

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND KIEFERHEILKUNDE
DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG
GESCHÄFTSFÜHRENDER DIREKTOR: PROF. DR. V. STACHNISS
ABTEILUNG FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROPÄDEUTIK UND KIEFER-, GESICHTSPROTHETIK
LEITER: PROF. DR. K. M. LEHMANN

**UNTERSUCHUNG ZUR GENAUIGKEIT VERSCHIEDENER
ABFORMMETHODEN
IN KOMBINATION VERSCHIEDENER ABFORMMATERIALIEN BEI
VERWENDUNG DES BRÅNEMARK[®]-IMPLANTATSYSTEMS**



INAUGURAL-DISSERTATION
ZUR ERLANGUNG DES DOKTORGRADES DER ZAHNHEILKUNDE

DEM FACHBEREICH HUMANMEDIZIN DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG
VORGELEGT VON

JÖRG GLOCKENGIESSER

AUS GIessen

MARBURG 2003

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg am 18. März 2004

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs
Dekan: Prof. Dr. B. Maisch

Referent: Priv.-Doz. Dr. H.-J. Wenz
Koreferent: Priv.-Doz. Dr. R. Mengel

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	2
2.1	VON DER INTRAORALEN SITUATION ZUM MEISTERMODELL	2
2.1.1	Die Abformung	2
2.1.2	Das Modell	8
2.2	EIGENBEWEGLICHKEIT VON ZÄHNEN UND IMPLANTATEN	10
2.2.1	Mobilität natürlicher Zähne	10
2.2.2	Mobilität von Implantaten	10
2.2.3	Weichgewebsreaktionen bei Implantaten	13
2.2.4	Auswirkungen von Fehlbelastungen bei Implantaten	14
2.3	UNTERSUCHUNGEN ZUR PRÄZISION VON ABFORMUNG UND MODELL BEI DER HERSTELLUNG VON IMPLANTATGETRAGENEM ZAHNERSATZ	17
2.3.1	Direktes / indirektes Verfahren	17
2.3.2	Einfluss der Abformmaterialien	18
2.3.3	Schienung der Abformpfosten	18
2.3.4	Reponiergenauigkeit der Abformpfosten	25
2.3.5	Bewertung von Pinmodellsystemen	26
2.3.6	Methoden zur Beurteilung der Messgenauigkeit	27
3	MATERIAL UND METHODE	33
3.1	MATERIAL	33
3.1.1	Verwendetes Implantatsystem	33
3.1.2	Verwendete Abformmaterialien	34
3.1.3	Weitere Hilfsmaterialien	35
3.2	VERSUCHSAUFBAU	35
3.2.1	Das Urmodell	35
3.2.2	Die Abformvorrichtung	37
3.2.3	Abformlöffel	38
3.2.4	Versuchsablauf	40

3.3	VERMESSUNG	45
3.3.1	Messvorrichtung	45
3.3.2	Messvorgang.....	46
3.3.3	Berechnung der Implantatabstände.....	48
3.4	VERSUCHSREIHEN	51
3.4.1	Zeitlicher Ablauf und Vorgehen.....	51
3.5	AUSWERTUNG	51
3.5.1	Relative Abweichungen.....	51
3.5.2	Absolute Abweichungen.....	53
3.5.3	Bildung von Differenzen	53
3.5.4	Statistische Auswertung.....	54
4	ERGEBNISSE	56
4.1	ABWEICHUNGEN DER ABFORMUNG VOM URMODELL	56
4.1.1	Relative Abweichung der Abformung vom Urmodell.....	56
4.1.2	Absolute Abweichung der Abformung vom Urmodell.....	58
4.1.3	Statistische Auswertung.....	61
4.2	ABWEICHUNGEN DES MODELLS VOM URMODELL	62
4.2.1	Relative Abweichung des Modells vom Urmodell	62
4.2.2	Absolute Abweichung des Modells vom Urmodell	64
4.2.3	Statistische Auswertung.....	66
4.3	VERGLEICH DER ABWEICHUNGEN ZWISCHEN ABFORMUNG UND MODELL	68
4.3.1	Vergleich der relativen Abweichungen zum Urmodell	68
4.3.2	Vergleich der absoluten Abweichungen zum Urmodell	69
4.3.3	Differenz zwischen Abformung und Meistermodell.....	70
4.3.4	Statistische Auswertung.....	71
4.4	ABWEICHUNGEN BEI DER WIEDERVERWENDUNG DER IMPLANTATTEILE	73
4.4.1	Abweichungen der Abformung.....	73
4.4.2	Abweichungen des Modells.....	75
4.4.3	Differenzen zwischen Abformung und Modell.....	77

5	DISKUSSION	79
5.1	DISKUSSION DER METHODE	79
5.1.1	Versuchsaufbau.....	79
5.1.2	Messmethoden.....	80
5.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	84
6	ZUSAMMENFASSUNG	89
7	SUMMARY	91
8	LITERATURVERZEICHNIS	93
9	VERZEICHNIS DER AKADEMISCHEN LEHRER	104
10	DANKSAGUNG	105

1 Einleitung

Die zahnärztliche Implantologie hat sich in den vergangenen Jahren zu einem wesentlichen Bestandteil eines umfassenden Behandlungskonzepts entwickelt. Nach vor allem empirischen Prüfungen durch verschiedene Autoren (STORK 1939, LINKOW 1966) bedeutete die Etablierung des Begriffes „Osseointegration“ durch BRÅNEMARK (1969) einen wesentlichen Schritt bezüglich des Verständnisses der Einheilungs- und Verankerungsmodelle enossaler Implantate (NENTWIG 1998). Durch den Einsatz wissenschaftlicher Methoden bei der Entwicklung, Erprobung, Nachkontrolle und Dokumentation wurde die orale enossale Implantologie zu einem anerkannten Therapieverfahren (SCHWENZER 1990).

Abformung und Modellherstellung sind Behandlungsschritte, die für die klinische Präzision jeder Restauration von großer Bedeutung sind. Dabei sind sowohl die Wahl der Abformmethode als auch der verwendeten Abformwerkstoffe entscheidend am Resultat der gesamten Behandlung beteiligt (BREUSTEDT et al. 1991). Dies gilt insbesondere dann, wenn prothetische Arbeiten auf zahnärztlichen Implantaten angefertigt werden sollen, da hier eine starre Verankerung mit dem Kieferknochen besteht (FENTON et al. 1987). Werden Besonderheiten einer implantatprothetischen Rekonstruktion nicht in ausreichender Weise Rechnung getragen, indem Suprakonstruktionen keine exakte Passung aufweisen und damit hohe Belastungen erzeugt werden, muss mit dem Verlust der Implantate und dem Misserfolg der gesamten Behandlung gerechnet werden (ASSIF et al 1992).

Nach Sichtung der Literatur wurde deutlich, dass nur wenige Studien unterschiedliche Abformmaterialien in Kombination mit verschiedenen Abformtechniken untersuchten (CARR 1991, LIOU et al. 1993). Es wurde in i.d.R. keine Vermessung der Abformung vorgenommen. Ziel der vorliegenden Arbeit war deshalb die Untersuchung der Genauigkeit verschiedener Abformtechniken unter Verwendung unterschiedlicher Abformmaterialien bei Verwendung des Brånemark[®]-Implantatsystems, wobei sowohl die hergestellten Modelle, als auch die Abformungen vermessen werden sollten. Somit konnten die Ursachen entstandener Ungenauigkeiten detaillierter analysiert und die Rolle der Abformung hinsichtlich der Reproduktionsgenauigkeit besser beurteilt werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Von der intraoralen Situation zum Meistermodell

2.1.1 Die Abformung

Die praktische Herstellung von Zahnersatz beginnt – nachdem Planung und Präparation bzw. Implantation abgeschlossen sind – mit der Abformung, welche die Situation am Patienten dimensionsgetreu wiedergeben soll, um daraus ein exaktes Modell herstellen zu können. Sind Implantate involviert, muss deren räumliche Position möglichst exakt auf das Modell übertragen werden.

