

**Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Tübingen**

Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

Leiter: Professor Dr. Dipl.-Ing. J. Geis-Gerstorfer

**Konstruktion, Herstellung und Evaluierung eines
Sulcusfluidmodells zur Analyse des intersulcären
Penetrationsverhaltens dentaler, niedervisköser
Abformmaterialien**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Carmen Frings

aus

Hechingen

2009

Dekan:

Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Professor Dr. Dipl.-Ing. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichterstatter:

Professor Dr. C. Löst

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	3
1. EINLEITUNG	6
2. LITERATURÜBERSICHT	8
2.1 Modell der Universität Gießen	8
2.1.1 <i>Umsetzung anatomischer Strukturen</i>	10
2.1.2 <i>Resumee</i>	12
2.2 Modell der Tokyo Medical and Dental University Japan	16
2.2.1 <i>Umsetzung anatomischer Strukturen</i>	17
2.2.2 <i>Resumee</i>	18
2.3 Gegenüberstellung der bisherigen Modelle	21
2.4 Strukturen der Abformmaterialien	23
3. ZIELSETZUNG DER VORLIEGENDEN STUDIE	30
4. MATERIAL UND METHODEN	31
4.1 Der Prototyp	31
4.1.1 <i>Konstruktion des Tübinger Protomodells</i>	31
4.1.2 <i>Umsetzung der anatomischen Strukturen</i>	34
4.1.3 <i>Technische Verfahren zur Herstellung des Prototyps und der späteren Modelle</i>	35
4.1.4 <i>Materialien zur Erstellung des Prototypen</i>	37
4.1.5 <i>Methodik zur Herstellung der Manschetten</i>	39
4.1.6 <i>Abformmaterialien zur Testung des Prototypen</i>	41
4.1.7 <i>Resümee des Prototypen</i>	43
4.1.8 <i>Modifikationen auf dem Weg zum definitiven Modell</i>	45
4.2. Die definitiven Modelle	47
4.2.1 <i>Beschreibung der definitiven Modelle</i>	47
4.2.2. <i>Abbildungen und Maßangaben der Tübinger Zwillingmodelle</i>	49
4.2.3. <i>Einsatz der definitiven Modelle zu Studienzwecken</i>	52
4.3 Versuchsgestaltung /Materialien und Geräte	54
4.3.1 <i>Die verwendeten Abformwerkstoffe</i>	54

4.3.2	<i>Versuchsdurchführung und Versuchsreihen</i>	56
4.3.3	<i>Benötigte Hilfsmittel und ergänzende Geräte im Überblick</i>	61
4.4	Die Auswertung der visuellen Daten	65
4.5	Das Verfahren der Messdatenaufbereitung	66
5.	ERGEBNISSE DER PILOTVERSUCHE	70
5.1	Betrachtung der Daten und Diagramme je Material	70
5.1.1	<i>Vertreter der Stoffklasse der Polyether</i>	
	<i>Impregum Garant L Duo Soft</i>	70
5.1.2	<i>Vertreter der Stoffklasse der A-Silikone</i>	
	<i>Flexitime Correct Flow</i>	75
5.1.3	<i>Vertreter der Stoffklasse der A-Silikone</i>	
	<i>Panasil initial contact x-light body</i>	79
5.2	Betrachtung der Daten und Diagramme je Milieu bzw. je Beanspruchung mit/ ohne Gewicht	83
5.2.1	<i>Alle Materialklassen im Vergleich bei feuchten Bedingungen, ohne Gewicht</i>	83
5.2.2	<i>Alle Materialklassen im Vergleich bei feuchten Bedingungen, mit Gewicht</i>	85
5.2.3	<i>Alle Materialklassen im Vergleich bei trockenen Bedingungen, ohne Gewicht</i>	87
5.2.4	<i>Alle Materialklassen im Vergleich bei trockenen Bedingungen, mit Gewicht</i>	89
5.3	Ergebnisrekapitulation	91
6.	DISKUSSION	92
6.1	Diskussion der Pilotmessungen zur Evaluierung des Modells	92
6.1.1	<i>Materialien</i>	92
6.1.2	<i>Technik</i>	94
6.1.3	<i>Schlussfolgerung</i>	97
6.2	Diskussion der Modellkonstruktion	98
6.2.1	<i>Materialien</i>	98

6.2.2 Technik	103
6.2.3 Anregungen für weitere Experimente.....	107
6.2.4 Schlussfolgerung	109
7. ZUSAMMENFASSUNG.....	110
8. LITERATURANGABEN	112
9. ANHANG	115
10. DANKSAGUNG	126
11. TABELLARISCHER LEBENSLAUF	128

1. EINLEITUNG

Die detailgetreue Abformung der mittels Zahnersatz zu rehabilitierenden, dentalen Situation im Mund des Patienten nimmt innerhalb der Zahnheilkunde einen weiten Bereich ein.

Dabei wird dem Behandler wie auch dem Patient ein großer Anteil an praktischer Koordination und Zusammenarbeit abverlangt.

Zum Gelingen einer präzisen und für die folgenden technischen Arbeitsschritte zuverlässigen Abformung, deren Verfahren sich zumeist auf Präferenzen des Behandlers begründet, bleibt die Auswahl aus einem vielfältigen Angebot an Abformmaterialien eine verantwortungsvolle Aufgabe.

Dem Anwender eines erwählten Verfahrens bieten sich für jede der möglichen Techniken [2, 7, 9] eine Vielzahl an Materialien (s. Kap. 2.4) zur Abformung der Hart- und Weichgewebe innerhalb der Mundhöhle. Die zahlreichen Werkstoffe, die diesem Zweck dienen, lassen sich in ihrer chemischen wie auch physikalischen Varianz nur schwer überblicken. Möchte man sich als Behandler auf eine kleine Stoffgruppe festlegen, sollte man zwingend die Kompatibilität der Abformmethode mit den gewählten Materialien beachten.

Die Erfüllung der gewünschten Anforderungen an ein Abformmaterial wie Biokompatibilität, Detailtreue, lange Lagerungsbeständigkeit sowie eine gute Relaxation des Materials, aber auch die einfache Handhabung sind zu berücksichtigen.

Um sich die Vorgänge im Sulcusbereich, während einer Doppelmischabformung [7, 9] mit niederviskösen Abformmaterialien unterschiedlicher Eigenschaften und verschiedener Stoffklassen (s. Kap. 2.4) zu verdeutlichen, bedarf es einer möglichst realitätsgetreuen Wiedergabe der anatomisch-physiologisch gegebenen Strukturen innerhalb der Mundhöhle.

Dabei spielt der Mikrokosmos Sulcus eine zentrale Rolle für die erfolgreiche und vollständige Detailwiedergabe eindringender, dünn fließender Masse. Welche Stoffklasse unter dieser Betrachtung die geeigneten Penetrationseigenschaften für eine qualitativ hochwertige Darstellung der

iatrogenen und physiologischen Strukturen mit einer maximalen Erfolgsgarantie und einem minimalen Arbeitsaufwand als Basis für weitere zahntechnische Arbeitsschritte bietet, bleibt zu erörtern.

Als Folge dieser Überlegungen soll unter Berücksichtigung der jeweiligen Anwenderbedürfnisse, innerhalb des vielschichtigen Angebots, die Materialauswahl durch eine situationsabhängige Gegenüberstellung häufig angewandter Abformmaterialien unterschiedlicher Eigenschaften gefördert werden.

Ebenso soll das präsentierte Verfahren (s. Kap. 4.3-4.5) anhand eines klinischen Simulationsmodells (s. Kap. 4.2) eine Möglichkeit aufzeigen, Abformmassen unter möglichst authentischen Verhältnissen einer Prüfung zu unterziehen.

2. LITERATURÜBERSICHT

2.1 Modell der Universität Gießen/

Sektion Werkstoffkunde und Prothetik (erstellt von C. Uhlig): [18]

Die Idee ein orales in vitro Sulcussimulationsmodell zu entwickeln, welches eine Abformung mit verschiedenen Abformmaterialien und deren anschließender Auswertung erlaubt, stammt ursprünglich aus Gießen. Im Rahmen einer Promotionsstudie wurden 1998 erstmals technische Details des Modellaufbaus und der Versuchsdurchführung sowie erste Versuchsergebnisse anhand der Testung folgender Abformmassen veröffentlicht.:

- K-Silikon: Silaplast/ Silasoft N

- A-Silikon: Provil/ Provil L
Reposil/ Reposil HF
Baysilex

- Polyether: Impregum Penta Soft

Einer Gegenüberstellung der genannten Abformmaterialien folgte die Gegenüberstellung mehrerer in der Zahnheilkunde etablierter Abformmethoden.

Die angewandten Abformtechniken:

- Korrekturabformtechnik: [6]

Es handelt sich hierbei um ein zweiphasiges Abformverfahren. Mit einer zähplastischen Masse wird ein Vorabdruck hergestellt, der einem individuellen Abdrucklöffel gleichzusetzen ist.

In einem zweiten Arbeitsschritt erfolgt dann die sog. Korrektur mit einem niederviskösen Abformmaterial zur endgültigen Abformung der sulcären Anteile, insbesondere der Präparationsgrenze.

Diese Abformtechnik kommt häufig in der Kronen- und Brückenprothetik und zur Herstellung von In- und Onlays zum Einsatz.

- Doppelmischabformtechnik: [6]

Zwei in Ihrer Konsistenz unterschiedliche Abformmaterialien (niederviskös und mittelviskös) der gleichen Stoffklasse werden in nicht abgebundenem Zustand „miteinander“ in den Abdrucklöffel eingebracht. Es tritt eine synchrone Polymerisation ein. Hierbei wird der Abformlöffel mit dem hochviskösen Abformmaterial beschickt. Das niedervisköse Abdruckmaterial wird mit einer Applikationsspitze auf die Zahnstümpfe und Zahnreihen aufgebracht.

Anschließend wird mit der zähplastischen Masse, die sich in der Abformhilfe (z. B. einem Löffel) befindet, ein Gesamtabdruck genommen. Dabei kommt es zur Vermischung der beiden Abformwerkstoffe. Ein Vorteil gegenüber der Korrekturabformung ist in der Zeitersparnis zu sehen.

Durch die gezielte Einspritzung des dünn fließenden Materials in den Sulcusbereich wird die präzise Darstellung und Erfassung der Präparationsgrenze ermöglicht.

Dieses Verfahren ersetzt in den letzten Jahren immer mehr die Korrekturabformung (s.o.) in der Brücken- und Kronentechnik, und hat sich ebenso bei Inlays und Onlays etabliert.

2.1.1 Umsetzung anatomischer Strukturen: [18]

Das Gießener Modell (s. Kap. 2.1.2 Abb.1, 2) besteht aus einem Zahnstumpf, mit einem Präparationswinkel von allseits 7° sowie einem Parodontalspalt von 1 mm Breite und einer Sulcustiefe von 3 mm.

Dieser Sulcusraum erfasst die 2 mm subgingival gelegene Präparationsgrenze. Sowohl der Sockel, als auch das Molarenstumpfmodell wurden aus Messing im Maßstab 1:1 angefertigt.

Die Zahnstumpfhöhe beträgt ab der Präparationsgrenze 7 mm. Die Maße des Sockels, der das Stumpfmodell trägt, wurden der Alveolarkammausdehnung im Seitenzahnggebiet mit den Werten 60 mm Länge x 21 mm Höhe x 16 mm Breite angeglichen.

Die gesamte Konstruktion besteht aus einer Deckplatte, die die Sulcusmaße auf die angegebenen Werte festlegt und das Modell in einen Befestigungssockel sowie in zwei nebeneinander liegende, identische Präparationsstümpfe unterteilt.

Es wird eine zeitgleiche Abformung bei unterschiedliche Versuchsbedingungen ermöglicht.

Die Untersuchungen wurden im feuchten Milieu, entsprechend der menschlichen Mundhöhle, durchgeführt.

Die trockene Versuchsvariante diente zur Gegenüberstellung von trockenem und feuchtem Milieu bezüglich der Wiedergabegenauigkeit der darzustellenden Strukturen.

Die Befeuchtung der Versuchsapparatur erfolgte über eine Schlauchpumpe im Sockel des Modells, gekoppelt an die Deckplattenoberfläche.

Der Flüssigkeitsfluss betrug entsprechend den physiologischen Vorgaben 5 ml pro Stunde.

Die benetzbare Kontaktstelle zwischen Abformmasse und Sulcusfluid konnte im Gießener Modell mittels eines Ledervlieses simuliert werden, das zwischen Sockel und Deckplatte platziert, und durch Verschraubung beider fixiert wird. Als Sulcusfluidersatz kam ein Blutvolumenersatzmittel (sog. Plasmaexpander) zur Anwendung.

Die Abformung erfolgte mittels perforierter Standardlöffel, wobei sowohl die Korrektur- wie auch die Doppelmischabformtechnik angewandt wurden. Jedem Versuchsdurchgang folgte die Herstellung eines Gipsmodells. Auf diesem Gipsduplikat wurde im nächsten Arbeitsschritt, zur späteren Vermessung, ein Metallkappchen angefertigt.

Mit Hilfe eines digitalen Messverfahrens wurde die Differenz der Randschlussgenauigkeit im Vergleich zum Zahnstumpfmodell aus Messing ermittelt.

2.1.2 Resumee:

Im Rahmen der Studie wurde das Ziel angestrebt ein anatomisch korrektes Modell zu erschaffen, welches die Simulation der klinischen Situation hinsichtlich des Fluidflows im Sulcusbereich sowie die Wechselwirkung mit der Abformmasse während der Abbindephase ermöglicht.

Es sollte ein labortechnisches Verfahren entwickelt werden, welches die Schwierigkeiten und Risiken darstellt, die eine subgingival gelegene Präparationsgrenze mit sich bringt.

Dabei stand besonders die fehlerfreie Reproduzierbarkeit des Versuchsablaufs, der Versuchsdurchführung wie auch die Vergleichbarkeit der Abformmaterialien und die klinische Übertragbarkeit der Ergebnisse im Vordergrund.

Die vor 9 Jahren von der Universität Gießen gewonnenen Ergebnisse führten zu der Erkenntnis, dass bei allen untersuchten Abformmaterialien eine verschlechterte Darstellung der Präparationsgrenze und damit eine Vergrößerung der Randspaltbreite, in Abhängigkeit des Abformmaterials im feuchten Milieu, zu beobachten war.

Das Ausmaß der Randspaltfehlwiedergabe hing maßgeblich davon ab, ob es sich um ein Silikon- oder um ein Polyetherabformmaterial handelte. Die Abformtechnik ließ keine signifikante Einflussnahme erkennen.

Es sei erwähnt, dass bei der Korrekturabformung im feuchten Milieu mit K-Silikon (s. Kap. 2.4) eine nahezu identische Reproduzierbarkeit der Randspaltbreiten erreicht werden konnte, wie sie bei der Anwendung von den Polyetherabformmassen beobachtet wurde.

Im trockenen Milieu beeinflusste die Abformtechnik die Detailtreue und somit die Randschlussgenauigkeit.

Die Korrekturabformtechnik erwies sich bei diesen Untersuchungen als die beste Abformmethode, mit der größten Detailtreue, den geringsten Abweichungen bzw. kleinsten Streubreiten.

Es folgten weitere vergleichende Materialstudien ausgehend von der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Universität Gießen mit dem erläuterten Modell [21-25].

- Art des Materials:
Impregum Penta Soft,
Impregum Penta H Duo Soft,
Impregum Penta L Duo Soft
Impregum Garant L Duo Soft

ebenso moderne K-Silikone:

Lastic xtra superfine
Xantopren blau
Silasoft N

- Abbildungen des Gießener Modells:

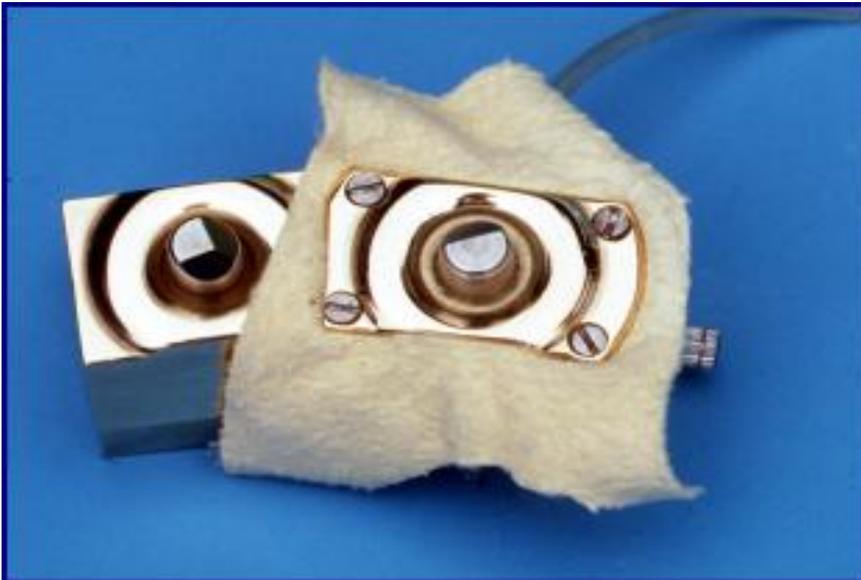


Abb. 1 Modellaufsicht mit freundl. Genehmigung von Herrn Prof. Wöstmann/ Universität Gießen.

Versuch mit aufgeschraubter Deckplatte vor dem Entfernen der überschüssigen Membrananteile.

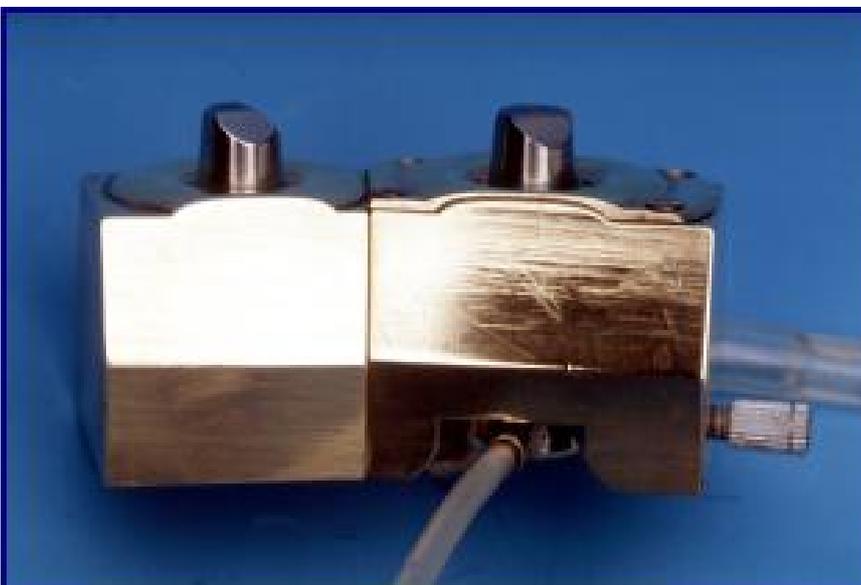


Abb. 2 Modellseitenansicht] mit freundl. Genehmigung von Herrn Prof. Wöstmann/ Universität Gießen.

Modell fertig zur Abformung.

(Abb. 1. und 2. s. www.uniklinikum-gießen.de/proth/PR-Prothetik)

- Maße des Gießener Modells [18]:
Modellbasis: 60 mm Länge x 21 mm Höhe x 16 mm Breite
Zahnstumpf aus V2A: 7 mm
Konischer Winkel beiderseits: 7°
Winkel der Präparationsstufe: 26°
Sulcustiefe: allseits 3 mm
Sulcusbreite: allseits ca. 1 mm

2.2 Modell der Tokyo Medical and Dental University, Japan.

(erstellt von Aimjirakul P; Masuda T; Takahashi H; Miura H): [1]

Das an der Tokyo Medical and Dental University konstruierte Modell unterscheidet sich hinsichtlich seines Aufbaus (s. Kap. 2.2.2 Abb. 3, 4) von dem bereits beschriebenen Modell der Universität Gießen (s. Kap. 2.1.2 Abb. 1, 2). Es wurde ein Verfahren entwickelt, welches die Abhängigkeit von fünf verschiedenen Abformmaterialien hinsichtlich ihres Eindringverhaltens in den gingivalen Sulcus, über die marginale Präparationsgrenze hinaus, veranschaulicht.

Hierfür wurden folgende Materialien verwendet:

- K-Silikon: Tosicon, Sankin
- A-Silikon: Exafine, GC
Provil, Heraeus Kulzer
- Polyether: Impregum F, ESPE
- Polysulfid: Surfex F, GC

Bei dieser Studie wurden Abformmassen mittlerer Konsistenz gewählt, welche entsprechend den Herstellerangaben von Hand angemischt und bei einer Raumtemperatur von $23\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$ verarbeitet wurden.

Das Mischungsverhältnis beider Anteile wurde mit einer Waage proportioniert. Als Abformtechnik kam die Einphasentechnik (= Doppelmischabformung mit Materialien gleicher Konsistenz) zur Anwendung.

Mit einer Applikationsspritze wurde das Material mittlerer Viskosität in den Sulcusbereich eingebracht. Die restliche Menge der Abformmasse wurde in ein perforiertes Stahlblech (= Löffelimitat) eingefüllt und vorsichtig mit leichtem Druck auf das Modell aufgesetzt (s. Kap. 2.2.2 Abb. 4).

2.2.1 Umsetzung anatomischer Strukturen: [1]

Das Modell besteht aus einem Plexiglasblock, der mit Agar Agar befüllt wird und in welchen ein Messingblöckchen integriert ist. Dabei verkörpert das Messingblöckchen den Zahn, das umliegende Agar Agar die Gingiva.

Ein künstlicher Sulcus im Zahnbereich (hier: unmittelbar im angrenzenden Messingblockbereich) wurde über einen zusätzlich beigegebenen Messingblock, mit angelegtem und in die Gelatine eingebrachtem Metallplättchen, verwirklicht (s. Kap. 2.2.2 Abb. 3).

Nach dem Einfüllen und Verfestigen des 1 % igen Agar Agar wurde der zweite Messingblock von extern entfernt. Durch das in die künstliche Schleimhaut ragende Metallplättchen entstand ein am Zahnblöckchen anliegender 3-dimensionaler, rechteckiger Spalt.

Nach Applikation von elastomerer Abformmasse war ein Eindringen in diesen Spalt zu beobachten.

Die Sulcustiefen lagen bei konstant 3 mm und einer Sulcusweite je nach Versuchsreihe von 0,2 mm; 0,1 mm und 0,05 mm.

Die Versuchsreihe fand in einem Inkubator bei Temperaturen von $27\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$ und 100 % Luftfeuchtigkeit statt, um den physiologischen Temperaturwerten innerhalb der menschlichen Mundhöhle annähernd gerecht zu werden. Die visuelle Darstellung und Auswertung erfolgte mit Hilfe eines Messmikroskops (MM-60 Nikon) und dem dazugehörigen Datenprozessor (DP-303 Nikon).

Durch festgelegte Referenzmarken am Modell konnte die Penetrationstiefe des Sulcus analysiert und die gewonnenen Werte in eine vergleichende statistische Darstellung übertragen werden.

2.2.2 Resumee:

Die Modellkonstruktion der Universität Tokio wurde zur Erforschung und Weiterentwicklung der Eigenschaften von Abformmassen unter klinisch simulierten Bedingungen konzipiert.

Die gewonnenen Ergebnisse lieferten die Erkenntnis, dass bei den Versuchsreihen unterschiedlicher Sulcusweiten von einer Einflussnahme auf das Eindringverhalten der Massen zu schließen ist.

Für alle dargestellten Sulcusbreiten war das Penetrationsvermögen von Polyether in dieser Studie das, mit größter Ausdehnung nach vertikal. Die Eindringtiefe der Polysulfide war im Vergleich zu der, der Silikone bei Weiten von 0,2 mm und 0,1 mm geringer, bei Sulcusweiten von 0,05 mm umso höher.

Die Untersuchung zeigte eine signifikante Differenz zwischen den unterschiedlichen Sulcusweiten, bezogen auf alle verwendeten Materialien.

- Abbildungen des Tokioer Modells: [1]

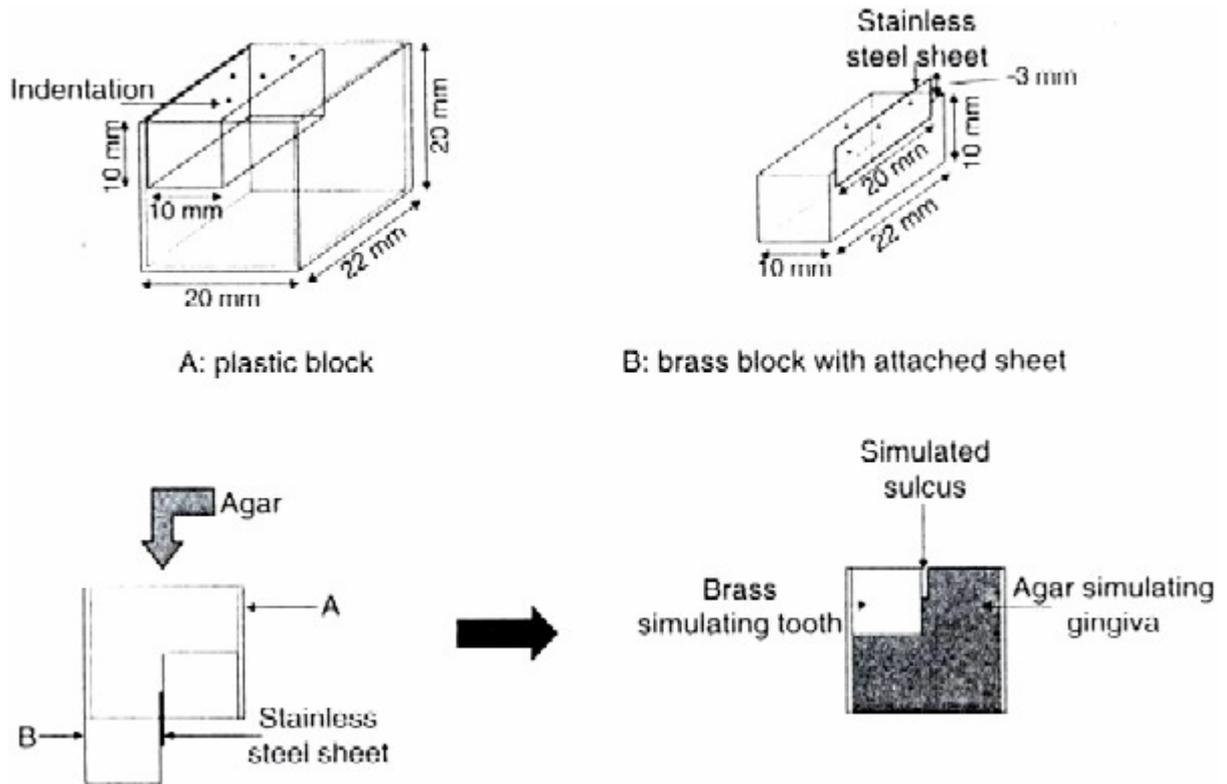


Abb. 3 Modellmaße [1]

Aufbau des Sulcussimulationsmodells. Kombination des Kunststoffblocks (A) mit dem Messingblock (B).

