-Nutzen-Abwägung und der heute geforderten Qualitätssicherung empfiehlt MARXKORS (1984) die Anwendung objektivierbarer Daten und unterscheidet an der künstlichen Krone drei Problemzonen, bestehend aus dem Gingivalrand, dem Approximalraum sowie der Okklusalfäche, die zur Beurteilung herangezogen werden sollten (NEUHAUS 1996).

Bei der Mehrzahl der Veröffentlichungen, die die Qualität zahnärztlicher Gusskronen untersuchen, steht der Randschluss als Kriterium zur Qualitätsbeurteilung im Mittelpunkt des Interesses (Neuhaus 1996). Die zahlreichen laborgestützten Untersuchungen, welche versuchsbedingt das Problem der Randschlussgenauigkeit insbesondere vom werkstoffkundlichen Aspekt betrachten, lassen klinische Parameter wie z. B. die Unmöglichkeit der absoluten Trockenlegung im Mund, außer acht (GAUSCH 1968, BAIER 1978, COMBE 1984, BADER 1989 / 1991, WÖSTMANN 1992 / 1993).

Die nicht auszuschließende Sulkusflüssigkeit ist jedoch von großer Bedeutung, da es sich beispielsweise bei den in der Praxis weit verbreiteten Abformmaterialien auf Silikonbasis naturgemäß um hydrophobe Substanzen handelt. WÖSTMANN (1992 / 1994) hat erstmalig in einer vollständigen Beschreibung verdeutlicht, dass eine akkurate Abformung in starkem Maße durch klinische Parameter beeinflusst wird. Werkstoffkundliche Faktoren seien zu vernachlässigen, da sich andernfalls in Laborversuchen nämlich ähnliche Ergebnisse einstellen müssen.

Faktum ist, dass werkstoffkundliche Standards nicht ohne weiteres in den klinischen Alltag zu übernehmen sind und folglich klinisch solche Randschlussgenauigkeiten, wie sie *in vitro* möglich sind, bisher nicht erreicht werden (GUSTAVSEN 1985, KÄYSER 1985, GEURTSSEN 1990).

Im Gegensatz zu den zahlreichen laborgestützten Untersuchungen sind klinische systematische Studien, die sich mit der Thematik des Kronenrandschlusses befassen, eher selten und fast ausschließlich retrospektiven Charakters. Sie differieren in ihren Ergebnissen teilweise stark und erlauben keinen Rückschluss auf angewandte klinische Methodik verwendete Materialien und Verfahrensweisen. Der Mangel an derartigen Studien und die festgestellten Diskrepanzen spiegeln die Problematik der Bestimmung der Randschlussgenauigkeit einer künstlichen Krone wieder. Dies liegt zum einen an der Schwierigkeit der Umsetzung eines standardisierten Vorgehens am Patienten. Zum anderen ist die Tatsache, dass bis dato kein einfaches, *in vivo* durch verschiedene Untersucher reproduzierbares Messverfahren am Patienten zur Verfügung steht, als ein weiterer Grund für die in der Literatur deutlich unterschiedlichen Messergebnisse anzusehen (DONATH und ROTH 1987, NEUHAUS 1996).

Ähnlich den im Labor durchgeführten Untersuchungen befasst sich auch die Mehrzahl der klinischen Studien mit der qualitativen Beurteilung werkstoffkundlicher Parameter wie z. B. chemische Zusammensetzung, Viskosität etc aktueller Abformmassen in Kombination verschiedener Abformtechniken. Der klinische Aspekt dieser Arbeiten findet Berücksichtigung unter Einbeziehung individueller Faktoren wie z. B. Speichel, Blut, Sulkusflüssigkeit und die stets unterschiedliche Lage der Präparationsgrenze.

Es gibt jedoch kaum Studien, die eine Beziehung zwischen der geometrischen Form einer Präparationsgrenze und dem daraus resultierenden, klinisch erreichbaren Kronenrandschluss aufstellen (BLÖSSER 2000).

Da nun neben der richtigen Wahl des Abformverfahrens und -materials, die Ausgestaltung der Präparationsgrenze dem Zahnarzt obliegt, soll mit der folgenden Studie der Versuch unternommen werden, inwieweit der praktizierende Zahnarzt durch die Anwendung unterschiedlicher Präparationsverfahren Einfluss auf die Qualität des Ergebnisses, welches letztendlich durch die Randspaltbreite bestimmt wird, nehmen kann.

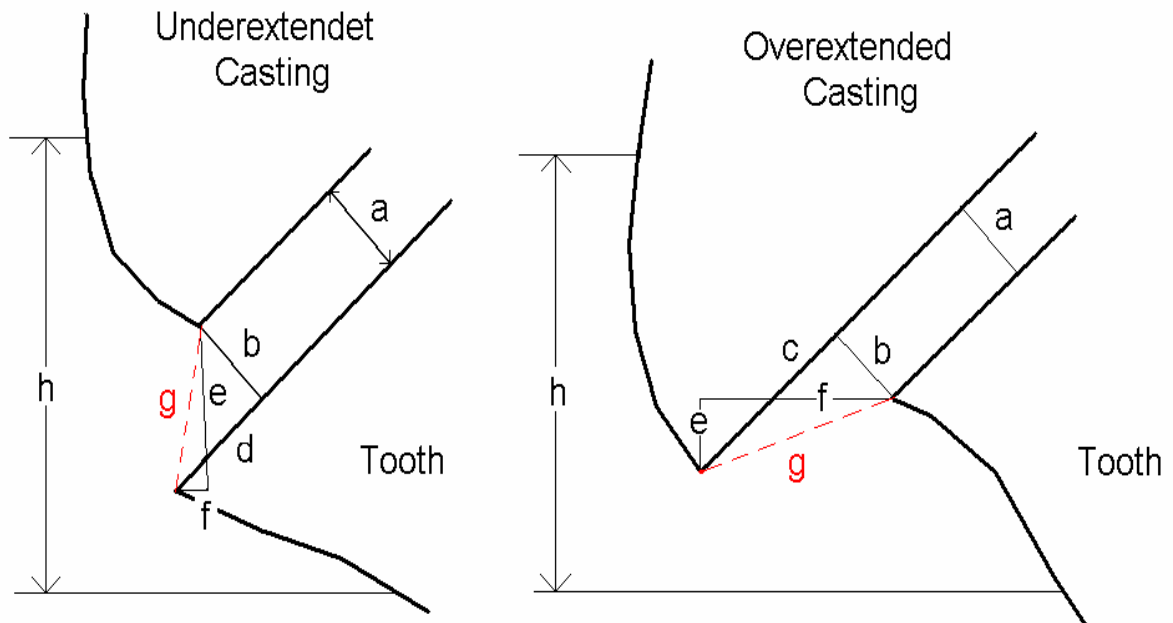


## 2.0 Definition und Erfassung des Randspaltes

In den vergangenen Jahrzehnten sind zahlreiche Untersuchungen zur Randschlussgenauigkeit von Kronen durchgeführt worden. Diesbezüglich beurteilen nahezu alle Versuchsanordnungen die dafür benötigten Materialien sowie die klinischen Bedingungen anhand der Größe des resultierenden Randspaltes. Wie bereits erwähnt differieren die Ergebnisse in der Literatur teilweise stark. Zahlreiche Studien verzichten bei den Ergebnissen auf die Angabe von definierten Messstrecken. Um aber Vergleiche zwischen verschiedenen Studien anstellen zu können, muss man sich über die Geometrie des Randspaltes und den sich daraus ergebenden Referenzpunkten und zu messenden Strecken im klaren sein (NEUHAUS 1996).

In der zahnärztlichen Prothetik wird der Kronenrandschluss als der möglichst nahtlose Übergang des Kronenrandes an die, vom Zahnarzt geschaffene Präparationsgrenze, definiert. Nach REHBERG (1971) kann nur dann ein Randschluss vorliegen, wenn keine sichtbare oder tastbare Inkongruenz vorliegt. In all den anderen Fällen müsse von einem Randspalt gesprochen werden.

In dieser Studie erfolgte die Ermittlung des Randspaltes eines Messkäppchens unter einem Mikroskop. Die genaue Vorgehensweise ist in Kapitel 5.0 dargestellt. Die theoretischen Grundlagen für die Messungen dieser Studie basieren auf den Vorschlägen von HOLMES (1989). Der genannte Autor unterscheidet in seinen Vorschlägen zur Benennung verschiedener marginaler Diskrepanzen acht möglich messbare Distanzen. Die verschiedenen Messstrecken sind unter Berücksichtigung einer unter- bzw. überextendierten Krone der Abbildung 1 zu entnehmen. Die für die erfolgten Messungen entscheidende Referenzstrecke ist die rötlich dargestellte Distanz „g“. HOLMES bezeichnet 1989 diesen Abstand als die absolute marginale Diskrepanz und definiert diese als direkte Verbindung von Präparationsgrenze und Kronenrand. Nach Ansicht des Autors ist diese Messstrecke diejenige, die den größtmöglichen, messbaren Fehler an einem bestimmten Ort des Kronenrandes darstellt.



- a. internal gap
- b. marginal gap
- c. overextended margin
- d. underextended margin
- e. vertical marginal discrepancy
- f. horizontal marginal discrepancy
- g. absolute marginal discrepancy
- h. seating discrepancy

Abbildung 1 : Definition der „absoluten marginalen Diskrepanz“ nach HOLMES (1989)

## 2.1 Methoden zur Bestimmung des Randspalts

Nach wie vor ist die praktische Umsetzung der Messung von Randspalten an erhebliche messtechnische Schwierigkeiten gebunden. Prinzipiell stehen mehrere Möglichkeiten zur Beurteilung der Randschlussgenauigkeit zur Verfügung.

1. Klinisch-visuelle Beurteilung
2. Messung mittels Sonde
3. Röntgenologische Untersuchung
4. Replikamethode
5. Indirekte Messung mittels Silikonfilm
6. Messung mittels Lichtmikroskops
7. Messung mittels Rasterelektronenmikroskops

Die **klinisch-visuelle Beurteilung** erlaubt mittels Auge und Sonde den Nachweis einer Spaltbreite noch unter 20 Mikrometer, REHBERG (1971). Größere Spalten können jedoch nicht genau eingegrenzt und beurteilt werden. Hinzu komme die Schwierigkeit insbesondere an schwer zugänglichen und schlecht einsehbaren Abschnitten, wie Interdentalraum und infragingival Regionen den Randspalt ausreichend beurteilen zu können (MARXKORS 1980).

Zahlreiche Untersucher haben sich mit dem Verfahren, den Übergang vom Zahn zum Restaurationsmaterial mit der **zahnärztlichen Sonde** abzutasten befasst und dieses als „unbefriedigend und fehlerbehaftet“ bezeichnet (KERSCHBAUM 1990, DÜNNINGER 1990). Um ein einfaches und reproduzierbares Messverfahren zu finden, entwickelte MARXKORS mit der Firma Aesculap, fünf kalibrierte Sonden, welche an ihren Arbeitsenden Spitzendurchmesser von 0,1 , 0,2 , 0,3 , 0,4 und 0,5 mm aufweisen. Da diese schnelle, jedoch grobe Messung, bei tiefen infragingivalen Präparationen und beim Sondieren der Approximalbereiche an ihre Grenzen stößt wurde die Gestaltung der Arbeitsenden derjenigen von Häkchensonden nachempfunden und so die Beurteilung dieser Problemzonen verbessert.

Praktisch werden die Arbeitsenden der Sonden in die Kronenrandfuge eingeführt, wobei die Messsonde mit dem stärksten Arbeitsende, die sich ohne Gewalt in den Spalt einbringen lässt und der Durchmesser der nächstgrößeren Sonde den tatsächlichen Kronenspalt begrenzen. Demzufolge liegt eine optimale Kronenrandfuge unter 0,1 mm während eine Fuge von 0,5 mm auf eine grobe Ungenauigkeit hinweist.

Eine Überprüfung **mittels röntgenologischer Untersuchung** ist als ein unzureichendes Verfahren anzusehen, da ausschließlich die approximalen Kronenränder projiziert und beurteilt werden können. Verfahrensbedingte Verzerrungen erschweren die Randspaltbestimmung zusätzlich (ERDMANN 1972, WICHMANN, BORCHERS 1992).

Eine indirekte Messung am Modell ermöglicht die **Replikamethode**. Hierbei wird die eingesetzte Krone im Mund des Patienten abgeformt und die Abformung anschließend mit Gips ausgegossen. Am so gewonnenen Modell wird extraoral die Randschlussgenauigkeit geprüft (UHLIG 1998). Die Analyse zahlreicher bisher abgeschlossener Studien lässt den Trend hin zur Replikamethode erkennen. Dieses ist mit dem Hauptinteresse der Untersucher begründet, den in situ befindlichen Randspalt zu bestimmen. Zu diesem Verfahren sei noch auf die zusätzliche mögliche Fehlerquelle des Abdrucks und der Replikaherstellung hingewiesen (NEUHAUS 1996).

Bei der **indirekten Silikonfilmmessung** wird die betrachtete Krone mit einer sehr dünnfließenden Silikonmasse auf den präparierten Zahn aufgesetzt. Der erstarrte bis auf wenige Mikrometer ausgepresste Silikonfilm lässt sich im Ganzen abnehmen und sowohl optisch als auch mechanisch ausmessen. Dieses Verfahren erlaubt eine Übersicht über die gesamte Randsituation. Aufgrund der feinen Schichtdicke ist die Silikonschrumpfung vernachlässigbar (LEHMANN 1987).

Die mittels **Lichtmikroskop** durchgeführten Messungen stellen ein sicheres und häufiges Verfahren dar. Allerdings kann die Genauigkeit des Randschlusses der Krone nur in Beziehung zum extrahierten Kronenstumpf beurteilt werden, da eine intraorale Messung mit einem Mikroskop nicht möglich ist. Eine Alternative zur Extraktion stellt die Messung am Replika dar. In beiden Fällen ist die Messung der Randspaltbreite jedoch in ihrer tatsächlichen Ausdehnung nicht exakt bestimmbar.

Die genaue Längenbestimmung einer definierten Strecke ist nur möglich, wenn der Strahlengang der Messeinrichtung in einem Winkel von  $90^\circ$  auf die zu vermessende Strecke trifft. Diese Forderung ist nur dann gegeben wenn Schnitte durch Krone und extrahierten Zahn angelegt werden um diese idealer Weise unter einem Mikroskop vermessen zu können. Ist eine Messung jedoch nicht unter diesen geometrischen Bedingungen durchführbar, so ist das Messergebnis immer mit einem, wenn auch geringen, Fehler  $dx$  behaftet. Aus morphologischen Gründen, wie z.B. individuelle anatomische Wurzelgestaltung und Kronenmodellation, sowie einer Festlegung eines für die Messung konstanten Winkels kann somit eine ideale Einstellung des Mikroskops auf die Randspaltbreite nicht realisiert werden (NEUHAUS 1996).

Liegt zudem das Problem einer Überkonturierung der Kronenränder vor, so kann die marginale Diskrepanz ebenfalls nur am geschnittenen Zahn am sichersten bestimmt werden (ALBERT 1971, SCHMIERER 1977, SASSEN 1978, DONATH und ROTH 1987, LEHMANN 1984, WÖSTMANN 1991).

Die **rasterelektronenmikroskopische Untersuchung** stellt ein hervorragendes Verfahren bei der Beurteilung von Oberflächenstrukturen und besonders kleiner Randungenauigkeiten dar. Im Elektronenmikroskop finden statt des Lichtes beschleunigte Elektronen Verwendung, die sich optisch wie Licht mit einer sehr kleinen Wellenlänge verhalten. Somit erreicht man mit diesem Verfahren ein um mehrere Zehnerpotenzen höheres Auflösungsvermögen als mit dem Lichtmikroskop. Diesbezüglich begutachtete Neuhaus (1996) die Randfugen von 171 extrahierten, überkronten Zähnen mit Messsonden und einem Lichtmikroskop. Anschließend wurden 30 ausgewählte Zähne in Kunststoff eingebettet, zersägt und erneut mittels Lichtmikroskop und einem Rasterelektronenmikroskop vermessen.

Es zeigte sich, dass die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung hinsichtlich der Genauigkeit, verglichen mit der lichtmikroskopischen Untersuchung von Schnitten, keinen entscheidenden Vorteil liefert. Das Auflösungsvermögen des Lichtmikroskops ist im relevanten Messbereich völlig ausreichend und somit ein gewisser „Messfehler“ vernachlässigbar klein (NEUHAUS 1996).

Ein weiterer entscheidender Nachteil dieser Methode ist der hohe Aufwand des Sägens, und die Tatsache, dass nur zwei Punkte des zervikalen Kronenumfanges, bedingt durch den Schnitt, beurteilbar sind (NEUHAUS 1996).

### 3.0 Literaturübersicht zur Passgenauigkeit von Kronen

Die Passgenauigkeit von Kronen ist vielfach werkstoffkundlich und klinisch untersucht worden. Wie bereits erwähnt sind hinsichtlich der klinisch zulässigen Grenzwerte des Randschlusses, der zahnärztlichen Fachliteratur keine eindeutigen Aussagen zu entnehmen. Im folgenden Kapitel soll anhand von laborgestützten und klinischen Untersuchungen ein Umriss der bisher veröffentlichten Ergebnisse für die Randschlussgenauigkeit erfolgen.

#### 3.1 Laborgestützte Untersuchungen der Randspaltbreite

Ein Teil dieser Studien kann nur einen bedingt klinischen Bezug aufweisen, da die betrachteten Restaurationen nicht am Patienten angefertigt wurden. So erfolgten Nachuntersuchungen von Kronen, die an einem Phantomkopf oder im Laborversuch an genormten Prüfkörpern direkt oder indirekt hergestellt wurden. Tabelle 2 zeigt eine tabellarische Zusammenstellung der in verschiedenen Studien, größtenteils als Durchschnittswerte, erfassten Randspaltbreiten in Mikrometer.

<b>Autor</b>	<b>Jahr</b>	<b>Randspalt in <math>\mu\text{m}</math></b>
Dreyer-Jorgenson	1958	50
Rehberg	1971	20
Windecker & Ohle	1971	0 – 70
Demmel	1971	19 – 47
Döring	1983	52,5
Plekavich	1983	0 – 18
Plekavich	1983	114
Lehmann	1984	42
Schrader & Kordaß	1990	62 – 90

Tabelle 2 : Durchschnittliche Randschlussqualität aus in-vitro Untersuchungen

Es ist nicht weiter erstaunlich, dass in-vitro Versuche regelmäßig bessere Resultate als klinische Studien liefern, insbesondere dann, wenn die Gussobjekte im direkten Verfahren hergestellt werden. So konnten z. B. LEHMANN (1988) und PLEKAVICH (1983) unter Umgehung der Fehlerquellen Abformung und Modellherstellung, durch direkte Modellation auf den Prüfkörpern, Randspaltbreiten unter den von DREYER-JORGENSEN geforderten 50  $\mu\text{m}$  erreichen. Die im indirekten Herstellungsverfahren, also unter dem Einfluss der gesamten Arbeitskette entstandenen Kronen, wiesen schlechtere Werte auf. Die größeren Randspaltbreiten der indirekten Kronenherstellung ist mit gewissen Volumenänderungen der zum Einsatz kommenden Materialien zu erklären. Dazu gehören die thermische Kontraktion und die Abbindekontraktion der Abformmassen, die Abbindeexpansion des Modellgipses, die Wachskontraktion, die Expansion der Einbettmasse sowie die Metallexpansion und Metallkontraktion während des Gussvorganges (STEGMEYER 1966, STRANDMANN 1985). Der werkstoffkundliche Einfluss aller zur Herstellung von Gussobjekten notwendigen Materialien ist ebenfalls in zahlreichen Studien ausreichend beschrieben worden (REHBERG 1978 / 1979, SCHWICKERATH 1972, WAGNER 1977, KOLLMANNSPERGER 1983, LEHMANN 1978 / 1982, MARXKORS 1985, IDRIS 1995, KÖRBER 1966).

Andere in vitro Untersuchungen befassen sich mit der Thematik des Randspaltes mittels retrospektiver Studien, indem bereits überkronte und regulär extrahierte Zähne extraoral vermessen wurden. Auch diese Studien erlauben nur eine bedingt klinische Aussage, da rückwirkend keine eindeutige Aussage auf das zum Einsatz gekommene Abformmaterial sowie Methodik gemacht werden kann.

Diesbezüglich ermittelte MARXKORS (1980) bei einer zufälligen Auswahl von über 100 mit einer Gusskrone versehenen, extrahierten Zähnen eine mittlere Randspaltbreite von 130  $\mu\text{m}$ . In der von DÜSTERHUS ebenfalls 1980 durchgeführten Studie, lagen die Mittelwerte zwischen 90 und 230  $\mu\text{m}$ . SPIEKERMANN (1986) ermittelte einen Mittelwert an insgesamt 142 eingegliederten Kronen von 382  $\mu\text{m}$ . DONATH und ROTH (1987) fanden an 115 Kronen Ungenauigkeiten von durchschnittlich mehr als 600  $\mu\text{m}$ .



### 3.2 Klinische Untersuchungen über die Randschlussgenauigkeit

Die bei in-vitro Untersuchungen, hinsichtlich der Randschlussgenauigkeit künstlicher Kronen erfassten guten Messergebnisse, sind klinisch nicht erreichbar. So sind in vivo Studien in der Regel Randspalten  $> 160 \mu\text{m}$  zu entnehmen. Diese Diskrepanz zwischen labortechnisch erreichbaren und klinisch realisierbaren veranlasste WÖSTMANN und Mitarbeiter ihr Augenmerk auf klinische, die Randspaltbreite beeinflussende, Parameter zu richten. Die genannten Autoren schließen Fehler in der Werkstoffkette weitgehend aus, da sonst in-vitro auch größere Randspalten zu erwarten wären. WÖSTMANN (1992) konnte in zahlreichen Studien klinische Parameter als entscheidende Störfaktoren bei der Abformung eindeutig belegen. Zu diesem Zweck präparierten die Zahnärzte nicht erhaltungswürdige Zähne, formten diese mit unterschiedlichen Materialien und Methoden ab, um schließlich auf den extrahierten Zähnen, die mittels indirekten Verfahren hergestellten Kronen, extraoral zu vermessen. Die Ergebnisse der Abformung wurden durch den Zeitpunkt der Abformung, die Lage der Präparationsgrenze sowie das Vorhandensein einer Sulkusblutung und weiterer klinischer Faktoren entscheidend beeinflusst (FUCHS 1972, LEHMANN 1979, WÖSTMANN 1994 / 1996). Eine einsetzende Sulkusblutung während der Applikationsphase ist insbesondere bei Anwendung der hydrophoben A-Silikone von großer Bedeutung. Bei infragingival gelegener Präparationsgrenze kann es daher zu einer Verdrängung des dünnfließenden Silikons durch die Feuchtigkeit kommen. Als Folge ist mit einer ungenauen Abformung und entsprechend vergrößerten Randspalt zu rechnen. Diesbezüglich wäre eine absolute Trockenlegung ideal. Zu betonen ist aber, dass diese Forderung bis heute vor Durchführung einer Abformung nicht gelungen ist.