Grundprinzip jeder Abformung ist, dass das jeweilige Abformmaterial im plastischen Zustand in die Mundhöhle gebracht wird. Anschließend muss das Material in einen festelastischen oder starren Zustand übergehen, so dass es möglich ist, den Abdruck ohne Verzerrungen wieder zu entfernen (EICHNER 1996).

2.1.1.1 Abformverfahren

Korrekturabformung

Bei dieser sehr häufig genutzten Methode wird mit einem schwerfließenden oder auch knetbaren elastischen Silikonmaterial eine Vorabformung gewonnen, die dann mit Hilfe eines dünnfließenden Materials in einer Zweitabformung korrigiert wird, um die Detailschärfe des Erstabdruckes im cervikalen und subgingivalen Bereich zu erhöhen. Zweck dieses Vorgehens ist es, durch die Stempelwirkung des Stumpfes beim Eindringen des Stumpfes in das mit dünnfließendem Material gefüllte Lumen der Erstabformung einen ausreichenden Druck zu erzeugen, der das Zweitmaterial auch in sonst schwer zugängliche Bereiche presst.

Generell ist es bei dieser Abformtechnik möglich, dass das unter Druck ausfließende Korrekturmaterial den Erstabdruck deformiert, was zu verengten Abdrucklumina führen kann. Dieser methodische Fehler kann vermieden werden, indem in die Erstabformung Abflussrillen eingeschnitten werden.

Außerdem ist es notwendig, den zu korrigierenden Abdruck nur kurz anzupressen und ihn danach nur drucklos zu halten, um Deformationen zu vermeiden.

Voraussetzung für die Korrekturabformung ist eine gute Haftung zwischen Erst- und Zweitmaterial. Diese kommt nur zustande, wenn die beiden Massen gleicher chemischer Provenienz sind (MARXKORS und MEINERS 1993, LEHMANN und HELLWIG 1998, HOFMANN 1965).

Doppelmischabformung

Bei der Doppelmischabformung werden sowohl das niedrig visköse Spritzenmaterial wie auch das hoch visköse Löffelmaterial in einem Arbeitsgang verarbeitet: mit Hilfe einer Abformspritze werden die Pfeiler im Mund mit dünn fließendem Abformmaterial umspritzt. Solange dieses noch fließfähig ist, wird der Löffel mit dem hoch viskösen Material eingesetzt. Beide Materialkomponenten verbinden sich innig zu einem Abdruck. Elastische Materialdeformationen, wie beim Korrekturabdruck, sind hierbei nicht zu befürchten (LEHMANN und HELLWIG 1998).

Einphasenabformung

Bei diesen Abformungen wird für Spritze und Löffel das gleiche Material verwendet. Die Verarbeitung entspricht dem Vorgehen bei der Doppelmischabformung. Da ein solches Material eher dünnfließend sein muss, ist die Verwendung eines individuellen Löffels erforderlich (MARXKORS und MEINERS 1993).

2.1.1.2 Spezielle Anforderungen bei der Abformung von Implantaten und Implantatabformtechniken

Um die räumliche Position der Implantate im Knochen auf ein Modell zu übertragen, bedarf es sog. Abformpfosten oder Übertragungsaufbauten. Sie werden vor der Abdrucknahme auf die Implantate aufgeschraubt. Über diese Abformpfosten wird dann die Abformung genommen; später werden diese Abformpfosten mit sog. Implantatanalogen verschraubt. Danach wird die

Abformung – in welcher sich die Abformpfosten mit den aufgeschraubten Implantatanalogen befinden – ausgegossen und so das Meistermodell erstellt.

Da Implantate eine deutlich reduzierte Beweglichkeit im Vergleich zu einem im Desmodont aufgehängten Zahn besitzen, ist hier die Dimensionsstabilität der Abformung entscheidend für die Anfertigung eines passgenauen Zahnersatzes.

Für die Abformung von Implantaten stehen prinzipiell zwei verschiedene Techniken zur Auswahl:

1. das offene Abformverfahren
2. das geschlossene Abformverfahren

(ASSIF et al. 1992, CARR et al. 1991, FENTON et al. 1987, SUTTER et al. 1993).

2.1.1.2.1 Offenes Abformverfahren (direkt)

Diese Abformtechnik erfordert die Herstellung eines individuellen Löffels, welcher eine okklusale Perforation im Bereich des Implantates aufweist. Diese Perforation sollte mit Wachs ausgeblockt werden um ein Abfließen des Abformmaterials durch diese Perforation zu vermeiden. Nach dem Einschrauben des Abdruckpfostens in das Implantat werden zunächst die Übertragungspfosten umspritzt und danach der gefüllte Löffel über den Abdruckpfosten und die Zahnreihe platziert. Nur die Schraube des Übertragungspfostens soll durch das Wachs gedrückt werden, so kann sie problemlos entfernt werden. Nach Erhärten des Materials wird die Schraube des Übertragungspfostens gelöst und die Abformung kann aus dem Mund entnommen werden.

Vor der Modellherstellung wird das Laborimplantat mit dem in der Abformung verbliebenen Übertragungspfosten verschraubt, die Abformung ausgegossen und das Meistermodell in üblicher Weise fertig gestellt (EISENMANN et al. 1999 und RINKE 1999).

2.1.1.2.2 Geschlossenes Abformverfahren (indirekt)

Hierbei wird der Übertragungspfosten zur Abformung ebenfalls auf das Implantat aufgesetzt, mit einer Halteschraube verschraubt und danach die Abformung

durchgeführt. Bei Entnahme der Abformung verbleibt der Übertragungsaufbau jedoch auf dem Implantat. Im Labor wird dieser Übertragungsaufbau schließlich mit einem Laborimplantat verbunden, in die Abformung reponiert und ein Modell hergestellt (VIZETHUM und ZIMMERMANN 1994).

2.1.1.2.3 Splinttechniken

Um beim offenen Abformverfahren eine möglichst unverfälschte Position der Implantatanaloge im Meistermodell zu erreichen, ist es möglich, die Abdruckpfosten vor Abdrucknahme miteinander durch Kunststoff oder Abdruckgips zu verbinden.

Ob dies sinnvoll ist, wird in der Literatur kontrovers diskutiert (s. 2.2.3).

2.1.1.3 Abformmaterialien

Es ist üblich, vier Hauptgruppen von Abformmaterialien zu unterscheiden: 1. irreversibel starr, 2. reversibel starr, 3. reversibel elastisch und 4. irreversibel elastisch. Die irreversiblen Abformmaterialien werden zusätzlich in Alginat- und elastomere Abformwerkstoffe unterteilt.

An die Abformwerkstoffe sind folgende Forderungen zu stellen:

- angenehmer Geruch und Geschmack, ästhetische Farbe
- biokompatibel
- lagerfähig
- einfach zu verarbeiten
- geeignete Konsistenz
- geeignete Abbindezeit
- ausreichende Festigkeit oder Elastizität
- hohe Dimensionstreue
- gute Detailwiedergabe
- Kompatibilität mit Modellwerkstoffen

EICHNER (1996)

Die besten elastischen Eigenschaften mit hohem Rückstellvermögen, die beste Detailwiedergabe, eine gute Dimensionsstabilität und eine gute Lagerfähigkeit des Abdrucks haben die elastomeren Abformwerkstoffe Silikone, Polyether und

Polysulfide. Sie werden daher für Abdrücke, die hohe Präzision erfordern, verwendet (EICHNER 1996).