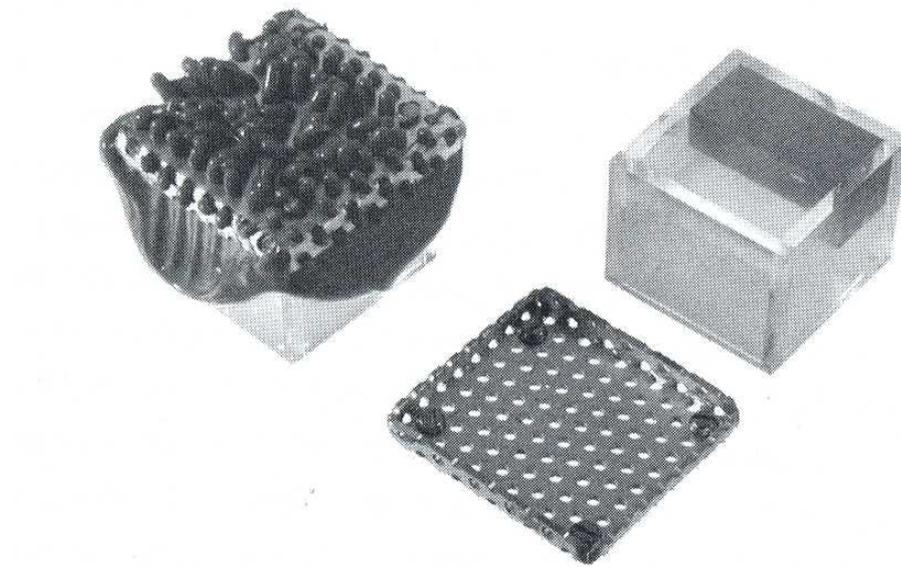


Abb. 4 Modell [1]

*Das Abformmaterial wird in ein rostfreies Lochblech gefüllt,
und auf dem Modell platziert.*

- Maße des Tokioer Modells [1]:
Sulkusbreite: 0,2 mm; 0,1 mm; 0,05 mm
Sulkustiefe: allseitig 3 mm

2.3 Gegenüberstellung der bisherigen Modelle

Vorteile und Nachteile im Überblick:

Tab. 1: Vor- und Nachteile der bisherigen Modelle aus Gießen und Tokio.

Modell der Universität Gießen [21] „indirekte Methode“	Modell der Universität Tokio [1] „direkte Methode“
<p>Vorteile:</p> <ul style="list-style-type: none">• Es sind vergleichende Untersuchungen im trockenen und feuchten Milieu möglich.• Der synchrone Einsatz beider Zahnstümpfe ist möglich.• Einfache Handhabung, Reinigung und Wiederverwendung des Modells sind auf Dauer gewährleistet.• Es erfolgt ein regulierbarer Flüssigkeitszustrom mittels einer Saugpumpe.• Das Ledervlies ermöglicht die Penetration von Sulcusflüssigkeit ohne eine Wechselwirkung mit der Abformmasse.	<p>Vorteile:</p> <ul style="list-style-type: none">• Eine einfache Konstruktion und Handhabung des Modells liegt vor.• Untersuchungen mit unterschiedlichen Sulcusbreiten sind möglich.• Das Modell bietet gute Möglichkeiten der Reinigung und Wiederverwendung.• Elektrophorese Gel dient als Gingivaersatz-Material.• Die Auswertung ist unabhängig von der Abformtechnik, da die Abformung verworfen werden kann.

Nachteile:

- Es handelt sich um eine stark idealisierte Situation.
- Die Stümpfe sind in Winkel und Abschrägung optimiert.
- Konstante Sulcusbreiten und Tiefen werden dargestellt.
- Die verwendeten Modellmaterialien haben kaum Bezug zu den physiologischen Strukturen.
- Die Auswertung hängt von der Qualität der Abformung ab.
- Die Prüfung und Auswertung der Versuchsreihen ist nur durch Überführung in andere Werkstoffe möglich. Dies bietet vermehrte Fehlerquellen.
- Es wird das Benetzungsverhalten des Gips/Wassergemisches zur Abformmasse untersucht, nicht das von Sulcusfluid oder Speichel zum Abformmaterial.

Nachteile:

- Der Sulcus ist aufgrund der Blättchenform nicht anatomisch gestaltet.
- Es handelt sich um eine abstrakte Darstellung!
- Es gibt keine Zahnkonstruktion oberhalb des Sulcus, die die Abformung und das Eindringen in den Sulcus erschwert.
- Es liegen konstante, ausgewählte Sulcustiefen je nach Metallplättchenlänge vor.
- Ein trockenes Vergleichsmodell existiert nicht.
- Auf die Verwendung von Flüssigkeiten (Speichel, Sulcusfluid, Blut etc.) wird verzichtet.
- Es handelt sich weder um eine rein trockene, noch rein feuchte Situation.

2.4 Strukturen der Abformmaterialien:

SILIKONE (Polysiloxane): [10, 12, 17]

Zu den Silikonen zählen alle Abformmaterialien auf Siliziumbasis, die organo-anorganischer Natur sind.

Es lassen sich die unterschiedlichsten Viskositäten innerhalb dieser Stoffgruppe finden.

Die für die Zahnheilkunde in Frage kommenden Konsistenzen liegen im pastenförmigen Verarbeitungszustand vor.

Silikone haben aufgrund ihres anorganischen Anteils an Siliciumoxid (Si-O)-Brücken den Vorteil, dass sie organische (meist Alkylreste an den beiden übrigen Valenzen des Si-Atoms) und anorganische Werkstoffeigenschaften in sich vereinen [12].

Diese Abformmassen weisen eine hohe Temperaturbeständigkeit von -60 °C bis 300 °C auf [10].

Sie sind gut gewebeverträglich, sehr elastisch, formbeständig und werden aufgrund dieser Eigenschaften in weiten Ausmaßen den in der Zahnheilkunde gestellten Anforderungen an Abformwerkstoffe gerecht.

Anhand der unterschiedlichen Polymerisationsvorgänge bei der Vermengung der Zweikomponentensysteme sind die sog. K-Silikone (kondensationsvernetzte Silikone) von den A-Silikon (additionsvernetzten Silikon) zu unterscheiden.

Beim Abbinden der kondensationsvernetzten Silikone auf Polysiloxan Basis entsteht als Nebenprodukt Ethanol, das sich nach einiger Zeit verflüchtigt. Dies hat als unerwünschten Nebeneffekt eine Schrumpfung des Abformmaterials und damit, eine Dimensionsänderung bezüglich der Wiedergabetreue der abgeformten Strukturen zur Folge [12]. Dieser Effekt ist in der Verarbeitung von detailgetreuen Abformungen der physiologischen oralen Verhältnisse innerhalb der Zahnheilkunde nicht erwünscht.

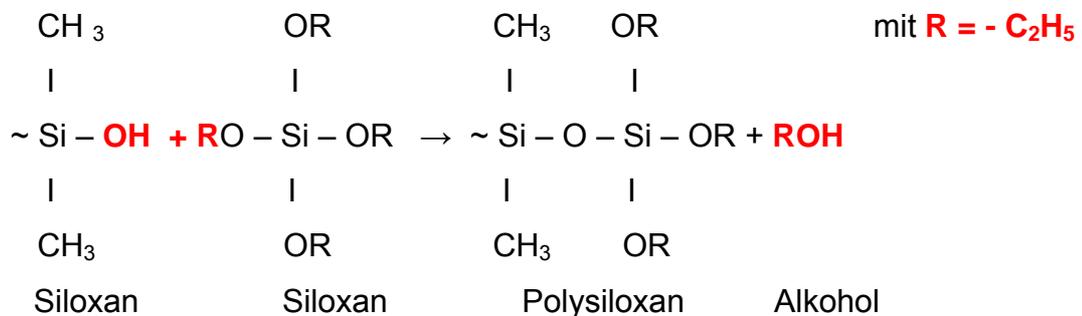
Die Basispaste der K-Silikone besteht aus Polysiloxan mit endständigen OH-Gruppen mit Zusätzen von Paraffinöl bzw. anderen Weichmachern sowie Füll- und Farbstoffen.

Als Vernetzerpaste kommen sog. Härter wie Zinnoktoat oder Dibutyl-Zinndilaurat und Polymethylsilikat zum Einsatz [10, 17].

Reaktionsmechanismus der Polykondensation: [12]

Am Beispiel eines beliebigen K-Silikons

Strukturformel:



A-Silikone haben gegenüber den kondensationsvernetzten Polysiloxanen den Vorteil, dass während der Additionsvernetzung der kurzkettigen Polymere keine flüchtigen Nebenprodukte entstehen, und somit auch keine Veränderungen der Dimension hervorgerufen werden [12].

In der Basispaste sind Polysiloxane mit endständigen Vinylgruppen enthalten, ebenso platinhaltige anorganische Verbindungen, die eine katalytische Funktion ausüben. Füll- und Farbstoffe sind als Zusatzstoffe beigemischt.

Auch bei den A-Silikonem liegt ein Zweikomponentensystem vor, das einen Härter bzw. Vernetzer als Polymerisationsvermittler in Form des Hydridsiloxan benötigt, das ein seitenständiges Wasserstoffatom aufweist [10].

Die Silikon-Abformmaterialien werden in Metalltuben bzw. Aluminiumschlauchbeuteln, Kunststoffdosen oder je nach Viskosität auch in Kartuschen angeboten.

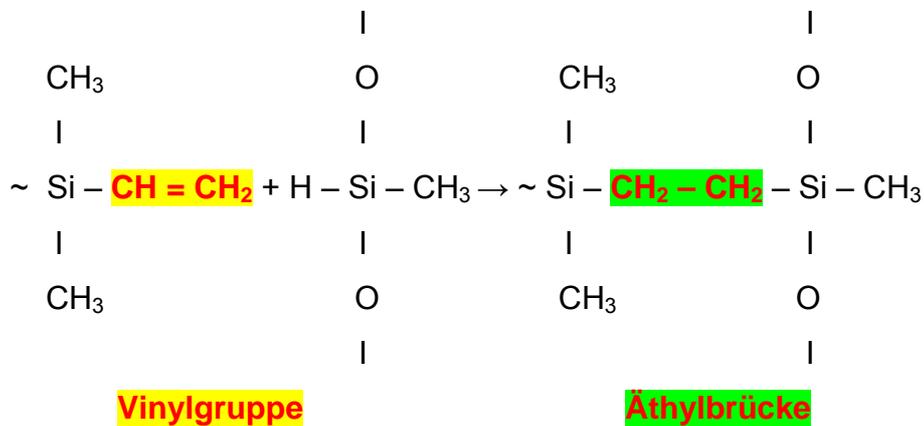
Die dünn fließenden Pasten werden meist für Funktionsabformungen und Korrekturabformungen, mittelfließende für Doppelmischabformungen und die knetbaren Silikone für Vorabdrücke verwendet [10].

Die Verwendung der A-Silikone hat sich besonders für hochwertige Abformungen mit geringsten Schrumpfungsvorgängen des Materials durchgesetzt.

Reaktionsmechanismus der Polyaddition: [12]

Am Beispiel eines beliebigen A-Silikons

Strukturformel:



Polysiloxan

Polysiloxan

vernetztes Polysiloxan

POLYETHER: [10, 12]

Zu den Polyetherabformmassen werden alle Abformwerkstoffe mit gummieelastischen Eigenschaften auf Polyetherbasis gezählt. Sie bestehen aus einer Basis- und Katalysatorpaste, die miteinander vermenget werden.

Dies kann entweder manuell für die Verwendung der Metalltubendarreichung oder mittels einer Mischspirale auf dem Kartuschenansatz bzw. auf dem Schlauchbeutel bewerkstelligt werden.

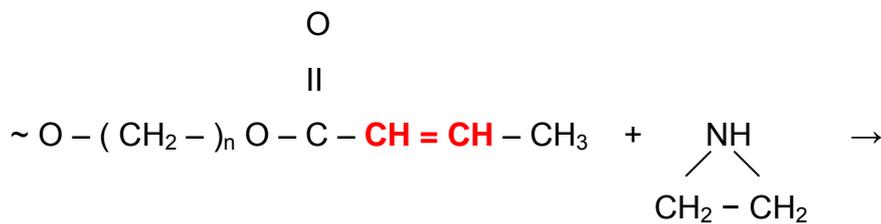
Die Basispaste enthält als Hauptbestandteil das Polyether-Polymer sowie Weichmacher, Farb- und Füllstoffe. Als Katalysator dient Sulfonsäureester [10]. Die heute übliche Mischkartuschentechnik garantiert konstante Mischungsverhältnisse, optimierte Polymerisationszeiten und Viskositätseigenschaften.

Die Polymerisation beruht auf der Aufspaltung und Vernetzung der in der Basispaste vorkommenden Polyether-Polymerketten, deren endständige Aziridino-Gruppen durch die in der Katalysatorpaste enthaltenen Sulfonsäureestergruppen freigelegt werden, und dadurch die Polymerisation in Gang setzen [12].

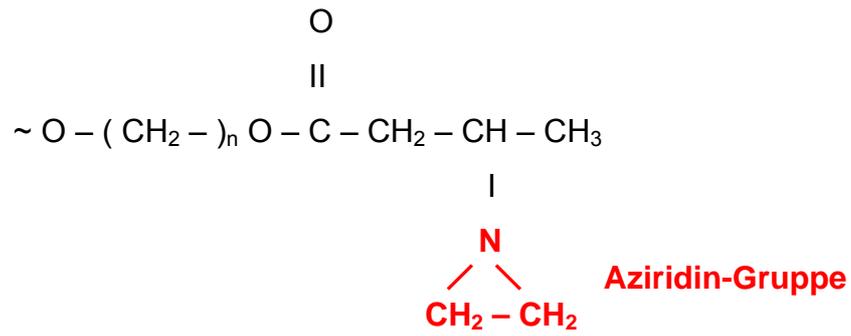
Nach Abschluss der Vernetzungsreaktion entsteht eine formkonstante, elastische Abformung.

Reaktionsmechanismus (bis zum Polyether-Basismolekül) : [12]

Formeln:



Doppelbindung durch Veresterung Äthylenimin



Polyether-Basismolekül

Die für diese Materialien geeignete Technik, ist die sog. Spritze-Löffelmethode bzw. die einzeitige Löffeltechnik, ebenso wie die Funktionsabformung.

POLYSULFIDE: [10, 12,17]

Es handelt sich bei dieser Stoffgruppe um die sog. Thioplaste. Dies ist die chemische Bezeichnung für Elastomere, deren Grundbausteine auf einer Polysulfid-Kautschuk-Basis beruht. In der Literatur wird für diese Stoffgruppe auch häufig die Bezeichnung „Thiokole“ verwendet [12].

Die Basispaste enthält als Hauptbestandteil Polysulfid-Polymere, weiterhin Füllstoffe z. B. Titanoxid sowie Weichmacher.

Die Akzeleratorpaste setzt sich neben dem Hauptanteil Bleioxid aus Weichmachern und Füllstoffen, aber auch aus 1-3 % Schwefel zusammen. Anstatt Bleioxid finden auch organische bzw. anorganische Hydroperoxide Anwendung [17].

Die Polysulfide werden in verschiedenen Konsistenzen angeboten, wobei über das Mischungsverhältnis der Basis- und Akzeleratorpasten auf die Viskosität und den Abbindevorgang Einfluss genommen werden kann.

Bei der Polymerisation reagiert das Thiol mit Bleioxid und dem Schwefelanteil des Akzelerators. Hierbei kommt es zur Kettenverlängerung und Vernetzung der Polymere ähnlich wie bei der Kautschukvulkanisation [10]. Auch hier entsteht eine elastische Abformmasse.

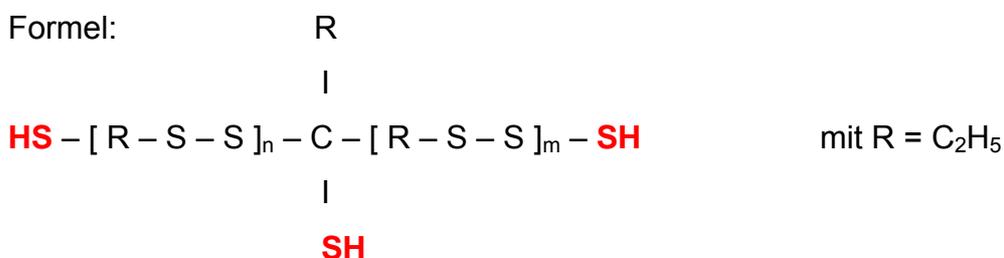
Vorteile dieser Werkstoffgruppe liegen in der guten Detailtreue und der Eignung der Abdrücke zum Galvanisieren.

Heutzutage werden Polysulfide, mit Ausnahme der unter Kap. 2.2 genannten Indikation in der täglichen Praxis nur noch selten angewandt.

Reaktionsmechanismus: [12]

Am Beispiel eines beliebigen Thiokols

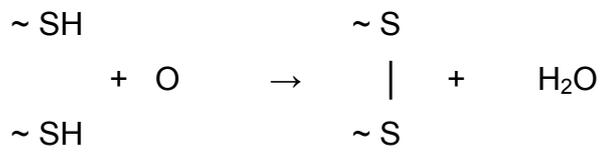
Formel:



Merkaptanmolekül mit **mittel- oder endständiger SH-Gruppe**

Thiokol Basismolekül

Polykondensation der Basismoleküle vereinfachte Darstellung:



Merkaptan

Schwefelbrücken

Wasser

3. ZIELSETZUNG DER VORLIEGENDEN STUDIE.

Als primäre Zielvorgabe der vorliegenden Dissertationsstudie gilt die Planung und Herstellung eines dentalen Sulcusmodells, unter besonderer Berücksichtigung der realitätsgetreuen Darstellung von anatomischen Strukturen und physiologischen Zusammenhängen innerhalb der menschlichen Mundhöhle.

Die Simulation der oralen Weich- und Hartgewebestrukturen soll die Konstruktion eines gingivalen Sulcus in seinem vertikalen Verlauf ermöglichen und dabei Einblicke in den während einer zahnärztlichen Abformung relevanten Bereich gewähren.

Um diesen Anforderungen an das Tübinger Sulcusmodell gerecht zu werden, wurden Konstruktionselemente des Gießener und Tokioer Sulcusfluidmodells einbezogen und berücksichtigt, die sich als geeignet erwiesen haben die orale Anatomie und Physiologie wiederzugeben.

Sekundär soll das konstruierte Tübinger Sulcusmodell dazu dienen, die Erprobung verschiedener, niedervisköser Abformmaterialien hinsichtlich ihres Abform- bzw. ihres Penetrationsverhaltens bezüglich des gingivalen Sulcus, während der initialen Abformphase unter trockenen und feuchten Bedingungen zu erörtern.

Hierzu muss gewährleistet sein, dass die Untersuchungen unter standardisierten, reproduzierbaren Versuchsbedingungen durchgeführt werden können.

Es muss sichergestellt werden, dass das Penetrationsverhalten der Abformmaterialien insbesondere während der initialen Abformphase analysiert werden kann.

4. MATERIAL UND METHODEN

4.1 Der Prototyp

4.1.1 Konstruktion des Tübinger Protomodells:

Anhand der Beschreibungen und Testversuche bisheriger Simulationsmodelle [1, 18, 21-25], können für das Tübingermodell (s. Kap. 4.2.2) die folgenden Rückschlüsse für Modifikationen, in Anlehnung an die genannten Vorgängermodelle gezogen werden.

Aus Stabilitäts- und Fixationsgründen des „künstlichen Parodontiums“ wird im Tübinger Modell ein Metallsockel als Basis (s. Kap. 4.2.2 Abb. 9, 10) dienen, der einen sicheren Stand der Konstruktion, auf einer zur Unterlage parallelen Sockelfläche, garantiert. Dieser bietet für die Zahnstruktur eine möglichst einfache Verankerung sowie in Bezug auf die Reinigung, eine gut zerlegbare Halterung.

Wie von den Tokioer Kollegen [1] bevorzugt, wird dem Tübinger Sulcusmodell ein Längsschnitt (s. Kap. 4.2.2 Abb. 10) mit direktem Einblick in den Sulcusbereich und auf die Fließvorgänge während der Abformung zugrunde gelegt.

Um eine frontale Abdeckung zu gewährleisten, die weder die Optik verfälscht, noch die Abformmasse durch chemische Wechselwirkungen beeinträchtigt, wird zur visuellen Betrachtung und Aufzeichnung eine grazile Glasscheibe (s. Kap. 4.2.2 Abb. 9) als Barriere eingebracht.

Der Metallsockel wird in zwei Anteile unterteilt, eine schmale Deckplatte mit trichterförmiger Öffnung und einen Fußquader.

Beide Anteile werden mit Zufluss- bzw. Abflusskanälen für Flüssigkeitsbewegungen durchsetzt (s. Kap. 4.2.2 Abb. 9, 10).

Wie auch beim Modell der Universität Gießen [18], ist eine flüssigkeitsdurchlässige Membran als Barriere zwischen den unterschiedlichen Medien unumgänglich. Es wird so eine stetige Befeuchtung garantiert und ein Verfließen der Abformmasse in irrelevante Sockelanteile verhindert. Ähnlich den physiologischen Gegebenheiten des Zahnbettes wird so ein „anatomischer“ Stopp am Taschenfundus geboten. Wechselwirkungen zwischen Membran und Arbeitsmaterial sind unerwünscht.

Eine parallele, und bei allen Versuchen in der Gesamthöhe konstante Verbindung der beiden Modellanteile, wird durch eine geometrisch angebrachte Verschraubung an der Stirnseite des Modells bewirkt (s. Kap. 4.2.2 Abb. 9). Als Gingivaersatz kommt, entsprechend des Tokioer Modells [1], Gelatinegel zum Einsatz.

Die Gingiva wird in den, in der Deckplatte befindlichen, halbkreisförmigen Trichter einbracht und erzeugt mittels eines kleinen bogenförmigen Abstandhalters einen künstlichen Sulcus nach anatomischen Vorlagen. Als wohl wichtigsten Modellbestandteil, der die Zahnstrukturen simulieren soll, geht das Tübinger Modell neue Wege.

Nach langer Überlegung, auf der Suche nach einer möglichst realitätsnahen Struktur, die sich in ihren materiellen Eigenschaften in der Zahnheilkunde, vor allem aber, im oralen Milieu behaupten kann sowie bei häufiger Reinigung und Versuchsdurchführung, weder durch Abnutzung noch Veränderung in ihren physikalisch-chemischen Eigenschaften beeinträchtigt wird, - fällt die Entscheidung auf die Verwendung eines Titan-Zahnimplantatrohlings (s. Kap. 4.5 Abb. 15-18).

Mit der Titanoberfläche soll lediglich eine in der Zahnheilkunde vertraute Struktur und deren materielle Eigenschaften für die Studie ausgenützt werden. Zur ausführlichen Analyse einer Implantatabformung müsste ein Abutment verwendet werden.

Die im Modell sichtbaren Anteile zur Abformung wären bei einer zahnmedizinisch korrekten Implantation im Kieferknochen verankert und bei der Implantatabformung irrelevant.

Dennoch liefert die Wahl eines Implantatkörpers als Zahnstumpfersatz für die Versuchsdurchführung wichtige Strukturmerkmale wie z. B. den Unterschnitt der an natürlichen Parodontien als Infrawölbung zu finden ist und das Einfließen von Abformmasse erschwert.

Über den Implantatrohling ist eine Verankerung im Sockel zur Fixierung problemlos möglich.

Besonders berücksichtigt wurde die Wiederverwertbarkeit und Reinigung ohne Ermüdungserscheinungen des Materials im feuchten Milieu.

Aufgrund der Oberflächenbeschaffenheit eines Titan-Rohimplantats kann unter feuchten wie trockenen Bedingungen von einer vernachlässigbaren Interaktion der beiden Komponenten mit der Abformmasse ausgegangen werden. Zur Gegenüberstellung werden zwei Modelle nach den angeführten Planungskriterien hergestellt (s. Kap. 4.2.2 Abb. 9, 10).

Eines dient für Versuche mit Speichellersatz im feuchten Milieu, das Zweite für die Betrachtung und Erprobung der Gegebenheiten unter trockenen Bedingungen.

4.1.2 Umsetzung der anatomischen Strukturen:

Die individuelle Gestaltung der Sulcusbreiten und Sulcustiefen konnte mit den dafür hergestellten Kunststoffmanschetten (s. Kap. 4.1.5 Abb. 5) in gewünschter Breite und Tiefe umgesetzt werden.

Die gewählten Sulcusmaße legen die Geometrie des Sulcusraumes fest. Normwerte und Extremfälle, wie sie im parodontal geschädigten Gebiss vorzufinden sind, lassen sich anhand der Modellkonstruktion über die verschiedenen Szenarien simulieren.

Die Verwendung von Gelatinegel bzw. Agar Agar hat den Vorteil, dass auch bei der trockenen Versuchsvariante eine Basisfeuchte wie die, der gesunden menschlichen Mundschleimhaut vorliegt. Die Konsistenz der Materialien ähnelt einander.

Wichtigstes Merkmal der Gelatine ist jedoch, dass sie sich zu fast jeder gewünschten Form vergießen lässt. Sie erstarrt bei optimaler Verarbeitung als glatte, homogene Oberfläche. Je nach Manschettenwahl kann also mit diesem Biomaterial eine Sulcusform in fast jeder technisch umsetzbaren geometrischen Konfiguration hergestellt werden.

Auch die im Tübinger Modell erprobte, halbrunde, sich nach unten verjüngende Sulcusform kann mit Hilfe von Gelatine Gel oder Agar Agar gegossen werden. Für die Befeuchtung wird auf ein Speichelersatzmittel (s. Kap. 4.3.1) zurückgegriffen.

4.1.3 Technische Verfahren zur Herstellung des Prototyps und der späteren Modelle:

Da zur Planungsumsetzung des Modells ein Längsschnitt eines Titan-Rohimplantats vorgesehen war, wurden zunächst die verschiedenen Möglichkeiten der Titanbearbeitung zur Realisierung dieses Vorhabens erörtert.

In Betracht kamen folgende Verarbeitungstechniken:

- Das Trennen des Implantatrohlings mittels der Lasertechnik:
Beide Hälften des Implantatkörpers wären zu erhalten gewesen. Dies hätte eine Reduktion der benötigten Implantatrohlinge für die Herstellung des Prototypen und der späteren Zwillingmodelle bedeutet. Ein erheblicher Kostenaufwand, welcher in keinerlei Bezug zum Reinwert der Implantatrohlinge steht, wäre die Konsequenz gewesen.
- Das Trennen des Implantatrohlings mittels der Frästechnik:
Durch die Verwendung von speziellen, diamantbestäubten Hartmetallfräsern wäre infolge eines langwierigen Bearbeitungsprozesses ein Abtrag ermöglicht worden.
Aufgrund der Größenverhältnisse wäre ein derart kleines Werkstück im Verhältnis zu der hohen Umdrehungszahl des ansetzenden Fräsers kaum sicher zu spannen gewesen, um einen gleichmäßigen Spanabtrag zu gewährleisten.
Es hätte eine Implantathälfte verworfen werden müssen.
Der mehrere Stunden dauernde Arbeitsvorgang hätte sichtbare Fräsrillen an der bearbeiteten Implantatoberfläche zurückgelassen.
Eine mangelhafte Adaption der frontal angebrachten Glasscheibe und die Beeinträchtigung der visuellen Darstellung des Versuchsablaufes wären die Folge gewesen.

- Halbierung des Implantatkörpers mittels der Flächenschleiftechnik:
Das Verfahren der Wahl zur Herstellung des Prototypen und der definitiven Modelle.
Das Implantat konnte bei diesem technischen Verfahren großflächiger gefasst und somit sicherer gespannt werden.
Die hohen Umdrehungszahlen der Frästechnik sind bei diesem Verfahren zu vernachlässigen.
Durch eine parallel zum Schleiftisch ausgerichtete Fixierung des Implantats konnte in kürzester Zeit eine absolut ebene und glatte Oberfläche für die spätere Adaption der Glasplatte geschaffen werden.
Neben einem viel geringeren Zeitaufwand, mit dem besten Oberflächen-ergebnis, ist auch der geringe Kostenaufwand zu berücksichtigen.
Bei dieser Technik kann nicht vermieden werden eine Hälfte des Rohlings, bis zum gewünschten Radius abzutragen.

Die technische Umsetzung dieses wichtigen Arbeitsschrittes konnte mit fachmännischer Hilfe und Zurverfügungstellung der Betriebsmittel der Firma Joma Polytec GmbH verwirklicht werden.

4.1.4 Materialien zur Erstellung des Prototypen: (s. Kap. 9 S.117 Tab. 13)

Zur Herstellung des Protomodells wurden ausschließlich Materialien verwendet, die sich auf Dauer gut reinigen und erhalten lassen und kostengünstig sind. Dabei wurde darauf geachtet, eine Interaktion der Materialienoberflächen mit den zu erprobenden Abformmassen zu vermeiden.