Als logische Konsequenz empfiehlt WÖSTMANN (1999) bei infragingivalen Präparationen die Abformung ca. 10 Tage nach der Präparation vorzunehmen. Die intrapapilläre Injektion mit einem Lokalanästhetikum und das Legen von zuvor mit einem Vasokonstringens getränkte Retraktionsfäden sind ebenfalls einer optimalen Abformung dienlich.

Die von GAUSCH 1968 propagierte Empfehlung die marginale Gingiva bei der Präparation der Zähne nicht zu verletzen ist häufig aus ästhetischen Gründen bzw. aus Gründen einer zu kurzen klinischen Krone nicht immer realisierbar.

Tabelle 3 zeigt eine chronologische Zusammenstellung verschiedener klinischer Studien und die somit erfassten, durchschnittlichen Randspaltbreiten in Mikrometer. Bemerkenswert ist die Tatsache, dass nur 1 % der untersuchten Kronen aus Tabelle 3 Randspaltbreiten unter den gewünschten 100 µm vorwiesen. Über 50% der untersuchten Objekte wiesen Randschlussungenauigkeiten zwischen 300µm und 500µm auf (KERSCHBAUM 1998) .

<b>Autor</b>	<b>Jahr</b>	<b>Anzahl der Kronen</b>	<b>Randspalt in µm</b>
Albert	1971	264	70 – 251
Ludewig	1979	173	647
Düsterhus	1980	110	> 160
Spiekermann	1986	142	382
Donath	1987	115	632
Müller	1994	213	446

Tabelle 3 : Durchschnittliche Randschlussqualität aus klinischen Untersuchungen ( KERSCHBAUM 1998 )

Vorraussetzung für die Passgenauigkeit von prothetischen Restaurationen in Form von künstlichen Kronen und Brücken ist eine klar definierte Präparationsgrenze, die am Patienten bei geeignetem methodischen Vorgehen während der Präparation von Zahnhartsubstanz in der Mehrzahl der Fälle möglich ist (SASSEN 1978). Die dem Zahnarzt unterstellten Aufgaben der Präparation und Abformung als Grundlage für die Herstellung von Kronen soll in den folgenden Kapitel näher erläutert werden.

### 3.3 Präparation der Zähne

Oberstes Ziel der Präparation von Zähnen zur Aufnahme einer künstlichen Krone ist es zum einen dem Zahntechniker genügend Raum für die Gestaltung der Restauration zu bieten, ohne jedoch dabei die Vitalität der Zähne oder das umgebende Parodontium zu gefährden. Zum anderen sollte die Präparationsgrenze in einem für den Patienten der Reinigung gut zugänglichen Lage angelegt werden und ästhetischen Anforderungen genügen. Im Zusammenhang der heute üblichen schnelltourigen Präparationshilfen ist bei der Bearbeitung der Zahnhartsubstanz auf eine ausreichende Wasserkühlung zu achten. So konnte LEHMANN (2001) in einer Versuchreihe nachweisen, dass bei der Zahnpräparation das Ausmaß der Temperaturerhöhung im Dentin vor allem von der applizierten Kühlwassermenge und der Dicke der verbleibenden Dentinschicht bestimmt wird. Bei Reduzierung der Wassermenge können an der Präparationsoberfläche kurzzeitige Spitzenwerte der Temperatur bis zu 90 °C gemessen werden. Falsches Vorgehen induziert nach Messungen von HOFFMANN (1961), LANGELAND und ZACH (1965) sogar Höchstwerte von 400 – 600 °C. Eine dentinkanalvermittelte Zerstörung der Odontoblastenschicht durch eine lokale Überhitzung der anpräparierten Dentinoberfläche konnte histologisch ebenfalls nachgewiesen werden. Der Einstrom von Gewebszerfallprodukten in die Pulpa als Folge dieser Substanzverletzung kann zu langfristigen Schädigungen führen. Die Gefährdung der Pulpa während der Präparation der Zahnhartsubstanz hat insbesondere seit Einführung der Turbine (1957) und später durch die Anwendung schnell laufender Winkelstücke an Bedeutung gewonnen (EICHNER 1988, HARNDT 1984).

Zur Vermeidung einer solchen Komplikation kann das von GENTE entwickelte „Prepometer“ in der Praxis eine sinnvolle Hilfe sein (Abbildung 4). Dieses Verfahren zur Bestimmung der Restdentinstärke beruht auf einer Widerstandsmesstechnik. Die Oberfläche der Dentinareale wird während der Präparation mit der Messspitze des Instrumentes abgetastet. Der elektrische Widerstand der Dentinschicht sinkt sobald der Abstand zwischen Zahnstumpfoberfläche und Pulpa kritisch minimiert wird (LEHMANN 2001).

Untersuchungen von NENTWIG und EIFINGER (1981) zufolge ist die Vitalität der Pulpa bereits bei einer verbleibenden Schichtstärke zwischen präparierter Zahnoberfläche und dem Gefäß- Nervbündel von 1,5 mm bedroht.

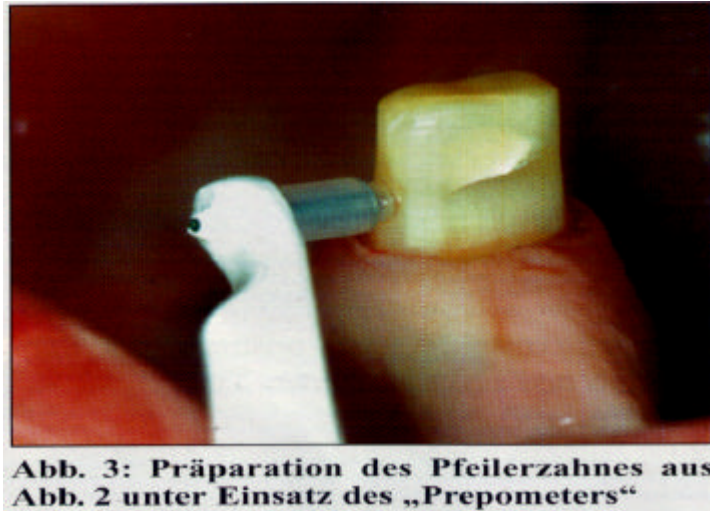


Abbildung 4 : Einsatz des „Prepometers“, Abbildung entnommen aus ZMK, Oktober 2001, Heft Nr. 10  
 „Das Konzept der Marburger Doppelkrone“, Lehmann, K. M. (2001)

Bei der Präparation der Zähne sollten scharfe Instrumente zur Anwendung kommen, um eine eindeutige Präparationsgrenze zu schaffen, die für die labortechnische Weiterverarbeitung der Abformung entscheidend ist. Große Unterschnitte und unregelmäßige Konturen in der Präparation sind zu vermeiden. Eine ausreichende Lokalanästhesie ist wichtig, um dem Patienten eine möglichst beschwerdefreie Behandlung zu ermöglichen und das Legen der Retraktionsfäden zu erleichtern. Die Fäden sollten, soweit es sich nicht um einen cardio-vaskulären Risikopatienten handelt, bereits mit einem Vasokonstriktionsmittel vorimprägniert sein.

### 3.3.1 Präparationsart und Lage der Präparationsgrenze

Die Wahl der zum Einsatz kommenden Präparationsart wird von einer Vielzahl morphologischer, werkstoffkundlicher und konstruktionsrelevanter Aspekte bestimmt. Dies erlaubt eine möglichst biologisch interferenzfreie Eingliederung des Zahnersatzes. Hinsichtlich der Ausgestaltung einer Präparation ist die Meinung in der Fachliteratur unterschiedlich. MARXKORS unterscheidet in seiner Klassifizierung prinzipiell zwischen drei Präparationsformen (1972).

- Die **schmale schräge Stufe** oder die **schmale Hohlkehle**
- Die **Tangentialpräparation** mit negativer Stufe für Bereiche mit starken Unterschnitten
- Die **breite schräge Stufe** oder die **breite Hohlkehle** für Verblendkronen

Die Lokalisation der Präparationsgrenze ist entscheidend für eine mögliche Schädigung des Parodonts. Prinzipiell unterscheidet man zwei Arten. Nach allen Aussagen der Parodontologen ist die supragingival verlaufende Präparationsgrenze diejenige, die keine Parodontopathien auslösende Wirkung besitzt.

Weitere Vorteile dieser Präparationslage ist eine optimale Gestaltungs- und Überprüfungsmöglichkeit der zahnärztlichen und zahntechnischen Vorgehensweise, sowie das Fernhalten weiterer Noxen, wie z.B. Rauigkeiten und Porositäten am Kronenrand. Als problematisch ist die supragingivale Lage der Präparationsgrenze in Bereichen hohen ästhetischen Anspruches, wie z. B. im Frontzahnbereich, sowie das erhöhte Kariesrisiko bei mangelhafter Mundhygiene anzusehen. Die Umsetzung einer ausreichenden Retention bei zu kurz geratenen klinischen Kronen kann sich ebenfalls als äußerst schwierig gestalten (BIFFAR, SASSEN 1983).

Im Seitenzahnbereich des Unterkiefers ist dieses Problem wegen der elastischen Deformation der Unterkieferknochenspanne und dem damit verbundenen erhöhten Risiko des Lösens der Kronen vom Zahnstumpf, von besonderer Relevanz (MARXKORS 1991).

Im Sinne einer subgingival verlaufenden Präparationsgrenze wird der zervikale Abschluss der Präparation etwa 0,5 – 1 mm in den Sulkus des marginalen Parodonts verlegt. In diesem, ab dem Gingivalsaum gerechneten Bereich ist auf eine möglichst geringe Traumatisierung während der Präparation- und Abformphase zu achten. Diesbezüglich können fein belegte diamantierte Schleifkörper in Verbindung mit geringen Eigenschwingungen behaftete Mikromotoren vorteilhaft sein. Grundsätzlich gilt für alle Restaurationstypen die Forderung, die Schaffung eines kleinen Zementspaltes sowie von genügend Platz für die jeweilige Restauration am Übergang von präparierter Zahnhartsubstanz zur künstlichen Krone (WILSON 1981).

### 3.4 Abformmaterial und Abformtechnik

Die Herstellung jeglicher Form der zahnärztlichen Prothetik ist an eine präzise Abformung als Informationsträger für die Zahntechnik gebunden. Aus diesem Grunde sollte der Abdruck die größtmögliche Anzahl an genauen klinischen Informationen vermitteln, die die Herstellung einer prothetischen Restauration erlauben. Obwohl diesbezüglich der Prozess der Abformung nur ein Glied in der umfangreichen Verkettung von klinischen und zahntechnischen Arbeitsschritten darstellt, so kommt ihm doch ein dominierender Stellenwert zu (Abbildung 5). Bei der Abformung präparierter Zähne eintretende Fehler sind in der Regel nicht korrigierbar und können sich im weiteren Verlauf der zahntechnischen Arbeit potenzieren so dass eine Wiederholung des gesamten Arbeitsablaufes resultiert. In den folgenden Kapiteln soll auf die im Rahmen dieser Studie zum Einsatz gekommenen Abformtechniken, und Abformmaterialien näher eingegangen werden.

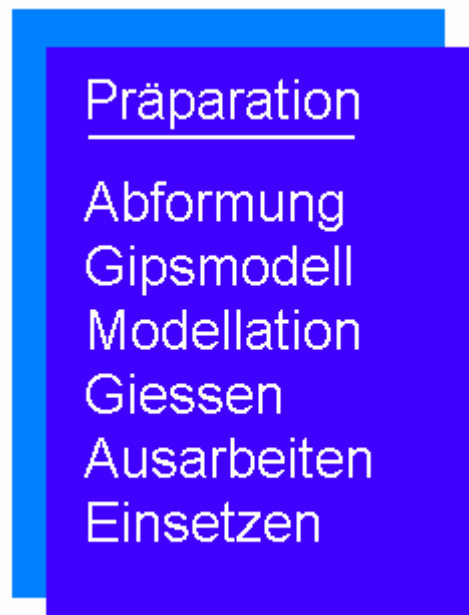


Abbildung 5 : Arbeits- und Werkstoffkette des Herstellungsprozesses

### 3.4.1 Abformmaterialien

Heutzutage stehen dem Zahnarzt zahlreiche, moderne Abformmaterialien für die unterschiedlichsten Indikationen zur Verfügung. Diese Werkstoffe zeichnen sich durch primäre Dimensionsgenauigkeit und Formstabilität aus und ermöglichen so präzise Abformergebnisse. Trotz ausgezeichneter Materialeigenschaften ist jedoch die formgetreue Wiedergabe präparierter Zähne zur Modellherstellung, aufgrund werkstoffkundlicher Aspekte nicht möglich. Die Abformung ist immer eine Gradwanderung zwischen zu kleinen und zu großen Lumina (MEINERS 2001). LEHMANN (1979) und PLEKAVICH (1983) konnten mittels in-vitro Studien durch eine direkte Modellation der Krone an einem extrahierten Zahn kleinere Randspalten als bei einer indirekt über eine Abformung gefertigten Krone erreichen. Dennoch ist gegenwärtig die Umgehung der „Fehlerquellen“ Abformung und Gipsmodell bei Anfertigung einer gegossenen Restauration nicht möglich. Die Folge ist daher immer das Vorhandensein eines material- und verfahrensbedingten „Randschlussfehlers“ einer Metallkrone. Die Gründe dafür sollen im folgenden Kapitel anhand einer detaillierten Darstellung der heutzutage gebräuchlichsten Abformmaterialien näher erläutert werden.

#### 3.4.1.1 Abformmaterialien auf Silikonbasis

Seit Einführung der gummielastischen Abformmaterialien in Form von Polysulfiden Anfang der fünfziger Jahre in den USA und in Form von Silikonen (1955) in Deutschland, gehören die Silikone nach wie vor zu den am häufigsten zum Einsatz kommenden Abformmassen. So konnte WÖSTMANN 1992 mittels einer umfangreichen Befragung von mehr als 1000 Zahnärzten registrieren, dass insbesondere kondensationsvernetzende Silikone als häufigstes Abformmaterial bei der indirekten Herstellung von Zahnkronen bevorzugt werden.



Im Rahmen zahlreicher Laborforschungen wurden die physikalischen, mechanischen und klinischen Eigenschaften dieser irreversibel-elastischen Materialien ausführlich beschrieben und verglichen. Diese Forschungen haben gezeigt, dass Silikone eine sehr genaue Abformung ermöglichen, eine gute bis sehr gute Lagerungsstabilität aufweisen und ohne Einbuße der Oberflächenwiedergabegenauigkeit desinfiziert werden können. Sie zeichnen sich durch eine hohe Reißfestigkeit und ein gutes Rückstellvermögen aus. Die Grundsubstanz elastomerer Abformmaterialien auf Silikonbasis besteht aus langen Ketten- oder Fadenmolekülen (Polysiloxane), welche durch geeignete Katalysatoren untereinander, irreversibel-elastisch, verknüpft werden. Die polymere Stoffe sind entsprechend dem allgemeinen Schema, wie in Abbildung 6 dargestellt, über Silizium-Sauerstoffketten aufgebaut und mit Alkyl- oder Aryl-Seitengruppen (R) abgewandelt. Die einwertigen Alkylreste kommen meist in Form von Methyl- ( $\text{CH}_3$ ) oder Äthylgruppen ( $\text{C}_2\text{H}_5$ ) zum Einsatz, die Arylreste wiederum meist in Form von Phenyl ( $\text{C}_6\text{H}_5$ ).

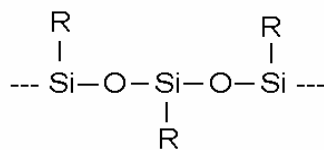


Abbildung 6 : Chemische Grundstruktur der Silikone: Polysiloxane

Die Konsistenz der Abformmaterialien auf Silikonbasis werden durch die Zugabe von Füllstoffen bestimmt. Als Füllstoffe kommen zum Beispiel  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaCO}_3$ ,  $\text{CaSO}_4$ ,  $\text{TiO}_2$  und  $\text{ZnO}$  zum Einsatz. Die anorganischen Füllstoffe bestimmen das Fließverhalten der elastomeren Abformmassen unmittelbar nach dem Mischen. Mit zunehmendem Füllzustand nimmt die Formgenauigkeit der Silikone zu. So sind die knetbaren hochviskösen Massen formgenauer als die leichtfließenden und niedrigviskösen Silikone.

Je nach Füllzustand unterscheidet man dünn-, mittel- und schwerfließende Massen beziehungsweise auch Silikone mit knetbarer Konsistenz. Neben den Füllstoffen sind den Massen häufig Farb- und Geschmackstoffe beigefügt.

Die Einzelkomponenten der Silikonmassen sind in Pastenform im Kartuschensystem, in Tuben oder als Paste / Paste - System erhältlich. In Anlehnung an EICHNER (1988) werden die unterschiedlichen Konsistenzen der Elastomere folgenderweise bezeichnet (Tabelle 7).

<b>knetbar</b>	<b>- putty</b>
<b>Schwerfließend</b>	<b>- heavy</b>
<b>Mittelfließend</b>	<b>- regular</b>
<b>leichtfließend</b>	<b>- light bodied</b>

Tabelle 7 : Nomenklatur unterschiedlicher Konsistenzen nach Eichner (1988)

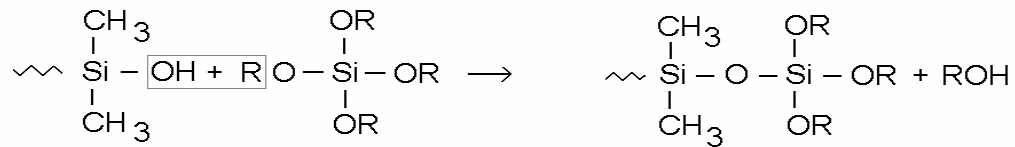
Der gummielastische Zustand der Elastomere beruht auf eine Tendenz der linearen Molekülketten unregelmäßige „verknäuelte“ Konfigurationen einzunehmen. Dabei ist der Abstand der Molekülenden im allgemeinen kleiner als die Moleküllänge. Die Streckung solcher Molekülketten erlauben solange die atomaren Bindungen des Makromoleküls nicht beansprucht werden, große Deformationen bei vergleichbar geringem Kraftaufwand. Bei einsetzender Abbindereaktion entsteht, durch vereinzelte chemische Verknüpfungen der Kettenmoleküle untereinander, ein dreidimensionales Netzwerk. Die bevorzugte Verknäuelungskonfiguration der einzelnen Molekülteilstücke summiert sich bei Deformation zur Rückstellkraft des Elastomers. Mit zunehmender Vernetzungsdichte kommt es zu einer Steigerung der Festigkeit auf Kosten der gummielastischen Eigenschaft. Die gummielastischen Eigenschaften dieser Massen sind insofern von großer Bedeutung, als dass sie die Abformung von Unterschnitten ermöglichen (MEINERS 2001).

Je nach ihrer Abbindereaktion unterscheidet man zwischen den sogenannten kondensationsvernetzenden und den additionsvernetzenden Silikonen. In den folgenden Kapiteln soll auf die Silikone als Abformmaterial der Wahl im Rahmen dieser Studie näher eingegangen werden.

### 3.4.1.2 Kondensationsvernetzende Silikone

Kondensationsvernetzende Silikone gehören, wie bereits unter Punkt 3.4.1.1 erwähnt, in Deutschland zu den in der zahnärztlichen Praxis am häufigsten verwendeten Abformmassen. Die Bezeichnung dieser Materialien wie K-Silikone oder auch C-Silikone aus dem angloamerikanischen Sprachgebrauch, basiert auf den Reaktionsmechanismus der Basiskomponenten dieser Abformmassen und dem Katalysator. Bei dieser Vernetzungsreaktion nämlich handelt es sich um eine Polykondensation zweier linearer Ketten des Basismaterials mit Äthylsilikat, einem Bestandteil des Katalysators, unter Abspaltung von Alkohol, dem Kondensat.

Die Basiskomponente dieser makromolekularen Substanzen enthält lineare Ketten mit endständigen OH - Gruppen, dem Polydimethylsinoanol. Hierbei handelt es sich um eine bifunktionelle Si – O - Verbindung wobei die beiden restlichen Valenzen des Si-Atoms meist durch einwertige Methylreste (CH<sub>3</sub>) abgesättigt sind (Abbildung 8). Die Einleitung der Vernetzungsreaktion wird durch das Zumischen einer Härterkomponente in Form von Äthylsilikat und einer organischer Zinnverbindung ermöglicht. Das Äthylsilikat ist ein tetrafunktionelles Molekül und überführt dabei durch die Kondensation die Kettenenden in einen multifunktionellen Zustand, so dass diese Ketten wiederum mit weiteren OH-Endgruppen anderer Molekülketten reagieren können (MEINERS 2001).



mit R = - C<sub>2</sub>H<sub>5</sub>

Abbildung 8 : Polykondensation

Die einsetzende Kettenverlängerung, -verzweigung und -vernetzung überführt das Silikon somit in einen festelastischen, chemisch nicht mehr umkehrbaren Zustand. Da es sich bei dieser Vernetzungsreaktion um eine Polykondensation handelt, kommt es zur Abspaltung eines flüchtigen Nebenproduktes in Form eines Alkohols. Dieses hat eine gewisse Schrumpfung des abgebundenen Materials zur Folge. Das Ausmaß dieser Volumenabnahme ist um so geringer, je höher der Füllstoffanteil und damit die Viskosität der Abformmasse ist.

Das Schrumpfungsverhalten der kondensationsvernetzenden Silikone ist zwischen 0,2 bis 0,4%, je nach Füllstoffgehalt, anzunehmen. Laut WÖSTMANN (1999) stellt jedoch die Verdunstung des freigesetzten Alkohols und die damit verbundene Dimensionsinstabilität der K-Silikone heutzutage kein klinisch relevantes Problem mehr dar. So zeigte sich nach 72stündiger Lagerung der Abformung bis zu ihrem Ausgießen keine für die Klinik bedeutende Dimensionsänderung.