Da Polysulfide jedoch kondensationsvernetzende (s.u.) Elastomere sind, resultiert daraus eine erhöhte lagerzeitabhängige Kontraktion. Des Weiteren besitzen Silikone und Polyether ein höheres Rückstellvermögen (MARXKORS und MEINERS 1993) und stellen somit das Mittel der Wahl bezüglich der Abformgenauigkeit dar. Sie sind die Standardabformmaterialien der Implantatprothetik.

2.1.1.3.1 Silikone

Bei den Silikonabformmassen unterscheidet man kondensationsvernetzende und additionsvernetzende Silikone mit der häufig verwendeten Kurzbezeichnung „K-Silikon“ und „A-Silikon“. Beide Typen sind als Paste/Paste- bzw. K-Silikone auch als Paste/Flüssigkeit-Systeme erhältlich.

Die Basispaste **kondensationsvernetzender Silikone** besteht aus Polysiloxanen mit endständigen OH-Gruppen, dem Reaktor aus dem Katalysator und einem multifunktionellen Alkoxysiloxan als Vernetzer.

Während des Anmischvorganges wird die Polykondensation der Basispaste mit dem Reaktor gestartet. Kennzeichen jeder Polykondensationsreaktion ist, dass sich Monomere in Form von bi- oder höherfunktionellen Molekülen unter Abspaltung von einfachen Molekülen vereinigen (WELKER und MEHNER 1979). Durch das Verdunsten dieses Kondensates tritt eine Schrumpfung des erstarrten Abformmaterials ein. Diese Dimensionsänderung der K-Silikone beträgt, abhängig vom Füllkörperanteil, nach 60 min zwischen ca. 0,2% und 0,4% und nach 24 h zwischen ca. 0,2% und 1,2% (KÖRBER und LUDWIG 1993, WELKER 1995).

Additionsvernetzende Silikone unterscheiden sich von den kondensationsvernetzenden Silikonem dadurch, dass das Grundpolymer, das Polysiloxan, anstatt der OH-Gruppen Vinylgruppen aufweist. Entsprechend enthält die Katalysatorpaste der A-Silikone ein Organohydrogensiloxan. Durch das Anmischen wird der Additionsvorgang gestartet: Die Vinylgruppen des Grundpolymers reagieren i. S. e. Additionsreaktion mit dem Organohydrogensiloxan durch Umlagerung eines H-Atoms zu Polymeren, jedoch ohne Abspaltung

oder Bildung von Nebenprodukten. Dies begründet die Tatsache der geringeren Schrumpfung der A-Silikone im Vergleich zu K-Silikonem (BRADEN und ELLIOT 1966, BRADEN und INGLIS 1986, CRAIG 1986 und 1989, EICHNER 1996, O'BRIEN und RYGE 1978, REHBERG 1978, WELKER 1976, WELKER und MEHNER 1979, WELKER und MUSIL 1990).

2.1.1.3.2 Polyether

Wie die A-Silikone reagieren auch die Polyether durch eine Additionsreaktion. Die in der Basispaste enthaltenen Polyetherpolymere (Grundpolymer) besitzen endständige, ringförmige Ethylenimin-Gruppen, die mit den in der Reaktorpaste enthaltenen aromatischen Sulfonsäureestern reagieren. Sulfonsäureester bewirken eine Öffnung der ringförmigen Ethylenimin-Gruppen und initiieren damit die Vernetzung.

Da auch hier keine flüchtigen Nebenprodukte entstehen, sind Polyetherabformmassen mit einer Kontraktion von ca. 0,2% nach 60 min und 0,4% nach 24 h neben den A-Silikonem die am besten lagerfähigen Abformmaterialien (BRADEN et al. 1972, CRAIG 1989, O'BRIEN und RYGE 1978, REHBERG 1978).

2.1.1.3.3 Volumeneigenschaften

Jede Substanz – und damit auch die elastomeren Abformmaterialien – die in einen festeren Zustand durch Erstarrung und Abbindereaktion überführt wird, erfährt eine Volumenreaktion, die sowohl während des Abbindens als auch danach auftritt.

Für diese Änderungen sind mehrere Ursachen zu diskutieren:

- Die **Abbindekontraktion** ist im Vergleich zu anderen Polymerisationsvorgängen wegen der geringen Reaktionsdichte klein.
- Die **thermische Kontraktion** während der Abkühlung von Mund- auf Raumtemperatur.
- Die **Lagerzeitkontraktion** über Stunden und Tage. Sie ist zurückzuführen auf fortschreitende Vernetzung (Nachvernetzen) und – als gravierende Ursache – ein durch Gewichtsverlust nachweisbares Verdunsten von flüchtigen Substanzen der Grundmasse, des Härters und/oder Reaktionsprodukten der Vernetzungsreaktion (Kondensat) bei den kondensationsvernetzenden Materialien.

Da die anorganischen Füllkörper generell kleinere thermische Ausdehnungskoeffizienten besitzen und nicht an der Abbindereaktion teilnehmen, nehmen Volumeneffekte mit steigendem Füllstoffgehalt ab (MEINERS 1980, EICHNER 1996, HOFMANN und LUDWIG 1968, MARXKORS und MEINERS 1993, PEROZ 1988).

Werden die vom Hersteller angegebenen Verarbeitungsrichtlinien nicht eingehalten, besteht die Gefahr, dass es zu Deformationen aufgrund elastischer Spannungen kommt. Da die Polymerisation als chemische Reaktion bereits bei dem ersten Kontakt zwischen der Basispaste und dem Reaktor anläuft, verliert das Gemisch kontinuierlich an Fließfähigkeit und gewinnt seine gummielastischen Eigenschaften. Die Verformung eines Materials mit elastischen Eigenschaften führt zu Rückstellkräften, die der Verformungsursache entgegenwirken. Daraus wird verständlich, dass bei der Abformung mit einem mehr oder weniger abgebundenen Elastomer deutlich zu kleine Stumpfvolumina resultieren, wenn bei der Trennung von Stumpf und Abformung die elastische Rückstellung einsetzt.

Es ist also auf einen möglichst geringen Vernetzungsgrad des Elastomers während des Einsetzens der Abformung zu achten. Dieser kann weiterhin durch entsprechendes Temperieren und Dosieren der Materialien beeinflusst werden (MEINERS 1980, LEHMANN und BURGENDORF 1978a, 1978b, ZACKE 1982, SCHWICKERATH 1976, SCHWINDLING 1970a, 1970b, MARXKORS und MEINERS 1993).

2.1.2 Das Modell

Nach durchgeführter Abformung folgt als nächster wichtiger Schritt die Herstellung des Modells. Hierbei füllt eine zunächst formbare Masse die vorliegende (negative) Hohlform aus, erstarrt anschließend und wird so zum positiven Duplikat des betreffenden Kiefers. Dieses Duplikat dient als Planungshilfe für den Zahnarzt oder als Arbeitsgrundlage für den Zahntechniker.

Während die meisten Stoffe beim Übergang von der flüssigen in die feste Phase kontrahieren, trifft dies beim Gips nicht zu. U. a. seine Eigenschaft, während des Abbindevorganges (und darüber hinaus) zu expandieren, und damit dem Schrumpfungsfehler der Abformung entgegenzuwirken, macht ihn zu einem

geeigneten Modellmaterial (BREUSTEDT und LENZ 1985, EICHNER 1996, KÖRBER und LUDWIG 1993, LEHMANN und HELLWIG 1998).

2.1.2.1 Modellmaterial Gips

Modellmaterialien dienen der Anfertigung von Modellen, die als Positivform die Mundsituation darstellen. Gefordert werden Materialien, die eine dimensions- und detailgetreue Wiedergabe ermöglichen und hinreichend hart sowie abrieb- und kantenfest sind. Verwendet werden Gipse, gefüllte Kunststoffe und galvanisch abgeschiedenes Kupfer oder Silber (MEINERS und LEHMANN 1998).