Es wurden Werkstoffe ausgewählt, die innerhalb der Zahnheilkunde angewandt werden und durchaus auch während einer Abformung mit den eingesetzten Abformmaterialien interagieren können.

Das Grundgerüst des Modells besteht aus zwei verschiedenen Messingelementen, von denen eines den Sockel bildet (s. Kap. 4.1.6 Abb. 6, 7). Dieser Sockel umfasst den aus Titan bestehenden Gewindeanteil des Rohimplantats über den Radius hinaus, so dass das Implantat in den Sockel eingeschwenkt werden muss und eine Positionsänderung während des Versuchs vermieden wird.

Mit drei Verankerungs- und Fixationsschrauben wird auf den Messingsockel eine dünne Messingplatte mit trichterförmiger Vertiefung aufgelegt und arretiert. Diese Deckplatte umfasst den Implantatkopf.

Zwischen den beiden einander aufliegenden Metallflächen wird ein sehr dünnes Kunstledervlies (1 mm) eingebracht, welches neben der aus optischen Gründen nach frontal notwendigen Glasplatte den Versuchsbereich des künstlichen Sulcusfundus abschirmt.

Für die Simulation der Weichgewebsanteile des Sulcusbereichs wird mit Gelatinegel als Gingivaersatz gearbeitet, welches in der Trichteröffnung der Deckplatte mit Hilfe einer dem Implantat anliegenden Manschette in Form gebracht wird. So lässt sich ein konstruierter Spalt ausformen.

Besonders die Anfertigung der Implantatmanschetten (s. Kap. 4.1.5 Abb.5) erwies sich in der Praxis als äußerst schwierig.

Das Vorgehen zur Herstellung der Platzhaltermanschetten stützt sich auf die Verwendung von Tiefziehfolien aus Polycarbonat wie sie in der Zahntechnik Anwendung finden.

Da die Manschettenfolien vor Versuchsbeginn wieder aus der Versuchsanordnung entnommen werden und lediglich zur Formgebung des Gelatinespalt dienen, bleibt die Verwendung von Polycarbonat hierbei ohne Auswirkungen auf die Materialeigenschaften der Abformmassen.

4.1.5 Methodik zur Herstellung der Manschetten:

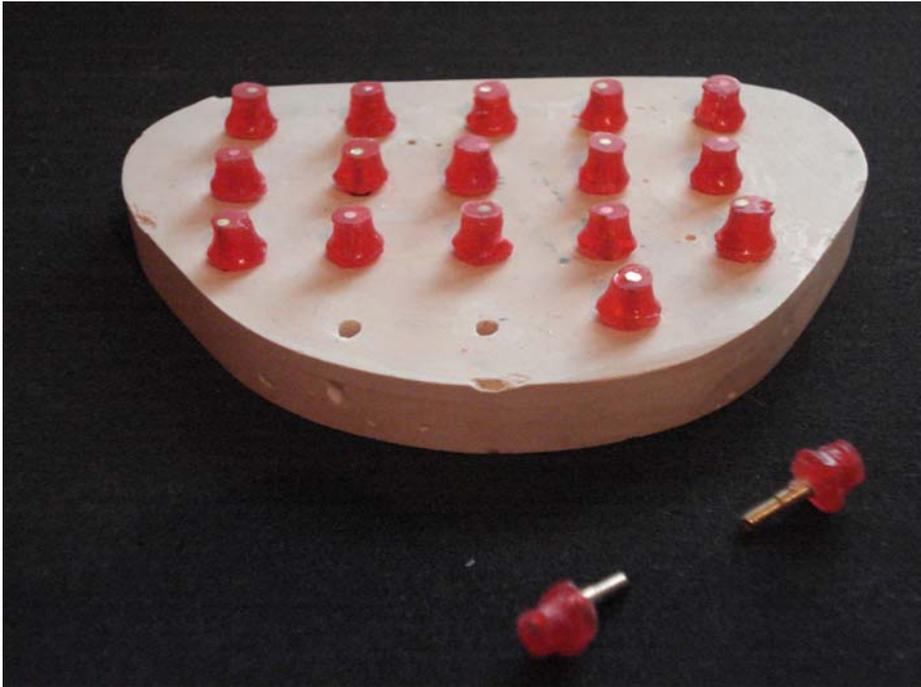
Zur Herstellung der Platzhaltermanschetten muss zunächst ein Rohimplantatkopf isoliert und vom Rumpf abgetrennt werden.

Dies kann in direkter Methode über die Kürzung eines Titanimplantats mittels einer der unter 4.1.3 angeführten Techniken geschehen. Wobei eine Fixierung des senkrecht stehenden Implantats bei allen drei Verfahren kritisch zu beurteilen wäre.

Daher bietet sich die Herstellung der Manschetten über eine indirekte Miniabformung an, welche zur Grundform eines Implantatkopfabdrucks führt. Dieses Duplikat wird mit Pattern Resin oder einem vergleichbaren Autopolymerisat ausgegossen.

Das Ziel dieses Vorgehens ist die Gewinnung eines Gipssockels mit mehreren, über Pins verankerten Kunststoff-Implantatköpfen (s. Kap. 4.1.5 Abb.5). Mit Tiefziehfolien unterschiedlicher Folienstärken können zeitgleich mehrere kleine Käppchen identischer Stärke gewonnen werden. Diese Käppchen müssen anhand des halbierten Implantatrohlings auf die gewünschte Länge (= Sulcustiefe) gekürzt und im Durchmesser halbiert werden. Am besten kann die Ausformung der Manschette durch Anpassen am Implantatrohling vorgenommen werden. Die so gewonnenen Manschettensets eines Tiefziehvorgangs können nach Adaption an den Implantatkörper im Modell für die jeweilige Versuchsreihe bereitgelegt werden.

Durch die im Dentalhandel erhältlichen Tiefziehfolien unterschiedlicher Folienstärken kann nach Verarbeitung und Prüfung mit Hilfe von Digitalmessschieber und Tasterzirkel die gewünschte Sulcusbreite und Tiefe je nach Versuchsaufbau reguliert und realisiert werden.



*Abb.5 Tiefziehmodell für die Manschettenherstellung
Individueller Gipssockel mit mehreren gegossenen Kunststoff-
Implantatköpfen.
Messingpins zur Verankerung der Implantatköpfe im Gipssockel beim
Tiefziehvorgang.*

4.1.6 Abformmaterialien zur Testung des Prototypen:

Es handelt sich um willkürlich verwendete Proben niedervisköser Abformmassen.

Erst nach der Optimierung und Feinabstimmung der Modellkonstruktion, um eine möglichst breite Anwendbarkeit des Modells auf die unterschiedlichsten Anforderungen unter möglichst anatomisch-physiologisch korrekten Bedingungen zu gewährleisten, erfolgte eine studienorientierte Auswahl.

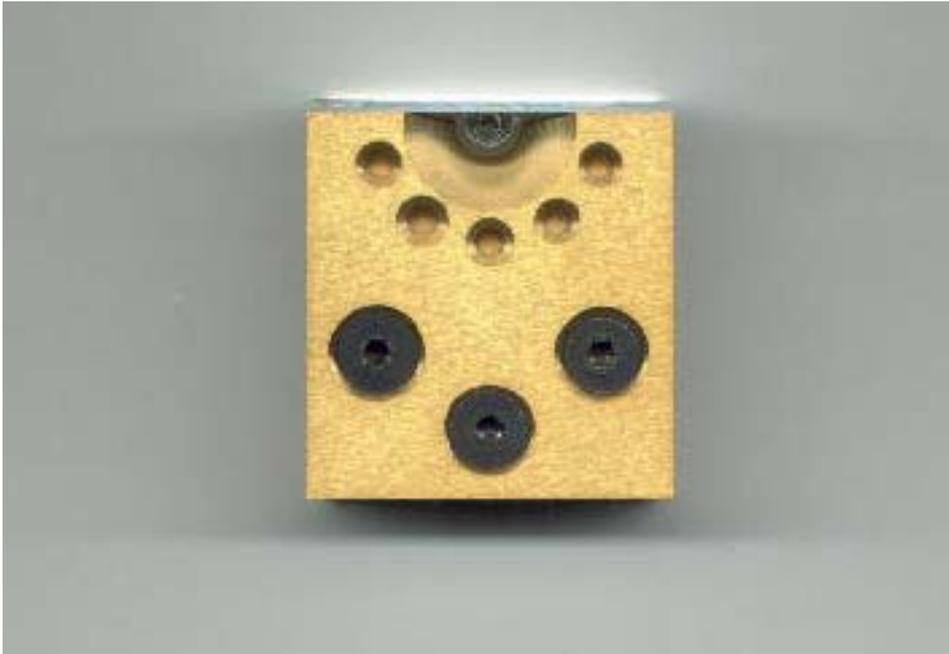


Abb. 6 Prototyp Aufsicht: Deckplatte mit Arretierungsschrauben, Befeuchtungsporationen (5-fach), Trichteröffnung mit Manschette und Implantat, frontale Glasscheibe.



Abb. 7 Prototyp Frontalsicht: Deckplatte mit Ledervlies und Messingsockel Implantatlängsschnitt mit Manschette, frontale Glasscheibe.

4.1.7 Resümee des Prototypen:

Material und Kostenaufwand

Aufgrund der aufwendigen Verfahren zur Herstellung des Implantatlängsschnitts und der Platzhaltermanschetten sowie der Verwendung von hochwertigen Abformmaterialien, wurde zur Funktions- und Rentabilitäts-einschätzung die Herstellung eines Prototyps befürwortet.

Überprüfung der praktischen Umsetzbarkeit

Die Wahl einzelner Modellelemente (Kunstledervlies und Glasplatte) bezüglich der vorgesehenen Funktionen erwies sich als recht kompliziert. Die Herstellung der Manschetten führte zu Schwierigkeiten. Die konstante Manschettenform, notwendige Elastizität zur Entnahme und Stabilität zur Ausformung des Gelatinespalts ließen sich nur schwer mit variabler Stärke und Länge vereinbaren.

Überprüfung des optischen Messverfahrens

Da dieses Modell eine Konstruktion im Maßstab 1:1 ist, fallen besonders die für die Mess- und Datenanalyse relevanten Bereiche sehr klein und unübersichtlich aus. Um eine optimale Optik und Auflösung im Bereich des Sulcus zu erproben sowie Belichtung und Zeitintervalle abzustimmen, wurde ein Prototyp erstellt. Nach erfolgter Optimierung wurde die Versuchsanordnung und Durchführung beibehalten.

Durchführung und Versuchsablauf bei verschiedenen Bedingungen

Die Reproduzierbarkeit von Versuchsergebnissen unter konstanten Bedingungen konnte erprobt werden, um einen reibungslosen Ablauf der einzelnen Arbeitsschritte zu gewährleisten.

Groborientierung der Auswahl geeigneter niedervisköser Abformmaterialien

Bezüglich ihrer werkstoffkundlichen Stoffklasse und der zu verwendenden Menge sowie ihrer Verarbeitungsbreite und Handhabe, konnte mit Hilfe der Prototypen eine Vorauswahl getroffen werden.

Vorab Optimierung von Dosierungsmengen

Die Festlegung einer Dosierung traf auf die Verarbeitung der Gelatine bzw. die Zugabe des Speichelersatzmediums sowie die Menge an durchschnittlich appliziertem Abformmaterial zu.

Auch die Auswahl eines Druckapplikators (Gewicht) zur Simulation der Abformhilfe konnte zunächst am Protomodell erprobt werden.

Möglichkeiten und Notwendigkeiten der Modifikation

Die Herstellung und Testung des Prototyps zeigte Schwierigkeiten und Mängel einzelner Modellbestandteile, deren Verzicht oder Modifikation zu den definitiven Tübinger Zwillingmodellen führte.

4.1.8 Modifikationen auf dem Weg zum definitiven Modell:

1. Das Gesamtmaß des Modellssockels wurde vergrößert. (Standfestigkeit des Modells)
2. Die Halterung für die Glasscheibe wurde durch Klemmwinkel beiderseits je Modell ergänzt. Es wird so eine verbesserte Abdichtung von Glasscheibe und Modellanteilen garantiert. Die Durchdringung von Abformmaterial und Gelatine kann vermieden werden, was eine verbesserte visuelle Darstellung per Kamera ermöglicht.
3. Die Dicke der Messingdeckplatte wurde reduziert. Dies wirkt sich durch eine geringere Druckbelastung auf das Ledervlies und somit auf einen konstanten Flüssigkeitsspiegel im Sulcusbereich aus.
4. Eine Vergrößerung des Trichterwinkels auf 65° und Ausdehnung des Trichterrandes um 1 mm nach oben wirkt dem überquellenden Abformmaterial in die Zuflusslöcher entgegen und kann gleichzeitig als maximale Einfüllmarkierung für die Gelatine dienen.
5. Durch die Änderung des Trichterwinkels und die Vergrößerung des unteren Trichterradius von 8,15 mm auf 10,5 mm wird eine größere Benetzungsfläche geschaffen, die einen großflächigeren Kontakt von Gelatine Gel und Speichelersatzflüssigkeit ermöglicht.
Auf eine externe Befeuchtung kann jedoch bei Versuchsreihen im feuchten Milieu nicht verzichtet werden.
6. Der Implantatkörper wurde um 1 mm tiefer gesetzt (Gesamttiefe 10,8 mm). Die Oberkante des Implantates dient bei der späteren Auswertung als Referenzlinie (s. Kap. 4.5 Abb.15).
7. Eine Versetzung der Perforationen in der Deckplatte um 1,5 mm nach hinten führt zusätzlich zur Vermeidung einer Blockade durch Verunreinigung des Flüssigkeitszuflusses. Es bietet sich ein Spielraum für den Platzbedarf aufgelegter Gewichte, ohne dass auf die Befeuchtung Einfluss genommen wird.
8. Es wurden Zwillingsmodelle hergestellt, deren Oberflächen mattiert durch Sandstrahlen, eine Ablichtung mit herkömmlichen Fotoapparaten und Objektiven, ohne Störreflektionen, gestatten.

9. Die Trichteröffnung wurde poliert belassen, um eine präzise Reinigung und Entfernung des Gelatine Gels zu gewährleisten.
10. Da das in den Vorversuchen verwendete Ledervlies zu viel Flüssigkeit aufsog, ohne sie im Sulcusgrund als Sulcusfluid wieder abzugeben, wurde ein an der Oberfläche kleinporiges Fenstervlies (s. Kap. 4.3.1) gewählt.
11. Als Gingivaersatz hat sich infolge zahlreicher Experimente eine nicht gefärbte, kalt zu verarbeitende Sofortgelatine am effektivsten gezeigt. Auf das Aufheizen von Wasser und Abkühlen des Gemisches kann verzichtet werden. Es lassen sich so schnell und unkompliziert kleine Mengen mit definiertem Pulver-Wasseranteil herstellen und einbringen. Die Unterscheidung zwischen Abformwerkstoff und Gingivaersatz ist durch diese Problemlösung zur bestmöglichen optischen Darstellung gereift.

4.2. Die definitiven Modelle

4.2.1 Beschreibung der definitiven Modelle:

Das technische Verfahren zur Herstellung der definitiven Tübinger Zwillingmodelle blieb nach den erprobten Techniken (s. Kap. 4.1.3) die Flächenschleiftechnik für die Insertion der Trichteröffnung die Frästechnik. Es wurden zwei Implantatrohlinge für den Längsschnitt der Sulcusmodelle vorbereitet.

Die Messinganteile der Modeldeck- und Sockelplatten wurden zur besseren Spanntechnik während des Fräsvorgangs zunächst leicht überextended und anschließend mit der zeitsparenden Flächenschleiftechnik auf eine handliche, gut justierbare Größe von 40 mm Tiefe und 40 mm Länge reduziert.

In die quadratischen Grundformen aus Messing wurden die Trichterwinkel von beiderseits 65° eingefräst. Ebenso wurde für jedes Modell eine Verschmälerung der Deckplatte von der Basisseite her vorgenommen, so dass bei einer Stärke von 3 mm eine Vergrößerung des Innenradius der Trichtermündung resultierte. Durch den symmetrischen Seitenabstand zum Implantatkörper wird der Kontakt mit dem durchfeuchteten Vlies ermöglicht.

Die Sockelplatte wurde auf eine Dicke von 20 mm geschliffen, so dass eine Gesamthöhe von 23 mm besteht (= Höhenangabe ohne Vlies).

Die Messingdeckplatte mit halbkreisförmiger Trichteröffnung enthält fünf Perforationen ohne Gewindegang (s. 4.2.2 Abb. 9, 10).

Diese Lochformation ist in versetzter geometrischer Anordnung im Sockel des Modells wiederzufinden. Es handelt sich hierbei um die Zufluss- bzw. Abflusswege, der im Versuchsaufbau vorgesehenen Speichelerersatzflüssigkeit. Deckplatte und Modellsockel enthalten je drei Bohrungen mit Gewinde. Nach Einlegen des Vlieses werden die beiden Modellanteile durch Verschraubung fest miteinander arretiert. Gleichzeitig kann durch ein gleichmäßiges Festziehen der Arretierungsschrauben eine Belastungsdosierung und Flüssigkeitsauspressung aus dem befeuchteten Vlies garantiert werden.

Je beiderseits, an den frontalen Kanten der Modelle werden über je eine Gewindebohrung rechts und links, zwei weitere Verschraubungen zur

Befestigung kleiner Aluminiumwinkel angebracht. Diese beiden Winkel wurden aus einem möglichst weichen, feuchtigkeitsresistenten Metall hergestellt. Hauptsächlich wird auf diese Weise die Befestigung der Glasscheibe und deren schneller Austausch gewährleistet, aber auch eine Beschädigung durch Bruch des dünnen Glasträgers verhindert. Ausgehend von beiden Winkeln kann eine zur dichten Auflage notwendige Druckpassung bewirkt werden.

Die halbzyklindrische Fräsung im Sockel dient der sicheren Lagerung des Implantatkörpers in seiner Senkrechten.

Eine kunstfertige Spanntechnik des Implantatrohlings im Halbzylinder der Messingbasis garantiert nach dem Flächenschleifvorgang (s. Kap. 4.1.3) eine absolut glatte und ebene Sockelfläche mit integrierter Implantatoberfläche, die die Anlagerung der Glasscheibe optimiert.

Den metallischen Bestandteilen des Tübinger Modells sind als Basisversion für erste Testversuche ein Deckglas wie es auch in der Mikroskopie Anwendung findet, ein entsprechend bearbeitetes Vlies mit drei Perforationen für die Verschraubung, die adaptierte Kunststoffmanschette in gewünschter Länge und Dicke sowie ein Inbusschlüssel zur Schraubenfixierung bzw. -Lösung beigelegt (s. Kap. 4.2.2 Abb. 8).

4.2.2. Abbildungen und Maßangaben der Tübinger Zwillingsmodelle:

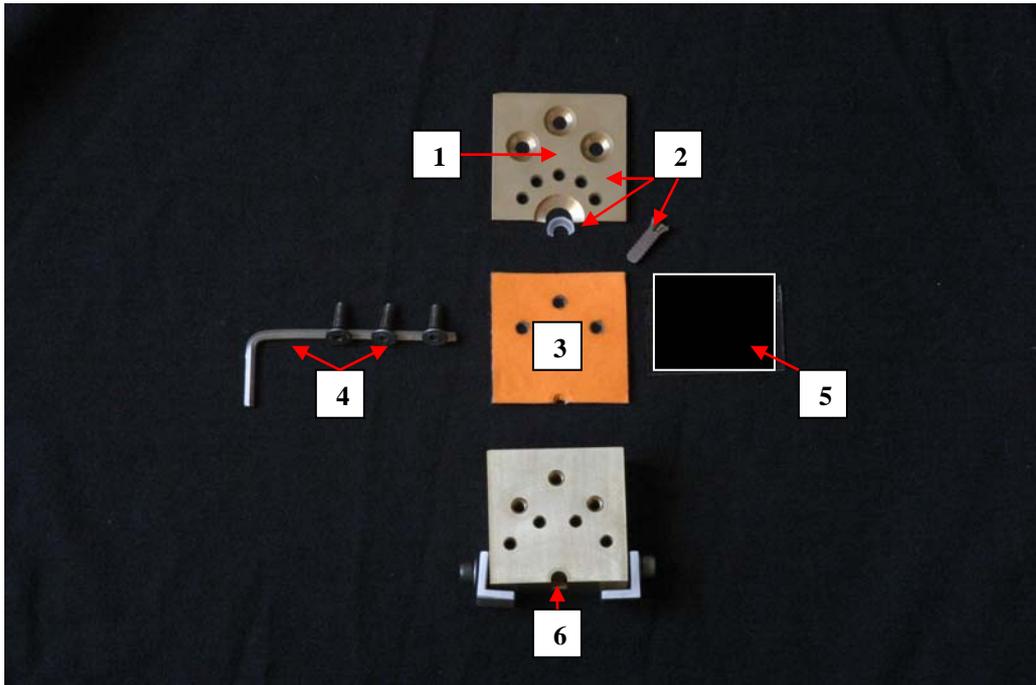


Abb. 8 Modellbestandteile des Tübinger Modells

1. Messingdeckplatte mit Perforationen für 3 Arretierungsschrauben,
2. Flüssigkeitszufluss (5-fach), Kunststoffmanschette, Titanimplantatlängsschnitt,
3. Ledervlies (orange) mit Perforationen für vertikale Verschraubungen und halbzyklindrische Aussparung für den Implantatrohling,
4. Inbusschlüssel für 3 Arretierungsschrauben,
5. Glasscheibe,
6. Messingsockel mit Lochbohrung für den Flüssigkeitsabfluss (5-fach) und für die Schraubenfixierung, Aluminiumwinkel zur Befestigung der Glasscheibe.

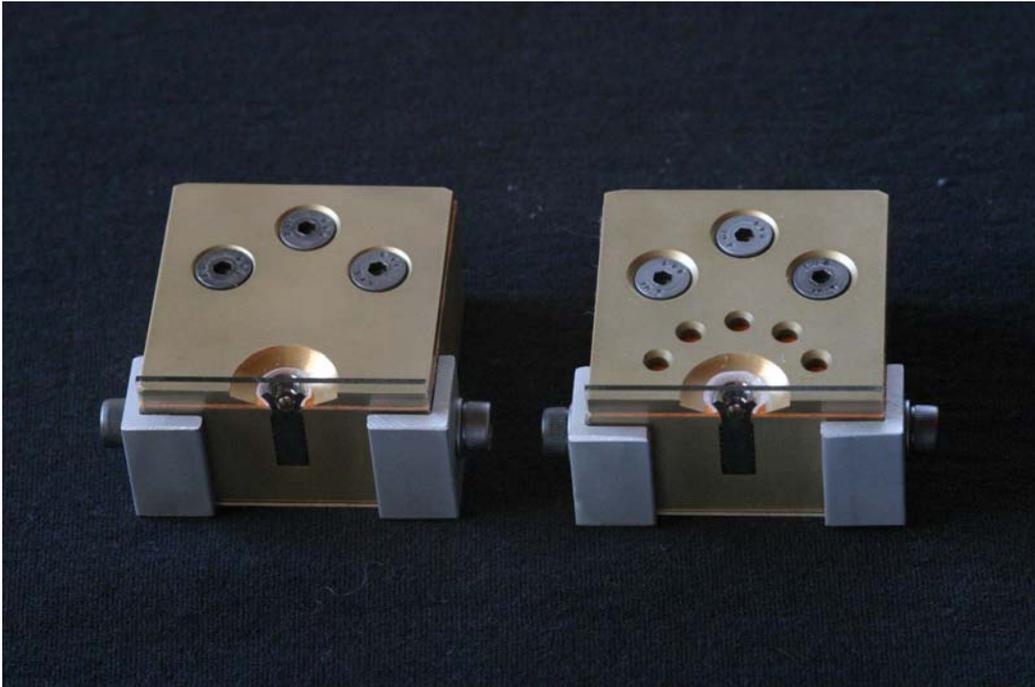


Abb. 9 Modellaufsicht

Links: Modellvariante für Trockenversuche ohne Flüssigkeitszufluss.

Rechts: Modellvariante für Feuchtversuche mit Flüssigkeitszufluss (5-fach).

- Maße:
 - Länge: 40 mm
 - Breite: 40 mm
 - Unterer Trichterdurchmesser: 10,5 mm
 - Innendurchmesser der Bohrungen: 2,5 mm
 - Anzahl der Verschraubungen: 3
 - Maße des Deckglases: 21 mm Höhe x 26 mm Breite
 - Anzahl der Flüssigkeitszuflüsse: 5 (Bei trockener Variante nicht vorhanden.)
 - Platzhaltermanschette: Breite: 0,5 mm, Länge: 2,75 mm

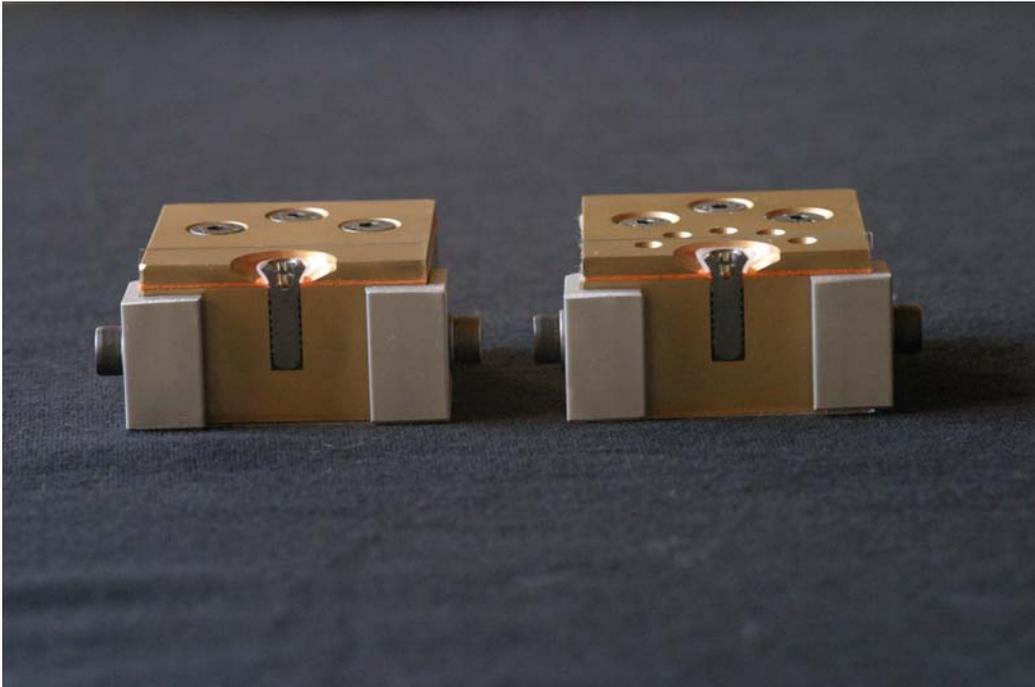


Abb. 10 Modell Frontalsicht

Links: Modellvariante für Trockenversuche ohne Flüssigkeitszufuhr

Rechts: Modellvariante für Feuchtversuche mit Flüssigkeitszufuhr

- Maße:

Gesamthöhe: 23 mm, mit Vlies 23,5 mm

(Stauchung des Vlies durch Verschraubung: 0,5 mm)

Länge des Implantatkopfes: 4,5 mm

Länge des Implantatrohlings: 15,2 mm

Implantatdurchmesser: 4,5 mm

Dicke des Messingsockels: 20 mm

Dicke der Messingdeckplatte: 3 mm

Trichteröffnung: 21 mm

Trichtermündung: 10,5 mm

Trichterwinkel: 65° ab 1 mm Rand

Dicke des Vlies: 1 mm

Platzhaltermanschette: Breite: 0,5 mm, Länge: 2,75 mm

4.2.3. Einsatz der definitiven Modelle zu Studienzwecken:

Versuchsreihe im feuchten Milieu: (s. Kap. 5.2.1 Abb. 25, Kap. 5.2.2 Abb. 26)
Eine Versuchserprobung mit den konstruierten Modellvarianten im feuchten Milieu (unter Verwendung von Speichelersatzmedium) dient dazu, den klinischen Bedingungen in der Mundhöhle des Patienten möglichst gerecht zu werden. Es soll die Einflussnahme dieser Faktoren auf die Abformung anatomischer Strukturen unter physiologischen Gegebenheiten in vitro erforscht werden.