### 3.4.1.3 Additionsvernetzende Silikone

Wie im vorherigen Kapitel beschrieben ist an die Verdunstung des freigesetzten Alkohols bei der Polykondensation der K-Silikone eine gewisse Kontraktion der abgebundenen Massen gekoppelt. Aus diesem Grunde wurden 1975 die additionsvernetzenden Silikone eingeführt. Die A-Silikone werden auch als Typ-II Silikone oder als Polyvinylsiloxane bezeichnet. Bei den kondensatfreien Materialien nämlich besitzen die Kettenmoleküle der Basispaste anstatt freier Hydroxylgruppen (-OH) endständige ungesättigte Vinylgruppen ( $\text{CH}_2 = \text{CH}-$ ) mit der Fähigkeit zur Polymerisation (Abbildung 9). Die zweite Komponente enthält seitliche H-Gruppen. Bei Reaktion mit einem Katalysator in Form organischer Platin-Verbindungen, bilden sich Äthylbrücken zwischen den einzelnen Kettenmolekülen. Die Vernetzung erfolgt also im Sinne einer Polyaddition, ohne Abspaltung eines weiteren Moleküls (MEINERS 2001).

Eine materialbedingte Schrumpfung ist somit weitgehend vermieden. Eine nach in vivo Abformung dennoch bestehende geringe Schrumpfung ( $< 0,05\%$  linear) ist als eine thermisch bedingte Schrumpfung anzusehen, MARXKORS (1991).

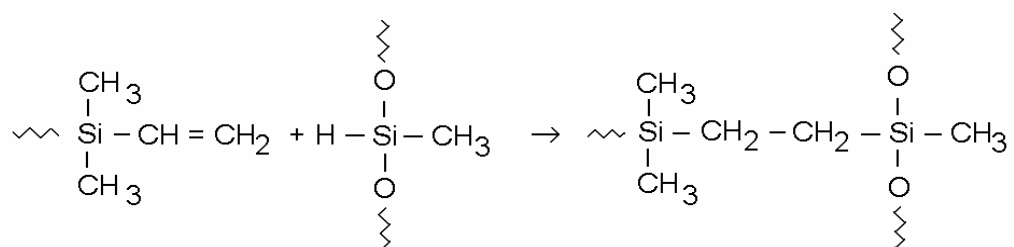


Abbildung 9 : Polyaddition

## 3.5 Systematische Fehler beim Umgang mit Silikonen

Eine adäquate Verarbeitung der Silikone ist an bestimmte Voraussetzungen gebunden. So ist es für die Qualität einer Abformung von entscheidender Wichtigkeit, die vom Hersteller vorgegebenen Verarbeitungshinweise genau einzuhalten. Werden diese Werte nicht eingehalten so kommt es zu unbrauchbaren Abformungen, welche in ihren Dimensionen nicht dem Original entsprechen, aber dennoch brauchbar aussehen können. Am Arbeitsmodell sind dann die von der Abformung möglichen übertragenen Fehler nicht ersichtlich, sondern erst wenn die darauf ausgeführte zahntechnische Arbeit nicht passt (RICHTER 1994).

### 3.5.1 Endogene Spannungen

Zahlreiche experimentelle Untersuchungen haben gezeigt, dass bei jeder Abformung mit Elastomeren die Abformvolumina unmittelbar nach dem Trennen von den präparierten Stümpfen sehr oft kleiner sind als die Originale. Diese elastischen Deformationen in Form von Lumenverkleinerung sind nur mit der Entstehung endogener Spannungen während der Vernetzungsreaktion zu erklären. Die Verlängerung und insbesondere die Vernetzung der Kettenmoleküle untereinander bewirkt die Verfestigung der Silikone. Dabei entstehen zahlreiche Geflechte, die sich alsbald zu einem grobmaschigen dreidimensionalen Netz mit gummielastischen Eigenschaften verknüpfen. Die einsetzende Vernetzungsreaktion beginnt bei den kondensationsvernetzenden Silikonen bereits mit dem Anmischen der Komponenten, so dass bei der Applikation der Masse ein gewisser Vernetzungsgrad schon vorliegt. Die damit verbundene, äußerlich nicht erkennbare, Viskositätssteigerung bewirkt beim Aufbringen der Masse auf den präparierten Zahn, eine Deformation der bereits elastischen Anteile des Elastomer. Aufgrund der rasch fortschreitenden Vernetzungsreaktion können sich die beschriebenen Deformationen nicht vollständig zurückstellen, so dass Spannungen aufgebaut werden. Die „eingefrorenen“ Spannungen können sich erst lösen, wenn der Abdruck vom Zahnstumpf abgenommen ist (MARXKORS / MEINERS 2001).

Bei den additionsvernetzenden Silikonen setzt eine messbare Abbindereaktion erst nach ca. 2 Minuten ein. Der verzögerte Vernetzungsbeginn ist durch das verminderte Auftreten endogener Spannungen charakterisiert (MEINERS 2001).

Systematische Fehler insbesondere beim Anmischen der Silikone können das vermehrte Auftreten endogener Spannungen begünstigen. Durch verschiedene Härterflüssigkeiten und Dosierungen können die Verarbeitungs- und Abbindzeiten stark variiert werden. Die Abbindreaktion verläuft um so schneller, je größer die einer bestimmten Menge Basismaterial zugesetzte Härtermenge, und je höher die Temperatur des Reaktionsgemisches ist. Diesbezüglich liegt der größte Nachteil der kondensationsvernetzenden Silikone in der Schwierigkeit der richtigen Dosierung der einzelnen Komponenten begründet. Abweichungen der Mischungsverhältnisse beeinflussen die physikalischen Eigenschaften der Silikone in jedem Fall. Versuche haben ergeben, dass beim Ausdrücken des Stranges einer Komponente Gewichtsunterschiede von bis zu  $\pm 25\%$  erreicht werden können. Bei den Flüssigkatalysatoren können Schwankungen bis  $\pm 10\%$  auftreten, so dass mit unterschiedlichen Ergebnissen gerechnet werden muss. So bewirkt zum Beispiel eine Verschiebung des Mischungsverhältnisses zu Gunsten des Härters eine verkürzte Verarbeitungszeit und damit das Problem des vermehrten Auftretens endogener Spannungen. Dagegen bewirkt eine Unterdosierung des Katalysators wiederum eine unzureichende Vernetzung und damit eine Verschlechterung von Elastizität und Endhärte. Diese ungünstigen Bedingungen sind bei den K-Silikonen und insbesondere bei den Kombinationen von flüssigen Härtern und knetbaren Basismassen häufig gegeben. In diesem Fall kann Härterflüssigkeit beim Durchkneten leicht verspritzen und somit eine homogene Verteilung des Härters in die Grundmasse nicht garantiert werden (RICHTER 1994).

Die homogene Durchmischung ist umso einfacher je ähnlicher und je niedriger die Viskosität zweier Substanzen ist. Das Mischen knetbarer Massen mit einem Flüssighärter erscheint daher weniger sinnvoll. Weiterhin ist es von großem Vorteil, dass bei etlichen Produkten die zu vermischenden Komponenten unterschiedlich gefärbt sind, so dass anhand eines homogenen Farbtons die Homogenität der Mischung kontrolliert werden kann (WÖSTMANN 1992).

Moderne Abformmaterialien werden heutzutage als dünnfließende Phase in Statikmischern und in knetbarer Form als Paste / Paste-System angeboten, welche eine gleichmäßige Durchmischung der einzelnen Komponenten und Vermeidung von Mischfehlern garantieren.

Eine weitere Möglichkeit um Vorvernetzungen der Abformmassen zum Zeitpunkt des Einbringens in den Mund zu minimieren ist die Herabsetzung der Temperatur des Reaktionsgemisches. Da die Viskosität der Silikoneinzelkomponenten von der Temperatur praktisch unabhängig ist, sollte die Aufbewahrung im Kühlschrank bei etwa 10 ° Celsius erfolgen. Dadurch lässt sich die Verarbeitungszeit auf etwa das Doppelte verlängern. Die für das Anmischen erforderlichen Utensilien wie Unterlage, insbesondere die Glasplatte, sollten ebenfalls gekühlt sein (MARXKORS 1991).

### 3.5.2 Hydrophobie der Silikone

Eine sehr wichtige Eigenschaft der Silikone in klinischer Hinsicht ist ihre Hydrophobie. Diese charakteristische Eigenschaft ist bedeutsam, da sie nicht nur den Kontakt des nichtvernetzten Materials mit Mundgewebe und intraoralen Strukturen erschwert, sondern auch das Benetzen der Abformung mit Gipsbrei. Die den Silikonen innewohnende Hydrophobie ist insbesondere bei der Abformung von Bereichen, die geringfügig durch Feuchtigkeit kontaminiert sind, wie zum Beispiel des Zahnfleischsulkus, von Nachteil. Die Zeichen- oder Abformgenauigkeit eines Abformmaterials auf Silikonbasis hängt entscheidend vom hydrophilen Charakter des Materials ab, das heißt, der Oberflächenbenetzbarkeit im feuchten Milieu. Ist eine Oberfläche gut benetzbar, bildet ein Flüssigkeitstropfen einen Winkel, kleiner als 90°, aus. Im Falle einer nicht gut benetzbaren Flüssigkeit ist der Kontaktwinkel  $> 90^\circ$ , d.h. die Flüssigkeit kann sich auf der Oberfläche nicht gut ausbreiten (Abbildung 10). Diesbezüglich führten LANDT und GLANTZ 1977 eine Untersuchung durch indem sie vier Abformmaterialien auf ihre Benetzungsfähigkeit von trockenen und feuchten Dentinoberflächen mittels Kontaktwinkelmessung. Bei feuchter Oberfläche resultierte für die Hydrokolloide ein kleinerer Kontaktwinkel als für die Polysulfide und Silikone. Diese Beobachtung verhielt sich umgekehrt bei trockener Dentinoberfläche.



Die Bemühungen der Hersteller ihre Produkte durch Zugabe tensidartiger Verbindungen vollends zu hydrophilisieren führten eher zu einer Abmilderung als zu einer vollständigen Beseitigung der hydrophoben Eigenschaften. Die Zugabe dieser Verbindungen bewirkt, dass durch Abgabe eines Tensids die Oberflächenspannung von in Kontakt tretenden Flüssigkeiten reduziert werden. Dabei wird der hydrophile Teil der Tenside in das Wasser hineingezogen, während der hydrophobe Teil aus dem Wasser verdrängt wird. So entsteht eine Wasseroberfläche, die eine herabgesetzte Grenzflächenspannung gegenüber eines vorgegebenen Stoffes aufweist.

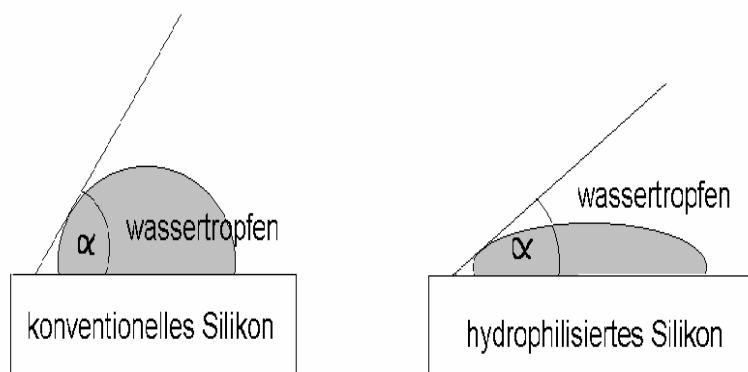


Abbildung 10 : Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche Silikon/Wasser

Die beschriebene Hydrophobie der A-Silikone stellt sich erst gegen Ende der Abbindphase ein, da sich die Tenside im Verlauf der Vernetzungsreaktion an der Oberfläche der Abformmassen ansammeln. Im Gegensatz dazu zeigt das K-Silikon seine geringste Hydrophobie in der Applikationsphase, also zu Beginn der Vernetzungsreaktion (WICKOP 1999). Die folgende Tabelle 11 zeigt in Zusammenfassung die wichtigsten Charakteristika der Silikone.

	<b>A-Silikon</b>	<b>K-Silikon</b>
Vernetzungsbeginn	verzögert	Sofort nach Härterzugabe
Endogene Spannung	Gering, messbare Vernetzung erst nach ca. 2 Minuten	Größer als bei A-Silikon, Vernetzung setzt sofort nach Härtergabe ein
Schrumpfungsverhalten	< 0,05% linear	0,2-0,4% linear je nach Füllstoffgehalt
Aushärtungszeit	5 – 6 Minuten	5 – 6 Minuten
Lagerungszeit	Tage bis Monate	Bis zu 72 Stunden
Hydrophobie	Im <b>unausgehärteten</b> Zustand hydrophober als K-Silikone ; Im <b>abgebundenen</b> Zustand hydrophiler als K-Silikone	Im <b>unausgehärteten</b> Zustand hydrophiler als A-Silikone ; Im <b>abgebundenen</b> Zustand hydrophober als A-Silikone

Tabelle 11 : Zusammenfassung der Charakteristika betrachteter Silikone

Der negative Einfluss der hydrophoben Eigenschaft der Silikone auf die Genauigkeit einer Abformung erfordert eine möglichst sorgfältige Trockenlegung des abzuformenden Bereiches. Die damit verbundenen klinischen Schwierigkeiten beim Umsetzen dieser Forderung sind in den vorherigen Kapiteln ausreichend beschrieben worden. Als weiterer Nachteil des A-Silikon ist die mögliche Inhibition des Katalysators durch Latexpartikel, vor allem in den Schutzhandschuhen, sowie durch Metallsalze, wie Aluminium- oder Eisenchlorid, enthalten in den Adstringenzen. Eine Prüfung der Verträglichkeit einer solchen problematischen Materialkombination von Adstringens und Silikon ist ratsam. Im Zweifelsfalle empfiehlt WÖSTMANN (1999) bei Verwendung von A-Silikon auf Adstringenzen zu verzichten. Zu beachten sei auch die Möglichkeit bereits imprägnierter Fäden bestimmter Hersteller.

### 3.6.0 Polyether

Ende der sechziger Jahre erschienen erstmals die Polyether-Abformmaterialien auf dem Dentalmarkt. Polyether sind elastomere (irreversibel-elastisch) Werkstoffe für die unterschiedlichsten Indikationen wie Abformungen für Inlays, Kronen und Brücken, Funktions- und Implantatabformungen. Sie zeichnen sich durch eine sehr hohe Reißfestigkeit und ein gutes Rückstellvermögen aus. Die hohe Steifigkeit des Materials ist bei bestimmten Indikationen von Vorteil, kann jedoch, wenn Unterschnitte nicht ausreichend ausgeblockt werden, andere Indikationen einschränken. So enthalten neuere Produkte weniger Füllstoffe, um die Steifheit nach dem Abbinden zu verringern. Um allerdings die Viskosität des abgebundenen Materials nicht zu verändern wurde das Verhältnis von hochviskosen zu niedrigviskosen Weichmachern geändert. Sie werden in Form einer Basis- und Katalysatorpaste angeboten. Eine weitere wichtige Eigenschaft des Polyether in klinischer Hinsicht ist seine Hydrophilie. In der Tat wird dem Polyether von allen gummielastischen Abformmaterialien die beste Benetzbarkeit zugesprochen. Durch Mischen beider Komponenten wird die Abbindereaktion, die wie eine Polyaddition ohne Anfall von Nebenprodukten abläuft, in Gang gesetzt (FRITZ 2001).

Die Hauptstütze des Polymers ist ein Copolymer aus Tetrahydrofuran und Äthylenoxid. Das in der Polyaddition entstandene Ausgangspolymer wird im weiteren Reaktionsverlauf mit einer ungesättigten Säure (z.B. Crotonsäure) verestert. Die so synthetisierten Moleküle der Basiskomponente besitzen endständige, hochreaktive Aziridino- oder Ethylenimin-Gruppen. Durch Zugabe der Katalysatorpaste und den darin befindlichen Benzolsulfonsäureester werden die endständigen Gruppen aufgespalten und zur Polyaddition der Aziridino-Gruppen veranlasst. Die Vernetzungsreaktion beginnt hier direkt nach der Härterzugabe führt aber zu geringeren endogenen Spannungen als bei den K-Silikonen, da die Aushärtungszeit verlängert ist und somit durch Fließvorgänge mehr Spannungen abgebaut werden können. Da bei der Vernetzungsreaktion keine flüchtigen Substanzen abgespalten werden, ist die Dimensionsänderung der Massen bei Lagerung nur sehr gering. Diesbezüglich empfehlen einige Hersteller das Ausgießen der Abformung frühestens 30 Minuten und spätestens 14 Tage nach Entnahme aus dem Mund vorzunehmen (RITTER 2001).

Den direkten Vergleich mit den additionsvernetzenden Silikonen, welche bis zu mehreren Monaten dimensionsstabil verbleiben, können die Polyether diesbezüglich nicht standhalten (WÖSTMANN 1992).

Vorsicht ist beim Einsatz von Vasokonstringentien geboten, da Polyethermassen nicht mit allen marktüblichen Retraktionslösungen kompatibel sind. Die Anwendung von Eisen-III-Sulfat-haltigen Substanzen und Epinephrin muss daher vermieden werden. Im Gegensatz zu den Silikonen, die praktisch kein Wasser aufnehmen, besitzen Polyether eine beachtliche Wasseraufnahme. Hohe Luftfeuchtigkeit während der Abbindephase, wie sie im Mundmilieu anzutreffen ist, hat jedoch keinen Einfluss auf die Dimensionsstabilität (RICHTER 1994, FRITZ 2001).

Erwähnenswert sei noch die etwas schlechtere Biokompatibilität der Polyether im Vergleich zu den Silikonen. So berichten einige Autoren über gelegentliche allergische Reaktionen im Zusammenhang mit diesen Abformmaterialien (STORRS 1973, OKABE 1979) .

## 3.7 Abformtechnik

Bis in die 50er Jahre war die Kuperringabformung mittels thermoplastischer Kerr Masse auf dem Gebiet der Stumpfabformung das Mittel der Wahl. Die marginale Zone konnte jedoch häufig nicht exakt dargestellt werden, da die über die Präparationsgrenze hinausragende Kerr-Masse abbrach. Zusätzlich traten beim Abkühlen des Materials thermisch bedingte Kontraktionen auf, was zu einer Verfälschung der Abformung führte (LESSMANN 1999).

Anfang der 50er Jahre entwickelte die Firma Kerr das Polysulfid „Permlastic“ und stellte die auf dieses Abformmaterial abgestimmte Abformtechnik, die sogenannte „Permlastic-Technik“ vor. Dieses, als der Anfang der Doppelmischtechnik anzusehende Verfahren, ist von BÖTTGER (1965) zur ersten Korrekturabformung weiterentwickelt worden. Diesbezüglich bediente sich Böttger für die Erstabformung dem zäheren Permlastic – „heavy body“ – Material und für die Zweitabformung dem dünneren „light body“. Weitere Verbesserungen dieser Verfahren folgten bis LEHMANN (1979) die ausgereifte Form der Korrekturtechnik vorstellte, die bis heute ihre Gültigkeit beibehalten hat (HOFMANN 1965, STAEHLE 1967).

### 3.7.1 Korrekturabformung

Die Korrekturabformung ist bei entsprechender Indikation ein sicheres und das in Deutschland am häufigsten angewendete Abformverfahren. Die von WÖSTMANN durchgeführte Untersuchung (1992) bestätigt dies. Nach Legen eines Retraktionsfadens zur Freilegung der Präparationsgrenze wird ein perforierter Metalllöffel mit ausreichender Größe bestimmt. Beim Einsatz perforierter Löffel können sich Retentionspilze ausbilden, welche im Zusammenhang mit einem Haftlack eine sichere Fixierung der Abformung im Löffel garantieren, ohne dass die Gefahr von Ausrissen besteht. Die Verwendung flexibler Löffel im Zusammenhang mit knetbaren Silikonmassen ist abzulehnen, da diese Löffel sich beim Einbringen der Abformung aufbiegen und die Abformmasse sich in diesem Zustand verfestigt.

Nach Entnahme der Abformung aus dem Mund sind Verzerrungen des gesamten Negativs die Folge (WÖSTMANN 1999). Die richtige Löffelwahl wird auch durch die Tatsache bestimmt, dass keine Abformung frei von Unterschnitten ist. So liegen zum Beispiel aufgrund der Achsenneigung der Zähne im Oberkiefer die Unterschnitte vestibulär, im Unterkiefer dagegen lingual. Damit nun bei der Entnahme des Löffels die Abformmasse nicht übermäßig komprimiert wird, die relative Deformation der Silikone sollte nicht größer als 30% sein, muss der Abstand der Löffelwand von der Zahnreihe mindestens die dreifache, besser die vierfache Tiefe des Unterschnittes aufweisen (Strecke a in Abbildung 12). Im allgemeinen ist diese Forderung bei einem Minimum der Schichtstärke von 3mm erfüllt (MEINERS 2001).

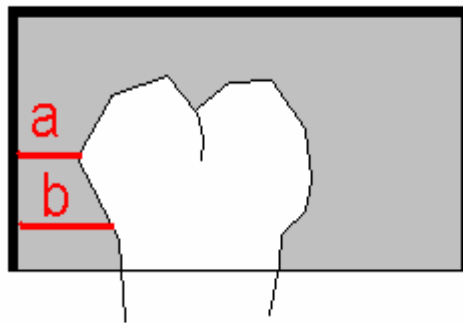


Abbildung 12 : Notwendige Schichtdicke des Abdruckmaterials bei Abformung von Unterschnitten (MEINERS 2001)

Um eine möglichst vollständige Rückstellung der deformierten Bereiche zu erreichen empfiehlt MEINERS mit der Modellherstellung mindestens 15 Minuten zu warten. Das Rückstellvermögen der Elastomeren wird technisch als ausreichend bezeichnet, wenn ein für 5 Sekunden auf 70% seiner Ausgangslänge gestauchter Prüfkörper 2 Minuten nach Entlastung mindestens 98% seiner Ausgangslänge wieder einnimmt. Zusammenfassend lässt sich formulieren, dass je geringer die Deformation und je kürzer die Dauer der Belastung ist, desto kleiner ist die zu erwartende, bleibende Deformation (MEINERS 2001).