Das am häufigsten verwendete Modellmaterial ist Gips, chemisch eine Modifikation des Kalziumsulfates ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ Dihydrat) mit eingebundenen Wassermolekülen. Gips kristallisiert monoklin mit nadelförmigen Kristallen. Durch technische Bearbeitung (Brennen) entsteht unter Austreiben eines Teils des Kristallwassers das sog. Halbhydratpulver ($\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$); je nach Brennverfahren mit unterschiedlicher Struktur: β -Halbhydratpulver ist feinkörnig/amorph, α -Halbhydrat ist eher grobkörnig/kristallin. Mit hydrothermalen Verfahren werden spezielle Halbhydratmodifikationen, das Ausgangsmaterial für extraharte Gipse (Stonegipse), hergestellt.

Nach dem Anmischen von Halbhydrat mit Wasser bildet sich wieder Dihydrat, das auskristallisiert. Diese Reaktion ist immer exotherm. Bei allen Gipsen ist der Rehydrationsprozess mit einer Expansion verbunden und liegt je nach Gipstyp und Anmischverhältnis bei Werten zwischen $< 0,1\%$ und $0,6\%$ lin.

Optimal sind Gipse, die bei minimaler Expansion eine dichte, geschlossene Oberfläche hoher Abrasionsfestigkeit bzw. Härte aufweisen. Bezogen auf die Anwendungsgebiete wurden spezielle Dentalgipse entwickelt. In der Norm werden diese Gipse in vier Gruppen zunehmender Härte (Typ I-IV) unterteilt. Die Eigenschaften sind entsprechend der Anwendung vorgegeben. Bei geringer Expansion ($< 0,15\%$ lin.) zeigen die „Stone“-Gipse (Typ IV) bei guter Genauigkeit die höchsten Festigkeitswerte (MEINERS und LEHMANN 1998).

2.2 Eigenbeweglichkeit von Zähnen und Implantaten

2.2.1 Mobilität natürlicher Zähne

Im natürlichen Gebiss stellt das Ligamentum periodontale – im Sinne einer Syndesmose – die Verbindung zwischen Alveolarknochen und der Zahnwurzel her. Hier verlaufen kollagene Fasern, die Fibrae dentoalveolares, von der Alveoleninnenkortikalis in schräg - apikaler Richtung zum Wurzelzement des Zahnes. Der gewellte Verlauf der Fasern bewirkt, dass sich die Fasern bei Krafteinwirkung strecken können und ermöglichen es dem Zahn, auf die auf ihn einwirkenden Kräfte beweglich zu reagieren. Somit wird die Energie, die ohne das Desmodont vollständig auf den Alveolarknochen aufträte, abgepuffert. Dieses Phänomen wird unter dem Begriff der physiologischen Zahnbeweglichkeit subsumiert. Je nach Zahngruppe beträgt sie bei einer Kraft von 2 bis 5 N etwa 50 bis 100 µm. Bei höheren Kräften erschöpft sich die „Streckfähigkeit“ der Fasern und der Alveolarknochen wird elastisch deformiert.

Bei der Herstellung von Zahnersatz ist die physiologische Zahnbeweglichkeit insofern von Bedeutung, als dass Passfehler bis zu einem gewissen Grad durch das Desmodont ausgeglichen werden können (EICHNER 1996, LEHMANN und HELLWIG 1998, REHBERG 1971, SCHRÖDER et al. 1994, SCHUMACHER 1991, SKALAK 1983, VIOHL 1996).

2.2.2 Mobilität von Implantaten

Implantat-Knochen-Verbund

Im Gegensatz zur Verankerung des natürlichen Zahnes mit dem Alveolarknochen durch die desmodontalen Fasern kommt es bei der angestrebten komplikationsfreien Einheilung von Implantaten zu einem festen und direkten Verbund zwischen Zahn und Knochen. Bei Kongruenz von Titanimplantaten und Implantatlager kommt es zu einer Knochenneubildung (Kontaktosteogenese). Dieser Verbund zwischen Knochen und Implantat wird auch als Osseointegration oder funktionelle Ankylose bezeichnet. Die vollständige Integration eines Implantates in den sich regenerierenden Knochen wurde erstmals von BRÅNEMARK et al. 1969 beschrieben und konnte für das reine Titan an unentkalkten Schnitten histologisch nachgewiesen werden (SCHRÖDER 1994).

ALBREKTSSON (1985) macht darauf aufmerksam, dass selbst bei schonendstem Vorgehen bei der Präparation des Implantatbettes die Ausbildung einer nekrotischen Randzone nicht zu vermeiden ist. Trotzdem ist ein entzündungsfreies Einheilen des Implantates möglich. Wie bei einer regelgerechten Knochenheilung erfolgt auch beim Einheilen eines Implantates eine Gefäßeinsprossung und eine Erhöhung der Osteoklasten- und Osteoblastenaktivität. Der neu gebildete Geflechtknochen wird sukzessive, innerhalb weniger Wochen, durch noch unreifes, lamelläres Knochengewebe ersetzt. Dabei unterscheidet sich diese Regeneration nicht von der Knochenregeneration ohne Implantat. Bleibt das Ausmaß der nekrotischen Randzone durch schonende Präparationstechnik in einem gewissen Rahmen, kommt es auf der Implantatoberfläche zu einem direkten Verbund zwischen Titanoxid und Knochen. Die Form des Implantates ist hierbei nur von zweitrangiger Bedeutung.

Untersuchungen von SCHRÖDER et al. (1994) an Knochendünnschliffpräparaten zeigten ein direktes Anliegen der Osteoblasten und Osteozyten auf der Implantatoberfläche, auch in allen Unebenheiten und Zerklüftungen. In Bereichen, in welchen bei der Einbettung der Schliffpräparate zu große Spannungen aufgetreten waren, hatten sich Teile der dem Implantat aufgelagerten Titanplasmaschicht vom Implantatkörper abgelöst, in keinem Fall aber der Knochen von der Plasmaschicht. Dies bestätigte eindrucksvoll die Qualität des Osseointegrationsvorganges (BRÅNEMARK et al. 1985, BRUNSKI 1988, BUSER et al. 1992a, FRANKE 1985, KIRSCH und DONATH 1984, MCKINNEY 1988, MÜHLEMANN 1975, SCHRÖDER et al. 1981, STRUNZ 1985, WORTHINGTON et al. 1987).

LISTGARTEN et al. untersuchten 1992 die Grenzschicht zwischen Knochen und Implantat ultrastrukturell im Transmissionselektronenmikroskop. Sie bedampften Epoxyimplantate mit einer nur 1 µm dicken Titanschicht. Nach Implantation folgte eine dreimonatige Einheilphase, in der die Implantate nicht belastet wurden. Bei der anschließenden ultrastrukturellen Untersuchung der Knochen-Implantat-Grenzschicht fand sich bei unentkalkten Schliffpräparaten ein direkter Verbund von Apatitkristallen mit der Implantatoberfläche. Dieses wurde bei entkalkten Schnitt-/Schliffpräparaten durch die Präsenz von Kollagenfibrillen bestätigt. Diese Befunde widersprachen den Ergebnissen von ALBREKTSSON et al. (1985), welche in ihren Studien zwischen dem

mineralisierten Knochen und der Titanoxidschicht eine ca. 1 μm breite Schicht von Proteoglykanen gefunden hatten.