Versuchsreihe im trockenen Milieu: (s. Kap. 5.2.3 Abb. 27, Kap. 5.2.4 Abb. 28)
Die lediglich durch den Wasseranteil der Gelatinemischung befeuchteten Versuchsdurchführungen sind als standardisierte Vergleichsmessung zu betrachten.

Unter diesen Bedingungen haben störende Einflüsse von Flüssigkeiten wie sie bei der zahnärztlichen Abformung im Patientenmund unvermeidlich sind, keine Bedeutung.

Versuchsreihe ohne Gewicht: (s. Kap. 5.2.1 Abb. 25, Kap. 5.2.3 Abb. 27)
Bei der herkömmlichen zahnmedizinischen Abformtechnik wird meist mit Abformhilfen gearbeitet. Diese verhindern ein Verfließen der Masse und bewirken eine Drucksteigerung. Die Bewegung bzw. das Verhalten der Abformmasse in ihrer Eigendynamik lässt sich unter diesen Voraussetzungen nur schwer beobachten.

Nur eine Versuchsgestaltung ohne Störfaktoren durch Kompression der Abformmasse während der initialen Penetrationsphase lässt eine vergleichende Gegenüberstellung von standardisierten Bedingungen mit klinischen Voraussetzungen beim Eindringen der Abformmasse in den Sulcus zu.

Versuchsreihe mit Gewicht: (s. Kap. 5.2.2 Abb. 26, Kap. 5.2.4 Abb. 28)
Entsprechend den errechneten Druckbelastungen des sog. Haifischflossentests
(s. Kap. 9 S. 124) von 148, 60 g pro Zahn werden Gewichte dieser Größe
appliziert.

Die Technik der zahnärztlichen Abformung am lebenden Objekt soll möglichst
unter klinisch anzutreffenden Bedingungen simuliert werden.

Bei allen Versuchen wird mit einer idealisierten, sich zum Fundus hin
verjüngenden Manschette der Länge 2,75 mm (= Sulcustiefe) mit einer
Durchschnittsbreite von 0,5 mm gearbeitet.

Alle eingesetzten Abformmaterialien werden nach der Doppelmischtechnik
angewandt und gehören der Viskositätsklasse Typ 3 (niederviskös) an.

4.3 Versuchsgestaltung /Materialien und Geräte

4.3.1 Die verwendeten Abformwerkstoffe: (s. Kap. 9 S. 120-127)

1. Impregum Garant L Duo Soft von 3M ESPE (Polyethermaterial)
2. Panasil initial contact x-light body von Kettenbach (A-Silikon)
3. Flexitime Correct Flow von Heraeus Kulzer (A-Silikon)



Abb. 11 Abformmaterialien

Niedervisköse Typ 3 Abformmaterialien, die in Pilotversuchen getestet wurden.

Der verwendete Gingivaersatz:

- Sofort Gelatine Pulver der Firma Classic:
Bestandteile: Maltodextrin
Speisegelatine (Schwein)

Verwendung laut Hersteller: 30 g für 500 ml Flüssigkeit

Entspricht ca. 6 Blatt Gelatine

Hier: Gingivaersatz

Modifizierte Dosierung im Versuch: 1,10 g für 3 ml destilliertes Wasser

Das verwendete Speichelersatzmedium:

- isotonischer Speichel (Milchsäure und Kochsalzlösung)

Herstellung nach ISO 10271:

5,84 g/l NaCl

10,00 g/l Milchsäure (90 %)

aufgefüllt mit destilliertem H₂O auf 1l Flüssigkeit

1l Lösung aus 0,1 mol NaCl + 0,1 mol Milchsäure

Verwendung: Korrosionsprüfungen in der dentalen Metallkunde

Hier: Speichelersatzmittel

Die verwendeten Reinigungsmittel/ Lösungsmittel für Verunreinigungen:

- Ethylalkohol 99,9 %

Eigenschaften: Siedepunkt 78,3 °C

Dichte bei 20 °C: 0,789 g/cm³

Brennbar!

Verwendung: Lösungsmittel, Brennspiritus, Treibstoffzusatz

Hier: Reinigungsmittel

Die verwendete Membran:

- Fenstertuch der Firma vileda

Bestandteile: unbekannt / Qualitätsmaterial

Eigenschaften: Nimmt Schmutz und Wasser in sich auf.

Verwendung laut Hersteller: Kann auch nur mit Wasser verwendet werden.

Hier: Sulcusfundus/ Membran

4.3.2 Versuchsdurchführung und Versuchsreihen:

Zunächst erfolgt die Reinigung aller Mehrwegbestandteile des Versuchsaufbaus mit Ethylalkohol.

Danach wird die Einstellung der optischen Messinstrumente (s. Kap. 4.3.3 Abb. 13, 14) zur Aufzeichnung der Versuchsergebnisse überprüft.

Ein gleichbleibender Abstand zum Objektiv wird mittels angebrachter Referenzlinien auf dem Labortisch eingehalten, so dass die makroskopische Vergrößerung der Kamera sowie die Schärfe des Bildes konstant gehalten werden kann.

Das Heizgerät (TECHNE DRI-BLOCK DB-2D) wird auf 27 °C, entsprechend dem Verflüssigungslimit des Gelatine Gels, aufgeheizt (s. Kap. 4.3.3 Abb. 13, 14). Die Solltemperatur ist bei Versuchsbeginn bereits erreicht.

Die Raumtemperatur zur Verarbeitung und Lagerung der Abformmassen liegt bei 21 °C.

Das Abwiegen mehrerer Portionen Gelatinepulver der erprobten optimalen Mischungsverhältnisse von 3 ml destilliertem Wasser : 1,10 g Gelatinepulver garantiert eine zügige und reibungslose Versuchsabfolge.

Zunächst folgt die Beschreibung der Versuchsanordnung und Durchführung der trockenen Versuchsserie: (s. Kap. 5.2.3 Abb. 27, Kap. 5.2.4. Abb. 28) Für die trockenen Versuche kommt die Modelldeckplatte ohne Fünflochperforation zum Einsatz.

Der Modellblock wird mit Vlies, Implantatkörper sowie Glasscheibe bestückt und auf die Vorwärmplatte, entsprechend den Markierungen, randständig aufgesetzt.

Nach Prüfung der optischen Verhältnisse, ist die Zimmertemperatur (21°C) vom Raumthermometer abzulesen und zu notieren.

Gleichzeitig wird über einen Temperaturfühler die effektive Blöckchen-temperatur beobachtet (s. Kap. 4.3.3 Abb. 14).

Je nach Wärmeabgabe an die Umgebung erfordert die Vorheizplatte einen höheren Sollwert (s. Kap. 4.3.3 Abb. 13), um einen Versuchsdurchlauf bei 27 °C zu gewährleisten.

Es ist zu berücksichtigen, dass die verwendete Standbeleuchtung zur Ausleuchtung der relevanten Sulcusanteile eine zusätzliche Wärmequelle darstellt. Die dauerhafte Beleuchtung aufeinander folgender Versuchsreihen wirkt sich als Erhöhung der Umgebungstemperatur aus.

Nach einer Anzahl von fünf Versuchen sollte in nicht thermostatisierten Räumen eine 30 bis 60 minütige Pause gemacht werden, um die Umgebungstemperatur wieder herunter zu regulieren und innerhalb des für die Verarbeitung der Abformmassen tolerablen Temperaturbereichs (s. Herstellerangaben Kap. 9 S. 120-127) zu halten.

Bei einer Unterschreitung von 27 °C ist eine Vergleichsbasis zu den klinischen Verhältnissen unwahrscheinlich. Eine Überschreitung wäre im Sinne der, in der Mundhöhle des Menschen vorherrschenden Durchschnittstemperatur von 36,5 °C [16] wünschenswert. Dies kann jedoch nicht umgesetzt werden, da bereits bei geringgradigen Temperaturüberschreitungen von 27 °C eine Destrukturierung der Gelatine, bis zum völligen Verfließen, zu beobachten ist. Die Solltemperatur von 27 °C stellt das untere Limit der oralen Bezugstemperatur und das Minimum der Verarbeitungsbereitschaft von Gelatine Gel dar.

Vor dem Anmengen der Gelatine-Komponenten wird die Platzhaltermanschette mit einer Splitterpinzette platziert. Dieser Schritt wird unter visueller Vergrößerung des Kamerafokus durchgeführt, um eine möglichst implantatnahe, spaltfreie Adaption des Kunststoffteils an die Titanoberfläche zu gewährleisten.

Trotz des Bestrebens größter Präzision, bleibt dieser manuelle Arbeitsschritt leichten Variationen unterworfen. Dies wurde bei der späteren Auswertung und Messdatenaufbereitung (s. Kap. 4.4 und Kap. 4.5) berücksichtigt.

Mittels der Kamerabildfunktion wird unter Beobachtung anschließend das Gelatine Gel mit Hilfe einer Einwegspritze langsam in die Trichteröffnung, bis zum 1 mm fernen Oberrand des Modells, eingebracht.

Es ist auf eine ausreichende Fließfähigkeit des Gelatine-Wassergemischs zu achten, welches möglichst schonend, ohne Lufteinschlüsse angerührt und vermengt wird.

Bläschen, die sich dabei im Sulcusbereich niederlegen, erfordern eine neue Gelatineinsertion, da eine Auswertung und visuelle Unterscheidung der Abformmassenteile gegenüber den Gelatineanteilen nicht eindeutig erscheint. Der Gelatinebrei erstarrt nach ca. 5 Minuten zu einer geleeartigen Masse, die die Entnahme der Kunststoffmanschette mit der Splitterpinzette zulässt. Es entsteht ein deutlicher Spalt zwischen Implantatkopf und umliegender Gelatine.

Dieser Spalt folgt in seinem Verlauf der Geometrie eines Halbkreises um den Implantathals herum und verjüngt sich bei Betrachtung in Längsrichtung zum Vlies hin. Das Vlies wirft einen winzigen Wall auf, der den Sulcusfundus in physiologischer Weise verengt.

Die Applikationspistolen mit den jeweiligen Materialkartuschen sollten bereitliegen und mit Mischspiralen wie auch dünnen Applikationsaufsätzen bestückt sein.

Um eine vollständige Durchmischung beider Materialkomponenten innerhalb der Mischspirale zu garantieren, wird eine kleine Menge zu Beginn jedes Versuches verworfen. Anschließend wird die Videoaufzeichnung gestartet und in zügiger, zielgerichteter „Pistolenführung“, der Rundung des Sulcus folgend, das Abformmaterial eingebracht.

In paralleler Annäherung, jedoch nicht bei Berührung oder gar Insertion des Mischspiralenaufsatzes in den Sulcusspalt, wird das Elastomer appliziert.

In der vorliegenden Studie wurden Startseite und Einfüllrichtung immer gleich gewählt (von links nach rechts, im Uhrzeigersinn), um so einen gleichmäßigen Materialfluss zu erreichen.

Bei Versuchen im trockenen Milieu mit einer simulierten Abformhilfe (s. Kap. 5.2.4 Abb. 28) wird unmittelbar nach dem Einspritzen des Abformwerkstoffes die Last im Bereich des Gelatinetrichters aufgelegt, was zu einer Kompression an der Oberfläche und zur beschleunigten Verteilung des Materials nach horizontal bzw. vertikal führt.

Die Computeraufzeichnungen des Versuchsdurchlaufs wurden auf eine Zeitspanne von 1 Minute begrenzt. Diese Zeit wurde anhand von Vorversuchen mit Hilfe des Prototyps festgelegt. Nach dieser Zeitmarke ist eine vertikale Bewegung und weiteres Eindringen der Abformmasse in den Sulcus nicht mehr zu beobachten.

Die Verarbeitungszeit der verwendeten Werkstoffe ist während dieser Zeitangabe noch nicht erschöpft. Eine endgültige Aushärtung bzw. Vernetzung der Materialien tritt erst später ein.

Die Entnahme und Gewichtsbestimmung der verwendeten Menge des jeweiligen Abformmaterials kann erst einige Minuten später, im vollständig abgebundenen Zustand, erfolgen. Eine Feinwaage dient zur genauen Bestimmung und Dokumentation der verwendeten Materialmengen in Gramm. Diese abschließende Gewichtserhebung wurde durchgeführt, um die verwendete Materialmenge möglichst konstant zu halten.

Ein Einfluss der Materialmenge auf das Penetrationsverhalten ist jedoch aufgrund der geringen Dosierungsmenge nicht zu erwarten. Daher wurden die Daten nicht weiter analysiert.

Nach jeder Versuchsdurchführung erfolgte die komplette Zerlegung des Modells (s. Kap. 4.2.2 Abb. 8) in dessen Mehrweg und Einwegbestandteile.

Unter trockenen Bedingungen erfolgten für jede der drei ausgewählten Abformmassen je fünf Versuche ohne Gewicht und weitere fünf mit Gewichtauflage.

In einer weiteren Versuchsreihe wurde nach den gleichen Grundsätzen vorgegangen, jedoch im feuchten Milieu gearbeitet.

Das zweite Modell unterscheidet sich durch die vorhandenen Perforationen in der Deckplatte (s. Kap. 4.2.2 Abb. 9, 10), über welche der Zufluss von Speichelerersatzmedium erfolgt.

Nach den Reinigungs- und Justierarbeiten wird das Vlies in eine mit 5 ml der Speichelerersatzflüssigkeit befüllte Petrischale für 3 Minuten eingetaucht, bis dieses völlig durchtränkt ist.

Das präparierte Vlies wird in das Zweitmodell eingelegt. Nach dem Anlegen der Manschette um den Implantathals wird der Trichter zügig mit Gelatine Gel der modifizierten Pulver-Flüssigkeitsdosierung (s. Kap. 4.3.1) befüllt.

Um eine Basisfeuchte am Sulcusfundus zu erhalten, werden die Arretierungsschrauben an der Deckseite kurz vor Versuchsbeginn auf die Gesamthöhe von 23,5 mm festgezogen. Das Vlies wird dadurch um 0,5 mm gestaucht und ein Flüssigkeitsaustritt am Fundus des Spaltes kann beobachtet werden.

Bevor die Abformmasse inseriert werden kann, wird die Gelatine mit einer Betropfung von je einem Tropfen pro Perforation und einem zusätzlichen Tropfen direkt in den Sulcus vorbereitet. Dies entspricht einer externen Flüssigkeitszufuhr von 0,1 ml. Die Befeuchtung soll für die wenigen Sekunden in der die Masse den Sulcus penetriert aufrechterhalten werden.

Wird mit Gewichtauflage gearbeitet, erfolgt anschließend das Adaptieren der abstrahierten Abformhilfe (s. Kap. 4.3.3 Abb.14).

Im Anschluss an die einminütige Versuchsbeobachtung folgt die Gewichtsbestimmung der verwendeten Abformmassemenge mit Hilfe der Feinwaage.

Je fünf Versuche pro Material, mit und ohne Gewicht im feuchten Milieu wurden durchgeführt.

4.3.3 Benötigte Hilfsmittel und ergänzende Geräte im Überblick:

Als Versuchsaapparaturen, neben den Zwillingmodellen, wurden folgende technische Geräte benötigt: (s. Abb.12-14)

- Heizgerät (TECHNE DRI-BLOCK DB-2D)
- Temperaturfühler, um die Blöckchentemperatur und Zimmertemperatur abzugreifen.
- Makroskopische Kamera (Hitachi digital) mit Videoprogramm (Magix Video plus) zur Aufzeichnung auf dem PC.
- Feinwaage (Gewichtsbestimmung der Materialproben und Pulverabwaage)
- Applikationspistole, je Kartuschenform und passende Aufsätze

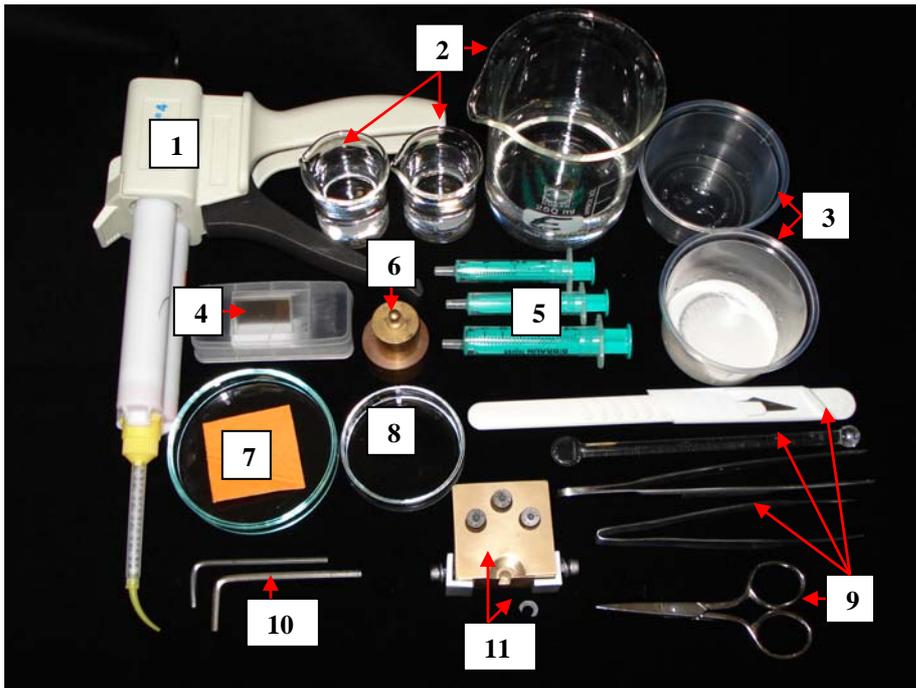


Abb. 12 Hilfsmittel: von oben nach unten:

1. Applikationspistole für Abformmassen mit Mischspiralenaufsatz
2. große und kleine Bechergläser für:
 1. dest. Wasser
 2. Speichelersatzmedium
 3. Alkohol
3. Kunststoffschale 2-mal:
 - Anmischen von Gelatine: 1. leer
 2. mit Gelatinepulver
4. Deckgläser
5. grüne Spritzen zur Gelatine- und Flüssigkeitsapplikation
6. Gewichteauflage 148,60 g
7. Vlies
8. Petrischale mit Speichelersatzmedium
9. Skalpell, Schere, versch. Pinzetten und Rührstab aus Glas,
10. Inbusschlüssel für Schrauben am Modell (2 mal),
11. Modell und Manschette

- Abbildungen des Versuchsaufbaus:

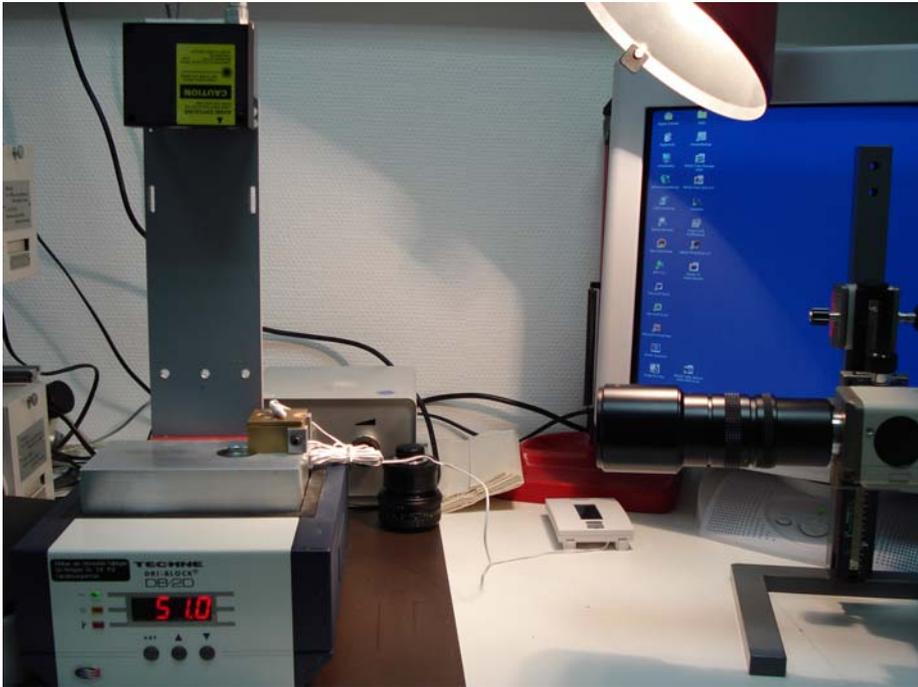


Abb. 13 Versuchsaufbau und ergänzende Geräte

Links: Heizgerät (TECHNE TRY-BLOCK DB- 2D) mit Modell und angelegtem Temperaturfühler.

Rechts: Beleuchtung, Makroskopiekamera an PC angeschlossen.



*Abb. 14 Messung der Blöckchentemperatur
Rechts: Temperaturfühler (TRONIC)
mit digitaler Anzeige der Umgebungstemperatur
des Heizgerätes und der Blöckchentemperatur.
Links: Modell mit applizierter Abformmasse und
Gewichtauflage.*

4.4 Die Auswertung der visuellen Daten:

Die Ausarbeitung der gewonnenen Videoaufzeichnungen (s. Kap. 4.5 Abb. 16-18) soll eine direkte Gegenüberstellung der getesteten Abformmaterialien (s. Kap. 4.3.1 Abb. 11) bezüglich ihrer Eindringtiefe pro Zeit (= Penetrationsverhalten) in den künstlichen Sulcus ermöglichen.

Für die Messdatenerhebung dienen die über eine Makroskopiekamera (s. Kap.4.3.3 Abb. 13) aufgezeichneten Filmdateien, die in Einzelbilder mittels eines Videobearbeitungsprogramm (Magix Video plus) zerlegt wurden.

Aus den erhaltenen Einzelbildfolgen wurde jedes fünfte Bild ausgewählt und in einem weiteren Arbeitsschritt der Auswertung unterzogen.

Jedes fünfte Bild entspricht einem Zeitintervall von 208 ms. Es erfolgte eine Einzelaufzeichnung von 24 Bildern pro Sekunde über einen Beobachtungszeitraum von 4375 ms ($\approx 4,4$ s) für je 5 Versuchsdurchläufe mit bzw. ohne Gewicht im feuchten Milieu. Entsprechend erfolgte die Erprobung im trockenen Milieu für die drei ausgewählten Abformmassen.

Die erstellten 1320 Einzelbilder aus insgesamt 60 Versuchsdurchläufen wurden anschließend mit der Bilderfassungs- und Analyse-Software Image Pro Plus vermessen.

4.5. Das Verfahren der Messdatenaufbereitung:

Es werden Referenzlinien (s. Abb. 15) und Fixpunkte in die Einzelbilder (s. Abb. 16-18) eingefügt. Die Maße (s. Kap. 4.2.2 Abb. 10) des Implantatrohlings sind bekannt und lassen Rückschlüsse auf den Vergrößerungsfaktor zu.

Da eine manuelle Justierung erfolgte, die trotz Markierungslinien leichte Varianzen nicht ausschließt, wurde anhand der Referenzlinien am Implantatkopf und Hals für jeden Einzelversuch der genaue Vergrößerungsfaktor in Bezug auf die Implantatrohlingmaße errechnet.

Die Messgeraden zur vertikalen Tiefenmessung der Penetration des Sulcus wurden durch Umrechnung mittels der gewonnenen Faktoren entsprechend angeglichen.

Für jeden Versuch erfolgte eine mathematische Kalibrierung. Es wurde aus allen Versuchsreihen eine Durchschnittstiefe des Sulcus von 2,75 mm errechnet.

Von je fünf wiederholten Messungen wurden Mittelwerte berechnet. Diese Mittelwerte dienten anschließend der tabellarischen und grafischen Darstellung (s. Kap. 5 Abb. 19-28).

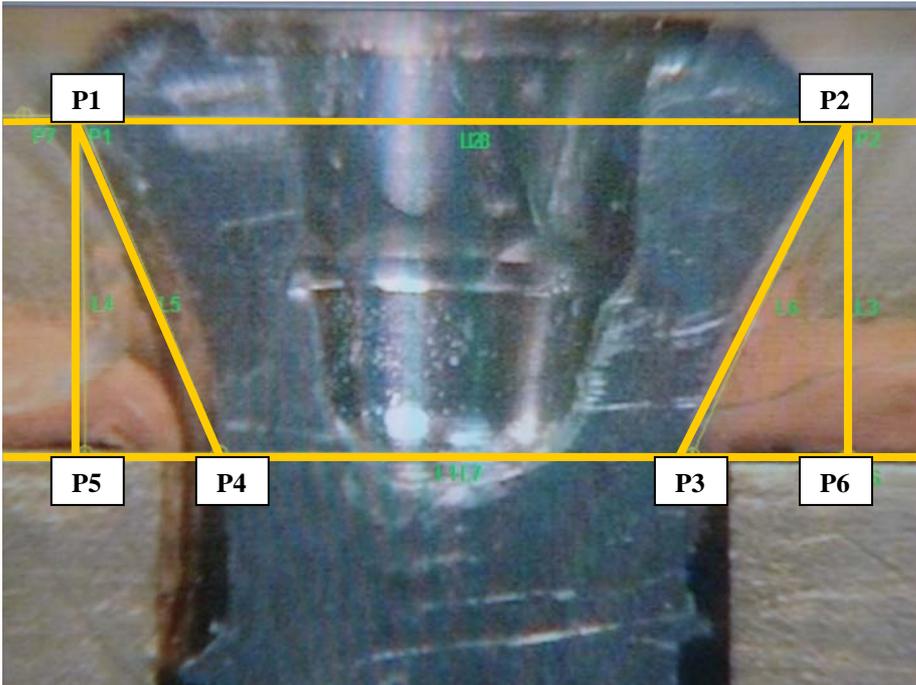


Abb. 15 Referenzschema:

Verbindungsline P1 zu P2: breiteste Stelle am Implantatkopf

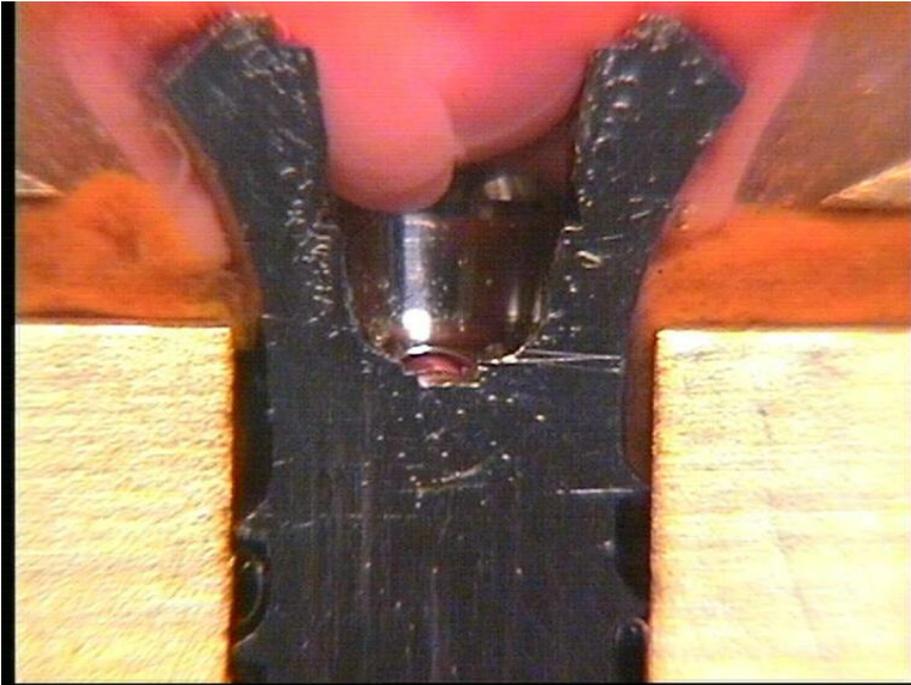
Verbindungsline P2 zu P3: diagonale Distanz Implantatkopf zum
Schnittpunkt der Verbindungsline des Messingsockels (P5 zu P6)