Nach Durchführung der Erstabformung mittels Putty – Knetmasse erfolgt das sorgfältige Beschneiden des Abdruckes, welches für eine erfolgreiche Abformung von entscheidender Bedeutung ist. Dieses beinhaltet das Entfernen sämtlicher Unterschnitte und Interdentalsepten sowie das Schaffen von Abflussmöglichkeiten für das dünnfließende Zweitmaterial. Nach der beschriebenen Vorbereitung des Erstabdruckes werden die Retraktionsfäden entfernt, die präparierten Zähne getrocknet und mittels mittelviskösem Korrekturmaterial umspritzt. Gleichzeitig wird eine dünne Schicht des Korrekturmaterials auf die Erstabformung appliziert und unter kurzen Druck von etwa drei bis fünf Sekunden auf die Stümpfe aufgesetzt. Die Abformung ist für einen bestimmten Zeitraum (Herstellerangaben dringend beachten) im Mund drucklos in situ zu halten (WICKOP 1999).

Das Ausschneiden von Abflussmöglichkeiten ist von großer Wichtigkeit. Kann das Korrekturmaterial nämlich nicht gleichmäßig abfließen oder wird der Staudruck während der Zweitapplikation zu lange aufrechterhalten, so ist das hochgefüllte Erstmaterial einer deutlich elastischen Deformation ausgesetzt. Diese elastische Deformation kann sich nun wegen der zunehmend schlechteren Fließbedingungen des dünnfließenden Zweitmaterials während der Abbindereaktion nicht völlig zurückstellen. Bis zum Entfernen der Stümpfe bleibt das Erstmaterial verspannt und bedingt nach Entfernen der Abformung eine Aufwölbung des Erstmaterials mit maximaler Deformation in Höhe der Stumpfmittle. Die einsetzende Entlastung erfolgt also in Richtung Abformvolumen, wodurch dieses verkleinert wird (RICHTER 1994).

Die im Sinne einer Lumenvergrößerung wirksame Abbindekontraktion der dünnfließenden Phase ist aufgrund der feinen Schichten des Zweitmaterials vernachlässigbar gering und kann die Dimensionsänderung nicht beheben. Dieser Verdrängungseffekt hat zur Folge, dass bei Korrekturabformungen unmittelbar nach dem Abbinden die Abformvolumina im Vergleich zum abgeformten Zahnstumpf regelmäßig als zu klein gemessen werden. Das Beschneiden der Erstabformung erleichtert somit das Abfließen des Zweitmaterials und mindert somit den Druck. MEINERS (2001) empfiehlt in jedem Fall die gesamte Erstabformung zu korrigieren und nicht nur den Bereich mit den präparierten Zähnen, da andernfalls Kippungen der Erstabformung beim Reponieren zu erwarten sind, die wiederum zu Verzerrungen im Abformmaterial führen.

Aus dem gesagten wird deutlich dass der während der Applikation des Zweitmaterials vom Behandler ausgeübte Staudruck zum einen so hoch sein muss, dass das dünnfließende Material ausreichend in den Sulkus gepresst wird, zum anderen aber nicht zu hoch sein darf um zusätzliche druckbedingte Deformationen des Erstmaterials zu vermeiden. Selbst bei sorgfältigem Ausschneiden können die beschriebenen Verdrängungseffekte nur auf ein Minimum reduziert und nicht vollständig beseitigt werden. Die Firma Hager & Werken haben diesbezüglich ein spezielles Instrumentarium, bestehend aus einem Sichelmesser, einem Lanzettmesser, einem Messer zum Ausschneiden der Präparationsgrenze sowie einem Rillenzieher entwickelt (GUTSCH 2001). In der Praxis hat sich ein einfaches „Instrumentarium“ bestehend aus einem Skalpell und der Lührschen Zange ausgezeichnet bewährt.

Nach der Verfestigung des Zweitmaterials ist die Abformung in Richtung der Zahnachse der präparierten Zähne zu entnehmen. Diesbezüglich wird die Abformung im Oberkiefer zuerst auf der Gegenseite der Stümpfe und im Unterkiefer auf der Seite der Präparierten Zähne gelöst. Auf diese Weise wird die Gefahr einer erneuten Deformation der Abformmaterialien vermieden (WICKOP 1999).

### 3.7.2 Doppelmischabformung

Wie in Kapitel 3.7 beschrieben ist die Problematik der zweizeitigen Abformverfahren im Auftreten der Verdrängungseffekte begründet. Um diese Effekte zu umgehen wird bei der Doppelmischabformung das dünnfließende Material aus einer Anmischhilfe um die präparierten Zähne gespritzt und unmittelbar danach ein im Löffel appliziertes, schwer fließendes hoch visköses Material nachgeschoben, so dass sich beide Silikonmassen miteinander vermischen und gemeinsam abbinden. Von Bedeutung ist, dass es bei den Elastomeren während der gemeinsamen Abbindephase zu einer chemischen Verbindung kommt. Dieses ist bei Materialien gleicher chemischer Herkunft gewährleistet (RICHTER 1994).



Die einzeitig-zweiphasige Technik ermöglicht, da eine elastische Deformation des Löffelmaterials entfällt (hoch und niedrig visköses Material binden ohne Staudruck ab), sehr genaue Abformungen. Durch die Einführung von Statikmischern stellt das gleichzeitige Anmischen beider Massen kein Problem dar. Neben der oft unzureichenden Darstellung subgingivaler Präparationsgrenzen aufgrund des zu geringen Staudruckes sind oftmals im Bereich der Unterschnitte „Saugnasen“ erkennbar. Diese Saugnasen verlaufen stets in Richtung der Einschubrichtung des Löffels und entstehen durch das Gleiten des zähplastischen Materials über den Überschnitt hinweg, welches aufgrund des fehlenden Druckes anschließend nur unzureichend in den Unterschnitt hineinfließt (WÖSTMANN 1999).

Mit der Anwendung eines individuellen Löffels lässt sich die Genauigkeit der Doppelmischtechnik steigern. In diesem Fall darf als Zweitmasse keine knetbare Masse (putty bodied), sondern ein Material schwerfließender Konsistenz (heavy bodied) verwendet werden, um eine Deformation des flexiblen Löffels durch den hohen Applikationsdruck zu vermeiden (WÖSTMANN 1999).

## 4.0 Ziel der Arbeit

Zahlreiche klinische und laborgestützte Untersuchungen befassen sich mit der Thematik der Randschlussgenauigkeit von Vollgußkronen. Dabei finden material- und verfahrensspezifische sowie klinische Parameter in der Mehrzahl dieser Studien Berücksichtigung. Es sind jedoch kaum klinische Studien durchgeführt worden, die bei der Bestimmung der Randschlussgenauigkeit die Bedeutung verschiedener Präparationsformen in den Vordergrund stellen.

Dieser Arbeit liegt folgende Zielsetzung zugrunde:

- Es soll durch den Vergleich verschiedener Präparationsformen in vivo festgestellt werden, inwieweit sich unterschiedliche klinische Parameter auf das Randschlussverhalten von gegossenen Restaurationen qualitativ auswirken.
- Durch den direkten Vergleich der verwendeten Abformmaterialien und der zum Einsatz gekommenen Abformtechniken soll der Versuch unternommen werden diesbezüglich mögliche Qualitätsunterschiede im Hinblick auf die zu erzielende Randschlussgenauigkeit zu erfassen.
- Es soll untersucht werden, inwieweit die Präparation von Frontzähnen bessere Ergebnisse hinsichtlich einer Randschlussgenauigkeit ermöglicht als die Präparation der Seitenzähne.

## 5.0 Material und Methode

### 5.1 Auswahl der Zähne

Die Auswahl der untersuchten Zähne erfolgte streng unter nach deren fehlende Erhaltungswürdigkeit aufgrund einer ausgedehnten parodontalen Schädigung oder prognostisch und statisch ungünstigen Eingliederung in den geplanten Zahnersatz. Die Patienten wurden über den Versuchs- beziehungsweise über den Behandlungsablauf ausführlich aufgeklärt und um ihr Einverständnis gebeten. Insgesamt konnten in einem Zeitraum von April 2000 bis März 2001 in der eigenen Praxis 24 Patienten für diese Studie gewonnen werden.

Um der Präparation der ausgewählten Zähne nicht mehr Zeit als in der alltäglichen Praxis üblich ist, einzuräumen, wurden die entsprechenden Patienten nicht außerhalb der „Reihe“ sondern innerhalb der offiziellen Sprechzeit eingeplant. So konnten wir teilweise unter den unerwünschten, jedoch häufig nicht dirigierbaren und sich immer wieder in der freien zahnärztlichen Praxis einstellenden Bedingungen, wie Stress und Zeitnot insgesamt 31 zu extrahierende Zähne präparieren und abformen. Des weiteren wurde um einem praxisgerechten Ablauf zu entsprechen auf vitalitätsbeeinflussende Faktoren der Pulpa wie Anpressdruck, Ausmaß der Kühlung sowie die lokalisierte Verweildauer der rotierenden Instrumente geachtet. Eine Gefährdung der Pulpavitalität hätte jedoch auf den Versuchsablauf und somit auf das Erfassen der Messwerte keinen Einfluss nehmen können

## 5.2 Präparation ( Vorgehen am Patienten )

Die Bearbeitung der Zahnhartsubstanz erfolgte mit einer Lichtturbine der Firma Kavo mit der Typenbezeichnung „Super-Torque , Lux 3 650 B“ und einem Winkelstück, roter Kodierung, mit der Typenbezeichnung „ Kavo, Intramatic, Lux2 25 LN. Als Schleifmittel kamen handelsübliche zum Teil zylindrische Schleifkörper mit kegelförmigem Kopf und einer 45 ° Abschrägung nach Marxkors, mit einem rechtwinkligen Kopf für eine Stufenpräparation und zum Teil mit einem abgerundeten Kopfanteil für die Hohlkehlepräparation. Nach Einsetzen einer ausreichenden Anästhesietiefe erfolgte die Präparation und somit die Gestaltung der Präparationsgrenze in zwei Arbeitsschritten.

Der erste Schritt, die Grobpräparation wurde mit der oben beschriebenen Lichtturbine und einem „grünkodierten „ diamantierten Schleifkörper durchgeführt. So weit wie möglich wurden die Präparationsgrenzen paramarginal angelegt um die Doppelmischabformung mit der Korrekturabformung vergleichen zu können. Die Feinpräparation als zweiter Schritt erfolgte mit dem „roten“ Winkelstück und entsprechendem, formgleichen Schleifkörper roter Kodierung. Die Abbildung 13 zeigt eine schematische Darstellung der zum Einsatz gekommenen Schleifkörper .

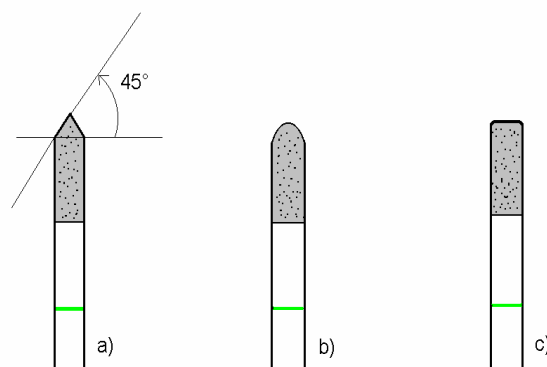


Abbildung 13 : Darstellung der eingesetzten Schleifkörper grüner Kodierung ( Grobpräparation )

a) nach Marxkors      b) für die Hohlkehle      c) für die rechtwinklige Stufe

Unter Beibehaltung der Vorgehensweise wurden insgesamt 10 Zähne mit einer Stufenpräparation mit Abschrägung von 45 ° nach Prof. Marxkors und weitere 10 Zähne mit einer rechtwinkligen Stufenpräparation versehen. Die Anzahl der mit einer Hohlkehlpräparation versehenen Zähne beliefen sich ebenfalls auf 10. Nach Abschluss der Präparation wurden die zu extrahierenden Zähne für die Abformung vorbereitet. Zur Öffnung des Sulcus kamen Retraktionsfäden der Firma Ultradent (Größe 00) sowie Adstringenzien (Orbat) zum Einsatz.

Eine numerische Darstellung der betrachteten Zähne in Abhängigkeit von Zahntyp und Präparation ist der tabellarischen Aufstellung in Tabelle 14 dargestellt.

zahntyp	Präparationsform ( Anzahl der Zähne )		
	Stufe 45°	Stufe 90°	Hohlkehle
Frontzahn ( 4 Messpunkte )	3	5	3
Prämolar ( 6 Messpunkte )	5	4	4
Molar ( 8 Messpunkte )	2	2	3

Tabelle 14 : Anzahl der betrachteten Zähne in Abhängigkeit von Präparationsform und Zahntyp

### 5.3 Abformung ( Vorgehen am Patienten )

Im Anschluss an die im Kapitel 5.2 vollzogenen Arbeitsschritte konnte die Abformung der betrachteten Zahnstümpfe erfolgen. Die Abformung der beschliffenen Zähne wurde zwei mal nach der Methode der Korrekturabformung , nämlich jeweils mit einem additionsvernetzenden und einem kondensationsvernetzenden Silikon, zweizeitig durchgeführt. Anschließend erfolgte die zweimalige Abformung in Form einer Doppelmischabformung, ebenfalls mit einem A-Silikon und einem K-Silikon. Somit wurde jeder Zahn insgesamt viermal abgeformt. Um verfahrensbedingte Fehlerquellen so weit wie möglich auszuschließen wurde die Reihenfolge der Abformtechnik von Patienten zu Patienten variabel gestaltet. Die Abformung selbst erfolgte mit konfektionierten, perforierten Abformlöffeln aus Metall, welche zusätzlich mit einem Haftlack versehen wurden. Anschließend erfolgte eine visuelle Inspektion der Abformung hinsichtlich qualitativer Gesichtspunkte.

Als kondensationsvernetzendes knetbares Abformmaterial diente das „Optosil Comfort“ (putty) der Firma Heraeus Kulzer. Als dünnfließende Phase stand das Xantopren Comfort light, ebenfalls aus dem Hause Heraeus Kulzer, das mittels Statikmischer appliziert wird, zur Verfügung. Als Katalysator kam der Optosil-Xantopren Activator in Pastenform zum Einsatz.

Die Abformung der präparierten Zähne mit einem additionsvernetzenden Silikon erfolgte mit einem Produkt der Firma Kettenbach, dem Panasil putty. Das knetbare Material liegt in Form einer Härtermasse und Basismasse gleicher Konsistenz und unterschiedlicher Farbgebung vor und wird in einem Verhältnis 1 : 1 angemischt. Als dünnfließende Phase kam das Silikon mit dem Produktnamen „ Panasil contact plus“, leicht fließend, ebenfalls im Statikmischer, zum Einsatz.

Die Verarbeitungszeit wird mit 30 Sekunden und die Abbindzeit mit 2 Minuten und 30 Sekunden nach Mischbeginn angegeben. Die Anfertigung aller für die Studie benötigten Meistermodelle wurden nach ein bis zwei Stunden im eigenen Praxislabor bewerkstelligt.

Als letzten patientenbezogenen Arbeitsschritt wurden die Zähne extrahiert und anschließend mit einer 3 % igen Wasserstoffsperoxydlösung sorgfältig gereinigt . Um die extrahierten Zahnstümpfe bis zum Zeitpunkt der Messung vor dem Austrocknen ausreichend schützen zu können, wurden die Zähne in einer alkoholischen Lösung aufbewahrt.

## 5.4 Anfertigung der Vollgußkronen

Nach entsprechender Reinigung und Desinfektion der Abformungen konnte mit der Herstellung der Arbeitsmodelle und der zu vermessenden Metallkappchen im praxiseigenen Labor begonnen werden.

### 5.4.1 Herstellung der Meistermodelle

Sowohl die additionsvernetzenden als auch die kondensationsvernetzenden Silikonabformungen wurden frühestens eine Stunde und spätestens zwei Stunden nach Entfernung aus dem Munde ausgegossen. Das Darstellen der Zahnkränze erfolgte dabei mittels Suprastone Spezialhartgips der Firma Kerr , ISO -Typ IV . Das Anmischen des Gipsbreis wurde in einem Vakuummischgerät (Degussa) entsprechend der Empfehlung des Herstellers durchgeführt. Demzufolge kommen auf 100 g Suprastone 20 ml Wasser.

Anschließend an eine ausreichende Verfestigung des Gipses wurden die Modelle abgezogen und die Zahnkränze gesägt. Die Freilegung der Präparationsgrenzen konnte nur soweit wie es die Qualität der Abformung es zuließ, dargestellt werden. Abschließend wurde auf jedem Gipsstumpf die Präparationsgrenze mit einem graphitfreien Buntstift gekennzeichnet und der Stumpf mit einer fortlaufender Nummer katalogisiert. Auf die so vorbereiteten Gipsmodelle konnte die Wachsmodellation der Gussobjekte in Form von Vollgusskappen durchgeführt werden.



## 5.4.2 Herstellung der Messkappen

Nach Kennzeichnung der Sägemodelle wurden die Stümpfe mit 30% igen Ethanol (ISO- C der Firma Ubert) isoliert. Im Anschluss daran erfolgte die Modellation der Gussobjekte mit Hilfe des „Tiefzieh-Verfahrens“. Die verwendeten Unterziehfolien (Orbis Dental Handels GmbH) wiesen bei einem Durchmesser von 42 mm jeweils eine Schichtdicke von 0,1 mm als Spacer und 0,6 mm als Modellierhilfe auf. Nach dem Zurückschneiden der Kunststoffkappchen bis ca. 1 mm über die Präparationsgrenze konnte mit der Modellation nach der herkömmlichen Aufwachstechnik begonnen werden. Die fertigen Modellationen wurden in einer Muffel durch direktes Anstiften mit entsprechenden Zuführungskanälen (Durchmesser 3 mm) angewachst und vor dem Einbetten mit Waxit Pumpenspray (Degussa) entspannt. Unter Einhaltung der empfohlenen Angaben des Herstellers wurde die Einbettmasse in einem Vakuumrührgerät (Degussa) verarbeitet und in die mit Keramikvlies ausgekleidete Muffel eingebracht. Das Wachsaustreiben erfolgte je nach Muffelgröße bei 300 ° C innerhalb von 40 Minuten (3'er Muffel) bzw. innerhalb von 50 Minuten (6'er Muffel). Die geforderte Vorwärmtemperatur der gewählten Legierung betrug 850 ° C und die entsprechende Gießtemperatur 1260°C. Als Gussmetall diente eine Gold-Platin-Aufbrennlegierung gemäß EN ISO 9693 (Tabelle 15) .

<b>Hersteller</b>	<b>Wieland Edelmetalle GmbH &amp; Co Pforzheim</b>
<b>Bezeichnung</b>	<b>Bioporta G</b>
<b>Indikation</b>	<b>Inlays, Onlays, Kronen, Brücken, Fräs- , Konus- Teleskoptechnik, Einstückguss/Modellguss Klammern,Riegelachsen,Friktionsstifte</b>
<b>Zusammensetzung in Masse %</b>	<b>Au 85,5 Pt 11,5 Rh 0,5 Zn 1,5 In 0,3 Fe 0,2 W 0,5</b>
<b>Typ / Farbe</b>	<b>Extrafest , gelb</b>

Tabelle 15 : Verwendete Dentallegierung

Nach dem langsamen Abkühlen auf Handwärme wurden die Gussobjekte ausgebettet, mit Edelmetall abgestrahlt und abgetrennt. Als letzte Arbeitsschritte der Herstellung fand das „Aufpassen“ der getrimmten Gusskronen in üblicher Weise auf die entsprechenden Gipsmodellstümpfe sowie die Kennzeichnung nach Präparationsform und Abformtechnik statt (Abbildung 16). Die definitiven Messpunkte der betrachteten Zähne wurden mit einem Bleistift markiert.

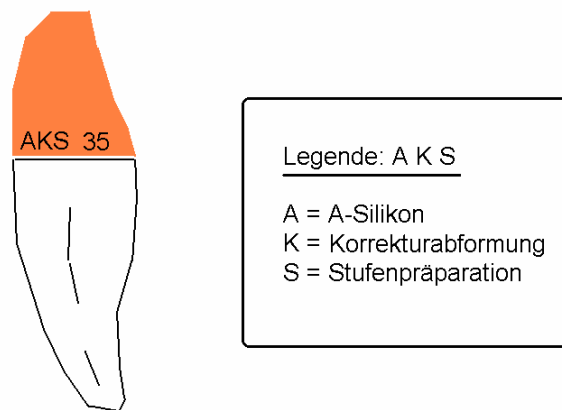


Abbildung 16 : Extrahierter Zahn mit aufgepasster und katalogisierter Krone

## 5.5 Messung der Randspaltbreite

Die Bestimmung der Randschlussgenauigkeit der angefertigten Kronen wurde auf dem extrahierten Originalstumpf mit Hilfe eines Messmikroskops der Firma LEICA, Typ M 420 vorgenommen (Abbildung 17). Das optische Messgerät verfügt über ein Makrozoom (6,3 – 32 fach) sowie ein Binokular 21B (10 fach) und ermöglicht somit eine 40 fache Vergrößerung. Zur Aufnahme und Speicherung der gemessenen Streckenabschnitte in X und Y-Richtung sind dem Mikroskop zwei Mitutoyo-Meßuhren als Wegaufnehmer angeschlossen, die wiederum über ein entsprechendes Interface die Daten direkt an einen PC weiterleiten. Hinsichtlich der Bestimmung der Randspaltbreite wurde die initiale Öffnung der Krone in Beziehung zur Präparationsgrenze des Zahnes analog der Abbildung 1, Kapitel 2.0 betrachtet.



Abbildung 17 : Messmikroskop Leica M420 mit Messuhren

Hierbei wurde zunächst Punkt 1 der Messstrecke an den zuvor festgelegten Messpunkten durch positionieren des Koordinatenkreuzes des Mikroskops auf die Präparationsgrenze des Originalzahnstumpfes geschoben. Die errechneten X und Y-Werte des Punkt 1 eines jeden Messwertes definieren den Referenzpunkt für die jeweils zu ermittelnde Strecke zu Punkt 2 (Randspaltbreite) . Durch Drehen an den Messuhren und verschieben des Koordinatensystems auf den Rand des Transferkappchens erfolgt die Bestimmung des Punkt 2 . Aus den so erhaltenen vier Bezugswerten errechnete die Software die Paßgenauigkeit entsprechend als absolute marginale Diskrepanz in Mikrometer.

Um eine standardisierte Messung zu verwirklichen wurden die extrahierten Zähne mit vier bis acht Messstellen versehen und so fixiert, dass die Messung in einem Winkel von ca. 70 Grad erfolgen konnte (Abbildung 18) .