Auch bei belasteten Implantaten bleibt die ankylotische Verbindung zwischen Knochen und Implantat erhalten. Darüber hinaus konnte sogar eine weitere Steigerung der Osseointegration, sowie eine Zunahme der Knochendichte beobachtet werden (BUSER et al. 1989, COX et al. 1987, MCGLUMPHY et al. 1992, SCHRÖDER et al. 1978, SCHRÖDER et al. 1976).

Um die Knochen-Implantat-Kontaktfläche (KIK) zu erhöhen, wurden Studien mit unterschiedlichen Implantatoberflächen durchgeführt. Hatten glatt polierte bzw. fein strukturierte Implantatoberflächen eine KIK von 20%, konnte man diese durch eine Titanplasmabeschichtung auf 40% und durch Sandstrahlung mit Säureätzung sogar auf Werte von 52-58% KIK steigern (BUSER et al. 1991, SCHRÖDER et al. 1994).

Die obigen Ergebnisse decken sich mit den von WILKE et al. (1990) gefundenen Werten für die Messung von Ausdrehmomenten von Titanimplantaten mit verschiedenen Oberflächenstrukturen. Es zeigte sich, dass Implantate, die mit einer polierten oder feinstrukturierten Oberfläche versehen waren, die niedrigsten Ausdrehmomente aufwiesen. Die Ausdrehmomente für die plasmabeschichteten Implantate waren bis zu achtmal höher (bis zu 530 Ncm), die Ausdrehmomente für sandgestrahlte und säuregeätzte Oberflächen zeigten noch höhere Ausdrehmomente mit bis zu 690 Ncm.

Ein Implantat verfügt über keinen dämpfenden Faserapparat und kann somit auf auftreffende Kräfte auch weniger i. S. e. Auslenkung reagieren. Allerdings werden beim natürlichen Zahn diejenigen Kräfte, die über die Dämpfungsfähigkeit des Desmodonts hinausgehen auch nicht über den Faserapparat, sondern zusätzlich über die Fähigkeit des Knochens zur elastischen Deformation abgeleitet. Damit besitzt ein Implantat – ähnlich wie ein ankylosierter Zahn – eine, wenn auch geringe, Eigenbeweglichkeit. Diese Eigenbeweglichkeit ermöglicht es dem Implantat, auf Kräfte von bis zu 2000 N in axialer Richtung und 150 N in lateraler Richtung zu reagieren, ohne dass der Implantat-Knochen-Verbund zerstört wird (JEMT et al. 1991, SCHRAMM-SCHERER et al. 1989, SCHRÖDER et al. 1994).

2.2.3 Weichgewebsreaktionen bei Implantaten

Nachdem die Möglichkeit der reaktionslosen Einheilung von Implantaten beschrieben und hinreichend klinisch erprobt zu sein scheint, rückt nun das Weichgewebsmanagement verstärkt in den Mittelpunkt der Implantatforschung.

Um das orale Milieu vom Körperinneren zu trennen, erfordert es eine Struktur, die das Hartgewebe des Zahnes mit dem ihn umgebenden Weichgewebe verbindet. Dieser dentogingivale Abschluss besteht aus drei Anteilen: dem keratinisierten Gingivaepithel, dem nicht keratinisierten Sulkus- und Saumepithel und dem subepithelialen Bindegewebe mit dem darin befindlichen Faserapparat. Letzterer verleiht dem gingivalen „Kragen“ seine hohe Resistenz gegenüber abscherenden Kräften, wie sie etwa beim Kauen auf ihn einwirken. Der Epithelansatz wird durch das Saumepithel hergestellt. Er erstreckt sich vom apikalen Teil des Saumepithels bis zum Boden des Sulcus gingivae. In diesem Bereich haften die in der Basallamina des Saumepithels befindlichen Hemidesmosomen der Hartschicht des Zahnes an (SCHROEDER 1991, SCHRÖDER et al. 1994, SCHROEDER 2000).

In Analogie des Anhaftens von Knochen und seiner Fibrillen an der Oberfläche eines Implantates vermutete man einen ähnlichen Vorgang im Bereich des Weichgewebes. Bestätigt wurde dies durch zwei tierexperimentelle histologische Studien (SCHRÖDER et al. 1981, BUSER et al. 1989). Bei Titanimplantaten konnte in diesen Studien eine perpendikuläre Anordnung von Bindegewebsfasern nachgewiesen werden. Voraussetzung war jedoch, dass die Implantate mit einer Plasmabeschichtung versehen waren und sich die Implantatpfeiler im Bereich keratinisierter Gingiva befanden.

Dementsprechend fanden BUSER (1992a) und LISTGARTEN (1992), dass bei glatt strukturierten oder sandgestrahlten Titanimplantaten die perpendikulären Fasern nicht an die Implantatoberfläche heranreichten und sich vorwiegend Fasern in paralleler Ausrichtung zum Implantat gebildet hatten. Nahe des Implantates zeigten sich ausschließlich zirkuläre Faserbündel. Das Bindegewebe dieser Region erinnerte aufgrund seiner Dichte an zirkulären Faserbündeln und weiterhin

aufgrund des Fehlens von Blutgefäßen an einen Narbenring. Ab einer gewissen Entfernung ($> 100 \mu\text{m}$) konnte hingegen wieder ein gut strukturiertes, dreidimensionales Gerüst von kollagenen Fasern mit perpendikulären, vertikalen und zirkulär ausgerichteten Faserbündeln nachgewiesen werden.

GOULD et al. (1981) wiesen elektronenmikroskopisch nach, dass sich die Epithelzellen des Saumepithels auch an nicht biologischen Stoffen, wie z. B. einer Titanoberfläche anzulagern vermögen. Auch er konnte eine Basallamina mit Epithelzellen und Hemidesmosomen nachweisen.

BUSER et al. (1992b) fanden in einer tierexperimentellen Studie an Beagle-Hunden bei transgingival einheilenden, funktionell unbelasteten Titanimplantaten Epithelstrukturen vor, welche denen des natürlichen Zahnes sehr ähnlich waren. Nach Abschluss der Wundheilung entstand ein periimplantärer Sulkus, welcher auf der Gewebeseite mit einem nicht keratinisierten Sulkusepithel ausgekleidet war. Das Sulkusepithel selbst wies 8 – 15 Zelllagen auf, die aus Basal- und Suprabasalzellen bestanden. Die Anordnung dieser Zellen war in etwa parallel zur Implantatoberfläche. Zwar waren vereinzelt transmigrierende Leukozyten erkennbar, jedoch zeigten sich klinisch keinerlei Entzündungszeichen. In apikaler Richtung erstreckte sich das Saumepithel in allen Untersuchungen deutlich erkennbar oberhalb des Kieferkammes und lag der Titanoberfläche in einer Breite von 1 mm direkt an.

2.2.4 Auswirkungen von Fehlbelastungen bei Implantaten

Wie oben beschrieben, weisen Implantate eine erheblich reduzierte Beweglichkeit im Vergleich zu natürlichen Zähnen auf. Dies impliziert, dass eine möglichst spannungsfreie Passung implantatgetragener Suprakonstruktionen erforderlich ist.

Zwar können Implantate kurzzeitig großen Belastungen standhalten (GÖZ 1987), bei länger andauernder Fehlbelastung und besonders, wenn es noch nicht zu einer ankylotischen Verbindung zwischen Knochen und Implantat gekommen ist, führen diese Fehlbelastungen jedoch im Implantat-Knochen-Bereich zu Umbauprozessen, die zunächst zur Lockerung und später bis zum Verlust des Implantates führen können.

Weiterhin besteht für fehlbelastete Implantate ein höheres Risiko zur Ausbildung

einer periimplantären Infektion. Als Ursachen hierfür sind mit einiger Wahrscheinlichkeit einerseits die verminderte mechanische Barriere gegen das Eindringen pathogener Keime und andererseits lokale, trophische Gewebstörungen anzunehmen.