Verbindungsline P2 zu P6: vertikale Distanz zum Messingsockel

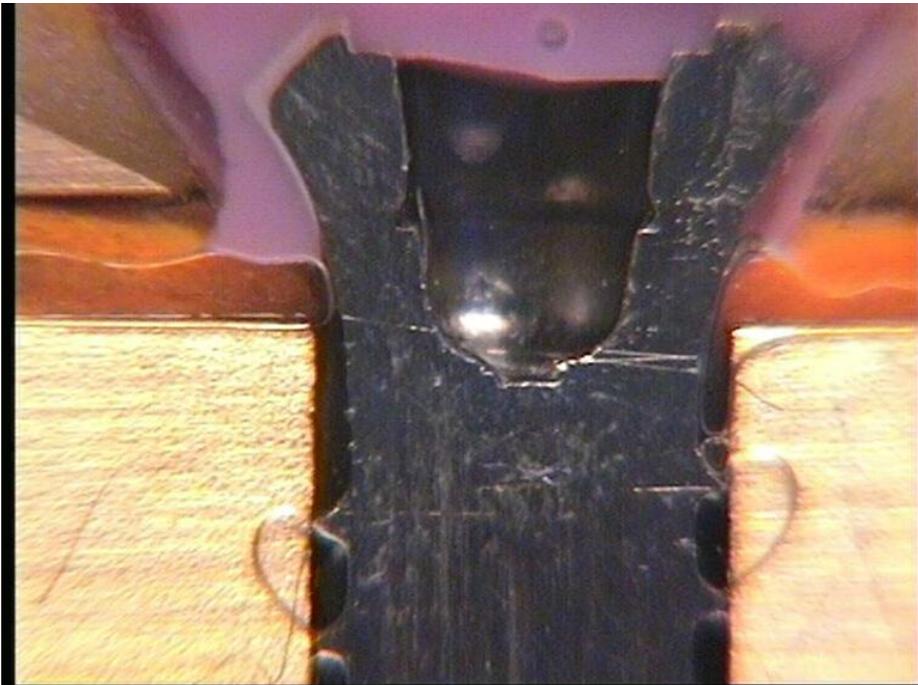
Verbindungsline P2 zu P6 entspricht P1 zu P5 = Sulcusfundus

= max. Eindringtiefe

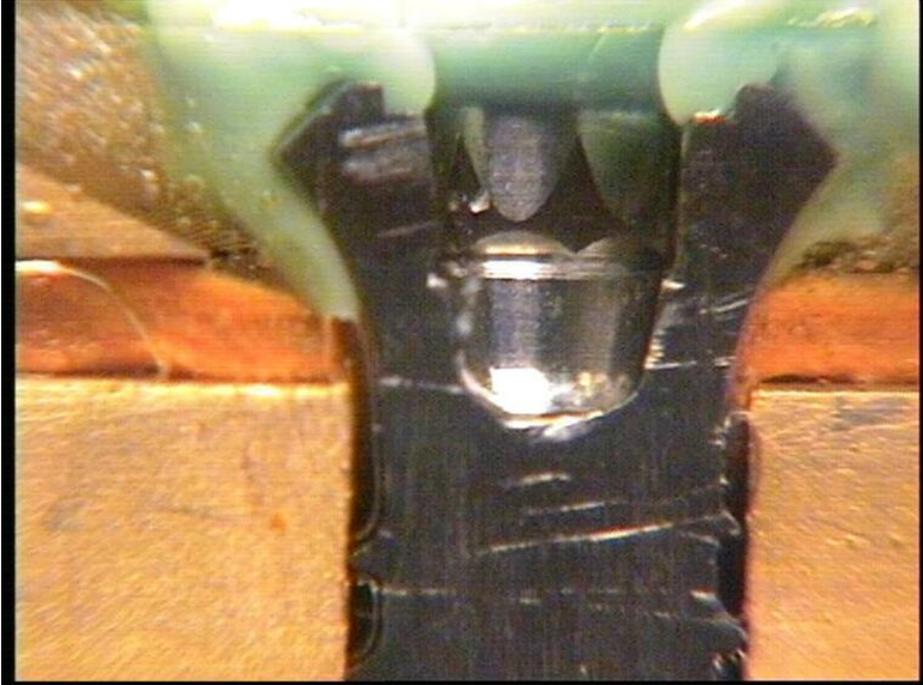
= 2,75 mm



*Abb. 16 Impregum Garant L Duo Soft: Einzelbild zur Auswertung
Vor Applikation der Referenzlinien s. Abb. 15*



*Abb. 17 Panasil initial contact x-light body: Einzelbild zur Auswertung
Vor Applikation der Referenzlinien s. Abb. 15*



*Abb. 18 Flexitime Correct Flow: Einzelbild zur Auswertung
Vor Applikation der Referenzlinien s. Abb. 15*

5. ERGEBNISSE DER PILOTVERSUCHE

5.1 Betrachtung der Daten und Diagramme je Material: (s. Kap. 4.3.1)

5.1.1 Vertreter der Stoffklasse der Polyether: Impregum Garant L Duo Soft

1.a Versuchsreihe ohne Gewicht zur vergleichenden Darstellung von trockenem (ItoG) und feuchtem (IfoG) Milieu.

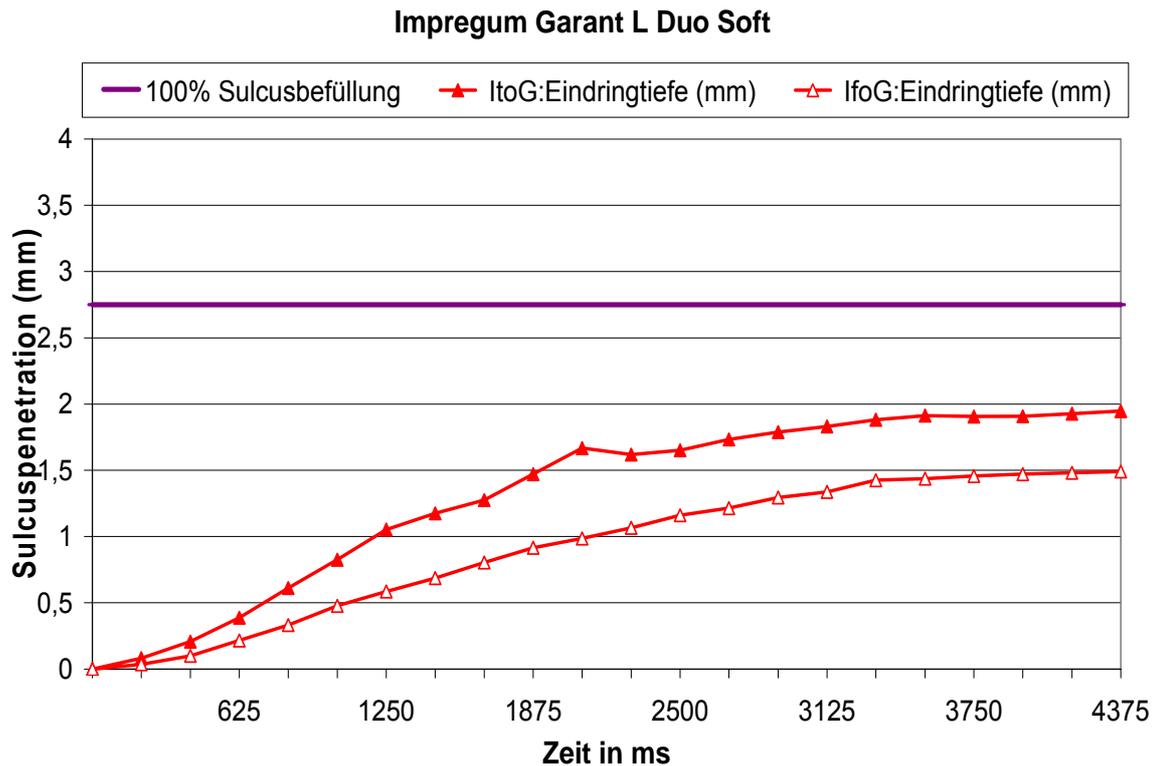


Abb. 19 Vergleichende Darstellung des Polyether *Impregum Garant L Duo Soft* im feuchten (IfoG) und trockenen (ItoG) Milieu ohne Gewichtauflage.

Tab. 2 Darstellung der Mittelwerte (mm) von IfoG und ItoG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
ItoG:Eindringtiefe (mm)	0	0,082	0,208	0,388	0,612	0,825	1,053	1,176	1,275	1,471	1,667
IfoGf:Eindringtiefe (mm)	0	0,036	0,1	0,216	0,332	0,478	0,586	0,687	0,805	0,916	0,985
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
ItoG:Eindringtiefe (mm)	1,619	1,651	1,732	1,789	1,83	1,882	1,913	1,906	1,907	1,927	1,947
IfoGf:Eindringtiefe (mm)	1,066	1,16	1,215	1,294	1,337	1,426	1,437	1,456	1,472	1,481	1,491
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Die Mittelwertdarstellung der feuchten Versuchsdurchführung ohne Gewicht in Abb. 19 weist einen gleichmäßig pro Zeit ansteigenden Verlauf bis zum Zeitpunkt von 3333 ms auf, der mit einer Eindringtiefe von 1,43 mm korreliert. Danach flacht die Kurve ab. Die max. Eindringtiefe beträgt bei 4375 ms 1,49 mm.

Die grafische Darstellung der trockenen Versuchsdurchführung ohne Gewicht, zeigt einen schnellen Einstrom in den Sulcus. Dies lässt sich anhand der Steigung der Kurve im Intervall von 1042 ms bis 1250 ms veranschaulichen. Es wird eine maximale Eindringtiefe von 1,9 mm beim zum Zeitpunkt 4375 ms erreicht.

Vergleicht man die Mittelwertkurven ohne Gewichtsaufgabe bei feuchten und trockenen Versuchsbedingungen des applizierten Polyethers miteinander, so ist eine tiefere Sulcuspenetration pro Zeit (t) bei der trockenen Versuchsserie zu beobachten.

1b. Versuchsreihe mit Gewicht zur vergleichenden Darstellung von trockenem (ltmG) und feuchtem (lfmG) Milieu.

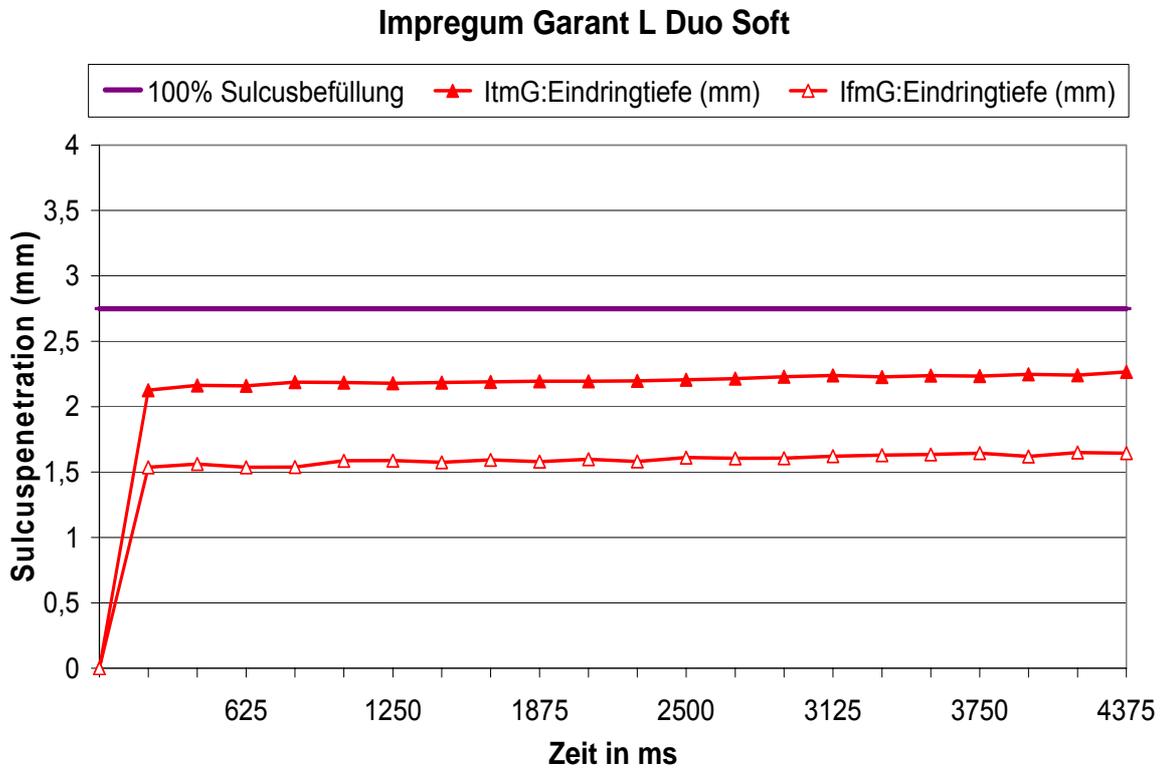


Abb. 20 Vergleichende Darstellung des Polyether Impregum Garant L Duo Soft im feuchten (lfmG) und trockenen (ltmG) Milieu mit Gewichtauflage.

Tab. 3 Darstellung der Mittelwerte (mm) von lfmG und ltmG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
ltmG:Eindringtiefe (mm)	0	2,126	2,163	2,159	2,187	2,184	2,179	2,185	2,19	2,195	2,195
lfmG:Eindringtiefe (mm)	0	1,537	1,562	1,537	1,539	1,586	1,588	1,575	1,593	1,58	1,598
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
ltmG:Eindringtiefe (mm)	2,197	2,206	2,214	2,23	2,24	2,227	2,238	2,235	2,248	2,241	2,266
lfmG:Eindringtiefe (mm)	1,581	1,611	1,604	1,607	1,621	1,63	1,634	1,645	1,62	1,65	1,645
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Bei Gewichtapplikation wird für die feuchte Versuchsdurchführung eine Eindringtiefe im Zeitintervall 0-208 ms bis zum Mittelwert 1,54 mm beobachtet.

Für die trockene Versuchsvariante unter Lastauflage liegt dieser Wert bei 2,13 mm.

Maximale Penetrationstiefen sind der Kurvendarstellung zum Zeitpunkt 4375 ms zu entnehmen.

Im feuchten Milieu liegt der erreichte Maximalwert zu diesem Zeitpunkt bei 1,65 mm, im trockenen Milieu bei 2,27 mm.

Bei der statistischen Gegenüberstellung von trockener und feuchter Umgebung mit Gewichtauflage können für die Polyethermasse im trockenen Milieu Penetrationstiefen erreicht werden, die deutlich über denen der feuchten Versuchsvariante liegen.

Ergebniszusammenfassung für die getestete Polyetherabformmasse Impregum Garant L Duo Soft von 3M ESPE: (s. Kap. 5.1.1 Abb. 19, 20)
Die verwendete Typ 3 Polyethermasse zeigt Vorzüge für die Anwendung unter absoluter Trockenlegung, wie sie unter idealisierten Umständen in der trockenen Versuchsreihe erprobt wurde.

Es lassen sich Maximalwerte von 1,95 mm ohne Gewichtauflage und 2,27 mm mit Gewichtapplikation erzielen.

Bei Betrachtung der Eindringtiefe im feuchten Umfeld ist besonders markant, dass bei einer Kompression des Materials durch Lastauflage nur eine unmerkliche Verbesserung der effektiven Penetrationstiefen im Sulcus von 1,56 mm auf 1,65 mm eintritt.

Unter dem Aspekt der Eindringtiefe in Abhängigkeit von der Zeit, ist eine beschleunigte Aktion des Materials unter trockenen Bedingungen ohne Gewicht zu beobachten.

Unter feuchten Bedingungen ist die Sulcuspenetration verzögert.

Eine vollständige Sulcusbefüllung wird bei keiner der zwei gegenübergestellten Versuchsdurchläufe erreicht.

5.1.2 Vertreter der Stoffklasse der A-Silikone: Flexitime Correct Flow

2.a Versuchsreihe ohne Gewicht zur vergleichenden Darstellung von feuchtem (FfoG) und trockenem(FtoG) Milieu.

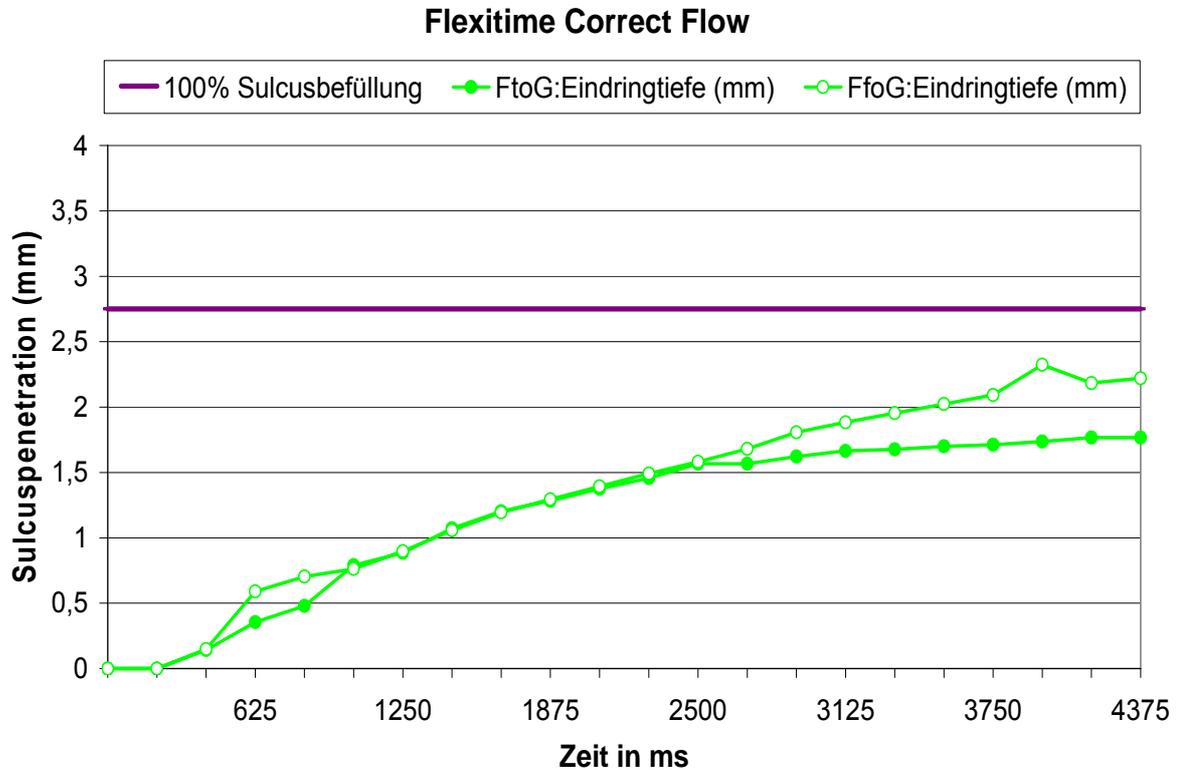


Abb. 21 Vergleichende Darstellung des A-Silikons Flexitime Correct Flow im feuchten (FfoG) und trockenen (FtoG) Milieu ohne Gewichtauflage.

Tab. 4 Darstellung der Mittelwerte (mm) von FfoG und FtoG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
FtoG:Eindringtiefe (mm)	0	0	0,142	0,356	0,478	0,791	0,885	1,072	1,202	1,282	1,375
FfoG:Eindringtiefe (mm)	0	0	0,149	0,59	0,704	0,762	0,898	1,058	1,194	1,294	1,392
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
FtoG:Eindringtiefe (mm)	1,456	1,566	1,566	1,622	1,664	1,677	1,7	1,711	1,736	1,766	1,767
FfoG:Eindringtiefe (mm)	1,492	1,582	1,679	1,806	1,884	1,953	2,023	2,092	2,323	2,183	2,221
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Der Kurvenverlauf des A-Silikons Flexitime zeigt im feuchten und trockenen Milieu im Anfangsintervall von 0-208 ms keine Penetration des Sulcusspalts. Es tritt eine „spontane Aktivität“ des Materials mit Abweichungen der beiden Kurven innerhalb der Zeitspanne von 417 ms bis 1250 ms ein.

Die Eindringtiefen des A-Silikons im feuchten Milieu liegen kurzzeitig über denen im trockenen Milieu.

Anschließend verläuft die Penetration beider Versuchsdurchführungen bis zum Zeitpunkt 2500 ms nahezu zeitgleich.

Ab dieser Zeitmarke nimmt die Einflussgeschwindigkeit für die feuchte Versuchsdurchführung stetig zu.

Der Maximalwert der feuchten Versuchsvariante liegt zum Zeitpunkt 4375 ms bei 2,22 mm.

Unter trockenen Bedingungen erreicht das Abformmaterial eine maximale Sulcustiefe von 1,77 mm.

2.b Versuchsreihe mit Gewicht zur vergleichenden Darstellung von feuchtem (FfmG) und trockenem (FtmG) Milieu.

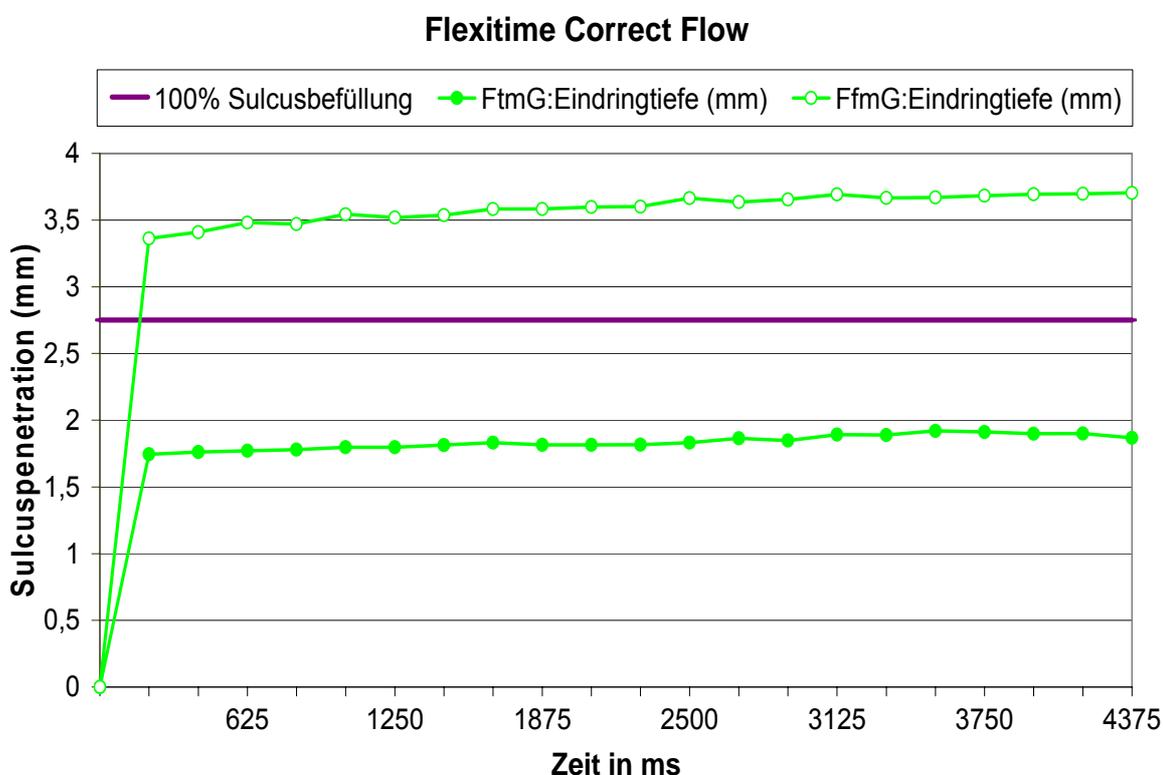


Abb. 22 Vergleichende Darstellung des A-Silikons Flexitime Correct Flow im feuchten (FfmG) und trockenen (FtmG) Milieu mit Gewichtauflage.

Tab. 5 Darstellung der Mittelwerte (mm) von FfmG und FtmG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
FtmG:Eindringtiefe (mm)	0	1,745	1,761	1,771	1,78	1,797	1,798	1,813	1,831	1,815	1,816
FfmG:Eindringtiefe (mm)	0	3,363	3,41	3,482	3,47	3,543	3,519	3,537	4	3,583	3,597
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
FtmG:Eindringtiefe (mm)	1,817	1,831	1,864	1,848	1,892	1,889	1,92	1,912	1,898	1,9	1,867
FfmG:Eindringtiefe (mm)	3,601	3,664	3,635	3,655	3,693	3,667	3,669	3,683	3,695	3,698	3,704
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Die Gegenüberstellung der beiden Grafiken von feuchter und trockener Versuchsdurchführung unter Einwirkung der Gewichtauflage zeigt einen sehr konstanten Verlauf der Eindringtiefe im Zeitintervall von 208 ms bis 4375 ms. Für die feuchte Versuchsreihe wird ausgehend vom Durchschnittswert 3,36 mm die maximale Tiefe von 3,70 mm erzielt.

Bei Flüssigkeitsverzicht ist ein Anstieg vom Ausgangswert nach Gewichtauflage von 1,75 mm auf 1,87 mm zu beobachten.

Ergebniszusammenfassung für das getestete additionsvernetzte Silikon Flexitime Correct Flow der Firma Heraeus Kulzer: (s. Kap.5.1.2 Abb. 21, 22) Das verwendete Typ 3 A-Silikon lässt besonders in der Kombination mit Druckanwendung durch Gewichtauflage eine erfolgreiche Penetration des Sulcusspalts erkennen.

Unter feuchten Voraussetzungen werden deutlich höhere Eindringtiefen erreicht, als dies im trockenen Milieu der Fall ist.

Beim Verzicht auf Druckapplikation liegen die Tiefenmarken für die Versuchsreihe mit Feuchtigkeitseinfluss noch um etwa einen halben Millimeter über denen der trockenen Variante.

Die Pilotversuche führen zu der Beobachtung, dass sich mit dem A-Silikon Flexitime im feuchten Milieu bessere Penetrationstiefen erreichen lassen, als dies bei absoluter Trockenheit der Fall ist.

Der Aktionsbeginn der Abformmasse auf dem Weg zum Sulcusgrund ist in beiden Fällen ohne Gewicht bis zum Zeitpunkt 208 ms verzögert.

Unter feuchten Versuchsbedingungen ist das A-Silikon Flexitime in der Lage eine mehr als 100 % ige Sulcusbefüllung zu erzielen. Das heißt, auch Sulcustiefen im pathologischen Bereich (von mehr als 3,5 mm Tiefe) würden bis zum Fundus penetriert.

**5.1.3 Vertreter der Stoffklasse der A-Silikone: Panasil initial contact
x-light body**

3.a Versuchsreihe ohne Gewicht zur vergleichenden Darstellung von feuchtem (PfoG) und trockenem (PtoG) Milieu.