Mikroskop

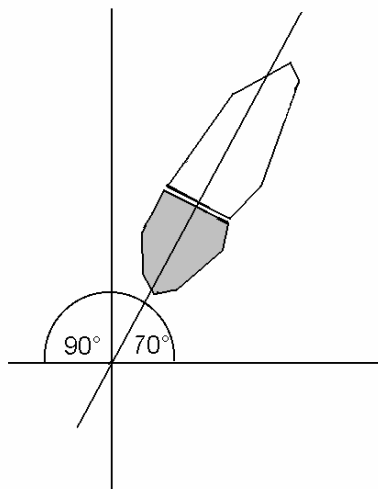


Abbildung 18 : festgelegter Winkel für den Messvorgang

Die Anzahl der Messpunkte wurde wie folgt festgelegt. Präparierte Molaren wurden mit jeweils acht Messstellen versehen, nämlich zwei mesial, zwei distal und zwei palatinal beziehungsweise bukkal. Prämolaren mit je einem mesial und distal sowie zwei Messpunkten palatinal und zwei bukkal. Die Kennzeichnung der Punkte im Falle präparierter Frontzähne sah jeweils einen Messwert mesial, distal, bukkal sowie palatinal vor. Insgesamt konnten nach dieser Methode 650 Messwerte erfasst werden. Die Reproduzierbarkeit betrug  $\pm 10 \mu\text{m}$ .

## 5.6 Graphische Darstellung und statistische Auswertung

Die über die digitalisierten Messspindeln des Mikroskops erfassten Daten, wurden in MS Excel-Tabellen übertragen. Die statistische Auswertung erfolgte ebenfalls mit dem Programm Excel for Windows. Die Ergebnisse für jede Versuchsreihe wurden verfahrensspezifisch zusammengefasst und nach Art der Präparation und Abformmethode bzw. Abformmaterial unterschieden.

Randspalbmessungen sind üblicherweise nicht normal verteilt, da sie gegen einen definierten Nullpunkt streben. Aus diesem Grunde wurde die von BIFFAR (1991) empfohlene deskriptive Darstellung in Form von Boxplots gewählt. Zur analytischen Auswertung dienen der U-Test und der H-Test.

Für den Vergleich mehrerer Teilgruppen stellt der Boxplot eine ideale Möglichkeit dar. Boxplots werden auch als „5-Zahlen-Zusammenfassung“ bezeichnet, was sich auf die Merkmale Minimum, unteres und oberes Quartil, Median und Maximum bezieht. Der Strich im Kasten, der als Box bezeichnet wird, entspricht dem Median. Der Median ist die Zahl in der Mitte einer Zahlenreihe. Demzufolge sind 50% der Randspalten größer und 50% der Werte kleiner als der Median. Die untere Begrenzung der Box entspricht der 25. Perzentile und die obere Begrenzung entsprechend der 75. Perzentile. Demnach sind 50% aller Werte in diesem Kasten vertreten. Zwischen dem Median und der unteren bzw. der oberen Boxgrenze liegen genau 25 % aller Werte. Die Federbalken zeigen das 10%- bzw. 90%-Quantil (BIFFAR 1991).

Die graphischen Darstellungen der Boxplots und die entsprechende Begrenzung der „Antennen“ erlauben eine Analyse von 90% der Messdaten unabhängig von sogenannten Ausreißern.

## 6.0 Ergebnisse

### 6.1 Absolute Häufigkeit der Messwerte

Anhand der im Rahmen dieser Untersuchung 124 angefertigten Kronen konnten mittels Messmikroskops insgesamt 712 Messwerte erhoben werden. Unter Berücksichtigung der Präparationsgestaltung sind in der folgenden Abbildung 19 die Daten entsprechend ihrer absoluten Häufigkeitsverteilung in Prozent pro Messintervall dargestellt.

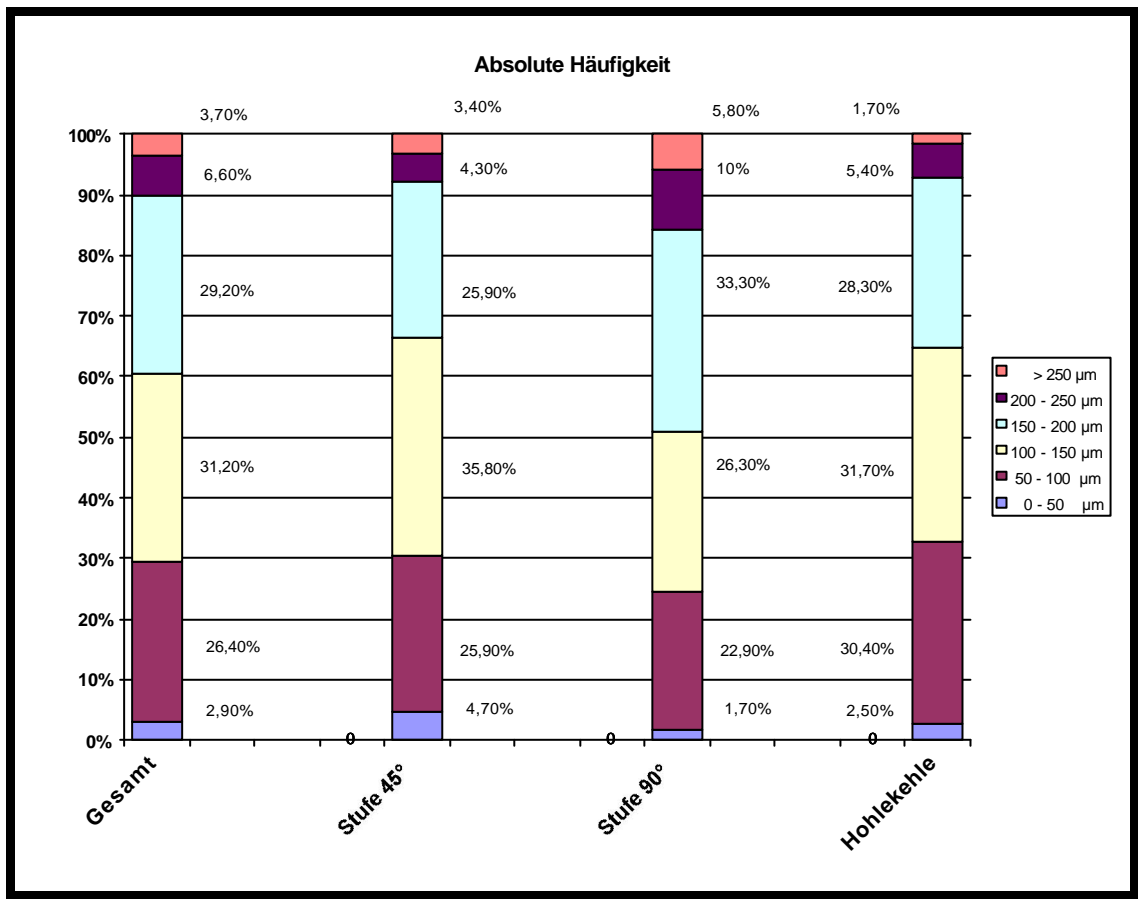


Abbildung 19: Verteilung der Randspaltbreiten in Abhängigkeit der Präparationstechnik  
 Gesamt , Anzahl der Messwerte **N = 712**  
 Stufe 45° , Anzahl der Messwerte **N = 232**  
 Stufe 90° , Anzahl der Messwerte **N = 240**  
 Hohlkehle , Anzahl der Messwerte **N = 240**

Die Gliederung und graphische Darstellung der insgesamt 712 erfassten Messdaten erfolgte zunächst in vier farbig unterlegte Säulengruppen. Die einzelnen Säulen sind jeweils in „50 µm-Schritten“ sowie deren entsprechenden prozentualen Verteilung unterteilt. Die erste Säule repräsentiert das gesamte Datenkollektiv. Dem gegenübergestellt sind drei weitere Säulen, welche jeweils die drei verschiedenen Präparationsarten pro Messintervall darstellen. Diese Unterteilung der Messwerte erlaubt sowohl eine Interpretation der Daten entsprechend den von DREYER JORGENSON (1958) geforderten Randspaltbreite von 50 µm, als auch der von MARXKORS (1988) diesbezüglich als klinisch akzeptable angesehen obere Grenze von 200 µm. Zu betonen ist, dass die Zuordnung der Datensätze an bestimmte Größenordnungen zunächst ein rein quantitatives Merkmal darstellt, welches jedoch erste qualitative Tendenzen aufzeigen kann.

Betrachtet man in der Abbildung 19 die Säulengruppe des gesamten Datensatzes, (erste Säulengruppe), so lässt sich unter Berücksichtigung der „200 µm-Grenze“ folgende Aussage formulieren. Mit einer absoluten Häufigkeit von 639 und einer prozentualen Verteilung von rund 90% der insgesamt 712 erfassten Randspaltbreiten sind die Messwerte im Größenintervall 0 – 200 µm verteilt.

Demzufolge zeigen, unabhängig von der Präparation, dem verwendeten Material und der durchgeführten Abformtechnik, in Anlehnung an die von MARXKORS verlangten 200 µm, insgesamt 112 der 124 hergestellten Vollgußkronen eine klinisch ausreichende Breite des Randspaltes. Bezüglich der von DREYER-JORGENSON geforderten 50 µm Randspaltbreite deutet sich jedoch ein wesentlich schlechteres Ergebnis ab. So verteilen sich nur 2,9 % der Messwerte auf das Größenintervall < 50 µm . Dieses entspricht einer Stückzahl von nur 4 der 124 Vollgußkronen.

Die Häufigkeitsverteilung aller Messwerte in den Grenzbereichen 50 – 100 µm beläuft sich auf 26,4 %. Zu etwa gleichen Anteilen, (30% im Mittel), verteilen sich insgesamt 60,4 % der Werte des gesamten Messdatenspektrums auf die Größenordnungen 100-150 µm und 150 -200 µm !



Vergleicht man die Säulengruppen in Abbildung 19 untereinander, so zeigt die Präparation nach MARXKORS, nämlich die Stufe mit einer 45° - Abschrägung, mit 4,7% die meisten Messpunkte im Intervall 0 – 50 µm. Im Vergleich dazu zeigt die rechtwinklige Stufe mit nur 1,7% die schlechtesten Ergebnisse. Für die Hohlkehle ergibt sich in dieser Größenordnung eine Häufigkeitsverteilung von 2,5%.

Eine Datenanalyse bezogen auf die „200 µm - Grenze“, ergibt für die Stufe mit einer 45° - Abschrägung (zweites Säulendiagramm) eine Häufigkeitsverteilung von 66,4% der Daten im Größenbereich 0 – 150 µm. Nahezu identische Ergebnisse mit 64,6% zeigt diesbezüglich die Auswertung der mit einer Hohlkehle präparierten Zähne (vierte Säulengruppe). Genauer ins Detail gehend verteilen sich im Falle der 45° Stufe die meisten Messwerte auf die Größenordnung 100 – 150 µm (35,8 %). Die Messwerte der Hohlkehlpräparation zeigen in dieser Größenordnung mit 31,7% ebenfalls ihre größte Präsenz.

Für die Präparationsgestaltung mit einer rechtwinkligen Stufe ergeben sich in den betrachteten Größenintervallen ebenfalls die schlechtesten Ergebnisse. So verteilen sich im Vergleich zu den beiden anderen Präparationen nur 50,9% der Messdaten auf das Größenintervall 0 – 150 µm. Die häufigste Verteilung der unter klinischen Bedingungen erfassten Messwerte ergibt sich im Säulendiagramm der rechtwinkligen Stufe mit 33,3% in der Größenordnung von 150 – 200 µm.

Erweitert man das betrachtete Spektrum der Messwerte auf die Größenordnung > 200 µm wird die bisher ermittelte Tendenz bestätigt. So zeigen auch hier sowohl die Stufe mit einer 45° - Abschrägung ( 7,7% ) als auch die Präparation in Form einer Hohlkehle mit 7,1 % ähnliche Ergebnisse. Innerhalb der drei zu bewertenden Präparationsverfahren liefert die rechtwinklige Stufe diesbezüglich ebenfalls die größten gemessenen Werte. In dieser Gruppe verteilen sich ca. 16% der Messwerte mit einer Randspaltbreite > 200 µm.

## 6.2 Ergebnisse in Abhängigkeit der angewandten Präparationstechnik

Eine graphische Analyse des gesamten Datensatzes ist in Abhängigkeit von der Präparationstechnik in Form von Boxplots in der Abbildung 20 dargestellt. Die einzelnen Boxplots repräsentieren die Verteilung der Randspaltbreiten der jeweiligen Präparationsform. Die tabellarische Aufstellung, der die Boxplots definierenden Größen sind der Tabelle 21 zu entnehmen.

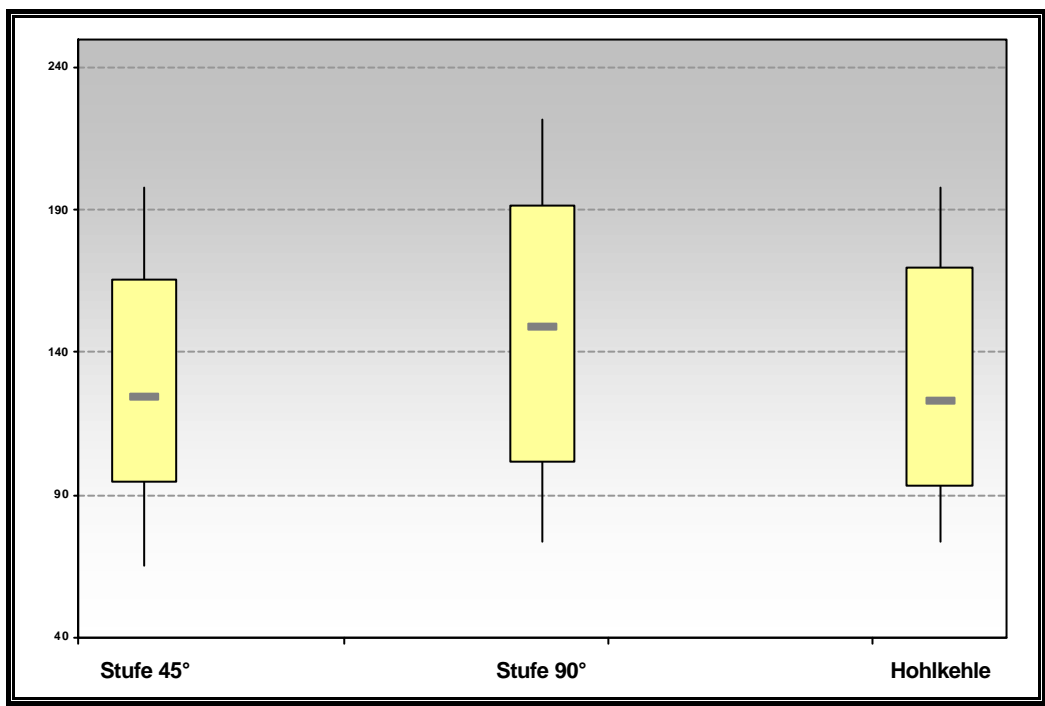


Abbildung 20: Verteilung der Randspaltbreiten in Abhängigkeit der Präparationstechnik

Stufe 45°, Anzahl der Messwerte **N = 232**

Stufe 90°, Anzahl der Messwerte **N = 240**

Hohlkehle, Anzahl der Messwerte **N = 240**

	Stufe 45°	Stufe 90°	Hohlkehle
<b>Median</b>	124,5	149	123
<b>Oberes Quartil</b>	166	191,5	169,5
<b>90% Quartil</b>	197,9	222	198
<b>10% Quartil</b>	65	74	73,8
<b>Unteres Quartil</b>	94,7	102	93

Abbildung 21 : Tabellarische Aufstellung der die Boxplots bestimmenden Größen

Bei direkter Gegenüberstellung der einzelnen Präparationsverfahren zeigen sowohl die Stufe mit einer 45° - Abschrägung als auch die Hohlkehlspräparation ähnliche Boxplots. Diese Tatsache spiegelt sich sowohl in der Streubreite der Boxplots als auch in der Position der dazugehörigen Medianwerte.

Diesbezüglich streuen die Messwerte der Präparationsform einer Hohlkehle um den Median 123 in einem Interquartilabstand von 93 bis 169,5 µm bezogen auf das obere und untere Quartil. Nur etwas geringfügig schlechtere Werte sind mit der Stufe mit einer 45° - Abschrägung zu erreichen. Wie in Abbildung 20 dargestellt streuen die Werte in diesem Fall um den Median 124,5 µm in einem Interquartilabstand von 94,7 bis 166 µm.

Betrachtet man die Ausdehnung der Messwerte vom 10 %igen bis zum 90 %igen Quartil, so ergibt sich für beide Präparation eine Verteilung von 90 % der Messwerte unter 198 µm. Bezogen auf das 10% Quartil zeigt die Stufe mit einer 45° Abschrägung mit einem Wert von 65 µm etwas bessere Werte als das der Hohlkehlspräparation (73,8 µm) und das der rechtwinkligen Stufe mit 74 µm. Jedoch ist diese „Grenzbetrachtung“ der zu vergleichenden Präparationen zu Gunsten der 45° - Stufe nicht als signifikant zu bezeichnen.

Deutlich schlechtere Ergebnisse liefert die Analyse der mittels einer rechtwinkligen Stufe gewonnenen Randspaltbreiten (U – Test,  $p < 0,001$ ). So zeigt das entsprechende Boxplot die größte Streuung der Messergebnisse. 50% der Werte kommen nämlich in einem Intervall von 102 µm (unteres Quartil) bis 191,5 µm (oberes Quartil) und damit in einem Niveau über denen der 45° - Stufe und der Hohlkehle zu liegen. Der dazugehörige Median weist mit 149 µm erneut den größten Wert vor. Unterstrichen wird das Ergebnis der rechtwinkligen Stufenpräparation durch das 90% ige Quartil, welches mit 222 µm erneut von den betrachteten Präparationsformen den größten Wert einnimmt!

### 6.3 Ergebnisse in Abhängigkeit der verwendeten Abformmaterialien

Unter Berücksichtigung der verwendeten Abformmaterialien ist in der folgenden Abbildung 21 die absolute Häufigkeitsverteilung der gemessenen Randspaltbreiten als prozentuale Verteilung pro Messintervall dargestellt. In der Datenanalyse als Säulendiagramm blieb die Technik der Abformung zunächst unberücksichtigt.

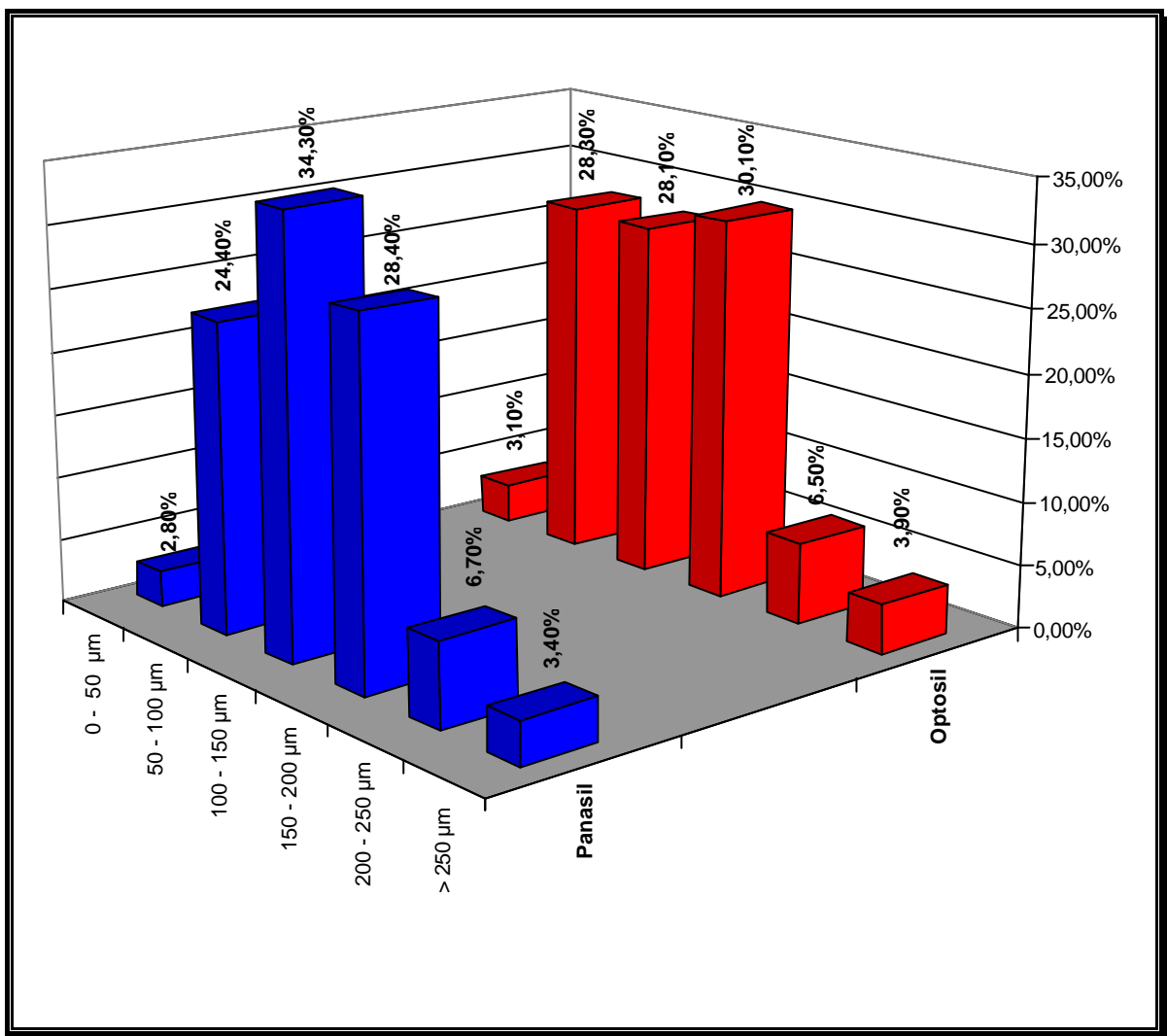


Abbildung 21 : Absolute Häufigkeit der Messwerte in Abhängigkeit der verwendeten Abformmaterialien in Prozent pro Messintervall  
 Messwerte insgesamt **N = 712**  
 Messwerte je Abformmasse : **N = 356**

Die dunkelblau dargestellte Säulengruppe repräsentiert die 356 Messwerte der als Resultat der Abformung mit einer additionsvernetzenden Silikonmasse (Panasil) gewonnenen Daten. Die dunkelrote Säulengruppe fasst die absolute Häufigkeit der gemessenen Randspaltbreiten in Prozent als Ergebnis der Abformung mit einem kondensationsvernetzenden Abformmaterial (Optosil / Xantopren) zusammen. Auch in diesem Fall konnten 356 der insgesamt 712 Messwerte erhoben werden.