Eine periimplantäre Infektion verläuft in gewisser Analogie zu einer Parodontitis marginalis. Auch hier kann zwischen der akuten und der chronischen Verlaufsform unterschieden werden und es treten die bekannten klinischen Symptome wie Rötung, Bluten nach Sondieren und Taschenbildung auf. Röntgenologisch können die typischen Knochendestruktionen nachgewiesen werden (BABBUSH et al. 1988, BRÄGGER et al. 1990, BUSER et al. 1988, FLURY et al. 1991, GUNNE et al. 1992, JEMT et al. 1994, LOOS 1986, MCGLUMPHY 1992, RICHTER 1989, SULLIVAN 1986, WATSON et al. 1991, WEINBERG 1993).

JEMT und LEKOHLM (1998) beschrieben die Auswirkung einer Implantatsupra-
konstruktion mit einer suboptimalen Passung.

In der *in vivo* Studie an vier erwachsenen Hängeohrkaninchen implantierten die Autoren pro Tier je drei Implantate in das proximale Ende beider Tibiae. Nach einer Einheilphase von acht Wochen wurde auf die Implantate ein Gerüst aufgeschraubt, bei welchem eine Fehlpassung des mittleren Implantates vorlag. Durch diese Fehlpassung wurde eine Kraft von 246 N ausgeübt. Vor und nach dem Aufschrauben wurden 3-D Aufnahmen angefertigt, womit komplexe, variierende Deformationsmuster des Gerüsts sowie des umgebenden Knochens nachgewiesen werden konnten.

Generell konnte man eine Bewegung der Oberkante des zentralen Zylinders in Richtung der Knochenoberfläche von etwa 150 µm beobachten, welche stets mit einer Rotation des gesamten Gerüsts vergesellschaftet war. Wie der Zylinder, so bewegte sich auch das Implantat selbst entsprechend der Krafteinwirkung um 50 bis 200 µm in Richtung des Gerüsts. Knochendeformationen wurden hauptsächlich im Bereich zwischen den Implantaten festgestellt, wo Deformationen von etwa 0,5 mm beobachtet wurden. Die Autoren resümieren, dass solche Knochendeformationen ein Kofaktor des initialen, marginalen Knochenverlustes sein könnten, welcher manchmal nach Einsetzen einer implantatgetragenen Prothese beobachtet werden kann.

MIYATA et al. (1998) untersuchten die Auswirkungen okklusaler Überbelastung von experimentellen IMZ[®]-Implantaten im Tierexperiment an fünf Affen (*Macaca fascicularis*). Bei jedem Affen wurden zwei Implantate in einer Kieferhälfte eingesetzt; die Einheilphase betrug drei Monate. Im Anschluss daran wurden implantatgetragene Brücken hergestellt und eingesetzt, welche eine um 100 µm zu hohe Kaufläche aufwiesen und waren so gestaltet, dass über linguale Extensionen auch laterale Kräfte auf die Implantate wirkten. Die Brücken wurden im einwöchigen Abstand nach und nach den fünf Affen eingesetzt, wobei ein Affe als Kontrolle keine erhöhte Brücke erhielt. Nach vier Wochen wurden die Affen getötet, die Unterkiefer entfernt und histologisch untersucht.

Bei keinem der Affen kam es zu einem Gewebeumbau, obwohl bei einem Affen die Implantate noch nicht vollständig osseointegriert waren. Die Autoren ziehen den Schluss, dass eine erhöhte okklusale Belastung nicht zwangsläufig zu resorptiven Vorgängen führen muss.

JEMT und BOOK (1996c) untersuchten den Zusammenhang zwischen der Fehlpassung implantatgetragener Oberkiefertotalprothesen und marginalem Knochenverlust im Bereich der Implantate. Das Patientengut dieser Studie bestand aus zwei Gruppen mit jeweils sieben Patienten, die alle mit Brånemark[®]-Implantaten versorgt waren. Die Gruppen unterschieden sich durch die Tragedauer der Implantatprothesen. Bei Gruppe 1 wurde nach einem Jahr, bei Gruppe 2 nach fünf Jahren nachuntersucht. Zunächst wurde die Passgenauigkeit der Prothesen unter Anwendung der fotogrammetrischen Methode bestimmt (s. Kap. 2.3.6). Anschließend wurde der marginale Knochenschwund auf intraoralen Röntgenbildern mittels spezieller Markierungen am Implantat gemessen. Bezüglich der Passgenauigkeit zeigte sich bei beiden Gruppen eine maximale Abweichung von ca. 275 µm in dreidimensionaler Richtung. Die mittlere Abweichung betrug 111 und 91 µm für die Gruppen 1 und 2. Keine der Prothesen wies einen „passiven“ Sitz auf. Die Auswertung des marginalen Knochenverlustes ergab bei beiden Gruppen einen maximalen Knochenverlust von 2,9 mm, im Mittel lag er bei 0,5 und 0,2 mm bei den Gruppen 1 und 2. Es konnte kein Zusammenhang zwischen Passgenauigkeit und Knochenverlust festgestellt werden. Außerdem bewies die Studie die Positionsstabilität der osseointegrierten Implantate, da die Abweichungen in der Passgenauigkeit für beide Gruppen keinen signifikanten Unterschied aufwiesen.

2.3 Untersuchungen zur Präzision von Abformung und Modell bei der Herstellung von implantatgetragendem Zahnersatz

Aufgrund der vielen Variationen im Versuchsansatz, der verwendeten Materialien und Techniken der Untersuchungen zur Abformgenauigkeit bei implantatgetragendem Zahnersatz ist es schwierig, eine systematische Einteilung der Untersuchungen vorzunehmen. Im Folgenden werden die Untersuchungen nach ihrer primären Zielstellung unterteilt und dargestellt.

2.3.1 Direktes / indirektes Verfahren

Bei den Studien zur Genauigkeit der Implantatabformung war unter anderem der Einfluss der offenen und geschlossenen Abformtechnik (s. 3.2.4) Gegenstand des Interesses.

Diesbezüglich untersuchte CARR (1991) das Brånemark[®]-Implantatsystem. Als Urmodell wurde ein Unterkiefermodell mit fünf Implantaten im anterioren Bereich verwendet. Drei der fünf Implantate waren mit je zwei normierten Metallkugeln im periimplantären Bereich (bukkal und lingual) versehen. Nach Abformung mit Polyether und Modellherstellung mit Superhartgips wurden am Meistermodell erneut Kugeln in die Mulden eingebracht. Ein gegossenes, passgenaues Metallgerüst, das ebenfalls Kugeln in korrespondierenden Bereichen aufwies, wurde hergestellt. Die Vermessung der sechs Kugelabstände zwischen Modell und Gerüst erfolgte über ein dreidimensionales Messmikroskop. In dieser Untersuchung konnten durch die direkte Methode signifikant geringere Abweichungen erreicht werden.

2.3.2 Einfluss der Abformmaterialien

WEE (2000) untersuchte einerseits den Einfluss verschiedener Abformmaterialien bezüglich ihres Widerstandes gegenüber Torquebewegungen, welche beim Anziehen der Schraube des Übertragungspfostens auftreten und zusätzlich die erzielbare Übertragungsgenauigkeit der einzelnen Abformmaterialien.

Zunächst wurde ein Urmodell mit fünf Brånemark[®]-Implantatanalogen hergestellt. Anschließend wurden gleichförmige individuelle Abformlöffel aus lichthärtenden Kunststoffplatten gefertigt. Für die Torquebestimmung wurden viereckige Übertragungspfosten aufgeschraubt und 16 Abformungen vom Urmodell durchgeführt (acht Materialien, zwei Durchgänge). Nun wurde mittels eines elektronischen Messschraubendrehers das Drehmoment gemessen, welches nötig war, um den Übertragungspfosten einmal in der Abformung zu rotieren. Die drei Materialien, die bei diesem Test die höchsten Drehmomente erforderten wurden in der anschließenden Bestimmung der Abformgenauigkeit verwendet. Mit jedem der drei Abformmaterialien wurden zehn Abformungen und zehn Modelle hergestellt. Die Vermessung erfolgte durch ein Messmikroskop.