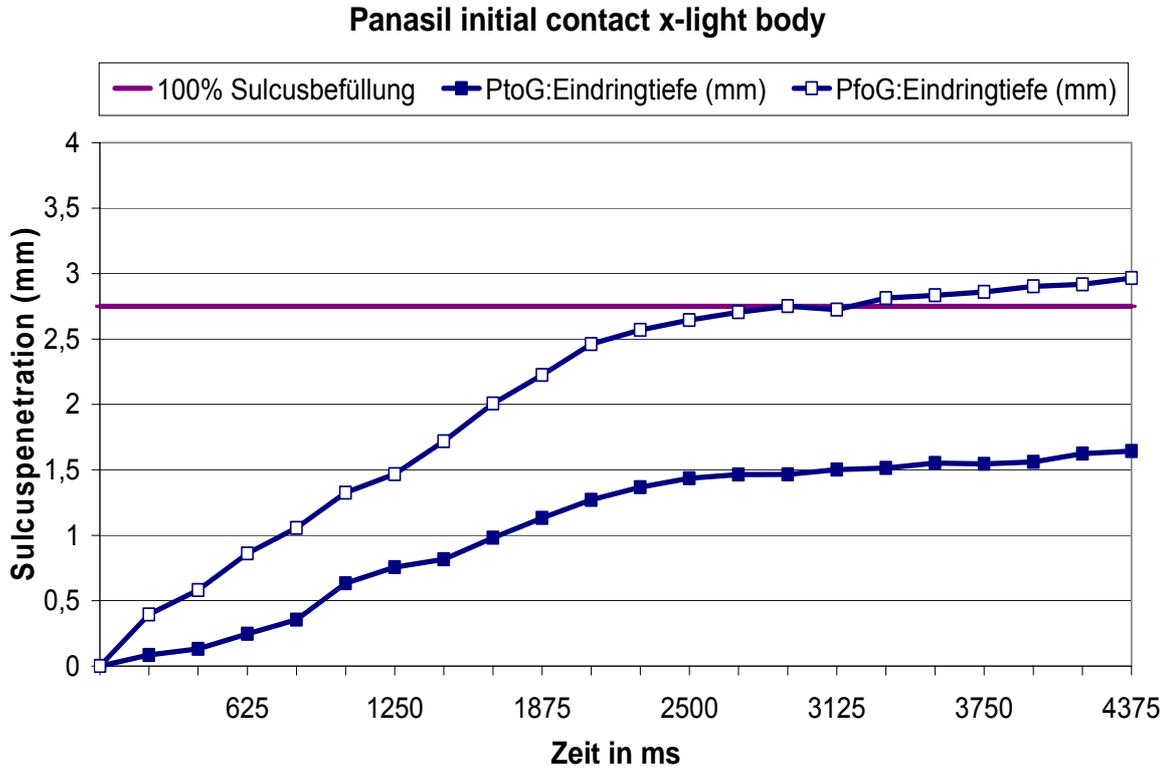


Abb. 23 Vergleichende Darstellung des A-Silikons Panasil initial contact x-light body im feuchten (PfoG) und trockenen (PtoG) Milieu ohne Gewichtauflage.

Tab. 6 Darstellung der Mittelwerte (mm) von PfoG und PtoG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
PtoG:Eindringtiefe (mm)	0	0,085	0,131	0,246	0,354	0,633	0,756	0,816	0,981	1,133	1,271
PfoG:Eindringtiefe (mm)	0	0,394	0,582	0,861	1,055	1,325	1,467	1,718	2,006	2,225	2,461
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
PtoG:Eindringtiefe (mm)	1,367	1,435	1,464	1,466	1,502	1,514	1,552	1,546	1,56	1,623	1,644
PfoG:Eindringtiefe (mm)	2,57	2,645	2,704	2,751	2,724	2,813	2,835	2,86	2,902	2,918	2,966
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Die Mittelwertdarstellung der Versuchsdurchführung unter Zufuhr von Flüssigkeit für das ausgewählte Typ 3 A-Silikon Panasil zeigt ohne Gewichteinwirkung eine große Steigung im mittleren Abschnitt der Kurve. Die Maximalwerte liegen zum Zeitpunkt von 4375 ms bei einer Penetrationstiefe von 2,97 mm.

Bei Verzicht auf Feuchtigkeitszugabe liegt der erreichte Maximalwert für 4375 ms bei 1,64 mm.

Dabei fällt bei der feuchten Versuchsvariante die deutlich schnellere Penetration des Sulcus pro Zeitintervall, gegenüber der langsameren trockenen Versuchsvariante auf.

3.b Versuchsreihe mit Gewicht zur vergleichenden Darstellung von feuchtem (PfmG) und trockenem (PtmG) Milieu.

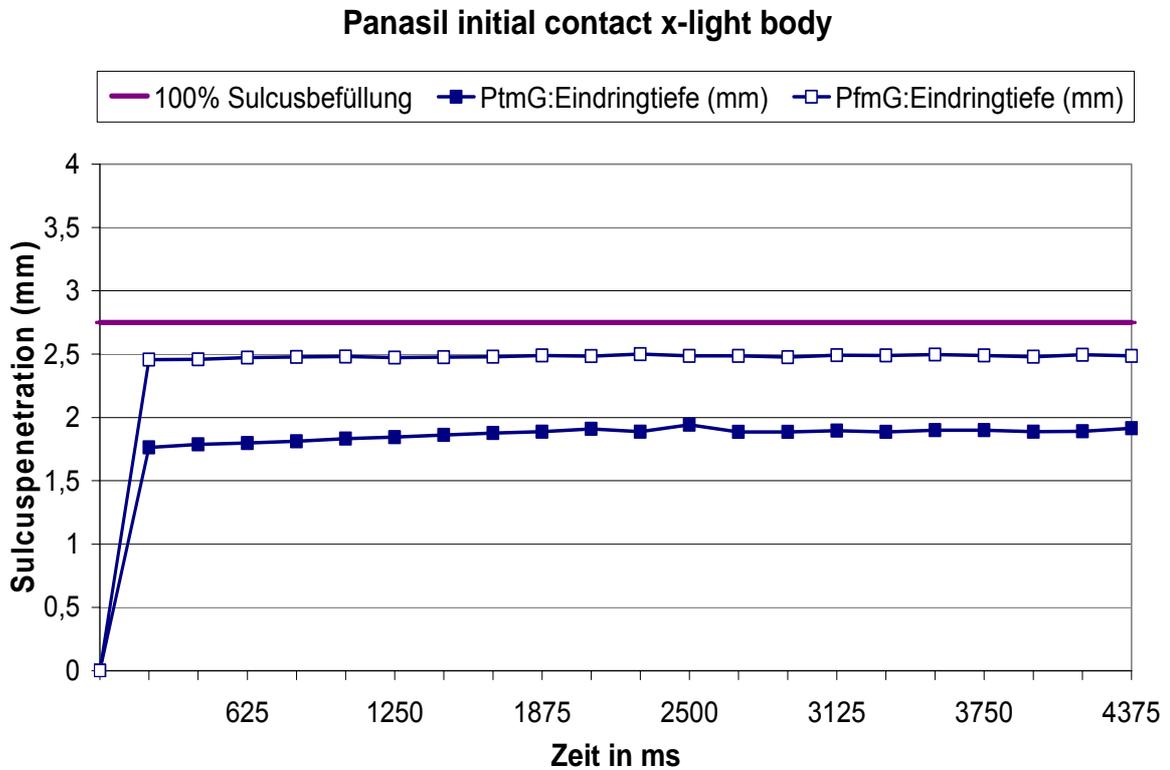


Abb. 24 Vergleichende Darstellung des A-Silikons Panasil initial contact x-light body im feuchten (PfmG) und trockenen (PtmG) Milieu mit Gewichtauflage.

Tab. 7 Darstellung der Mittelwerte (mm) von PfmG und PtmG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
PtmG:Eindringtiefe (mm)	0	1,763	1,788	1,797	1,811	1,833	2	1,861	1,877	1,888	1,91
PfmG:Eindringtiefe (mm)	0	2,456	2	2,472	2,478	2,481	2,472	2,475	2,48	2,489	2,484
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
PtmG:Eindringtiefe (mm)	1,888	1,943	1,885	1,885	1,896	1,885	1,9	1,9	1,888	1,891	1,915
PfmG:Eindringtiefe (mm)	2,5	2,486	2,486	2,475	2,492	2,489	2,497	2,489	2,48	2,495	2,486
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Die grafische Auswertung der Versuchsreihe mit Gewicht und Flüssigkeitszufuhr für das A-Silikon Panasil ist von einer konstanten Sulcuspenetration im Wertebereich zwischen 2,46 mm und 2,49 mm gekennzeichnet.

Im Gegensatz dazu ist der Kurvenverlauf unter trockenen Voraussetzungen durch eine geringe Steigung bis zum Mittelwert 1,92 mm gekennzeichnet. Die Eindringtiefe zu Beginn infolge der Gewichtauflage ist in diesem Fall 1,76 mm.

Ergebniszusammenfassung für das getestete additionsvernetzte Silikon Panasil initial contact x-light body der Firma Kettenbach: (s. Kap. 5.1.3 Abb. 23, 24) Für das A-Silikon Panasil konnte anhand der Versuchsdurchführungen und den daraus resultierenden Kurven ein besseres Eindringverhalten für die jeweils feuchte Versuchsvariante erprobt werden.

Sowohl mit, als auch ohne Lastauflage werden höhere Werte im feuchten, als im trockenen Milieu erreicht.

Die Penetrationstiefe unter trockenen Bedingungen konnte mit Gewichtauflage nur geringfügig gesteigert werden.

Bezüglich der 100 % igen Befüllung des Sulcusspalts, also der Penetrationstiefe von 2,75 mm, kann lediglich bei der lastfreien Versuchsvariante eine mehr als 100 % ige Penetration mit bis zu 3 mm Tiefe erreicht werden.

5.2 Betrachtung der Daten und Diagramme je Milieu bzw. je Beanspruchung mit/ ohne Gewicht: (s. Kap. 4.2.3)

5.2.1 Alle Materialklassen (PfoG, IfoG, FfoG) im Vergleich bei feuchten Bedingungen, ohne Gewicht.

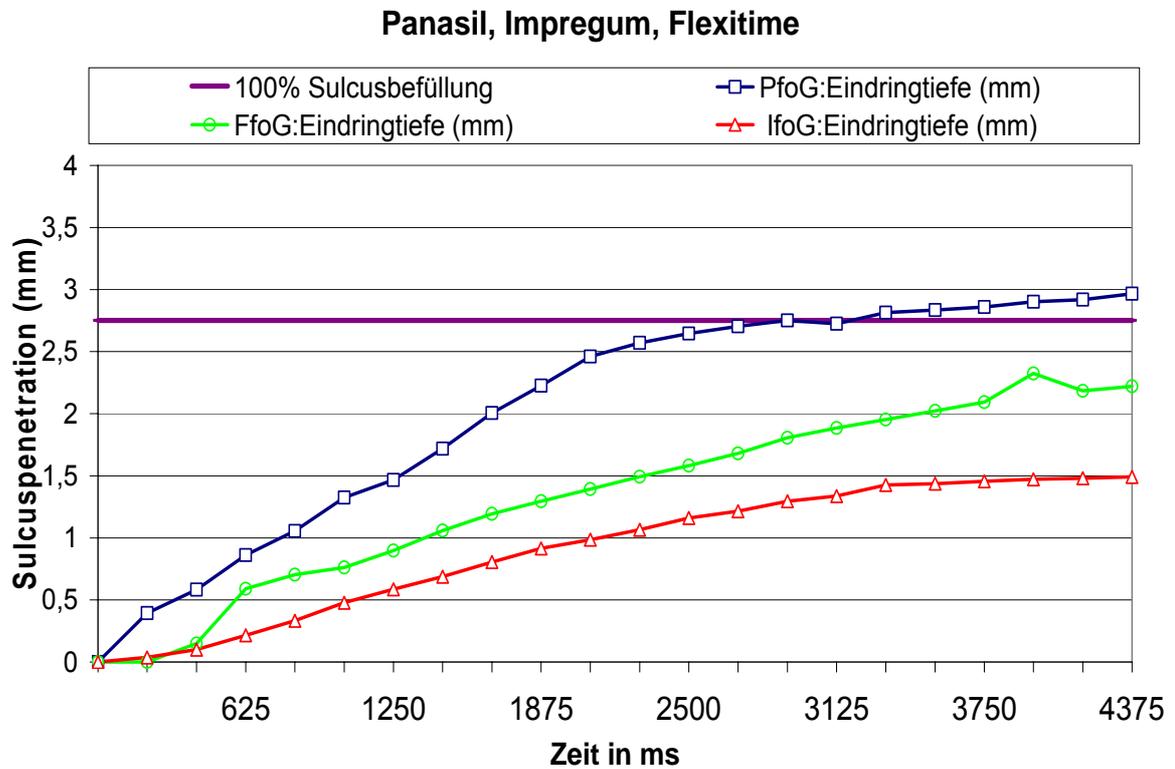


Abb. 25 Vergleichende Darstellung der drei Abformmaterialien (PfoG, FfoG, IfoG) im feuchten Milieu ohne Gewichtauflage.

Tab. 8 Darstellung der Mittelwerte (mm) von PfoG, FfoG, IfoG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
PfoG:Eindringtiefe (mm)	0	0,394	0,582	0,861	1,055	1,325	1,467	1,718	2,006	2,225	2,461
IfoGf:Eindringtiefe (mm)	0	0,036	0,1	0,216	0,332	0,478	0,586	0,687	0,805	0,916	0,985
FfoG:Eindringtiefe (mm)	0	0	0,149	0,59	0,704	0,762	0,898	1,058	1,194	1,294	1,392
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
PfoG:Eindringtiefe (mm)	2,57	2,645	2,704	2,751	2,724	2,813	2,835	2,86	2,902	2,918	2,966
IfoGf:Eindringtiefe (mm)	1,066	1,16	1,215	1,294	1,337	1,426	1,437	1,456	1,472	1,481	1,491
FfoG:Eindringtiefe (mm)	1,492	1,582	1,679	1,806	1,884	1,953	2,023	2,092	2,323	2,183	2,221
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Stellt man die bereits im Einzelnen in Wort und Bild dargelegten Kurvenverläufe der drei Abformmassen ohne Gewicht im feuchten Milieu gegenüber, fällt der steil ansteigende Verlauf der Kurve für Panasil auf.

Mit Tiefenwerten von 2,22 mm liegt das A-Silikon Flexitime unter denen von Panasil mit 2,97 mm, aber über denen des Polyethers mit 1,49 mm bei 4375 ms.

Eine vollständige Sulcusbefüllung wird nur von Panasil erreicht.

5.2.2 Alle Materialklassen (PfmG, IfmG, FfmG) im Vergleich bei feuchten Bedingungen, mit Gewicht.

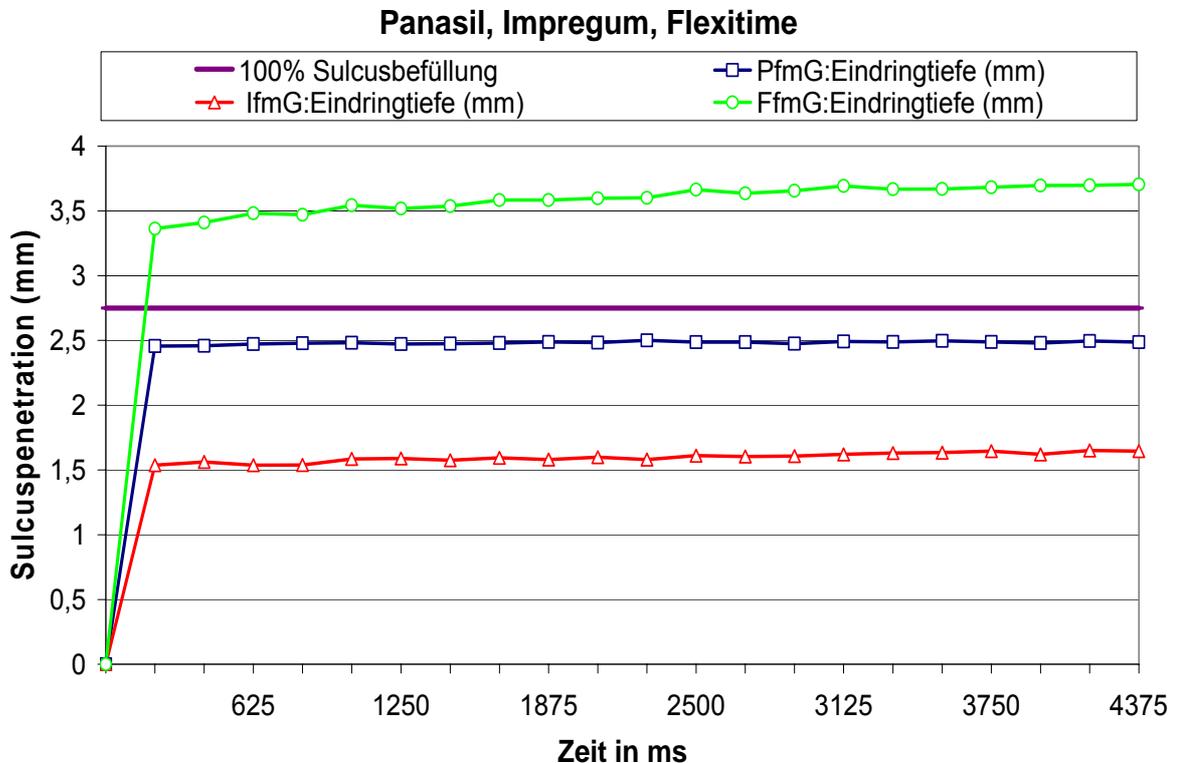


Abb. 26 Vergleichende Darstellung der drei Abformmaterialien (PfmG, IfmG, FfmG) im feuchten Milieu mit Gewichtauflage.

Tab. 9 Darstellung der Mittelwerte (mm) von PfmG, IfmG, FfmG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
PfmG:Eindringtiefe (mm)	0	2,456	2	2,472	2,478	2,481	2,472	2,475	2,48	2,489	2,484
IfmG:Eindringtiefe (mm)	0	1,537	1,562	1,537	1,539	1,586	1,588	1,575	1,593	1,58	1,598
FfmG:Eindringtiefe (mm)	0	3,363	3,41	3,482	3,47	3,543	3,519	3,537	4	3,583	3,597
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
PfmG:Eindringtiefe (mm)	2,5	2,486	2,486	2,475	2,492	2,489	2,497	2,489	2,48	2,495	2,486
IfmG:Eindringtiefe (mm)	1,581	1,611	1,604	1,607	1,621	1,63	1,634	1,645	1,62	1,65	1,645
FfmG:Eindringtiefe (mm)	3,601	3,664	3,635	3,655	3,693	3,667	3,669	3,683	3,695	3,698	3,704
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Die graphische Gegenüberstellung der drei Abformmaterialkurven im feuchten Milieu mit Lastauflage verdeutlicht die Unterschiede der erhaltenen Penetrationstiefen entsprechend der jeweiligen Materialien zueinander.

Das A-Silikon Flexitime erreicht Penetrationstiefen von 3,70 mm.

Panasil initial contact x-light liegt unter gleichen Voraussetzungen bei einer Eindringtiefe von 2,49 mm, der Polyether bei 1,65 mm.

Unter Berücksichtigung klinischer Vorgaben erreicht als einziges Abformmaterial das A-Silikon Flexitime eine 100 % ige Sulcuspenetration bzw. Eindringtiefen die 2,75 mm überschreiten.

5.2.3 Alle Materialklassen (PtoG, ItoG, FtoG) im Vergleich bei trockenen Bedingungen, ohne Gewicht.

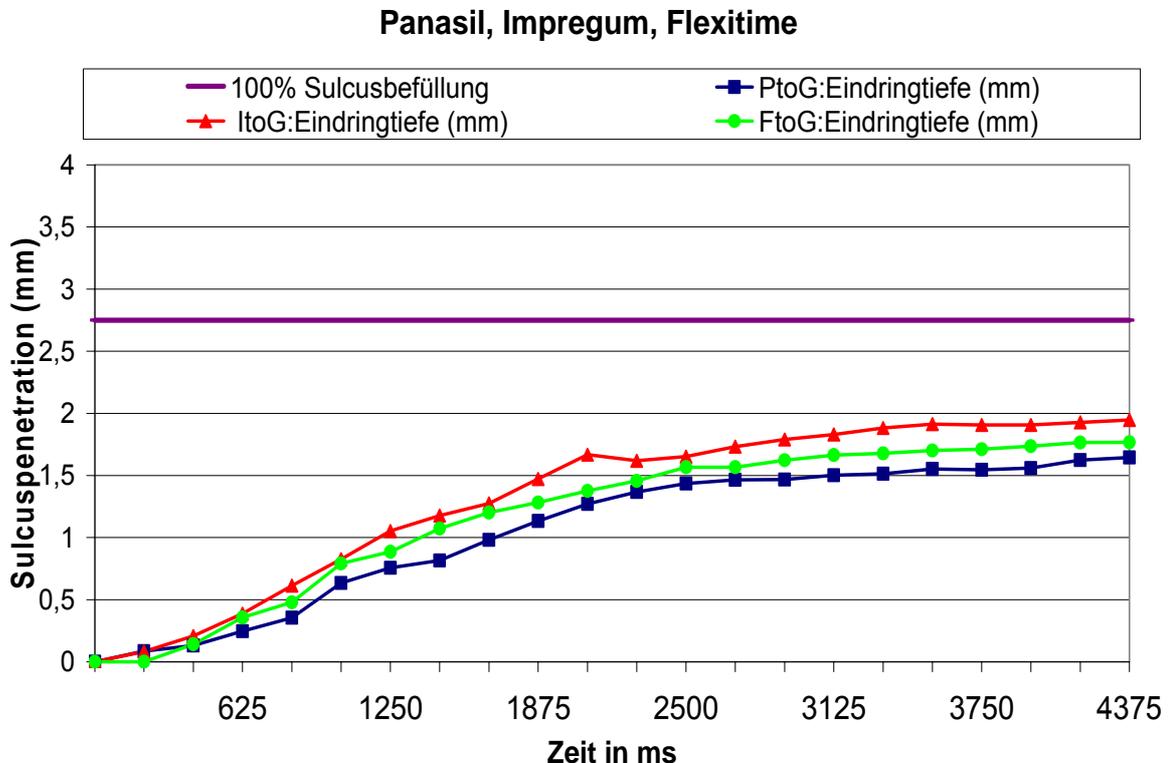


Abb. 27 Vergleichende Darstellung der drei Abformmaterialien (PtoG, ItoG, FtoG) im trockenen Milieu ohne Gewichtauflage.

Tab. 10 Darstellung der Mittelwerte (mm) von PtoG, ItoG, FtoG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
PtoG:Eindringtiefe (mm)	0	0,085	0,131	0,246	0,354	0,633	0,756	0,816	0,981	1,133	1,271
ItoG:Eindringtiefe (mm)	0	0,082	0,208	0,388	0,612	0,825	1,053	1,176	1,275	1,471	1,667
FtoG:Eindringtiefe (mm)	0	0	0,142	0,356	0,478	0,791	0,885	1,072	1,202	1,282	1,375
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
PtoG:Eindringtiefe (mm)	1,367	1,435	1,464	1,466	1,502	1,514	1,552	1,546	1,56	1,623	1,644
ItoG:Eindringtiefe (mm)	1,619	1,651	1,732	1,789	1,83	1,882	1,913	1,906	1,907	1,927	1,947
FtoG:Eindringtiefe (mm)	1,456	1,566	1,566	1,622	1,664	1,677	1,7	1,711	1,736	1,766	1,767
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Im Vergleich zu den unter Kap 5.2.1. Abb. 25 gegenübergestellten Kurvenverläufen (feucht, ohne Gewicht) kann im oben angeführten Diagramm (trocken, ohne Gewicht) ein synchroner Verlauf der drei Mittelwertkurven beobachtet werden. Bezüglich der maximalen Penetrationstiefen im Sulcus sind geringfügige Unterschiede erkennbar.

Das Polyether Material zeigt Penetrationswerte von 1,95 mm, gefolgt von den beiden A-Silikon Flexitime mit 1,77 mm und Panasil mit 1,64 mm.

Alle erprobten niederviskösen Abformmassen sind in Abb. 27 von einer 100 % igen Sulcusbefüllung bis zum Fundus bei 2,75 mm deutlich entfernt.

5.2.4 Alle Materialklassen (PtmG, ItmG, FtmG) im Vergleich bei trockenen Bedingungen, mit Gewicht.

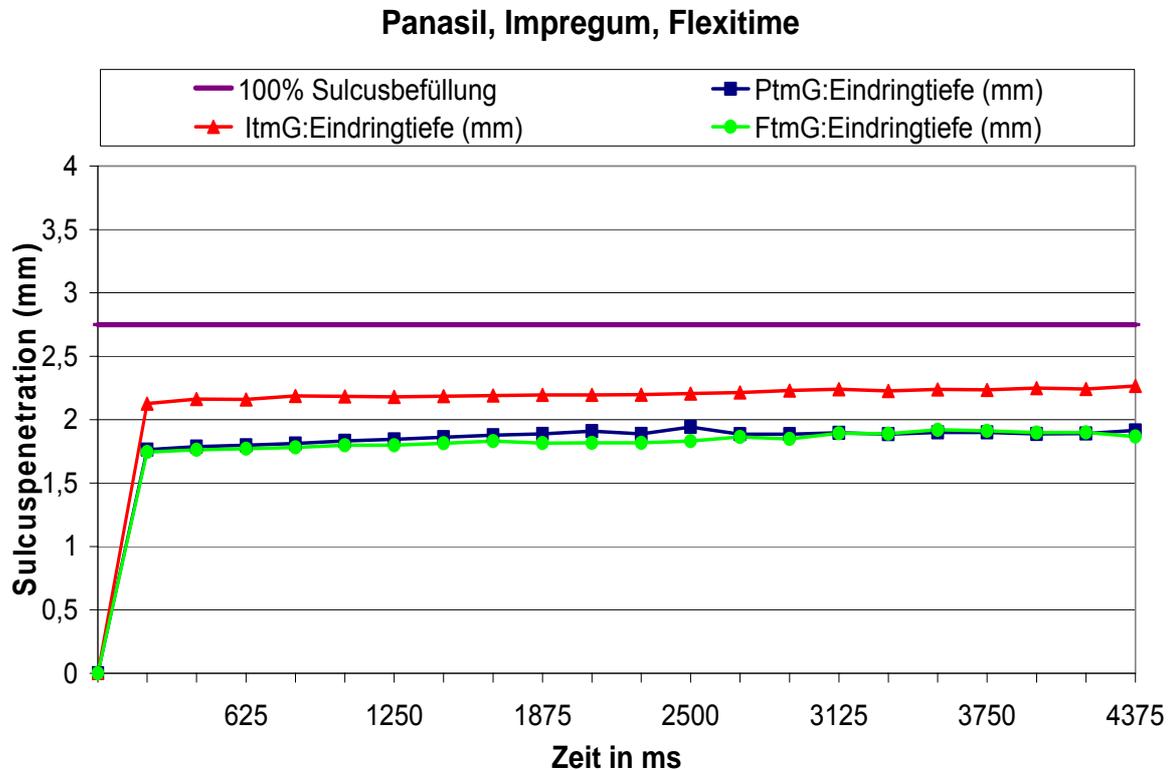


Abb. 28 Vergleichende Darstellung der drei Abformmaterialien (PtmG, ItmG, FtmG) im trockenen Milieu mit Gewichtauflage.

Tab. 11 Darstellung der Mittelwerte (mm) von PtmG, ItmG, FtmG pro Zeit (ms).

Bezugswerte der vollständigen Sulcusbefüllung (mm): 2,75 mm = 100 %

Zeit in ms	0	208	417	625	833	1042	1250	1458	1667	1875	2083
PtmG:Eindringtiefe (mm)	0	1,763	1,788	1,797	1,811	1,833	2	1,861	1,877	1,888	1,91
ItmG:Eindringtiefe (mm)	0	2,126	2,163	2,159	2,187	2,184	2,179	2,185	2,19	2,195	2,195
FtmG:Eindringtiefe (mm)	0	1,745	1,761	1,771	1,78	1,797	1,798	1,813	1,831	1,815	1,816
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75
Zeit in ms	2292	2500	2708	2917	3125	3333	3542	3750	3958	4167	4375
PtmG:Eindringtiefe (mm)	1,888	1,943	1,885	1,885	1,896	1,885	1,9	1,9	1,888	1,891	1,915
ItmG:Eindringtiefe (mm)	2,197	2,206	2,214	2,23	2,24	2,227	2,238	2,235	2,248	2,241	2,266
FtmG:Eindringtiefe (mm)	1,817	1,831	1,864	1,848	1,892	1,889	1,92	1,912	1,898	1,9	1,867
100% Sulcusbefüllung	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75	2,75

Im trockenen Milieu erreicht das Polyethermaterial eine maximale Eindringtiefe von 2,23 mm.

Der Kurvenverlauf der ausgewählten Typ 3 A-Silikone ist nahezu identisch. Die Penetrationstiefe für das Silikon Flexitime liegt bei 1,87 mm, für Panasil 1,92 mm zum Zeitpunkt 4375 ms.