Eine Analyse der Säulengruppen zeigt für beide Silikontypen bezüglich einer Größenordnung von 50 – 200  $\mu\text{m}$  ähnliche Ergebnisse. Die absolute Häufigkeit der Messwerte beider Massen verteilen sich demnach im betrachteten Größenintervall mit 87,1 % (N = 310) für das additionsvernetzende Silikon und mit 86,5% (N = 308) für das kondensationsvernetzende Silikon, in einem ausgeglichenen Verhältnis. Eine weitere Unterteilung dieser Größenordnung in 50  $\mu\text{m}$  – Schritten zeigt im Fall des K – Silikons mit rund 29 % im Mittel eine gleichmäßige Verteilung der Messwerte. Für das A – Silikon ergibt sich mit 34,3% ein Maximum in der Größenintervall 100 – 150  $\mu\text{m}$ .

Bei Betrachtung der in Abbildung 21 dargestellten Säulengruppen bezogen auf die Intervalle mit Randspaltbreiten  $< 50 \mu\text{m}$  und  $> 200 \mu\text{m}$  zeigen sich für beide Silikone keine nennenswerten Verteilungen. Auch in diesen Größenordnungen liegt eine nahezu gleichmäßige Verteilung der Daten vor.

Analog der graphischen Darstellung der Messergebnisse im Kapitel 6.2 soll auch der direkte Vergleich beider Abformmassen in Form von Boxplots eine weitere qualitative Unterscheidung ermöglichen. Die gewählte Betrachtungsweise in Form von Boxplots bestätigt die zuvor ermittelte Tendenz der in ihrer Wiedergabegenauigkeit nahezu gleichwertigen Eigenschaft beider Abformmassen (Abbildung 22). Bei Einbeziehung der Streubreiten um die entsprechenden Medianwerte der Boxplots wird die bisher ermittelte Tendenz einer gleichwertigen Messdatenverteilung beider Silikonmassen bestätigt. Die, die äußeren Grenzen eines Boxplots repräsentierenden Werte sind in der Tabelle 23 wiedergegeben.

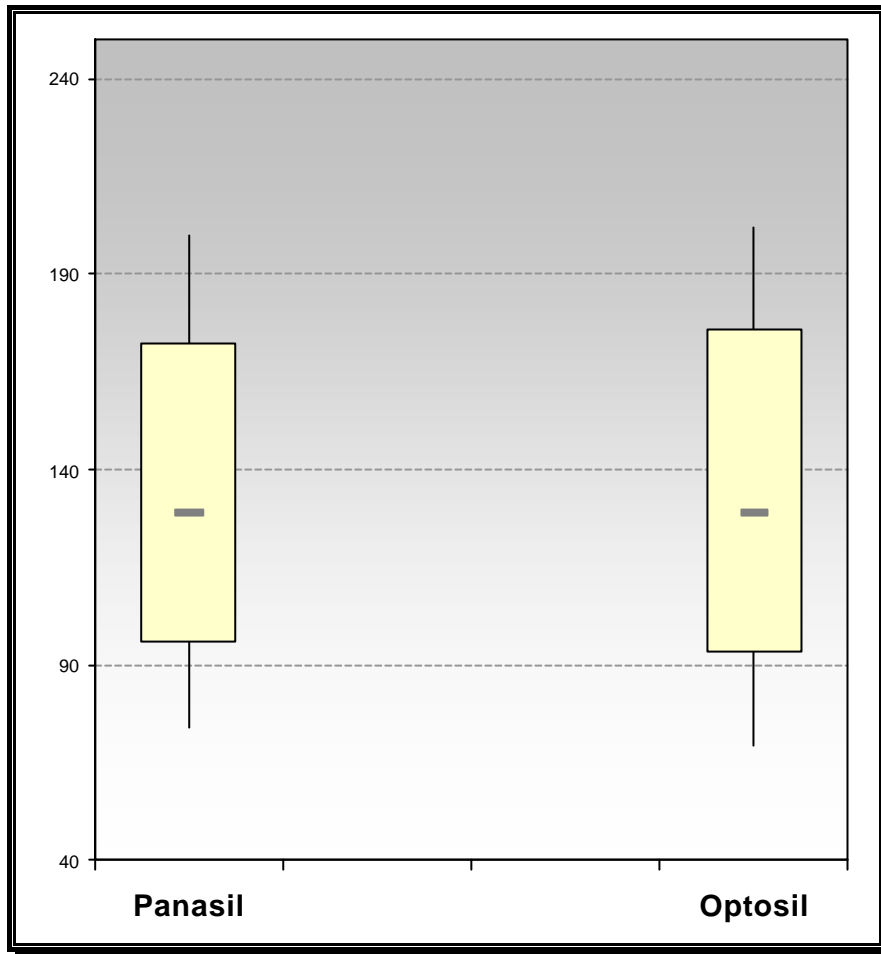


Abbildung 22 : Abformmaterialien im direkten Vergleich  
 Messwerte insgesamt **N = 712**  
 Messwerte je Abformmasse : **N = 356**

	<b>Panasil</b>		<b>Optosil</b>
<b>Median</b>	129	Median	129
<b>Oberes Quartil</b>	172	Oberes Quartil	176
<b>90% Quartil</b>	200	90% Quartil	202
<b>10% Quartil</b>	74	10% Quartil	69
<b>Unteres Quartil</b>	96	Unteres Quartil	93

Abbildung 23 : Tabellarische Aufstellung der die Boxplots bestimmenden Größen

Obwohl in beiden Fällen der Median mit  $129\ \mu\text{m}$  ermittelt wurde zeigt das Optosil mit einem Interquartilabstand von  $93$  bis  $176\ \mu\text{m}$  eine größere Streubreite. Bei der zum Vergleich gegenübergestellten Box, resultierend aus den Panasil – Abformungen, streuen die Messwerte in einem kleineren Interquartilabstand von  $96$  bis  $172\ \mu\text{m}$ . Daraus folgt, dass das Streuungsmaß um den Median für Panasil geringer ist.

Erweitert man die Betrachtungsweise auf das 10% und 90% Quartil so ergibt sich ein ähnliches Verteilungsmuster der Randspaltbreiten. Hier zeichnet Panasil mit einer Spannweite von  $74$  bis  $200\ \mu\text{m}$  und Optosil mit  $69$  bis  $202\ \mu\text{m}$ . Der identische Medianwert und die nur geringfügig unterschiedliche Streubreite der Messergebnisse beider Abformmassen lässt jedoch keine eindeutige qualitative Unterscheidung formulieren. Die Abformung mit dem additionsvernetzenden Silikon liefert in der durchgeführten Versuchsreihe nur geringfügig bessere Ergebnisse im Hinblick auf kleinere Randspaltbreiten.

## 6.4 Ergebnisse in Abhängigkeit der Abformtechnik

Die unter klinischen Bedingungen präparierten Zähne wurden insgesamt vier mal abgeformt. Je Abformmaterial mit einer Korrekturabformung und mit einer Doppelmischabformung. In der Abbildung 24 ist die absolute Häufigkeitsverteilung in Prozent pro Messintervall in Abhängigkeit von der angewandten Abformtechnik dargestellt.

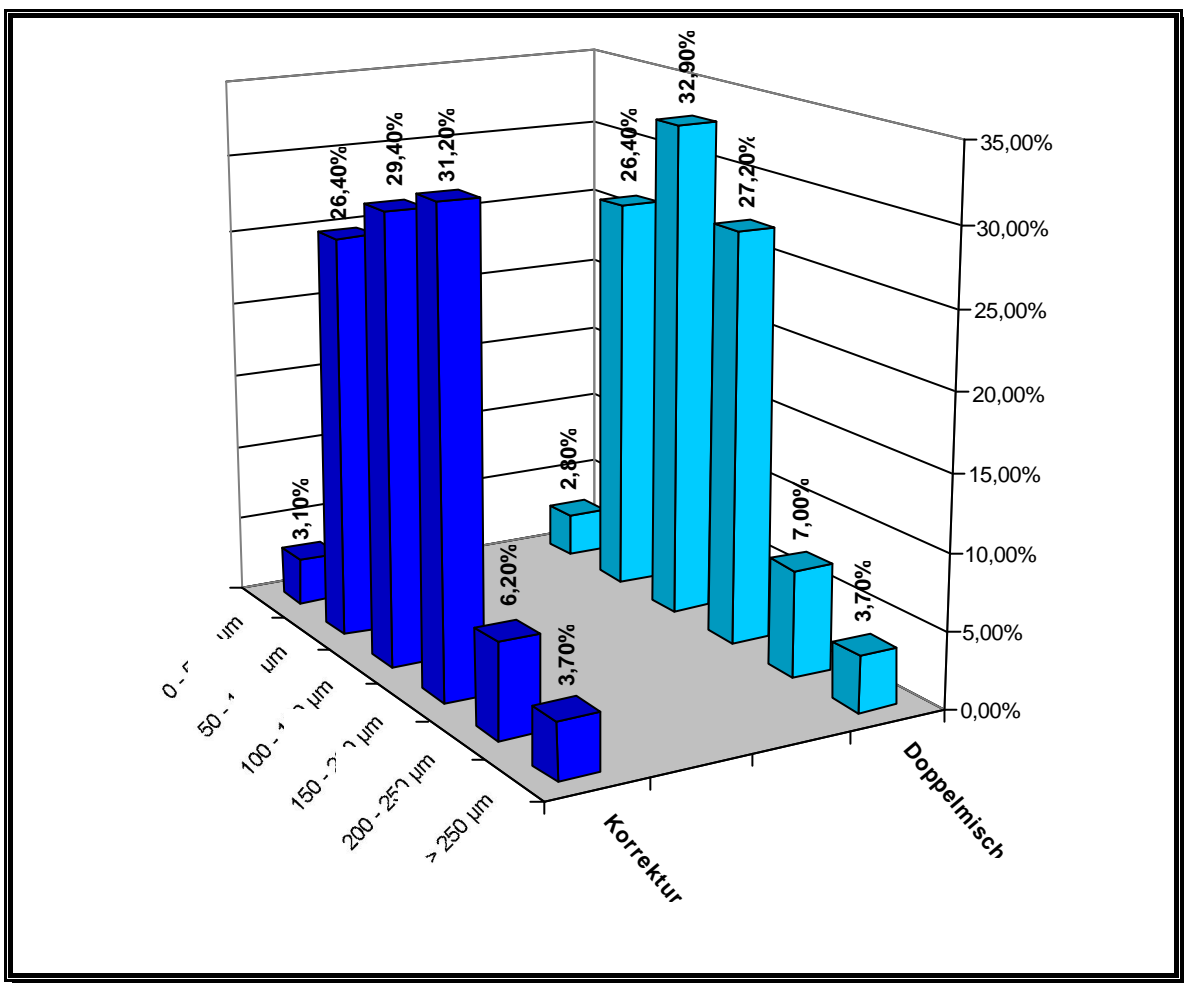


Abbildung 24: Absolute Häufigkeitsverteilung der Messwerte in Abhängigkeit der Abformtechnik

Anzahl der Messwerte für die Korrekturabformung **N = 356**

Anzahl der Messwerte für die Doppelmischabformung **N = 356**



Entsprechend der bisherigen Datenauswertung fallen die Säulendiagramme der Korrektur- und Doppelmischabformung nahezu identisch aus. Bei Betrachtung der kleinsten als auch der größten gemessenen Randspaltbreiten sind leichte Vorteile für die Korrekturabformung erkennbar. Diesbezüglich verteilen sich 3,1 % der Messwerte in der Größenordnung 0 – 50 µm und 9,9 % in den Größenintervallen > 200 µm. Die entsprechende absolute Häufigkeitsverteilung im Fall der Doppelmischabformung belaufen sich auf 2,8 % für die kleinsten (< 50 µm) und 10,7 % für die größten Werte (>200 µm).

Im Größenintervall 50 – 200 µm zeigen beide Abformtechniken eine fast identische Verteilung, nämlich 87 % für die mittels Korrekturabformung gewonnenen Daten und 86,5% für die Doppelmischabformung. Während die Messwerte in der dunkelblauen Säule (Korrekturabformung) in dieser Größenordnung eine fast gleichmäßige Verteilung aufweisen, zeigen die Randspaltbreiten in der Säulengruppe der Doppelmischabformung (hellblaue Säule) ihr Maximum mit 32,9 % im Intervall 100 – 150 µm.

Abbildung 25 zeigt im direkten Vergleich für beide Abformtechniken in Abhängigkeit der zum Einsatz gekommenen Abformmaterialien die Verteilung der Messwerte in Form von Boxplots. Zunächst fällt bei genauer Betrachtung der Boxplots auf, dass die Doppelmischabformung in Kombination mit dem additionsvernetzenden Silikon das kleinste Streumaß aufzeigt. Die größte Streuung der Randspaltbreiten ist im Boxplot repräsentiert durch die Korrekturabformungen in Verbindung mit einem kondensationsvernetzenden Silikon dargestellt. Die übrigen Material- / Abformtechnik Kombinationen zeigen keine von einander deutlich zu unterscheidenden Streuungen der Randspaltbreiten innerhalb des unteren und oberen Quartil.

Unter Einbeziehung der Medianwerte fällt auf, dass die Korrekturabformung mit dem kondensationsvernetzenden Silikon zwar die größte Streuung der Messwerte, jedoch mit 126 µm den kleinsten Median aufweist. Demgegenüber streuen die Messwerte der durchgeführten Doppelmischabformungen mit 130 und 133 µm um ähnliche Mediane. Im Falle der Korrekturabformung mit dem Panasil streuen die Werte um den größten Median. Der entsprechende Werte lautet 137 µm.

Erweitert man die Betrachtungsweise auf das Intervall begrenzt durch das 10 % Quartil und dem 90 % Quartil so ergeben sich ähnliche Verteilungsmuster. Eine Signifikanzprüfung mittels U – Test konnte kein Abformverfahren als das signifikant bessere identifizieren.

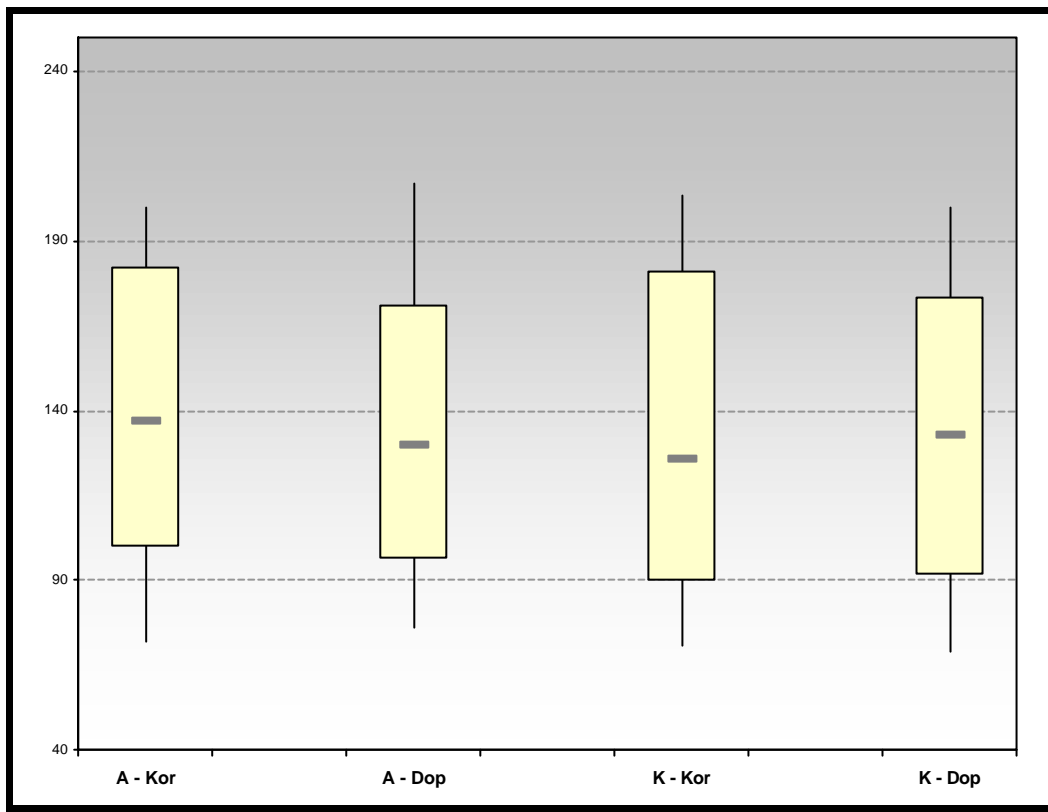


Abbildung 25 : Abformtechniken im direkten Vergleich

Messwerte Korrekturabformung insgesamt **N = 356**

Messwerte Doppelmischabformung **N = 356**

	A – Kor	A – Dop	K – Kor	K – Dop
<b>Median</b>	137	130	126	133
<b>Oberes Quartil</b>	182	171	181	173
<b>90% Quartil</b>	200	207	203	200
<b>10% Quartil</b>	72	76	71	69
<b>Unteres Quartil</b>	100	97	90	92

Abbildung 26 : Tabellarische Aufstellung der die Boxplots bestimmenden Größen

## 6.5 Ergebnisse in Abhängigkeit des Zahntyps

In der folgenden Boxplot-Graphik erfolgte die Aufschlüsselung der 712 Messpunkte unter Berücksichtigung des präparierten Zahntyps, nämlich nach Frontzahn, Prämolare und Molare (Abbildung 27). Die dazugehörigen, die Boxplots bestimmenden Größen sind der Tabelle 28 zu entnehmen.

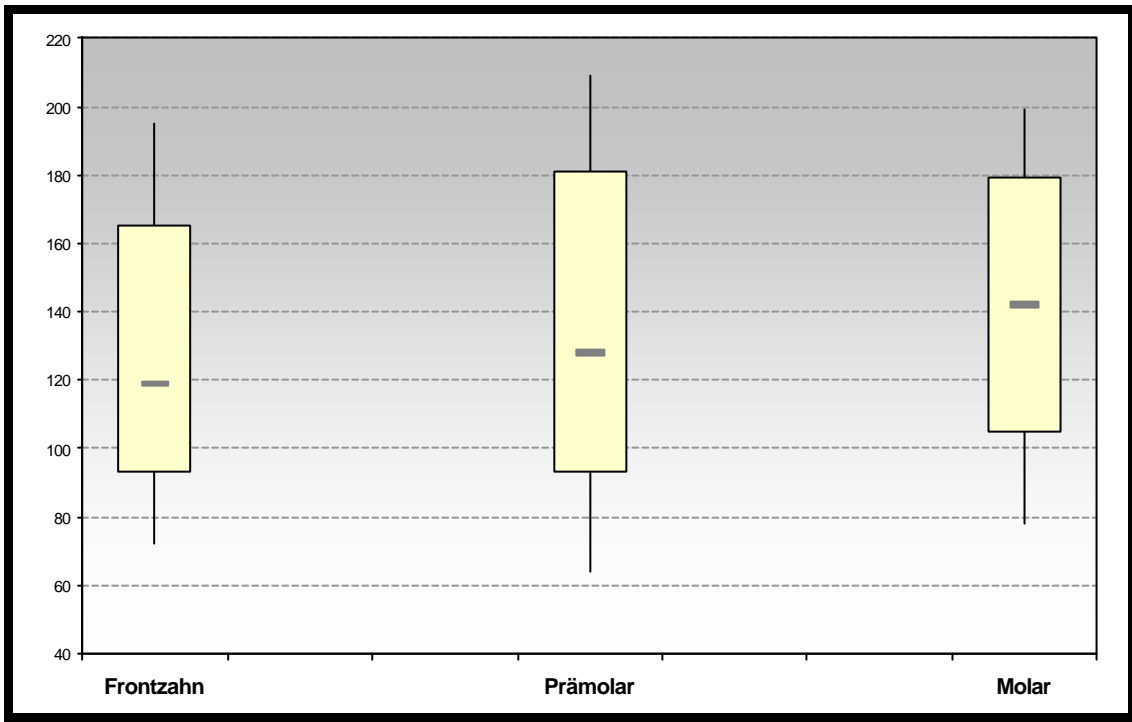


Abbildung 27: Verteilung der Randspaltbreiten in Abhängigkeit des Zahntyps

Frontzahn, Anzahl der Messwerte **N = 176**

Prämolare, Anzahl der Messwerte **N = 312**

Molare, Anzahl der Messwerte **N = 224**

	Frontzahn	Prämolare	Molare
<b>Median</b>	119	128	142
<b>Oberes Quartil</b>	165	181	179
<b>90% Quartil</b>	195	209	199
<b>10% Quartil</b>	72	64	78
<b>Unteres Quartil</b>	93	93	105

Tabelle 28 : Tabellarische Aufstellung der die Boxplots bestimmenden Größen

Die statistische Auswertung der Messergebnisse, aufgeschlüsselt nach dem betrachteten Zahntyp, machte die Bestimmung einer signifikanten Rangfolge möglich. Die besten Ergebnisse liefert die Präparation und Abformung der Frontzähne. Etwas schlechtere Ergebnisse sind bei der Präparation der Prämolaren zu verbuchen. Die deutlich schlechtesten Ergebnisse (U – Test,  $p < 0,01$ ) sind im Fall der Molaren bestimmt worden.

Die aufgestellte Rangfolge äußert sich zunächst mit 119  $\mu\text{m}$  im kleinsten Medianwert für die Frontzähne. Im Fall der Prämolaren ist der Median mit 128  $\mu\text{m}$  bestimmt worden. Wie bereits erwähnt nehmen die Molaren mit einem Medianwert von 142  $\mu\text{m}$  den dritten Rang ein.

Unterstrichen wird diese Rangfolge auch bei Betrachtung der entsprechenden Streubreiten. Auch hier zeigen die Frontzähne mit einem Interquartilabstand von 93 – 165  $\mu\text{m}$  die kleinste Streubreite. Die größte Streuung der Daten bezogen auf das obere und untere Quartil nehmen die Prämolaren mit 93 – 181  $\mu\text{m}$  ein. Im Vergleich zu den Molaren streuen die Messwerte der Prämolaren jedoch um einen deutlich kleineren Median von 128  $\mu\text{m}$ . Demzufolge streuen mit 142  $\mu\text{m}$  die Werte der Molaren um den größten Median.