In dieser Studie zeigte Polyether (mittelfließend) bezüglich der Torquebestimmung die besten Resultate, gefolgt von A-Silikon (schwerfließend) und Polysulfid (mittelfließend).

Bei den Untersuchungen zur Abformgenauigkeit zeigten sie folgende Ergebnisse: die Modelle, welche mit Polyether (mittelfließend) und A-Silikon (schwerfließend) hergestellt wurden, wiesen eine signifikant höhere Genauigkeit auf als bei Verwendung von Polysulfid (mittelfließend).

2.3.3 Schienung der Abformpfosten

HSU et al. (1993), INTERREGUI et al. (1993), NESS et al. (1992) und ASSIF et al. (1994 und 1999) beschäftigten sich mit der direkten Technik. Spezielle Fragestellung dieser Autoren war, ob oder auf welche Weise durch eine Schienung der Abformpfosten eine Steigerung der Genauigkeit erreicht werden konnte.

HSU et al. untersuchten folgende Verfahren:

- keine Schienung
- Schienung mit Zahnseide und Kunststoff
- Schienung mit Draht und Kunststoff
- Schienung ausschließlich mit Kunststoff

Es wurde ein Urmodell mit vier Implantaten der Firma Nobelpharma (je zwei posterior und anterior) aus Edelstahl angefertigt. Die Abformung erfolgte unter Verwendung des Polyethermaterials Impregum[®], für die Modellherstellung wurden Implantatanaloga aus Messing und verschiedene Sockelsysteme verwendet. Jedes Verfahren wurde 14 mal wiederholt. Die anschließende Vermessung der Meistermodelle erfolgte in der Horizontal- und Vertikalebene mittels eines Profilprojektors, welcher mit einem digitalen Mikrometertastarm ausgestattet war. Ergebnis der Studie war, dass bei keinem der Verfahren signifikante Unterschiede nachweisbar waren. Die Autoren kamen somit zu dem Schluss, dass aus praktischen Erwägungen das Verfahren ohne Schienung bevorzugt werden kann.

INTERREGUI et al. (1993) untersuchten die folgenden drei Verfahren:

- keine Schienung
- Schienung mit Abdruckgips
- Schienung mit Kunststoff

Die Herstellung des Urmodells erfolgte auf Basis eines gegossenen Metallgerüsts, welches zwei Implantate der Firma Nobelpharma[®] miteinander verband. Auf diese Implantate wurden zwei Implantatanaloga aufgeschraubt, diese in Gips eingebettet und so ein Urmodell hergestellt. Das Metallgerüst zeichnete sich durch dieses Verfahren als sehr passgenau aus und diente in der Untersuchung als Referenz für die Passgenauigkeit.

Die Abformungen wurden mit einem Polyetherabformmaterial und individuell hergestellten Kunststoffabformlöffeln vorgenommen um eine immer gleich bleibende Stärke des Abformmaterials zu gewährleisten. Von jeder Variante wurden zehn Abformungen genommen und Modelle aus Spezialhartgips hergestellt.

Das Ausmaß der Abweichung zwischen Urmodell und den 30 hergestellten

Modellen wurde mittels zweier Kraftmesser, welche in der Horizontal- und Vertikalebene auf das passgenaue Metallgerüst zementiert wurden, bestimmt. Anschließend wurde das Metallgerüst mit den Kraftmessern auf die hergestellten Modelle aufgeschraubt. Die Kraftmesser wurden an ein digitales Messgerät angeschlossen, das die Verwindung des Gerüsts in „Microstrain“ ($\mu\epsilon$) angab.

Es zeigte sich, dass signifikante Abweichungen zwischen den drei untersuchten Techniken bestanden, wobei keine der untersuchten Techniken die Urmodell-situation völlig spannungsfrei wiedergeben konnte. Die besten Ergebnisse wurden mit der ungeschienten Technik erzielt. Die Autoren kamen daher zu dem Ergebnis, dass Schienungen der oben beschriebenen Art keinen Vorteil bezüglich der Genauigkeit bieten.

Interessanterweise bestanden selbst zwischen Gerüst und Urmodell Ungenauigkeiten; der Fehler lag hier etwa in der gleichen Größenordnung wie bei der ungeschienten Technik.

ASSIF et al. (1999) untersuchten folgende Kombinationen aus Schienungs- und Abformmaterial:

- Gruppe A: Schienung mittels autopolymerisierendem Akrylatkunststoff (Duralay[®]), Abformung mit Polyether
- Gruppe B: Schienung mittels dual härtendem Akrylatkunststoff (Accuset[®]), Abformung mit Polyether
- Gruppe C: Schienung und Abformung mit Abdruckgips

Zunächst wurde ein Urmodell aus Metall mit fünf Brånemark[®]-Implantaten und ein passgenaues Metallgerüst hergestellt. Von dem Urmodell wurden jeweils 15 Abformungen der drei unterschiedlichen Materialkombinationen genommen, Modelle angefertigt und die Übertragungsgenauigkeit mittels des Gerüsts überprüft, wobei elektronische Kraftmesser ein Maß für die Passgenauigkeit des Gerüsts auf den durch die Abformung gewonnenen Modellen angaben. Die Untersuchung zeigte, dass die Gruppen A und C signifikant genauere Modelle lieferten als Gruppe B. Die Autoren führen dieses Ergebnis auf den geringen Polymerisationsgrad und die Polymerisationsschrumpfung des dual härtenden Akrylates zurück. Weiterhin sehen die Autoren eine mögliche Fehlerquelle in der

Intensität und der Richtung des auftreffenden Lichtstrahles zum Aushärten des Kunststoffes.

Aufgrund der einfachen Verarbeitung und des günstigen Preises empfehlen die Autoren Abdruckgips bei unbezahnten Patienten als Mittel der Wahl.

NESS et al. untersuchten 1992 die Auswirkung verschiedener Splintmaterialien auf die Passgenauigkeit der Implantatgerüste. Folgende Materialien wurden untersucht:

- Vinylmethacrylat (Relate acrylic resin[®])
- Polymethylmethacrylat (GC Pattern Resin[®])
- Polymethylmethacrylat (Duralay Loclite[®])

Ein Urmodell aus Kunststoff mit je fünf Implantaten, Abutments und Goldzylindern der Fa. Nobelpharma wurde hergestellt. Auf diesem Modell wurden je fünf Gerüste mit den drei verschiedenen Splintmaterialien angefertigt. Diese wurden vor der Vermessung für 24 Stunden auf den Modellen belassen.

Um die Passgenauigkeit der Modelle genau bestimmen zu können, wurden vor Herstellung des Gerüsts drei kleine Stahlstifte pro Goldzylinder angebracht.

Die Vermessung der Gerüste erfolgte dreidimensional in der x-, y- und z-Achse mit einem Messmikroskop. Die Daten wurden an einen Computer weitergeleitet, welcher Bogenweite, Bogenhöhe und Endbogenverwindung der Kunststoffgerüste berechnete.

Die Analyse zeigte, dass keines der untersuchten Materialien fehlerfreie Ergebnisse lieferte. Es bestanden statistisch signifikante Abweichungen, wobei das Gerüst aus Vinylmethylmethacrylat (Relate acrylic resin[®]) die Urmodellsituation am genauesten wiedergab. Die Untersuchung der Rotationsstabilität ergab, dass die Fehler hier so gering waren, dass sie im Ergebniskapitel nicht weiter erläutert wurden.