Trotz der besseren Penetrationseigenschaften bei Gewichtauflage und Trockenheit, kann keine vollständige Befüllung des Sulcus durch das Polyethermaterial Impregum Garant L Duo Soft erreicht werden.

5.3 Ergebnisrekapitulation (s. Kap. 5 Abb. 19-28)

Tab. 12: Übersicht der Versuchsergebnisse je Material und Milieu.

		Flexitime	Impregum	Panasil
Feucht*	Mit Gewicht*	+	-	+/-
	Ohne Gewicht	+/-	-	+
Trocken	Mit Gewicht	=	+	=
	Ohne Gewicht	+/-	+	-

***Realistische Vorgaben**

Aus Tab.12 ist ersichtlich, dass bei der Betrachtung von maximaler Penetration ohne Einwirkung von Druck im trockenen Milieu der Polyether das Material der Wahl ist.

Während unter feuchten Bedingungen, ohne Gewicht das A-Silikon Panasil tiefer in den Sulcus eindringt.

Beständige Zuverlässigkeit unter beiden Versuchsbedingungen mit Lastauflage zeigt das A-Silikon Flexitime.

Da in der Zahnheilkunde auf einen Materialträger als Abformhilfe in den seltensten Fällen verzichtet werden kann, und auch von absolut trockenen Voraussetzungen klinisch nicht auszugehen ist, gilt innerhalb der tabellarischen Aufführung die Durchführung im feuchten Milieu mit Einfluss von Druck als realistische Versuchsdurchführung.

Unter diesen Versuchsvorgaben (feucht, mit Gewicht) drängen die A-Silikone Flexitime (s. Kap. 5.1.2) und Panasil (s. Kap. 5.1.3) weiter zum Sulcusfundus vor.

Könnte man im oralen Milieu für absolute Trockenheit sorgen, und diese über den penetrationsrelevanten Zeitraum von ca. 5 ms nach Applikation der Abformhilfe gewährleisten, liefert das Polyethermaterial tiefere Sulcuspenetrationswerte.

6. DISKUSSION

6.1 Diskussion der Pilotmessungen zur Evaluierung des Modells:

6.1.1 Materialien: (s. Kap. 4.1.4, Kap. 4.3.1)

Entsprechend den beiden vorausgegangenen Studien [1, 13, 18], die die Verwendung eines Sulcusfluidflowmodells beschreiben, wurde in der vorliegenden Tübinger Studie mit Abformmaterialien unterschiedlicher Stoffklassen, verschiedener Hersteller gearbeitet (s. Kap. 4.3.1).

Dabei wurden drei Abformmaterialien, aus zwei Stoffklassen (Polyether und A-Silikon) zur Erprobung ausgewählt.

Als Versuchsergebnis des Tübinger Modells konnte bei der vergleichenden Gegenüberstellung von Polyether und A-Silikon gezeigt werden, dass das Penetrationsverhalten und damit die Fließfähigkeit der ausgewählten Abformmassen von den jeweiligen Versuchsbedingungen abhängig ist.

Unter klinischen Versuchsbedingungen, also im feuchten Milieu mit Gewichtauflage dringen die beiden ausgewählten Typ 3 A-Silikonmassen weiter in den Sulcuspalt ein, als der Polyether.

Im Produktprofil des Polyetherherstellers [11] wird die Thixotropie der Polyetherabformmassen hervorgehoben.

Es handelt sich hierbei um die Eigenschaft eines Fluids, bei konstanter Scherung über eine Zeitachse X , die Viskosität abzubauen.

Dieser Definition zufolge wird das Polyethermaterial beim Eindringen in den Sulcus durch die resultierende Scherbeanspruchung dünnfließender. Sobald die Scherbeanspruchung aussetzt, wird die ursprüngliche Viskosität wieder hergestellt.

Durch die Druckapplikation auf die Polyetherabformmasse Impregum wird diese nach der Ausrichtung des Kristallgitters der Triglyceride dünnfließender [13]. Dies entspricht den strukturviskösen Eigenschaften der Polyether. Mittels Druck durch Applikationspistolen und Abformlöffel (s. Kap. 9 S. 122-124) kann auch in der durchgeführten Studie eine verbesserte Penetration in den Sulcus für beide Versuchsvarianten (feucht und trocken) bewirkt werden.

Dabei ist der Einfluss von Druck auf die Polyethermasse im feuchten Milieu geringer als unter trockenen Bedingungen.

Auch die A-Silikone weisen eine sog. Scherverdünnung auf.

Die tiefere Sulcuspenetration der A-Silikone unter den gegebenen Bedingungen begründet sich jedoch auf einer zusätzlichen Tensidbeimengung der Basispaste. Bezüglich dieser Eigenschaft wird auf die Produktbeschreibung des Panasil initial contact x-light body von Kettenbach verwiesen (s. Kap.9 S. 125-127).

Für die verbesserten Eigenschaften der Sulcuspenetration spielt die Oberflächenspannung der Modellstrukturen eine wichtige Rolle. Tenside senken die Oberflächenspannung von Wasser und wirken als Netzmittel zwischen fester (= hier: Modellsulcus) und „flüssiger“ Phase (= hier: Abformmasse).

In der vorliegenden Studie könnten Tenside die Oberflächenspannung des Speichelersatzmediums herabgesetzt haben, so dass dieses als Netzmittel zwischen Sulcus und Abformmasse wirkt.

Die deutlichen Penetrationsunterschiede innerhalb der Stoffklasse der A-Silikone (also von Flexitime und Panasil) lassen sich auf die jeweilige Zusammensetzung der unterschiedlichen Materialien verschiedener Hersteller zurückzuführen.

Die detaillierte Zusammensetzung der erprobten A-Silikone ist leider nicht zugänglich, so dass von Unterschieden auf molekularer Ebene, in Struktur und Inhaltsstoffen auszugehen ist, welche auf die Penetrationseigenschaften Einfluss nehmen.

6.1.2 Technik:

- **Sulcustiefe und Breite (s. Kap. 4.1.2, Kap. 4.1.5)**

In der vorliegenden Studie wurden Sulcusmaße gewählt (Tiefe 2,75 mm und Breite 0,5 mm), die physiologisch begründbar sind.

Geht man von den klinischen Dimensionen eines gesunden gingivalen Sulcus aus, so lassen sich bei einer Sulcustiefe von 1-2 mm üblicherweise keine pathologischen Veränderungen finden.

Bei Entzündungsfreiheit treten keine für die Abformung nennenswerten Mengen an Sekret oder Sulcusfluid aus der Zahnfleischtasche bzw. am Sulcusfundus aus. [3, 10].

Der Sinn einer Studie, die Abformmassen unter feuchten und trockenen Bedingungen darstellt und beobachtet, wäre in Frage zu stellen, wenn ein solcher Fall unter physiologischen Vorgaben nicht eintritt.

Umgekehrt bleibt die Frage zu stellen, warum man mit Flüssigkeiten arbeiten sollte, die der Sulcusflüssigkeit in Zusammensetzung und Viskosität entsprechen, wenn bei einer Sulcustiefe, wie sie in anderen Studien [1, 8, 13, 18, 21-25] zu Grunde gelegt wurde, eher davon auszugehen ist, dass Speichel von oben in die Tasche gelangt, anstatt Sulcusfluid von unten austritt. Dieses Szenario ist wahrscheinlich, da eine absolute Trockenlegung klinisch nicht erreicht werden kann.

Um diesen Überlegungen gerecht zu werden, und dabei nahe an der Realität zu bleiben, wurde ein Sulcus mit einer durchschnittlichen Tiefe von 2,75 mm, also bereits im milden pathologischen Bereich gewählt, dessen Fundus über die Membran (Vlies) geringfügig befeuchtet wurde. Über Perforationen der Modeldeckplatte sowie zentral in den Sulcusspalts wurde durch Betropfung Flüssigkeit zugeführt, um einen Speichelübertritt vor bzw. während der Abformung durch unzureichende Trockenlegung zu simulieren.

Die Sulcusbreite wurde mit durchschnittlich 0,5 mm festgelegt.

Eine Variabilität durch das jeweils verwendete Retraktionsmittel ist allgemein möglich.

- **Flüssigkeit bei feuchter Umgebung (s. Kap. 4.3.1)**

Die Verwendung einer isotonischen Lösung aus NaCl/ Milchsäure mit $\text{pH} = 2,4$ (s.Kap 4.3.1) simuliert die Erprobung ausgewählter Abformmaterialien unter extremer Einwirkung des pH-Wertes der Speichelerersatzflüssigkeit auf die Materialeigenschaften.

Es ist bekannt, dass unter stark sauren Bedingungen eine Polyadditionsreaktion stattfinden kann, die unter dem Namen kationische Polyaddition bekannt ist [7, 12]. Dabei wirkt die Anwesenheit von Säuren katalytisch für den Reaktionsmechanismus.

Bei Milchsäure handelt es sich um eine Carbonsäure, die als Katalysator wirken kann.

Bei Polyethern ist unter diesen Umständen zu berücksichtigen, dass dies zu einer schnelleren Ringspaltung durch die katalytische Funktion führt und anschließend reaktionsfähige Moleküle zur Polymerisation bzw. Vernetzung veranlasst werden [11, 12].

Führt man diesen Gedanken zu Ende, sollte eigentlich das Eindringverhalten bzw. die Hydrophilie des Polyethers durch die beschleunigte Ringspaltung und Freilegung der reaktiven Gruppen durch die Anwesenheit von Milchsäure zusätzlich verstärkt werden, gleichzeitig wird aber auch durch kationisch angeregte Polyaddition die Vernetzung des Polyethers beschleunigt und die Fließfähigkeit reduziert.

Die Verwendung von destilliertem Wasser als Versuchsflüssigkeit könnte zu Vergleichszwecken mit anderen Verfahren, wie der Kontaktwinkelmessung [11, 14, 15] eine Alternative bieten.

Eine realitätsnahe Vergleichsstudie mit korpuskulären Anteilen, wie Entzündungszellen und Entzündungsmediatoren, wäre sicherlich eine weitere Herausforderung.

- **Druckeinwirkung (s. Kap. 4.3.2)**

Bei der Auswahl der Gewichtauflage sollte die Kraftausübung auf einen Einzelzahn bei der Abformung berücksichtigt werden. Bezüglich dieses Vorhabens sind der Literatur keine Daten zu entnehmen. Daher stützt sich die Lastauflage von 148,60 g auf das für Fließfähigkeitsmessungen angewandte Senkgewicht des Haifischflossentests (s. Kap. 9 S. 124). Es ist davon auszugehen, dass es sich hierbei um die Gewichtauflage handelt, die bei einer Abformung mit Abformhilfe eines vollbezahnten Kiefers mit 14 Parodontien (ohne Weisheitszähne) auf jeden Einzelzahn gleichmäßig verteilt wird.

Dabei bleibt unklar, ob es sich um die Simulation einer Doppelmisch-[2, 6] oder Korrekturabformung [7] handelt.

In den durchgeführten Versuchsreihen hat die Gewichtauflage den Vorteil, dass dadurch eine Druckapplikation von oben simuliert werden kann, die mit der Verwendung einer Abformhilfe gleichzusetzen ist. Es konnte so auf die Herstellung eines individuellen Löffels verzichtet werden, der durch alleiniges Auflegen einer zu großen Dimensionierung entsprechend der Gewichtvorgaben von 148,60 g bedurft hätte.

Beeinträchtigungen bezüglich der Sicht und der Handhabung bei der Versuchsdurchführung wären die Folge gewesen.

Um ein gleichmäßiges Einsinken zu garantieren, hätte der Löffel entweder gehalten oder fixiert werden müssen.

6.1.3 Schlussfolgerung:

Als Resultat der Studie (s. Kap. 5) lässt sich unter den dargestellten Versuchsbedingungen (s. Kap. 4.3.2) eine den Herstellerangaben [11] entgegengesetzte Entwicklung der Polyetherabformwerkstoffe bezüglich ihrer verbesserten Sulcuspenetration anhand des konstruierten Modells und der gewonnenen sulcären Eindringtiefen beobachten.

Setzt man die Sulcustiefe von 2,75 mm als 100 %-Befüllung voraus, so erreichen lediglich die A-Silikone (Flexitime von Heraeus Kulzer) unter feuchten Umständen mit Gewicht (s. Kap. 5.1.2 Abb. 21) und (Panasil aus dem Hause Kettenbach) im feuchtem Milieu ohne Gewicht annähernd diese Tiefenwerte bzw. Penetrationstiefen darüber hinaus.

Unter absolut trockenen Bedingungen, wie sie unter realistischen Bedingungen vom Behandler klinisch nicht geschaffen werden können, dringt der Polyether Impregum (s. Kap. 5.1.1 Abb. 19) tiefer in den Sulcus ein als die beiden A-Silikone. Eine vollständige Befüllung bis zu 2,75 mm in die Tiefe des Sulcus wird nicht erreicht.

Es handelt sich bei der festgelegten Sulcustiefe von 2,75 mm um einen Wert im milden pathologischen Bereich. Extreme Situationen wie sie bei schweren parodontal und kariös geschädigten Situationen innerhalb des Zahnbestandes anzutreffen sind, werden bei einer Sulcustiefe von 2,75 mm nicht berücksichtigt. Die höchste Eindringtiefe der getesteten Materialien mit 3,7 mm unter feuchten Voraussetzungen mit Gewicht wird von dem A-Silikon Flexitime erreicht.

6.2 Diskussion der Modellkonstruktion

6.2.1 Materialien:

- **Die Modellkonstruktion, die Manschette und das Implantat**
(s. Kap. 4.1.1, Kap. 4.1.4)

Das dargestellte Modell bietet durch die visuelle Darstellung und Aufzeichnung sowie die Analyse der gewonnenen Filmdateien (s. Kap. 4.5 Abb. 15-18) Vorteile.

Das Verfahren ermöglicht eine von der Abformung unabhängige Auswertung jedes Einzelversuchs.

Bei der Gegenüberstellung der Penetrationstiefen der jeweiligen Materialien während der ersten Millisekunden der Abformung entstehen sichtbare und messbare Differenzen.

Auf die Vermessung der Abformung im abgebundenen Zustand kann verzichtet werden.

Ungenauigkeiten infolge von Übertragungsmängeln in andere Werkstoffe (z. B. Gips) sind auszuschließen.

Mit der Manschettenversion der Tokioer Studie [1] lässt sich bereits ein rechteckiger Sulcus darstellen. Die Tübinger Manschette ermöglicht eine konkave Adaption am Implantatrohling. Durch das konvex aufgewölbte Ledervlies am Grund der Manschette wird ein dem physiologischen Sulcus entsprechender Spalt in Form, Verlauf und Ausdehnung reproduziert. Die Materialauswahl zur Manschettenherstellung war mit Schwierigkeiten verbunden (s. Kap. 4.1.5). Da die Konkavität am Implantathals nicht als Bogenmaß ermittelt werden konnte, musste ein Material gefunden werden, welches sich durch Anfließen an den Implantatkörper optimal adaptiert.

Es wurde auf die Verwendung von Kunststofffolien zum Tiefziehen innerhalb der Zahntechnik zurückgegriffen. Einerseits können so verschiedene Stärken erprobt und eine perfekte Anlagerung an das Implantat im Sulcusbereich garantiert werden,

andererseits erreicht die Beanspruchung einer Manschette nach einer Versuchsreihendauer von fünf Versuchen durch die Gelatineanlagerung

und die anschließende Reinigung mit Ethanol eine Beanspruchung, der zufolge ein Austausch unumgänglich ist.

Bei einer Metallmanschette aus nicht oder nur schwer korrodierbarem Material, könnte die Konstanz bezüglich der Sulcusmaße je Versuchsreihe zuverlässiger gestaltet werden. Mit einer höheren Eigenstabilität einer halbkreisförmigen Metallmanschette wäre zudem zu rechnen.

Die Kunststoffmanschetten zeigen mit zunehmender Verringerung der Breite und Länge eine Eigenbeweglichkeit und Unhandlichkeit.

Für erste Pilotstudien und die physiologische Darstellung eines Sulcus zur visuellen Analyse haben die verwendeten Kunststoffmanschetten ihren Zweck erfüllt.

Als Zahnstumpfersatz wurde im verwendeten Modell ein Zylinder-Schrauben-Implantatrohling aus Titan der Firma Straumann gewählt, da durch dessen Unterschnitt am Implantatthals eine Simulation der anatomischen Struktur des Übergangs vom Zahnfleisch zum Zahn erreicht wird.

Die Verwendung von Titan hat aufgrund guter chemischer Beständigkeit den Vorteil, dass durch das Feuchtmilieu des Modells wie auch durch die Behandlung mit Reinigungslösungen, keine Materialbeeinträchtigungen zu erwarten sind.

Bei der Modellkonstruktion aus Tokio [1] wurde von einer Darstellung der Zahnstruktur abgesehen.

Die Interaktion der Modellelemente mit Abformmasse und Feuchtigkeit sind daher zu vernachlässigen.

In Gießen [8, 13, 18] wirkte man mit der Wahl eines V2A-Stahles der Schädigung und den Verschleißerscheinungen durch das einwirkende Versuchfluid entgegen.

- **Die verwendeten Modellwerkstoffe und Flüssigkeiten**
(s. Kap. 4.1.4, Kap. 4.3.1)

Wie bereits beschrieben, beruht die Verwendung von Kunststoffmanschetten auf der Gestaltung des bogenförmigen Verlaufs als Platzhalter für die Ausformung des Sulcusspalts.

Die Eigenschaften von Titan hingegen ersetzen den V2A-Stahl aus Gießen.

Die aus Messing gefertigte Verankerung, also der Sockel und die Deckplatte des Modells sind aus werkstoffkundlicher Sicht korrosionsanfällig. Es handelt sich jedoch um Modellbestandteile, deren Herstellung (s. Kap. 4.1.3) schnell und ohne besondere Schwierigkeiten jederzeit erfolgen kann.

Zudem besteht kein direkter Kontakt zu den Abformmaterialien, so dass hier kein Einfluss auf die Resultate zu erwarten ist.

Vorteilhaft erwies sich die Messingverankerung bezüglich ihrer Wärmeleitfähigkeit, so dass die Arbeitstemperatur von 27 °C ohne Probleme auf den Modellblock übertragen werden konnte.

Für die visuelle Darstellung des Geschehens im Sulcusbereich und die optische Übertragung in eine aussagekräftige Filmdatei kam, als Barriere für das Abformmaterial und die Gelatine zum Kameraobjektiv hin, nur ein Mikroskopiedeckglas in Frage.

Mit einer Winkelklemmvorrichtung aus Aluminium wurde die dünne Glasscheibe am Modellsockel fixiert. Entsprechend den metallischen Eigenschaften von Aluminium ist es gelungen, über die Alu-Winkel auf das Deckglas eine Pressfixation zu übertragen und dieses so ausreichend dicht am Modell zu befestigen. Die erfolgreiche Adaption hängt dabei maßgeblich von der Kraftdosierung der Fixationsschrauben ab. Die Konstruktionseinbindung eines Plexiglasses zeigte eine verschlechterte optische Darstellung über die Kamera.

Um Verunreinigungen auszuschließen, wurde je Versuchsdurchführung ein neues Deckglas der im Handel erhältlichen Größe 21 mm Höhe x 26 mm Breite eingesetzt.

Bei der Verwendung von Gelatine lässt sich zunächst der Vorteil einer schnellen und unkomplizierten Verarbeitung anführen.

Sofortgelatine kann im kalten Zustand in gewünschter Dosierung angemengt werden und hat sich für den geringen Bedarf zur Befüllung der Trichteröffnung bewährt. Die weiche Druck aufnehmende Struktur der Gelatine Masse simuliert in den Versuchsreihen mit Last die Kompression der Gingiva und somit auch den eventuell erschwerten Einstrom der Abformmasse in den Sulcus. Trotz aller Bemühungen, den Eigenschaften der natürlichen Gingiva gerecht zu werden, ist es nicht möglich mit Gelatinegel unter physiologischen Temperaturen von 36,5 °C [16] zu arbeiten, da eine Verflüssigung über 27 °C eintritt.

Mit Agar Agar, der für einen Temperaturbereich von 36,5 °C geeignet ist, trat in Vorversuchen das Problem der ungleichmäßigen Durchmischung der Masse auf. Nachteilig zeigte sich die trübe Graufärbung des Agar Agar, die die Auswertung der Filmdateien durch Kontrastverlust erschwerte.

- **Die ausgewählten Abformwerkstoffe (s. 4.3.1 Abb.11)**

Die Erprobung des Modells wurde anhand drei niedervisköser (Typ 3) Abformmassen durchgeführt.

Aufgrund der Literatur- und Herstellerangaben bot es sich an, Materialien aus zwei verschiedenen Stoffklassen (s. Kap. 2.4) in der Studie zu erproben.

Es wurde ein Polyetherabformmaterial, welches als besonders hydrophil in der Fachliteratur [7, 12] beschrieben wird und zwei additionsvernetzte Silikone [7, 12] bezüglich ihrer Penetrationseigenschaften des dentalen Sulcus gegenüber gestellt.

Eines der beiden dünnfließenden A-Silikone, aus dem Hause Kettenbach [4, 5], wurde infolge vorausgegangener Kontaktwinkelmessungen [14, 15] und den dabei beobachteten hydrophilen Eigenschaften als Studienmaterial aufgenommen.

Die niedervisköse Konsistenz (Typ 3) jeder Stoffklasse wurde ausgewählt, da genau dieser Abformmaterialien-Typ während der zahnärztlichen Abformung mit den Strukturen des gingivalen Sulcus konfrontiert wird.

Dabei hat sich die manuelle Dosierung über die Applikationspistole im Versuch als verbesserungswürdig gezeigt.

Es ist manuell nicht möglich eine präzise Übereinstimmung der Materialmenge innerhalb der einzelnen Versuchsreihen je Abformmaterial zu gewährleisten.

Da das Eigengewicht und der entstehende Druck von oben offensichtlich Einfluss auf die Sulcuspenetration haben, besteht die Notwendigkeit eine mechanische Dosierhilfe zu integrieren.

Von Vorteil wäre eine mechanische, halbkreisförmige Bewegung, die eine gleichmäßige Befüllung pro Bewegungsabschnitt garantiert.

6.2.2 Technik:

- **Die verwendeten technischen Geräte (s. Kap. 4.3.3)**

Als vorteilhaft hat sich die Heizplatte (TECHNE DRI-BLOCK DB-2D) für die Anwärmung des Modellsockels auf 27 °C erwiesen.

Aufgrund der geringen Modellmaße ging ein Großteil der Plattentemperatur auf die Raumlufte über. Dies führte zu einer Erwärmung des Laborraumes, so dass nach zehn Versuchen eine Unterbrechung von einer halben Stunde bei abgestellter Heizplatte und Beleuchtung zur Regulierung der Zimmertemperatur notwendig war.

Über ein digitales Thermometer mit Außen- und Innenfühler

(s. Kap. 4.3.3 Abb.14) gelang es, die Modellblocktemperatur und die Umgebungstemperatur auf die gewünschten Versuchsparameter abzustimmen und gegebenenfalls durch Vorwärmen oder Kühlen gegenzusteuern.

Für die Verarbeitung der Abformwerkstoffe wurde eine Zimmertemperatur von 21 °C gewählt und damit der Verarbeitungs- bzw. Lagerungstemperaturbereich von 18 °C bis 25 °C der verwendeten Abformmassen eingehalten. (s. Herstellerangaben Kap.9 S. 120-127). Im Vergleich zu den physiologischen Werten von 36,5 °C [16] liegen für die Abformwerkstoffe deutliche erniedrigte Temperaturbedingungen zur oralen Realität vor.

Eine zentrale Bedeutung in der gesamten Versuchskonstruktion hat die optische Apparatur zur Aufzeichnung (s. Kap. 4.3.3 Abb.13) der Materialinsertion.

Die Versuchseinbindung der Kamera bietet erstmals bei Sulcusfluidflow-modellen die Möglichkeit, unmittelbar während der Befüllung, des Einfließens und der Kontaktaufnahme mit den umliegenden Strukturen (s. Kap. 4.5 Abb.16-18), die ersten für die Abformung relevanten Sekunden (s. Kap. 4.4) genau zu erfassen.

Für die Datengewinnung und Erschließung der Messwerte ist es von Vorteil, das entsprechende Zeitintervall in Einzelbilder zu unterteilen.

Erstmals konnte mit dieser Technik die direkte Messdatenerfassung im Längsschnitt unter feuchten Bedingungen aufgezeigt werden. Diese Methodik berücksichtigt die Differenzen der Sulcuspenetration verschiedener Abformmaterialien im nichtabgebundenen Zustand und bringt eine Zeitersparnis gegenüber den indirekten Verfahren [8, 13, 18] mit sich.

- **Der Versuchsablauf (s. Kap. 4.3.2)**

Im Allgemeinen lassen sich alle beschriebenen Handgriffe vor und während des Versuches gut als Einzelperson bewerkstelligen.

Für die zeitnahe Betätigung des Aufnahmeapparates am Computer und dem Einbringen der Abformmasse wäre die Hilfe einer weiteren Person sinnvoll.

Im Gegensatz hierzu bleibt der recht begrenzte Aktionsraum zwischen Modell plus Heizgerät und Computer mit Kamera plus Beleuchtung zu berücksichtigen (s. Kap. 4.3.3 Abb.13).

Kritisch sind die aufwendigen Vorbereitungen des Modells und die somit investierte Zeit im Vergleich zur reinen Versuchsdauer von etwa einer Minute zu betrachten.

- **Die Auswertung und Gegenüberstellung der Abformmaterialien (s. Kap. 4.4)**

Die Auswertung der gewonnenen Filmdateien bzw. der Einzelbilder von 22 Versuchen wurden in Anlehnung an das Verfahren der japanischen Forschergruppe [1] durchgeführt.

In der Tübinger Studie wurde mittels einer Überwachungskamera mit hochauflösendem 5-fach Objektiv gearbeitet.

Über die Computersoftware Movie Programm Magix Video deluxe 2006/07 erfolgte die Darstellung in Einzelbildsequenzen.

Die Eingliederung der Meß- und Referenzlinien (s. Kap. 4.5 Abb. 15) sowie die Auswertung der Eindringtiefe, Sulcusbreite und Sulcustiefe für jedes der gewonnenen 1320 Bilder erfordert ein hohes Maß an Zeit und bedarf für weitere Studien der Optimierung.

Dabei stellt die größte Herausforderung die vertikale Konstruktion des Modells dar.

Denn bei einem horizontalen Aufblick auf das Modell, wären eine Justierung unter dem Mikroskop, die Bearbeitung mit der zugehörigen Software bzw. integrierter Kamera möglich gewesen.

Die aufwendige Datenerhebung wäre somit merklich vereinfacht worden.

6.2.3 Anregungen für weitere Experimente:

Da diese Studie die Konstruktion und Herstellung eines der Physiologie und Anatomie des menschlichen Sulcus entsprechenden Modells abhandelt, bieten sich nach weiterer Optimierung des Studienmodells zahlreiche Gedankenspiele zur Fortführung der Versuchsreihen an.

An erster Stelle ist hierbei die Verwendung weiterer, natursimultaner Werkstoffe bezüglich des Gingivaersatzes sowie der Sulcusfluidersatzflüssigkeit zu erwägen.

Es kämen bei Kontrastverbesserung Versuchsreihen mit Agar Agar in Betracht, welcher durch seine erhöhte Wärmetoleranz ein Arbeiten unter Körpertemperatur ermöglichen könnte.

Der Einsatz von Speichelerersatzmedien mit einem pH-Wert von 6,6-7, wie er in der Mundhöhle vorzufinden ist, könnte als Grundlage für weitere Messreihen dienen.

Unter Berücksichtigung der bereits vorliegenden Daten besteht die Möglichkeit, die Einflussnahme des pH-Wertes auf die Penetrationseigenschaften der Abformwerkstoffe zu analysieren.