Auch bei Einbeziehung des 90%igen und des 10%igen Quartil zeigen die Frontzähne die kleinste Streubreite und damit die besten Ergebnisse. Erwähnenswert ist jedoch die Tatsache der geringeren Anzahl an Messpunkten im Fall der Frontzähne.

## **7.0 Diskussion**

### **7.1 Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Präparationsverfahren**

Grundlage der Diskussion sind die Ergebnisse, welche in der eigenen Praxis und somit unter klinischen Bedingungen erhoben werden konnten. Es wurden drei unterschiedliche Präparationstechniken sowie zwei Abformtechniken miteinander verglichen. Das Ziel dieser Studie war es festzustellen, wie sich unterschiedliche Präparationstechniken und Abformverfahren auf die Randschlussgenauigkeit von Vollgußkronen unter klinischen Bedingungen auswirken.

Die Priorität einer bestimmten Präparationstechnik ist jedoch nicht eindeutig erkennbar. So zeigt die zervikale Präparationsgestaltung nach MARXKORS (Stufe mit einer 45° - Abschrägung) etwas bessere Ergebnisse als die Hohlkehlspräparation. Die Stufe mit einer 45° - Abschrägung zeigt zwar mit 124,5 µm einen um 1,5 µm größeren Median als die Hohlkehle, jedoch ist das Streuungsmaß mit einem Abstand von 5,2 µm geringer. Demzufolge nimmt dicht gefolgt die Kronenrandgestaltung in Form einer Hohlkehle den Rang zwei ein. Hier streuen die Messwerte um einem Median von 123 µm in einem Interquartilabstand von 93 – 169,5 µm. Deutlich schlechtere Ergebnisse liefern die anhand einer rechtwinkligen Stufe gemessenen Randspaltbreiten. Diesbezüglich ist den entsprechenden Boxplots ein im Vergleich zu den vorher genannten Präparationsformen ein höherer Medianwert (149 µm) in Kombination mit einem deutlich größeren Streuungsmaß der Daten zu entnehmen.

Dieses Ergebnis erlaubt eine Interpretation in dem Sinne als dass sowohl die Form der Hohlkehle als auch die 45 ° - Stufe nach MARXKORS ähnlich gute Ergebnisse liefern. Beide Präparationsformen erreichen mit rund 93 % der angefertigten Vollgusskronen klinisch ausreichend akzeptable Randschlussgenauigkeiten mit Werten < 200 µm !

Die Tatsache, dass zumindest die für die Gestaltung einer Vollgusskrone gängigsten Präparationsverfahren, in dieser Studie, keinen signifikanten Unterschied erkennen lassen, deckt sich mit den Untersuchungen von HAAS, WEGSCHNEIDER und BRATSCHKO (1988). Die genannten Autoren haben im Labor hergestellte Kronen auf ihre Randspaltgenauigkeit untersucht und keinen sich signifikant auf die zervikale Diskrepanz auswirkenden Unterschied bezüglich den verschiedenen Formen der Präparation aufzeigen können.

Im Gegensatz konnte BLÖSSER (2000) in einer zu dieser Untersuchung analog gestalteten Vorgehensweise, sehrwohl einen signifikanten Unterschied der betrachteten Präparationsrandgestaltungen feststellen. Die ebenfalls unter klinischen Bedingungen gemessenen Randspaltbreiten ließen eine signifikante Rangfolge erkennen. Diesbezüglich erwies sich die Hohlkehlpräparation als das deutlich bessere Verfahren. Auf Rang 2 folgte die Präparationsrandgestaltung mit einer 45° - Abschrägung. Auch BLÖSSER konnte die rechtwinklige Stufe als das signifikant schlechteste Vorgehen bestimmen. Zu betonen ist, dass der genannte Autor mit seiner Studie deutlich geringere Randspaltbreiten erzielen konnte. So verzeichnen nahezu alle angefertigten Kronen, unabhängig von der Präparations- und Abformtechnik zervikale Diskrepanzen < 200 µm. Orientiert an den Forderungen von DREYER JORGENSON, REHBERG, die einen Randspalt von nur 50 µm als klinisch akzeptabel ansehen, erfüllen immerhin 43% der angefertigten Kronen dieses Kriterium.

Die deutlich besseren, im Vergleich zu dieser Studie, ermittelten Messergebnisse von BLÖSSER sind möglicherweise mit der Tatsache zu begründen, dass sämtliche zahntechnischen Arbeiten von einem erfahrenen Labormeister durchgeführt wurden. Wie bereits erwähnt blieben in der aktuellen Studie alle Arbeitsschritte der Kronenherstellung in einer Hand. Die Zahntechnik ist zwar ein wesentlicher Bestandteil der vorklinischen, universitären Ausbildung, kann jedoch sicherlich nicht mit den Ergebnissen und Erfahrungen, gewonnen aus einer langjährigen Berufsausübung gleichgesetzt werden.

## 7.2 Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Abformmaterialien

Die Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der in dieser Untersuchung verwendeten Abformmaterialien und deren möglichen Auswirkungen auf die Qualität der Passgenauigkeit von gegossenen Restaurationen lässt keine eindeutigen Unterschiede erkennen. Grundsätzlich liefern beide Silikontypen im klinischen Bereich gute Ergebnisse.

Sowohl die Ergebnisauswertung des additionsvernetzenden Silikons „Panasil“ als auch die der kondensationsvernetzenden Materialkombination „Optosil / Xantopren“ führte zur Bestimmung eines identischen Medianwertes von 129  $\mu\text{m}$ . Nahezu identisch verhalten sich ebenfalls die aus den Messergebnissen gewonnenen Streumaße der entsprechenden Boxplots. Die mittels einer Panasil - Abformung gewonnen Randspaltbreiten streuen in einem Interquartilabstand von 96 – 172  $\mu\text{m}$ . Das Streumaß des, aus den Optosil – Abformungen ermittelten Messergebnissen, repräsentierenden Boxplot, ist geringfügig größer. Hier verteilen sich die Werte in einem Interquartilabstand von 93 – 176  $\mu\text{m}$ . Somit zeigt das additionsvernetzende Silikon etwas, jedoch nicht signifikant bessere Ergebnisse als das eingesetzte K – Silikon. Diese Tendenz wird auch in der von BLÖSSER (2000) durchgeführten Studie bestätigt.

Untersuchungen von WÖSTMANN (1998), UHLIG (1998) und LESSMANN (1999), die den kondensationsvernetzenden Silikonen im Laborversuch unter anderem mittels eines Sulkus – Fluid – Models eine bessere Abformgenauigkeit und demzufolge kleinere Randspaltbreiten bescheinigt haben, konnte mit dieser Studie nicht bestätigt werden. Die genannten Autoren führen die gemessenen kleineren Randspaltbreiten, der mittels kondensationsvernetzten Abformungen gewonnenen Vollgußkronen auf die günstige Eigenschaft der maximalen Hydrophilie zu Beginn der Vernetzungsreaktion der K - Silikone zurück. Jedoch darf nicht unberücksichtigt bleiben, dass ein noch so optimal durchdachter Versuchsabbau im Labor nur eine Annäherung an die klinische Situation sein kann.

Eine weitere Erklärung für das etwas schlechtere Abschneiden der K – Silikone in dieser Studie könnten die unterschiedlichen Applikationsformen und die sich daraus ergebenden möglichen Anmischfehler sein.

Bezüglich einer Vermeidung von Verarbeitungsfehlern der Silikonmassen hinsichtlich ihrer Applikationsmethodik zeigt das additionsvernetzende Material „Panasil“ deutliche Vorteile, die sich positiv auf die zu erwartende Wiedergabegenauigkeit auswirken können. Das knetbare Material stand als Basis- und Aktivatormasse gleicher Konsistenz mit unterschiedlicher Farbgebung zur Verfügung. Auf diese Weise war eine homogene, durch eine gleichmäßige Farbe erkennbare, Durchmischung möglich. Das im Rahmen dieser Studien verwendete kondensationsvernetzende, knetbare Silikon „Optosil“, wird in einer Basis – Paste Kombination angeboten. Das Anmischen der knetbaren Komponenten (Optosil) auf herkömmlicher Art und Weise per Hand aber birgt die Gefahr der Über- oder Unterdosierung in sich. Versuche haben ergeben, dass beim Ausdrücken des Stranges einer Komponente Gewichtsunterschiede von bis zu +/- 25 % erreicht werden können (RICHTER 1994).

Bei den Flüssigkatalysatoren können Schwankungen bis +/- 10 % auftreten, so dass mit unterschiedlichen Ergebnissen gerechnet werden muss (MEINERS 1980, WÖSTMANN 1992). Die aufgezeigte Problematik äußerte sich im Verlauf dieser Arbeit insofern, als dass einige Abformungen mit dem Kondensationsvernetzenden Silikon aufgrund verfrühter Abbindereaktion wiederholt werden mussten.

Im Hinblick auf das zum Einsatz gekommene Korrekturmaterial erlaubten beide Silikontypen ein Vermengen der Komponenten mittels Statikmischer. Mit Hilfe moderner Kartuschenmischsysteme lässt sich das aus zwei Komponenten bestehende Abformmaterial, Basismaterial und Katalysator, optimal vermischen. Somit ist ein gleichbleibender Qualitätsstandard im Sinne einer konstanten Mischqualität sowie blasenfreien und genauen Dosierung der Silikonmasse garantiert. Als weitere Vorteile dieser Technik sind unter anderem eine nicht unerhebliche Zeitersparnis, sowie die Vermeidung einer möglichen Verunreinigung der Hände als auch des Abformmaterials selbst, zu nennen.



Die Bedeutung einer exakten Durchmischung aller für eine Abformung benötigten Abformmaterialien auf das Abformergebnis und somit auf die zu erzielende Randschlussgenauigkeit wurde unter anderem von KONIARIS (1999) bestimmt. Der genannte Autor konnte die positive Bewertung eines Automixgerätes auf den Abformerfolg im Vergleich zu Messergebnissen resultierend aus manueller Anmischung hervorheben. In einer in – vitro Studie konnte KONIARIS mit Hilfe eines Sulkus - Fluid - Modells unter feuchten Bedingungen deutlich kleinere Randspaltbreiten mit der maschinellen Vermengung erzielen.

Der sich aus den unterschiedlichen Bereitstellungsverfahren ergebende Einfluß auf die verwendeten Silikonmassen lässt sich in dieser Untersuchung nicht signifikant verifizieren. Eine positive Tendenz jedoch zu Gunsten der in ihrer Darreichungsform einfacher und genauer zu handhabenden A-Silikonen ist auch hier erkennbar.

### **7.3 Diskussion der Ergebnisse aus dem Vergleich der Abformverfahren und des Zahntyps**

In den Versuchsreihen wurden unter klinischen Bedingungen zwei Abformtechniken miteinander verglichen. Bei genauer Betrachtung der Abbildung 25 liefert die Doppelmischabformung mit dem hydrophoberen A – Silikon die besten Ergebnisse von den vier untersuchten Material-/Technikkombinationen. Die guten Ergebnisse der Doppelmischtechnik werden aus früheren Laborstudien bestätigt (DUMFAHRT 1987, KÖRBER 1966, LEHMANN 1984). Wie bei diesen früheren Arbeiten wurde auch in der vorliegenden Arbeit die paragingivale Präparationslage gewählt um so beide Abformmethoden im Labor miteinander vergleichen zu können. Der im Rahmen einer infragingival gelegenen Präparationsrandgestaltung fehlende Staudruck einer Doppelmischabformung kann auf diese Weise unberücksichtigt bleiben. Die feste, knetbare und die dünnfließende Phase können somit bei der Doppelmischtechnik gleichzeitig abbinden womit das Auftreten endogener, das Abformergebnis negativierenden Spannungen verringert wird. Somit decken sich die Ergebnisse dieser Studie mit den zuvor angesprochenen Arbeiten.

In der täglichen Praxis sind insbesondere im Frontzahnbereich, aus ästhetischen Gründen, die infragingival angelegten Präparationen unumgänglich. Rein klinisch orientierte Studien, die einen Vergleich zwischen den beiden Abformtechniken in Kombination mit einer solchen Präparationslage erlauben sind in der Literatur nicht ausfindig zu machen.

Als recht gute Annäherung an die Klinik können auch hier die zuvor angesprochenen Versuchsanordnungen mit dem angesprochenen Sulkus – Fluid – Model angesehen werden. LESSMANN (1999) konnte mit Hilfe dieser Versuchsanordnung die Korrekturabformung in Verbindung mit einem K – Silikon im feuchten Milieu als die bestgeeignete Technik für die Darstellung infragingivaler Präparationsränder bestimmen. Die in dieser Studie mittels Doppelmischabformungen erfassten Ergebnisse konnten frühere Studien, wonach diese Technik wegen des fehlenden Stempeldruckes im infragingivalen Bereich fehlerhaft ist, bestätigen (GERNET 1984, WÖSTMANN 1992, 1999).

Es erscheint nicht weiter erstaunlich, dass die Präparation der Frontzähne bessere Ergebnisse hinsichtlich kleinerer Randschlussungenauigkeiten als Prämolaren und Molaren ermöglichen. Dieses ist sicherlich mit der besseren Zugänglichkeit der entsprechenden anatomischen Regionen zu erklären.

## 7.4 Diskussion der Versuchsmethode

Während sich die meisten Angaben der Randspaltnmessungen in der Literatur im wesentlichen auf laborgestützte Untersuchungen beziehen sind klinisch durchgeführte Studien, die das Problem der zervikalen Passgenauigkeit einer Vollgusskrone angehen, äußerst selten. Diese Tatsache liegt vor allem an der Schwierigkeit der Durchführung einer solchen Versuchsanordnung. Nur unter Laborbedingungen ist ein standardisiertes Vorgehen derartiger Studien realisierbar. Für den Behandler besteht die Möglichkeit, die Versuche beliebig oft zu wiederholen und reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen. Die Reproduzierbarkeit einer klinischen Ausgangssituation ist jedoch nicht möglich. So treffen wir bei der Auswahl unserer Patienten auf Individuen mit immer wieder unterschiedlichen Bedingungen.

Nicht nur die Problematik der sich immer wieder individuell darstellenden klinischen Ausgangssituationen galt es im Rahmen dieser Studie zu bewältigen sondern auch die Schwierigkeit der adäquaten Patientenauswahl. So musste teilweise eine ausgiebige Überzeugungsarbeit von seitens des Behandlers geleistet werden. Zumal die für diese Studie vierfach geforderte Abformung eine nicht zu unterschätzende Belastung für den Patienten darstellen kann.

In erheblichen Maße stellte die Abformung der 31 präparierten Zähne, unabhängig von der Abformtechnik, die größte Schwierigkeit dar. Alle betrachteten Zähne wiesen einen erhöhten Lockerungsgrad, zum Teil ausgiebige kariöse Defekte und umfangreiche profunde parodontale Schädigungen vor. Das „Tänzeln“ der Zähne, bedingt durch den stark erhöhten Lockerungsgrad erschwerte sowohl das Anlegen einer exakten Präparationsgrenze als auch das Reponieren des Erstabdruckes. Das Fehlen einer in den meisten Fällen nicht durchführbaren, vorrausgehenden Parodontalbehandlung erschwerte als Ausdruck starker subgingivaler Blutung zusätzlich das Vorgehen. Um eine exakte klinische Situation wiederzugeben hätte es der Präparation erhaltungswürdiger Zähne bedarf. Die anschließende, für diese Form der Studie notwendige Extraktion ist jedoch aus verständlichen Gründen indiskutabel!

Das Anlegen einer paragingivalen Präparationslage wird der klinischen Forderung gerecht, da das Freilegen der Präparationsränder z. B. mit Hilfe eines Elektrotom gängige Praxis darstellt. Mit dieser Vorgehensweise wird eine zunächst infragingival angelegte Präparation temporär in eine paragingivale überführt.

Allen Schwierigkeiten zum Trotz ist das Ergebnis dieser Untersuchung auch im Vergleich zu laborgestützten Ergebnisreihen als gut zu bezeichnen. Die unter klinischen Bedingungen ermittelten Ergebnisse lassen eine durchgängige Passgenauigkeit von 50 µm, wie sie DREYER-JORGENSON postuliert, als klinisch nicht realisierbar bezeichnen. Möglich erscheinen die von MARXKORS geforderten 200 µm Randspalten. Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch WÖSTMANN, DOHLE und RETTBERG (1994), LESSMANN (1999) und KONIARIS (1999).

Es erscheint verständlich, dass derart durchgeführte Untersuchungen verschiedener Behandler unterschiedliche Werte für die Randspaltbreite liefern müssen. So wird das bezogen auf einen bestimmten Behandler favorisierte Präparations- und Abformverfahren in Kombination des individuell bevorzugten Abformmaterials sicherlich zu besseren Ergebnissen führen. Bezogen auf das bisher gesagte lässt sich zusammenfassend formulieren, dass mithilfe der heutigen modernen Techniken und Materialien passgenauer, hochwertiger Zahnersatz angefertigt werden kann.

## 8.0 Zusammenfassung

Während in zahlreichen laborgestützten Untersuchungen Randschlussgenauigkeiten von 50 µm und kleiner aufgezeigt werden konnten, zeigen klinische Nachuntersuchungen erhebliche Diskrepanzen zwischen theoretisch Möglichem und klinisch Erreichtem. Die unter Umgehung klinischer Parameter, wie sie im Cavum oris vorherrschen, angefertigten Vollgußkronen zeigen stets bessere Ergebnisse hinsichtlich ihres Randschlussverhaltens. Diese Tatsache lässt den Schluss zu, dass die Qualität des Endproduktes einer umfangreichen Arbeits- und Werkstoffkette, die Vollgusskrone, in vollem Umfang von klinischen Faktoren bestimmt wird. Ziel dieser Studie war es daher entsprechend dieser Aussage, unter Verwendung unterschiedlicher Abformmaterialien und durch den Vergleich verschiedener Abform- und Präparationstechniken in vivo zu erfassen, inwieweit sich klinische Parameter auf die angesprochene Diskrepanz auswirken.

Zur Lösung dieser Aufgabe wurden insgesamt 31 zu extrahierende Zähne unter den Bedingungen der alltäglichen Praxis am Patienten präpariert und abgeformt. Jeweils 10 Zähne wurden mit einer Hohlkehle und mit einer Stufe nach Marxkors präpariert. Weitere 11 Zähne wurden mit einer rechtwinkligen Stufe präpariert. Jeder Zahn wurde viermal abgeformt. Nämlich zweimal mit Hilfe eines additionsvernetzenden Silikons nach den Methoden der Korrektur- und Doppelmischabformung sowie auf analoge Weise mit einem kondensationsvernetzenden Silikon. Die so gewonnenen Abformungen erlaubten das Anfertigen von insgesamt 124 Vollgußkronen aus Edelmetall. Die unter Zuhilfenahme eines Messmikroskops insgesamt 712 erhobenen Messwerte konnten computergestützt analysiert werden. Alle, die zur Herstellung von Kronen notwendigen Arbeitsschritte blieben in der Hand eines Behandlers.

Die statistische Auswertung der Daten lässt zwischen der Hohlkehle und der Stufenpräparation mit einer Abschrägung von 45° keine eindeutige qualitative Abstufung zu. Mit beiden Präparationsformen sind Randschlussungenauigkeiten mit Größen unter 200 µm problemlos möglich. Das qualitativ schlechteste Ergebnis (U – Test,  $p < 0,001$ ) verzeichnet die zervikale Randgestaltung in Form einer rechtwinkligen Stufe.

Im direkten Vergleich zeigen, die im Rahmen dieser Studie betrachteten Silikone, hinsichtlich der Randschlussungenauigkeiten der resultierenden Vollgußkronen, ebenfalls gleichwertige Ergebnisse. Bezüglich der zum Einsatz gekommenen Abformtechniken der Korrektur- und Doppelmischabformung konnte ebenfalls keines der beiden Verfahren als das qualitativ bessere bestimmt werden.