Bezüglich des Benetzungsverhaltens kämen auch Gegenüberstellungen von Extremsituationen mit rein polarer kontra rein unpolarer Flüssigkeit in Frage. Um einen Vergleich mit Wasser-Kontaktwinkelmessungen zu ermöglichen, wäre sicherlich eine Versuchsserie mit destilliertem Wasser anzustreben. Zu berücksichtigen ist weiterhin, dass sich im Sulcusfluid (s. Kap. 9 S. 117-119) und vor allem im Blut, korpuskuläre Anteile und Proteinanteile befinden. Die Auswirkung dieser Bestandteile auf die zahnärztliche Abformung und damit auch auf die Eigenschaften der Abformmassen bedarf einer ausführlichen Erforschung.

Unter rein technischen Aspekten lassen sich mit dem vorliegenden Modell, welches unter den Vorgaben der Modell- und Versuchsvariabilität konstruiert wurde, eine Vielzahl von Veränderungen bezüglich der Sulcusbreiten und Tiefen vornehmen. Es ist fast jede Art der Kombination zu Studienzwecken denkbar.

Auch innerhalb der gängigen Abformtechniken bietet sich eine Auswahl an Versuchsvarianten für neue Versuchsreihen an.

Beispielsweise die Verwendung von Retraktionsfäden zur Trockenlegung oder anderen sulcusweitenden Materialien.

Es könnte im Vergleich die Doppelmischabformung [7] mit der Korrekturabformung [3, 6] und deren jeweilige Eindringtiefe untersucht werden. Die größte Vielfalt an Versuchsvariationen besteht sicherlich in der Auswahl der Abformmaterialien.

Möchte man dieses Modell auch für die zahnärztlich-chirurgischen Fachbereiche wie die Implantologie erschließen, so könnte man durch eine kleine Abänderung an der Höhenlage des Implantatkörpers im Sockel und der entsprechenden Versuchsdurchführung mit individuellen Löffeln und Längsschnitten eines Abutments, eine Einzelimplantatabformung simulieren. Als Studienvorgabe könnte die detailgetreue Erfassung des Übergangs vom Abutment zum Implantatkopf dienen.

Allgemein bietet das Tübinger Modell in der Kombination mit den im Versuchsaufbau angewandten Geräten zur Temperaturregulierung, Aufzeichnung und Auswertung eine Basis für eine Vielzahl an vorstellbaren Versuchsreihen.

Dabei lebt die Konzeption und Durchführung von der Kreativität des Wissenschaftlers und der Nähe zur klinischen Realität.

6.2.4 Schlussfolgerung:

Es lässt sich rekapitulieren, dass es gelungen ist mit einfachen Mitteln und gängigen Materialien ein Simulationsmodell zu konzipieren, dessen Realitätsbezug in vielerlei Hinsicht gelungen ist.

Trotz einiger Schwierigkeiten konnte die Funktionstauglichkeit der Abformung des Sulcus mittels visueller Darstellung auf Basis einiger Pilotversuche bewiesen werden.

Dabei ist der limitierende Faktor meist nicht der Ideenreichtum oder die Phantasie, mit der dieses Modell variiert und verbessert werden könnte, sondern die Kosten-Nutzen Frage.

Da sich bereits innerhalb erster Versuchsreihen Messwerte deuten ließen und noch viel Potential in der Weiterführung der angedachten Versuchsmöglichkeiten besteht, könnte mit gezielter Investition und Verbesserung der Mängel ein weiterer Schritt zur Erforschung der Umstände einer gelungenen zahnärztlichen Abformung bewältigt werden.

7. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Studie wird das Penetrationsverhalten von drei ausgewählten niederviskösen, elastomeren Abformmaterialien unterschiedlicher Werkstoffklassen während der dentalen Abformung unter visueller Darstellung des gingivalen Sulcusraumes erprobt.

Anhand eines speziell für die Simulation physiologischer Bedingungen des oralen Milieus konstruierten Sulcusmodells wird die Eindringtiefe der jeweiligen Abformmasse veranschaulicht und analysiert.

Material und Methoden: Es handelt sich hierbei um ein den anatomischen Strukturen nachempfundenes Implantatmodell, welches zur Testung der Penetrationseigenschaften von zwei A-Silikonem und einem Polyetherabformmaterial zur Anwendung kam. Dabei wurden Versuchsreihen mit und ohne Flüssigkeitsapplikation sowie mit und ohne Gewichtauflage durchgeführt. Die Datenaufzeichnung erfolgte visuell mittels einer Makroskopiekamera. Anschließend wurde eine Auswertung der aufgezeichneten Filmdateien über Einzelbilder und das Vermessungsprogramm Image Pro Plus vorgenommen.

Ergebnisse: Das getestete Polyethermaterial verhielt sich unter absolut trockenen Bedingungen mit und ohne Gewicht am zuverlässigsten und erreichte hier maximale Sulcuspenetrationstiefen.

Unter feuchten Voraussetzungen lagen die Eindringtiefen der beiden A-Silikone über denen des Polyethers.

Dabei spielte die Druckapplikation lediglich bei den A-Silikonem eine Rolle. Unter klinischen Bedingungen waren die Penetrationstiefen des Polyethermaterials herabgesetzt.

Eine 100 %-Befüllung bei Sulcustiefen von 2,75 mm und Breiten von 0,5 mm wurde nur von den A-Silikonem im feuchten Versuchsmilieu erreicht.

Schlussfolgerung: Die getesteten A-Silikone verhalten sich gegenüber der verwendeten Polyetherabformmasse bezüglich der effektiven Penetrationstiefe, unter feuchten Versuchsbedingungen mit Lastauflage, erfolgsversprechender. Die Entwicklung und Erprobung des Tübinger Modells bietet insgesamt eine vielversprechende in vitro Studie zur Simulation des oralen Milieus.

Dabei liefert besonders die Variabilität der Modellkonstruktion für weitere Studien ein hohes Potential bezüglich der Evaluation klinischer Fragestellungen.

8. LITERATURANGABEN

1. Aimjirakul P, Masuca T, Takahashi H, Minura H (2003) Gingival sulcus simulation model for evaluating the penetration characteristics elastomeric impression materials.
Int J Prosthodont 16: 385-389
2. Dannenberg W (2001) Die geschlossene Mundabformung.
Anwenderbericht.
ZMK 17: 608-611
3. Hellwig E, Klimek J, Attin Th (2003) Einführung in die Zahnheilkunde. 3. Auflage
Urban & Fischer Verlag, München. Jena.
4. Kettenbach, News (2006) Neuprodukteinführung. Panasil initial contact.
Überzeugend hydrophil.
Pressemitteilung, Eschenburg.
5. Kettenbach GmbH & Co. KG. (2007) Leitfaden 2007 für den Zahnarzt.
Panasil initial contact.
Leitfaden, Eschenburg.
6. Körber K (1995) Zahnärztliche Prothetik. 4. Auflage
Georg Thieme Verlag, Stuttgart. New York.
7. Körber K, Ludwig K (1993) Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie.
2. Auflage
Georg Thieme Verlag, Stuttgart. New York.
8. Koniaris A (1999) Vergleich von derzeit gebräuchlichen Abformmaterialien und -
techniken mit Hilfe eines Sulcus-Fluid-Flow-Modells.
Dissertationsschrift, Justus Liebig Universität Gießen.

9. Krüger E (2007) Dental Atlas. Medeco-online. Herstellung von Kronen und Brücken.
Prothetische Zahnheilkunde.
Bildungsverlag EINS GmbH
10. Lautenbach E (1992) Wörterbuch Zahnmedizin: Zahn Mund Kiefer Gesicht.
Verlag für Zahnmedizin, Hanau.
11. 3M Espe (2007) Impregum Penta Soft, Impregum Penta H Duo Soft
Impregum Penta L Duo Soft, Impregum Garant L Duo Soft.
Technisches Produkt Profil.
12. Marxkors R, Meiners H (1993) Marxkors/ Meiners: Taschenbuch der
Zahnärztlichen Werkstoffkunde. 4. Auflage
Carl Hanser Verlag, München Wien. 17-22.
13. Nave SB (2001) Untersuchungen zum Polyetherabformmaterial Impregum Penta
Soft.
Dissertationsschrift, Justus Liebig Universität Gießen.
14. Rupp F, Lee H-R, Axmann D, Groten M, Geis-Gerstorfer J (2005) Quantifizierung
der Benetzungseigenschaften von hydrophilierten A-Silikonem und Polyethern
während der Applikationsphase.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 60: 587-592
15. Rupp F, Axmann D, Geis-Gerstorfer J (2008) Effect of relative humidity on the
hydrophilicity of unset elastomeric impression materials.
Int. J. Prosthodontics 2: 69-71
16. Schmidt RF, Thews G, Lang F (2000) Physiologie des Menschen. 28. Auflage
Springer Verlag, Berlin. 814-815
17. Schwenzler N (1994) Zahn-Mund- und Kieferheilkunde. Band 3. 2. Auflage
Lehrbuch zur Aus- und Fortbildung in 5 Bänden. Prothetik und Werkstoffkunde.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart. New York.

18. Uhlig BC (1998) Entwicklung eines Sulcusfluid-Flow-Modells zum Vergleich von Abformmaterialien und -techniken unter standardisierten Bedingungen.
Dissertationsschrift, Universität Münster.
19. Universität Halle-Wittenberg. (2003/ 04) Material und Methoden untersuchter Prothesenkunststoffe.
Dissertationen online: Sundoc. Bibliothek, Universität Halle.
20. Vakay RT, Kois JC (2005) Universal paradigms for predictable final impressions.
Compendium of Continuing Education in Dentistry. Mar;26(3): 199-200
21. Wöstmann B, Koniaris A, Ferger P (1999) Abformgenauigkeit und Lagerungsstabilität moderner C-Silikone.
Dtsch. Zahnärztl. Z 54: 634-636
22. Wöstmann B, Koniaris A, Ferger P (1999) Accuracy of impressions in the wet environment of a sulcus fluid model.
J Dent Res 78: 447
23. Wöstmann B, Koniaris A, Ferger P (1999) Der Einfluß von Feuchtigkeit auf die Abformgenauigkeit in einem Sulkus-Fluid-Flow-Modell.
Dtsch. Zahnärztl. Z 54: 631-633
24. Wöstmann, B (2000) Impregum Penta Soft, Penta H DuoSoft, Penta L DuoSoft, Garant L DuoSoft: ESPE Technical Product Profile.
25. Wöstmann B (2000) 3M ESPE Impregum HB/LB Impression Material:
ESPE Technical Product Profile.
26. Zimmer S (2000) Kariesprophylaxe als multifaktorielle Präventionsstrategie.
Habilitationsschrift, Zentrum für Zahnmedizin Humbolt-Universität Berlin.

9. ANHANG

- **Übersichtstafel der Materialien**

Tab. 13 Verbrauchsmaterialien im Überblick.

Metalle	Messing	Titan	Aluminium
Silikate	Glas		
Biowerkstoffe	Gelatine	Cellulose - Tücher	
Flüssigkeiten	Ethylalkohol	Isotonischer Speichel	dest. Wasser
Kunststoffe	Flexitime	Panasil	Impregum
Sonstiges	Fenstertuch		

- **Speichelzusammensetzung, Sulcusfluid und Alternativen [16]**

Die physiologische Zusammensetzung des Humanspeichels:

99 % Wasser und 0,7 % feste Bestandteile, davon: 0,5 % anorganisch
0,2 % organisch

Wichtigste Elektrolyte des Speichels [16]:

Natrium-, Kalium-, Chlorid- und Hydrogencarbonationen

Geringe Ionenkonzentration an [16]:

Phosphat-, Schwefel-, Rhodan-, und Jodidionen

Sonstige Bestandteile [16]:

Enzyme: Amylase, Lysozym,

Glycoproteine: Muzin

Albumine und Globuline: Immunglobulin A

Harnstoff, Harnsäure, Cholesterin,

Vitamine, Phospholipide, Zitate,

Aminosäuren

Blutgruppenantigene

Die Milchsäure des Speichels ist ein Abbauprodukt von Kohlenhydraten und Muzinen infolge bakterieller Einwirkung.

pH-Wert des Speichels bei Ruheseekretion

(0,3-0,8 ml/ 10 min): [10]

zwischen 5,5 und 6,5

pH-Wert des Speichels nach Stimulation

(bis zu 4,5 ml/10 min): [10]

7,7

Gesamtspeichelmenge pro 24 Stunden: [10, 16]

600-1500 ml

- **Die Zusammensetzung des Sulcusfluids : [10]**

(Sulkusflüssigkeit, Sulkusexudat, Gingivalfluid, Taschensekret)

Definitionsgemäß: entzündliches, zellhaltiges Exsudat.

Bei klinisch gesunder Gingiva ist kein Sulcusfluid gewinnbar.

Mit steigendem Entzündungsgrad tritt Sulcusfluid vermehrt auf.

Die Messung der Sulcus-fluid-flow-Rate dient zur quantitativen

Erfassung des Entzündungsgrades. Das Taschensekret spült

Abbauprodukte weg.

Es handelt sich hierbei um ein Serumexudat aus dem Gefäßplexus

unterhalb des Saumepithels. Dieses Exudat sickert durch das

Saumepithel und tritt am Sulcusboden aus.

Sulcusfluid stellt ein Substrat für die Mikroorganismen der subgingivalen

Plaque dar, hat aber auch aufgrund der vorhandenen Immunglobuline

und Abwehrzellen eine antimikrobielle Wirkung. Die Bestandteile setzen

sich aus nicht-zellulären Anteilen wie Elektrolyten, Plasmaproteinen,

Fibrin, fibrinolytische Faktoren und Enzymen zusammen.

An zellulären Anteilen lassen Mikroorganismen und desquamierter

Epithelzellen in der Sulcusflüssigkeit nachweisen.

- **Die Zusammensetzung von in vitro Speichelersatzmedien:**

Fusayama: [19]

Tab. 14 1000 ml Lösung enthalten in gereinigtem Wasser DAB:

Mucin	4,0 g
Harnstoff	1,0 g
Kalziumchlorid	0,6 g
Dinatriumhydrogenphosphat	0,6 g
Kaliumchlorid	0,4 g
Natriumchlorid	0,4 g
Natriumsulfid	0,0016 g
Magnesiumpyrophosphat	0,0016 g

- **Herstellerangaben der verwendeten Abformmassen
(laut Beipackzettel):**

1. *Flexitime von Heraeus Kulzer*

Es handelt sich um ein Polyvinylsiloxan Abformmaterial, das innerhalb des Flexitime Sortiments die Möglichkeit bietet, für alle Abformtechniken individuell zu kombinieren. Von der Verwendung in Kombination mit anderen Silikonmaterialien wird abgeraten.

Dosen sind nach Gebrauch sorgfältig zu verschließen, Verschlüsse nicht zu vertauschen. Aus den Kartuschen zunächst vor Aufsetzen der Mischkanüle etwas Material ausdrücken, - nach Gebrauch die Mischkanüle als Verschluss auf der Kartusche belassen. Bei erneutem Gebrauch entsprechend verfahren.

Verarbeitungshinweis:

Bei allen additionsvernetzten Silikonabformmaterialien kann es bei Kontakt mit Latexhandschuhen, Retraktionslösungen oder frisch gelegten Kompositfüllungen zu Veränderungen im Abbindeverhalten kommen.

Modellherstellung:

Ausgießen der Abformung kann bereits nach 15 min nach Entnahme aus dem Mund erfolgen, keine weiteren Zeiteinschränkungen.

Der Abdruck ist dauerhaft lagerungsstabil.

Empfohlenes Modellmaterial:

Alle handelsüblichen Modellmaterialien sind einsetzbar.

Empfohlen von Heraeus Kulzer:

Klasse III Gips, MOLDANO®

Klasse IV Gips, MOLDASTONE®/ MOLDASYNT®

Galvanisierung:

Abformungen lassen sich galvanisch in üblichen Bädern verkupfern oder versilbern.

Desinfizierung:

Abformungen können in einer wässrigen Natriumhypochloridlösung (5,25 % ig, bis zu 10 min) oder mit anderen für Silikone geeigneten Desinfektionslösungen behandelt werden.

Haftvermittlung:

Empfohlen: Verwendung des Universal Adhesives von Heraeus Kulzer

Lagerbedingungen:

Nicht über 25 °C lagern!

Verwendetes Material aus dem Flexitime Sortiment innerhalb der Studie:

Flexitime Korrekt Flow (Typ 3 leicht fließend)

Farbe der Base: hellgrün

Farbe des Kat.: hellgrau

Mischzeit: 45 s

Gesamtverarbeitungszeit: 2,30 min

Mindest-Mundverweildauer: 2,30 min

Abbindezeit 3,30 – 5,00 min

Shore A Härte: 42

Maximale Verformung unter Druck: 4,6 %

Rückstellung nach Verformung: 99,6 %

Lineare Maßänderung (Schrumpfung): 0,11 %

2. Impregum von 3M Espe

Es handelt sich hierbei um ein Polyether Abformmaterial leicht fließender Konsistenz in der Garant Kartusche.

Das Mischungsverhältnis beträgt nach Volumen: 2 Basispaste : 1 Katalysator. Das Abformmaterial eignet sich aufgrund der geringeren Shore Härte auch ohne zusätzliches Ausblocken gut bei Abformungen mit leichten Unterschnitten.

Anwendungsgebiete:

Abformung von Inlay-, Onlay-, Kronen- und

Brückenpräparationen

Funktionsabformungen

Fixations- und Implantatabformungen

Vorbereitung:

Bei Anfahren einer neuen Kartusche und vor jedem neuen Mischvorgang zunächst ohne Mischkanüle eine Erstmenge Paste ausdrücken bis beide Komponenten gleichmäßig vorströmen.

Anschließend Mischkanüle und Applikationskanüle montieren.

Abformlöffel:

Geeignet sind verwindungssteife, unperforierte Metall-Löffel oder individuelle Löffel aus Kunststoff.

Für eine geeignete Haftung Polyether Adhesive dünn auf den Löffel auftragen und vollständig trocknen lassen (mind. 30-60 s, ideal 15 min).

Retraktion:

Geeignete Retraktionsmittel sind Lösungen auf Basis von Aluminium-Hydroxidchlorid oder Aluminium-Sulfat.

Eine Retraktion mit Epinephrin (Adrenalin)-8 Hydroxychinolinsulfat- und Eisen-III-Sulfat haltigen Fäden oder Ringen kann die Abbindung von Polyether-Abformmassen behindern.

Die abzuformenden Bereiche sind trocken zu halten.

Bei subgingivalen Präparationen ggf. Fäden oder Ringe verwenden.

Vor der Abformung die Reste des Retraktionsmittels durch Spülen und Trocknen gründlich entfernen.

Zeiten:

Verarbeitung ab Mischbeginn: 2,00 min

Abbindung ab Mischbeginn: 5,30 min

Verweildauer im Mund: 3,30 min

Die Verarbeitungszeiten gelten bei 23 °C.

Höhere Temperaturen verkürzen; niedrigere verlängern die Gesamtverarbeitungszeit.

Hygiene:

Die Abformung in eine Standard-Desinfektionslösung einlegen, z. B. Impresept.

Die Dauer richtet sich nach den Angaben des Herstellers.

Bei Impresept 10 min.

Eine zu lange Desinfektion kann zur Beschädigung der Abformung führen.

Nach der Desinfektion die Abformung ca. 15 s unter fließendem Wasser spülen.

Modellherstellung:

Die Abformung frühestens nach 30 min und spätestens nach 14 Tagen mit einem handelsüblichen Spezialhartgips ausgießen.

Um ein blasenfreies Modell zu erhalten, den Abdruck kurz vor dem Ausgießen mit Wasser spülen und trocknen.

Keine Entspannungsmittel verwenden, diese sind bei Polyethern qualitätsschädigend und auch nicht notwendig!

Galvanisierung:

Polyetherabformungen können versilbert werden, eine Verkupferung ist nicht möglich.

Hinweise:

Keine Lagerung unter 18 °C, da die Pasten derart kontrahieren, dass eine exakte Dosierung bei Raumtemperatur nicht mehr möglich ist.

Direkte Sonneneinstrahlung und feuchte Aufbewahrung schädigen den Abdruck.

Polyetherabformungen sollen keinesfalls mit lösungsmittelhaltigen Flüssigkeiten in Berührung kommen. Ein Quellen und ungenaue Modelle können die Folge sein.

Polyether können nur untereinander nicht aber mit Silikon kombiniert werden.

Lagerung und Haltbarkeit:

Das Produkt bei 18-25 °C lagern. Keine Kühlschranklagerung!

Nach Ablauf des Verfallsdatums nicht mehr verwenden.

Die Abformungen trocken unter 30 °C im Dunkeln aufbewahren.

Bei der innerhalb der Tübinger Studie angewandten Abformmasse aus dem Hause 3M Espe handelt es sich um Impregum Garant L Duo Soft®.

Der sog. Haifischflossentest wird bei 3M ESPE zur Veranschaulichung der Fließfähigkeit von Abformmaterialien angewandt.

Dabei handelt es sich um ein rundes Gefäß, welches mit Abformmaterial befüllt wird. Über einen zylindrischen Messkolben mit Schlitzöffnung im Inneren, entsteht beim Aufsetzen und Einsinken des Messkolbens in die Abformmasse ein Prüfkörper, der die Form einer Haifischflosse hat.

Je nach Ausprägung der Flosse können Rückschlüsse auf die Fließfähigkeit der getesteten Abformmasse gezogen werden.

3. Panasil® von Kettenbach

Es handelt sich bei diesem Produkt der Firma Kettenbach um ein sehr dünn fließendes, additionsvernetztes, elastomeres Präzisionsabformmaterial auf Vinylpolysiloxanbasis mit besonders hoher initialer Hydrophilie.

Anwendungsgebiete:

Spritzbares Abformmaterial für die Korrekturabformung, Doppelmisch-, Sandwich- und Putty-Wash-Technik.

Sehr dünnfließendes Abformmaterial für Unterfütterungsabformungen.

Verarbeitungs-, und Abbindezeiten:

Das Abbindeverhalten der in der Studie verwendeten Abformmasse Panasil® initial contact x-light ist temperaturgesteuert.

Abhängig vom Einbringen des Materials in den Mund innerhalb der maximalen Gesamtverarbeitungszeit von 2 Minuten verkürzt sich die Abbindezeit.

Kurze Abbindezeit:

Gesamtverarbeitungszeit: 30 s

Mundverweildauer: 2,45 min

Abbindezeit: 3,00 min

Normale Abbindezeit:

Gesamtverarbeitungszeit. 2,00 min

Mundverweildauer: 2,00 min

Abbindezeit: 4,00 min

Das genaue Einhalten der Gesamtverarbeitungszeit und der Mundverweildauer sichert hervorragende Abformergebnisse.

Eine erheblich von 23 °C abweichende Produkttemperatur beeinflusst die Gesamtverarbeitungs- und Abbindezeit.

Technische Daten:

Mischtechnik: Verwendung der Applyfix 4 Dosierpistole mit statischer Mischkanüle

Lagerungsbedingungen: trocken bei 18-25 °C

Desinfektion: Die Abformungen können mit Silosept desinfiziert werden.

Galvanisierung: Die Abformungen können galvanisch verkupfert oder versilbert werden.

Ausgießen der Abformungen: Die zuvor desinfizierte Abformung kann nach einer Stunde Wartezeit und bis zu 14 Tage danach ausgegossen werden.

Lagerungsbeständigkeit des Abformmaterials: Siehe Kartuschenaufdruck

Lineare Maßänderung: - 0,20 %

Rückstellung nach Verformung: 99,7 %

Verformung unter Druck: 4,5 %

Hinweise:

Panasil® initial contact x-light im Kartuschensystem ist nur mit der Applyfix 4 Dosierpistole zu verarbeiten.

Vor der Korrekturabformung muss die Vorabformung gereinigt, getrocknet und in üblicher Weise freigeschnitten werden.

Vor der Abformung angewendete Lösungen (z. B. Retraktionslösungen) können die Abbindereaktion des Abformmaterials stören und müssen durch gründliches Spraysen und Trocknen entfernt werden.

Modellherstellung:

Für die Modellherstellung sollte die Abformung erst 1 Stunde nach dem Desinfizieren z. B. mit Twestone oder Twerock ausgegossen werden.

Das in der Studie eingesetzte Material der Firma Kettenbach, Panasil® initial contact x-light umfasst die beschriebenen Eigenschaften.

10. DANKSAGUNG

Gestatten Sie mir meinen Dank an allererster Stelle an die beiden Menschen zu richten, deren aufopferungsvolle Unterstützung und liebevolle Umsorgung mich auf meinem bisherigen Weg stets begleitet haben, und ohne deren uneingeschränkten Rückhalt Manches sehr viel schwerer, das Allermeiste jedoch unmöglich gewesen wäre.

- Ich bin Euch dafür unendlich dankbar, Mama und Papa! -

Ein großes Dankeschön geht auch an meine Großeltern, die mich stets mit viel Verständnis und Aufmerksamkeit bedacht haben und mir eine zweite Auffangstelle boten.

- Ein herzliches Dankeschön an Euch! -

Besonders bedanken möchte ich mich bei:

- Herrn Professor Jürgen Geis-Gerstorfer -
für die sprühende Idee, die Überlassung dieses Themas,
ein stets offenes Gehör in allen Belangen
sowie die umfangreiche Betreuung und Unterstützung.

- Herrn Doktor Frank Rupp, Frau Christine Schille, Herr Günter Wedenig -
sowie allen Mitarbeitern der Sektion Werkstoffkunde
der Eberhard-Karls Universität Tübingen,
die mir immer mit Rat und Tat zur Seite standen und so manchen technischen
Sonderwunsch erfüllt haben.

- Herrn Oberarzt Doktor Lars Mühlbradt -
für die vielen guten Zusprüche, wertvollen Tipps,
vor allem aber für endlose Geduld als Zuhörer und Leser der Grobfassung.

- Herrn Alexander Maute und Herrn Doktor Hans-Ernst Maute -
für die großzügige und vertrauensvolle, samstägliche Nutzung der
betriebseigenen Anlagen zur Fertigung der Modellbestandteile und Halbierung
des Titan-Implantats, der Geschäftsleitung der Joma Polytec GmbH.

- Herrn Jürgen Schwarz -
für die Heranführung und Passion zur Zahnheilkunde
sowie die praktische Förderung auf diesem Gebiet,
und nicht zu vergessen für langjährige kompetente zahnmedizinische
Behandlung

- Frau Sabine Wagner -
für die beste Beratung zur rechten Zeit sowie den Zuspruch
einen unkonventionellen Weg zu wagen.

Abschließend möchte allen danken die hier nicht namentlich aufgeführt werden,
jedoch durch Ihre freundschaftliche Begleitung auf meinem bisherigen
Lebensweg vielfältig zum Gelingen und Überspringen so mancher Hürde
beigetragen haben.

- Euch allen vielen Dank, für Euer Vertrauen und Eueren Glauben an mich! -

11.TABELLARISCHER LEBENSLAUF

Persönliche Daten:

Name: Frings

Vorname: Carmen

Geburtsdatum: 4. Juli 1980

Geburtsort: 72379 Hechingen / Deutschland

Familienstand: ledig

Beruf des Vaters: Werkzeugmacher und Formenbauer

Beruf der Mutter: Kinderpflegerin und Erzieherin

Schulischer Werdegang

1987-1991 Besuch der Grundschule in Hechingen

1991-1997 Besuch der Realschule in Hechingen

1996-2004 Nebentätigkeit als „Zahnmedizinische-Angestellte“

4. Juli 1997 Realschulabschluss mit Preis

1997-2000 Besuch des allgemeinbildenden Gymnasiums Hechingen

30. Juni 2000 Allgemeine Hochschulreife / Abitur

Universitärer Werdegang:

WS 2000/01 Zulassung und Immatrikulation für den Studiengang

Zahnmedizin an der Eberhard-Karls Universität Tübingen

4. Oktober 2001 Naturwissenschaftliche Vorprüfung

1. Oktober 2003 Zahnärztliche Vorprüfung

27. September 2006 Zahnärztliche Prüfung/ Staatsexamen an der

Eberhard-Karls Universität Tübingen

28. September 2006 Approbation als Zahnärztin

4. Oktober 2006 Vereidigung als Studienreferendarin/ Berufsschultätigkeit

seit 2. Mai 2007 Tätigkeit als Assistenz Zahnärztin in Hechingen