Verfahren 1 : Stufenpräparation mit Abschrägung 45°

Krone ZAHN	Abformtechnik	Messwerte in Mikrometer							
---------------	---------------	-------------------------	--	--	--	--	--	--	--

98 25	A-Kor	144	152	130	163				
99 25	A-Dop	46	101	127	101				
100 25	K-Kor	75	192	40	59				
97 25	K-Dop	98	64	146	169				
102 26	A-Kor	103	183	167	106				
101 26	A-Dop	193	143	100	121				
103 26	K-Kor	147	192	199	200				
104 26	K-Dop	102	88	95	92				
109 27	A-Kor	103	148	198	118				
108 27	A-Dop	68	114	103	179				
105 27	K-Kor	156	104	175	184				
107 27	K-Dop	203	102	122	141				

Legende :

Anzahl der in Form einer Stufenpräparation mit einer 45° - Abschrägung versehenen

Zähne : N = 10

Anzahl der erhobenen Messwerte : N = 232

## Verfahren 2: Rechtwinklige Stufe

Krone Zahn	Abformtechnik	Messwerte in Mikrometer							
---------------	---------------	-------------------------	--	--	--	--	--	--	--

39 9	A-Kor	398	413	137	198	188	120		
35 9	A-Dop	49	102	177	172	300	145		
33 9	K-Kor	50	72	91	143	118	95		
37 9	K-Dop	193	209	185	147	118	199		
57 15	A-Kor	120	60	125	221	71	65		
59 15	A-Dop	109	79	86	148	66	37		
61 15	K-Kor	110	93	129	210	72	56		
64 15	K-Dop	100	74	144	142	106	153		
58 16	A-Kor	149	195	87	93	149	223		
60 16	A-Dop	288	208	110	87	253	119		
62 16	K-Kor	203	122	58	94	265	212		
63 16	K-Dop	145	231	265	102	156	196		
67 17	A-Kor	158	225	116	127				
66 17	A-Dop	171	142	210	217				
68 17	K-Kor	182	51	194	183				
65 17	K-Dop	84	53	303	162				
69 18	A-Kor	78	34	169	178				
70 18	A-Dop	191	118	134	106				
72 18	K-Kor	198	187	98	180				
71 18	K-Dop	82	117	200	113				
75 19	A-Kor	74	90	100	108				
73 19	A-Dop	91	56	148	94				
76 19	K-Kor	189	200	258	269				
74 19	K-Dop	126	174	133	73				
84 21	A-Kor	141	70	65	182				
81 21	A-Dop	71	152	108	171				
82 21	K-Kor	244	209	85	165				
83 21	K-Dop	183	197	69	78				
109 28	A-Kor	168	163	193	193	181	182	172	238
111 28	A-Dop	152	106	154	182	142	190	168	200
110 28	K-Kor	63	121	117	230	158	147	173	118
112 28	K-Dop	83	183	193	213	181	105	129	167

Verfahren 2: Rechtwinklige Stufe

Krone	Abformtechnik	Messwerte in Mikrometer							
-------	---------------	-------------------------	--	--	--	--	--	--	--

114 29	A-Kor	193	71	125	151	119	189	171	146
116 29	A-Dop	162	144	138	196	95	78	78	249
115 29	K-Kor	203	152	222	172	143	123	158	92
113 29	K-Dop	122	159	164	170	84	155	80	132
120 30	A-Kor	194	200	182	117	235	182		
118 30	A-Dop	206	343	222	199	189	171		
117 30	K-Kor	200	176	174	198	273	269		
119 30	K-Dop	168	217	463	167	223	194		
122 31	A-Kor	82	74	98	113				
124 31	A-Dop	87	147	133	153				
123 31	K-Kor	94	130	90	99				
121 31	K-Dop	150	105	137	69				

Legende:

Anzahl der in Form einer rechtwinkligen Stufenpräparation versehenen

Zähne : N =11

Anzahl der erhobenen Messwerte : N = 240

## Verfahren 3: Hohlkehlpräparation

Krone ZAHN	Abformtechnik	Messwerte in Mikrometer							
---------------	---------------	-------------------------	--	--	--	--	--	--	--

30	8	A-Kor	151	191	52	55	61	71	87	140
31	8	A-Dop	68	75	80	179	98	142	86	65
29	8	K-Kor	90	172	186	53	54	105	48	117
32	8	K-Dop	106	196	140	105	122	79	71	129
43	11	A-Kor	152	196	83	173	82	154	190	251
45	11	A-Dop	245	156	148	238	129	236	178	193
41	11	K-Kor	76	138	94	189	193	125	62	175
47	11	K-Dop	80	174	230	125	173	93	55	240
52	14	A-Kor	198	239	191	198	117	118	110	318
54	14	A-Dop	129	153	259	150	195	123	120	150
50	14	K-Kor	96	125	161	197	116	97	129	82
56	14	K-Dop	176	247	120	155	124	76	175	137
51	13	A-Kor	45	103	92	106	188	179		
53	13	A-Dop	218	131	195	88	171	132		
49	13	K-Kor	75	149	153	200	256	162		
55	13	K-Dop	123	105	159	81	148	157		
80	20	A-Kor	192	166	115	200	108	97		
78	20	A-Dop	46	76	94	139	50	181		
79	20	K-Kor	74	46	102	139	119	97		
77	20	K-Dop	130	28	150	101	59	64		
85	22	A-Kor	162	88	152	103				
86	22	A-Dop	153	107	198	99				
88	22	K-Kor	113	190	159	108				
87	22	K-Dop	104	157	136	199				
89	23	A-Kor	87	75	142	168				
92	23	A-Dop	66	97	98	157				
90	23	K-Kor	72	103	83	78				
91	23	K-Dop	87	85	90	104				
93	24	A-Kor	121	78	113	161				
95	24	A-Dop	107	110	121	134				
94	24	K-Kor	77	138	96	139				
96	24	K-Dop	69	58	117	173				

Verfahren 3 : Hohlkehlpräparation

Krone ZAHN	Abformtechnik	Messwerte in Mikrometer
---------------	---------------	-------------------------

44 12	A-Kor	204	134	106	85	117	193		
46 12	A-Dop	76	62	95	125	96	100		
42 12	K-Kor	96	83	119	160	176	118		
48 12	K-Dop	200	195	128	91	95	38		
40 10	A-Kor	105	98	183	128	202	165		
36 10	A-Dop	117	157	92	88	171	199		
34 10	K-Kor	114	93	90	218	243	177		
38 10	K-Dop	174	151	167	201	182	127		

Legende :

Anzahl der in Form einer rechtwinkligen Stufenpräparation versehenen

Zähne : N =10

Anzahl der erhobenen Messwerte : N = 240

## 10. Literaturverzeichnis

( 1 )

Albert, H. – M.

Spaltbreiten und –tiefen bei Amalgam- und Gussfüllungen

Dtsch Zahnärztl Z 26, 672 – 676 ( 1971 )

( 2 )

Bader, F.

Wiedergabegenauigkeit derzeit gebräuchlicher zahnärztlicher Abformmaterialien.

Med. Diss., Tübingen ( 1989 )

( 3 )

Bader, F., Setz, J.

Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen.

Dtsch Zahnärztl Z 46, 346 – 348 ( 1991 )

( 4 )

Baier, R.E., Glantz, P.O.

Characterization of oral in vivo films formed on different type of solid surfaces.

Acta Odont Scand 36, 289 – 301 ( 1978 )

( 5 )

Biffar, R.

Klinische Nachuntersuchungen von pulvermetallurgische hergestellten Zahnersatz.

Dtsch Zahnärztl. 46, 238 – 241 ( 1991 )

( 6 )

Biffar, R.

Zur Auswertung von Randspaltnmessungen an festsitzenden Zahnersatz

Dtsch Zahnärztl Z 46, 523 – 525 ( 1991 )

( 7 )

Borchers, L., Filitz, J., Meyer, W.

Der Einfluss der Stumpfform und einiger Elastizitätskonstanten von Silikonmassen

Auf die Abformgenauigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 39, 764 – 769 ( 1984 )

( 8 )

Böttger, H.

Erfahrungen mit Silikon – Abformmaterialien

Zahnärztl Welt 74, 616 – 619 ( 1965 )

( 9 )

Böttger, H.

Über die Abformung beschliffener Zahnstümpfe für Kronenarbeiten mit dem

Doppelabdruckverfahren. Dtsch Zahnärztebl 19, 63 – 66 ( 1965 )

( 10 )

Blößer, T.

Die unterschiedliche Gestaltung der Präparationsgrenze und deren Einfluss

Auf die Randschlussgenauigkeit von hochgoldhaltigen Vollgussrestorationen

Dissertations – Arbeit 2000, Gießen

( 11 )

Combe, E. C.

Zahnärztliche Werkstoffe. Zusammensetzung – Verarbeitung – Anwendung.

Hanser Verlag München – Wien ( 1984 )

( 12 )

Demmel, H.J.

Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss

passgenauer Kronen.

Dtsch Zahnärztl Z 26, 700 – 705 ( 1971 )

( 13 )

Donath, K. , Roth K.

Histologisch- morphometrische Studie zur Bestimmung des cervikalen Randschlusses

Von Einzel und Pfeilerkronen

Z Stomatol 84, 53 – 73 ( 1987 )

( 14 )

Dreyer – Jorgensen, K.

Prüfergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren

Dtsch Zahnärztl Z 13, 461 – 469 ( 1958 )

( 15 )

Dünninger, P., Einwag, J., Sitter, H.

Reproduzierbarkeit von Messungen zur Ergebnisqualität zahnärztlicher Füllungen

Dtsch Zahnärztl Z 46, 212 – 214 ( 1991 )

( 16 )

Düsterhus, T.,

Untersuchung über den cervikalen Randschluß von Gusskronen

An extrahierten Zähnen

Med Diss. Münster ( 1980 )

( 17 )

Eichner, K.

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1,

Grundlagen und Verarbeitung

Hüthig Heidelberg, 1988

( 18 )

Erdmann, H.P.

Untersuchung über den marginalen Randschluss von Band- und Hülsenkronen an extrahierten überkronten Zähnen.

Med. Diss. Münster ( 1972 )

( 19 )

Frick, K.M. , Nordmeyer, I. , Kerschbaum, Th.

Die exakte Präparationsgrenze bestimmt die Haltbarkeit mit.

Zahnärztl Mitt 88 , 44 – 46 ( 1998 )

( 20 )

Fritz, M.

Das Polyethermaterial Impregum Penta DuoSoft

ZMK ( 2001 ), 623

( 21 )

Fuchs, P., Wallner, M.

Abformmethoden und –materialien bei niedergelassenen Zahnärzten

Dtsch Zahnärztl Z 27, Heft 7, 584 – 588 ( 1972 )



( 23 )

Gausch, K.

Über schonende und sichere Abformung in der Inlay-, Kronen und Brückentechnik.

Österr Z Stomatol 65, 146 – 152 ( 1968 )

( 24 )

Gelbhard, S., Aoskar, Y., Zalkind, M., Stern, N.

Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings.

J Prosthet Dent 71, 1 – 6 ( 1994 )

( 25 )

Geurtsen, W.

Der Kronen- und Füllungsrand

Dtsch Zahnärztl Z 45, Heft 7, 380 – 386 ( 1990 )

( 26 )

Gustavsen, F. , Silness, J.

Margin fit of metal crowns and bridge retainers.

Acta Odont Scand 43 , 285 – 288 ( 1985 )

( 27 )

Gutsch, M.

Im Schnitt kann Zeit gespart und Präzision gewonnen werden

DZW 46/01 ( 2001 ) , 10

( 28 )

Haas, M., Wegschneider, W.A., Bratschko, R.O.

Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikronen im Vergleich.

Quintessenz 4, 625 – 633 ( 1988 )

( 29 )

Hartmann, M.

Zum Einfluss klinischer Faktoren auf die Abformgenauigkeit.

Med. Diss., Münster ( 1992 )

( 30 )

Harndt, R.

Kinemathographische Untersuchungen zum hochtourigen Bohren

Dtsch Zahnärztl Z 39, 274 ( 1984 )

( 31 )

Hofmann, M.

Die Temperaturentwicklung im Pulpenkavum und an der Schnittfläche bei der Präparation der Zahnhartsubstanz unter Verwendung der Turbine

Dtsch Zahnärztl Z 16, 584 ( 1961 )

( 32 )

Hofmann, M.

Der Korrekturabdruck ( ein neues Abdruckverfahren für festsitzenden Zahnersatz)

Zahnärztl Welt 66, 160 – 164 ( 1965 )

( 33 )

Holmes, J.R., Bayne, S.C., Holland, G.A., Sulik, W. D.

Considerations in measurement of marginal fit.

J Prosthet Dent 62, 405 – 408 ( 1989 )

( 34 )

Hung, S., Purk, J.H., Tira, D.E., Eick, D.J.

Accuracy of one – Step versus two – Step putty wash addition silicone impression technique

J Prosthet Dent 67, 583 – 589 ( 1992 )

( 35 )

Idris, B., Houston, F., Claffey, N.

Comparison of the dimensional accuracy of one- and two- step techniques with the use putty/wash addition silicone impression materials

J Prosthet Dent 74, 535 – 541 ( 1995 )

( 36 )

Johnson, G.H., Craig, R.G.

Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models

J Prosthet Dent 53, 484 – 490 ( 1985 )

( 37 )

Käyser, A.F., Plasmans, P.J., Snoek, P.A.

Kronen- und Brückenprothetik.

Deutscher Ärzte-Verlag Köln ( 1985 )

( 38 )

Kerschbaum, Th., Thie B. M.

Funktionsverlust von feststehendem Zahnersatz

Dtsch Zahnärztl Z 41, 2 – 7 ( 1986 )

( 39 )

Kerschbaum, Th. , Mentler – Koeser M., Stender E.

Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde ?

Zahnärztl Mitt 80, 2200 – 2210 ( 1990 )

( 40 )

Kerschbaum, Th.

Normierter Kronenrand ? – Eine klinische Analyse. In: HERNERS, Walter (Hrsg.) :

Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde, Anspruch und Wirklichkeit,

( 41 )

Kerschbaum, Th., Porschen, C.

Kronenrandschluss und –konturqualität in fünf Dentallaboratorien.

Dtsch Zahnärztl Z 53, 620 – 623 ( 1998 )

( 42 )

Kollmannsperger, P., Sauer, G.

Vergleichende Untersuchungen über die Abbindeexpansion von Einbettmassen

Dtsch Zahnärztl Z 38, 227 – 229 ( 1983 )

( 43 )

Körber, E., Lehmann, K.

Vergleichende Untersuchungen bei Abdruckmaterialien für Kronen und Brücken

Dtsch Zahnärztl Z 24, 791 – 797 ( 1966 )

( 44 )

Koniaris, A.

Vergleich von derzeit gebräuchlichen Abformmaterialien und –techniken

mit Hilfe eines Sulkus – Fluid – Modells

Dissertations - Arbeit 1999, Gießen

( 45 )

Langeland, K., Langeland, K.L.

Pulp reactions to crown preparations, impression, temporary crown fixation and permanent cementation , J Prosthet Dent 15, 129 ( 1965 )

( 46 )

Landt, H., Glantz, P.-O.

Abformmassen und Benetzbarkeit von Dentinoberflächen.

Dtsch Zahnärztl Z 32, 220 – 224 ( 1977 )

( 47 )

Lehmann, K.M., Krauth, G.

Der Randschluss von Gusskronen – hergestellt im propädeutischen Unterricht.

Dtsch Zahnärztl Z 39, 750 – 752 ( 1984 )

( 48 )

Lehmann, K.M.

Abformmaterialien, Abformmethoden, und Modellherstellung für Kronen und Brücken.

Zahnärztliche Welt 96, 914 – 917 ( 1987 )

( 49 )

Lehmann, K.M., Zettel, R., Gente, M.

Die Passgenauigkeit von Gusskörpern in Abhängigkeit von Abformung und Modell

Sowie gusstechnischen Parametern.

Dtsch Zahnärztl Z 43, 473 – 476 ( 1988 )

( 50 )

Lehmann, K.M., Burgdorf, H.O.

Untersuchungen zu zweizeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken

( Korrekturabdruck )

Zahnärztliche Welt 87, 430 – 433 ( 1978 )

( 51 )

Lehmann, K.M., Burgdorf, H.O.

Untersuchungen zu zweizeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken

( Doppelmischabdruck )

Zahnärztliche Welt 87, 434 – 435 ( 1978 )

( 52 )

Lehmann, K.M., Hartmann, F.

Untersuchungen zur Genauigkeit von Doppelabformungen

Quintessenz 33, Heft 5, 985 – 987 ( 1982 )

( 53 )

Lehmann, K.M.

Welche methoden werden in der Praxis für Kronen und Brücken angewandt?

Zahnärztl Mitt 66, 602 – 614 ( 1979 )

( 54 )

Lehmann, K.M.

Das Konzept der Marburger Doppelkrone

ZMK 10, 564 – 571 ( 2001 )

( 55 ) Leßmann, V.

Abformgenauigkeit hydrophilisierter und konventioneller Elastomere

Im trockenen und feuchten Milieu , Dissertations – Arbeit 199

( 56 )

Marxkors, R.

Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik

Carl Hanser Verlag München ( 1991 )

Hüthig Heidelberg ( 1995 ), Symposium Karlsruhe ( 1995 ) , S. 19 – 45

( 57 )

Marxkors, R.

Funktioneller Zahnersatz

Carl Hanser Verlag München ( 1988 )

( 58 )

Marxkors, R., Meiners H.

Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.

5. Auflage, Hanser Verlag München ( 2001 )

( 59 )

Marxkors, R.

Der Randschluss von Gusskronen.

Dtsch Zahnärztl Z 35, 913 – 915 ( 1980 )

( 60 )

Marxkors, R.

Abformfehler und deren Vermeidung.

Zahnärztliche Welt 94, 466 – 473 ( 1985 )

( 61 )

Marxkors, R.

Das Beschleifen von Zähnen zur Aufnahme von Gusskronen

Zahnärztl Welt/Zahnärztl Rdsch 81 ( 1972 ), 1063

( 62 )

Morgano, S.M., Milot, P., Ducharme, P., Rose, L.

Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions

J Prosthet Dent 73, 333 – 340 ( 1995 )

( 63 )

Nentwig, G.H., Eifinger, F.F.

Beitrag zur systematischen Kronenpräparation, Teil I und II Quintessenz

Zahnärztl Lit 2 ( 1981 ), 227 ; 3 ( 1981 ), 447

( 64 )

Neuhaus, K.

Zur Problematik der Kronenrandspaltnessung

Dissertations - Arbeit 1996, Münster

( 65 )

Plekavich, E., Joncas, J.M.

The effect of impression – die systems on crown margins.

J Prosthet Dent 49, 772 – 776 ( 1983 )

( 66 )

Rehberg, R. H.

Der Kronenrand. Exakter Randschluss, was ist das ?

Dtsch Zahnärztl Z 26, 696 –699 ( 1971 )

( 66 )

Rehberg, H.J.

Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel

Quintessenz Berlin 1978

( 67 )

Rehberg, H.J.

Fließverhalten von Abformwerkstoffen bei planer Ausbreitung

Dtsch Zahnärztl Z 34, 670 – 674 ( 1979 )

( 68 )

Richter, W.

Ästhetik und Funktion

Siegfried Klages Verlag Berlin, Band II ( 1994 ) ,546

( 69 )

Ritter, A.

Das neue Impregum Penta Soft Abformmaterial un der Praxis

ZMK ( 2001 ), 366

( 70 )

Sassen, H. von

Passgenauigkeit von Kronen bei definierter Präparationsgrenze

Dtsch Zahnärztl Z 33, 726 – 732 ( 1978 )

( 71 )

Schwickerath, H.

Zur Form- und Wiedergabegenauigkeit von elastomeren Abformmaterialien

Dtsch Zahnärztl Z 27, 616 – 619 ( 1972 )

( 72 )

Schwindling, R.

Rationelle Maßnahmen bei Doppelabdruckverfahren

Zahnärztl Welt 80, 911- 913 ( 1971 )

( 73 )

Schmierer, A.

Vergleichende Untersuchung zur Passgenauigkeit des Kronenrandes

Dental Labor 25, 1279 – 1283 ( 1977 )

( 74 )

Spiekermann

Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken

Dtsch Zahnärztl Z 41, 1015 – 1019 ( 1986 )

( 75 )

Staehe, G.

Eine rationelle Methode zur Abformung von Kronenstümpfen bei gleichzeitiger

Provisorischer Stumpfversorgung. Dtsch Zahnärztl Z, 341 – 347 ( 1967 )

( 76 )

Strandmann, E.

Lineare Genauigkeit bei Arbeitsmodellen – Eine Vergleichsstudie

Zahnärztl Welt 94, 543 – 546 ( 1985 )

( 77 )

Stegmeyer, B.

Vergleichende Untersuchungen über die Dimensionsänderungen von Gussobjekten  
im zahnärztlichen Angusverfahren.

Dtsch Zahnärztl Z 21, 256 – 263 ( 1966 )

( 78 )

Uhlig, C.

Entwicklung eines Sulcusfluid-Flow-Modells zum Vergleich von Abformmaterialien und –techniken  
unter standardisierten Bedingungen.

Med. Diss., Münster ( 1998 )

( 79 )

Viohl, J.

Bewertung der Werkstoffkunde für Stumpfabformungen

Zahnärztl Mitt 8, 476 – 479 ( 1980 )

( 80 )

Wasmuth, J.

Zur Frage des Einflusses klinischer Parameter auf die unterschiedlichen Abformmaterialien und –  
methoden in-vivo erzielbare Abformgenauigkeit.

Med. Diss. , Münster ( 1994 )

( 81 )

Wagner, E.

Zusammenhang zwischen den Dimensionsänderungen der Einbettmasse und der Passgenauigkeit  
von schematischen Kronenringen.

Dtsch Zahnärztl Z 32, 949 – 951 ( 1977 )

( 82 )

Wichmann, M., Borchers, L., Limmroth, L.

Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer

3 – D – Koordinatenmessmaschine ( Teil1 ), Dtsch Zahnärztl Z 45, 499 – 502 ( 1990 )



( 83 )

Wickop, H.

Verbesserung der Passgenauigkeit von Kronen Und Brücken durch strukturiertes Abformmanagement  
ZMK 7/8 , 424 – 427 ( 1999 )

( 84 )

Wöstmann, B.

Abformmaterialien auf Silikonbasis.

ZMK Sonderdruck Spitta verlag 6 ( 1993 )

( 85 )

Wöstmann, B.

Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Habilitationsschrift,  
Münster ( 1992 )

( 86 )

Wöstmann, B., Dohle, A., Rettberg, S.

Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit.

Dtsch Zahnärztl Z 49, 679 – 682 ( 1994 )

( 87 )

Wöstmann, B.

Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen?

Zahnärztliche Welt 105, 247 – 250 ( 1996 )

( 88 )

Wöstmann, B., Hufnagel, A.

Vergleich verschiedener Methoden zur Bestimmung der Randschlussgenauigkeit  
in vivo. Dtsch Zahnärztl Z 52, 272 – 274 ( 1997 )

( 89 )

Wöstmann, B.

Klinische Bestimmungsvariablen bei der Abformung präparierter Zähne.

Z Stomatol 93, 51 – 57 ( 1996 )

( 90 )

Wöstmann, B., Dohle, A., Rettberg, S.

Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit.

Dtsch Zahnärztl Z 49, 679 – 682 ( 1994 )

( 91 )

Wöstmann, B.

Die Abformung präparierter Zahnhartschubstanz.

Zahnärztl Mitt 10, 40 – 49 ( 1999 )

( 92 )

Zach, L., Cohen, G.

Pulp response to externally applied heat

Oral Surg. 19 , 515 ( 1965 )

## 11.0 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt in erster Linie Herrn Prof. Bernd Wöstmann für die Überlassung des Themas und die stets schnelle und hilfreiche Unterstützung bei der Durchführung dieser Studie sowie während der Ausarbeitung der Promotionsschrift.

Des Weiteren möchte ich mich selbstverständlich bei meinen Patienten bedanken, ohne deren Einverständnis die praktische Umsetzung einer solchen Studie nicht möglich gewesen wäre.

Abschließend möchte ich mich bei meinem Nachbarn und guten Freund Björn Weihrauch bedanken, der mir bei allen computerbezogenen Problemlösungen zur Seite stand.

## 12.0 Lebenslauf

Name: Michael Gountenoudis

Anschrift: Haldener Str. 201  
58095 Hagen

Geburtsdatum: 23.03.1964

Geburtsort: Erlangen

Staatsangehörigkeit: deutsch / griechisch

Schulbildung: 1970 – 1974 Grundschule Hagen  
1974 – 1983 Christian – Rohlf's – Gymnasium  
Hagen  
1983 Abitur

Berufsausbildung: 1985 – 1988 Studium für Bauingenieurwesen an der  
Ruhr – Universität – Bochum  
1987 Erwerb des Vordiploms  
1988 – 1993 Studium der Zahnheilkunde an der  
Westfälischen – Wilhelms – Universität  
Münster  
1993 Staatsexamen  
1994 – 1995 Ausbildungsassistent in Hagen

Seit dem 01.04. 1996 in Sozietät mit Dr. Andreas Marinos in Iserlohn – Letmathe als selbstständiger Zahnarzt niedergelassen.