SUTTER et al. (1993) überprüften die Transfergenauigkeit des ITI[®]-Implantatsystems. Dazu wurde ein Urmodell aus Hartgips mit zwei ITI[®]-Implantaten anstelle der Zähne 34 und 36 verwendet. Es wurden Abdrücke genommen, überprüft und an vier verschiedene kommerzielle Labors mit dem Auftrag versandt, ein Meistermodell und auf diesem eine dreigliedrige Brücke herzustellen. Die fertigen

Brücken wurden auf das Urmodell zurückgesetzt und auf ihre Passgenauigkeit überprüft.

Von diesen vier Brücken konnten drei auf das Urmodell aufgepasst werden. Die Meistermodelle dieser drei passenden Brücken wiesen zum Urmodell Abweichungen zwischen 2-15 µm auf. Das Modell der nicht aufpassbaren Brücke wies eine Abweichung von 69 µm zum Urmodell auf und wurde von den Autoren als Laborfehler interpretiert.

Zusätzlich untersuchten die Autoren die Rotationsunterschiede, welche zwischen 0-30 Winkelminuten betragen.

SPECTOR et al. (1990) untersuchten drei unterschiedliche Abformtechniken:

- Polysulfid (Permlastik[®]), mit Übertragungskäppchen und Schienung mit Zahnseide/Kunststoff, direktes Verfahren
- additionsvernetzendes Silikon (Reprosil[®]), ohne Schienung, indirekte Technik
- kondensationsvernetzendes Silikon (Xantopren[®]/Optosil[®]), ohne Schienung, indirekte Technik

Es wurde ein Urmodell mit sechs Brånemark[®]-Implantaten hergestellt. Pro Abformtechnik wurde dieses fünfmal abgeformt und es wurden je fünf Modelle angefertigt, welche im Anschluss vermessen wurden. Die Vermessung erfolgte in der Horizontalebene mittels eines Messmikroskopes, die Vertikalebene wurde mit einer Abtastvorrichtung, die mit „linear variablen Differentialtransformer“ beschrieben wurde, vermessen.

Die Untersuchung zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Techniken.

ASSIF et al. (1992) untersuchten vier verschiedene Material-/Technikkombinationen:

- Alginat (Jeltrade[®]), Schienung mit Akrylatkunststoff, Metallabformlöffel, direkte Technik
- Polyether (Polygel NF[®]), Schienung mit Akrylatkunststoff, individueller Löffel, direkte Technik

- Polyether (Polygel NF[®]), keine Schienung, individueller Löffel, direkte Technik
- additionsvernetzendes Silikon (Reprosil[®]), keine Schienung, Metalllöffel, indirekte Technik

Ein Hartgipsmodell des Unterkiefers mit fünf Messingimplantatanalogen (Nobelpharma) wurde als Modell für die Untersuchung konstruiert. Anschließend wurde ein Unterkieferimplantatgerüst aufgewachst und in Palladium-Silber (Pallag M[®], Degussa) gegossen. Dieses Modell stellte den Standard dar, mit dem alle Messungen verglichen wurden.

Mittels dieses Gerüsts wurde ein Metallmodell aus Aluminium – ebenfalls mit Messingimplantatanalogen – angefertigt, das Basis für alle Abformungen war.

Pro Verfahren wurden 15 Abformungen vorgenommen und je 15 Gipsmodelle erstellt.

Das Kriterium zur Einschätzung der Abformgenauigkeit war die Passgenauigkeit des Standardgerüsts auf den hergestellten Gipsmodellen. Dies wurde sowohl manuell (Beweglichkeit des Gerüsts auf abwechselnden Fingerdruck) als auch visuell mit Hilfe eines Mikroskops (Vermessung der Spalten zwischen Modellimplantat und Gerüst) eingeschätzt.

Die klinische Einschätzung der Passgenauigkeit ergab, dass alle 30 Modelle der ersten beiden Gruppen (mit Schienung) als „akzeptabel“ (d.h. eine Passgenauigkeit von 15-30 µm) eingestuft wurden. Bei den letzten beiden Gruppen (ohne Schienung) war dies nur bei 18 von 30 Modellen der Fall. Außerdem stellten die Autoren eine bessere Passgenauigkeit bei der direkten Übertragungstechnik fest, wenn auf eine Schienung verzichtet wurde.

HERBST et al. (2000) untersuchten vier verschiedene Abformtechniken bezüglich ihrer Genauigkeit:

- geschlossene Technik, keine Schienung
- offene Technik, keine Schienung
- offene Technik, Schienung mit autopolymerisierendem Akrylatkunststoff (Duralay[®])
- offene Technik, keine Schienung, Abformpfosten mit einseitiger, lateraler Extension

In eine Metallplatte mit acht eingefrästen Markierungen wurden fünf Implantat-analoga der Firma Southern Implants inseriert und somit ein Urmodell hergestellt. Anschließend wurden individuelle Löffel gleicher Schichtstärke für die jeweiligen Abformverfahren hergestellt. Mit diesen Löffeln wurden nun Doppelmisch-abformungen mittels eines kondensationsvernetzenden Silikons durchgeführt und im Anschluss vier Modelle pro Abformtechnik hergestellt. Die Vermessung erfolgte mit einem Reflex Messmikroskop in der Art, dass zu jedem Implantat der Abstand zu den acht Markierungen gemessen wurde. Die Studie ergab eine hohe Dimensionstreue aller vier untersuchten Verfahren von 0,31%. Deshalb sehen die Autoren keinen Vorteil in der Schienung von Übertragungspfosten.

BURAWI et al. (1997) verglichen folgende Kombinationen:

- Schienung mit Akrylatkunststoff, direkte Übertragungstechnik, A-Silikon
- keine Schienung, indirekte Übertragungstechnik, A-Silikon

Zunächst wurde ein Unterkiefer-Urmodell mit fünf Bone-Lock[®]-Implantaten hergestellt. Auf diesem Modell wurde ein passgenaues Implantatgerüst gefertigt. Durch die Verwendung von individuellen Löffeln war eine immer gleich bleibende Stärke des Abformmaterials gewährleistet. Es wurden je Technik 15 Doppelmisch-abformungen (Elite[®]) und 15 Modelle hergestellt.

Das Metallgerüst wurde poliert und es wurden Messlinien auf Ober- und Kantseite für eine dreidimensionale Erfassung der Abweichungen eingraviert. Anschließend erfolgte das Durchtrennen des Gerüsts zwischen den Implantaten in fünf einzelne Teile, welche zur Bestimmung der Übertragungsgenauigkeit auf die aus der Abformung gewonnenen Gipsmodelle aufgeschraubt wurden. Die Verschiebungen zwischen den Messlinien wurden mittels eines Messmikroskopes dreidimensional bestimmt. Es zeigte sich eine signifikant höhere Abweichung bei der geschienten bzw. direkten Übertragungstechnik. Aus diesen Gründen empfahlen die Autoren die ungeschiente Abformung.

2.3.4 Reponiergenauigkeit der Abformpfosten

LIU et al. (1993) ermittelten die Reponierbarkeit von Abformpfosten verschiedener Hersteller bei der indirekten Übertragungstechnik. Die Rotationsgenauigkeit wurde untersucht.

Auch hier wurde ein Urmodell aus Kunststoff verwendet. Es kamen fünf Brånemark[®]-Implantate zum Einsatz, die parallel im Abstand von 8 mm voneinander in das Kunststoffmodell eingebracht wurden.

Folgende Abformpfosten wurden untersucht:

- impression copings, Dental Imaging Associates (DIA)
- impression copings, Implant Innovations Inc. (3I)
- hexed transfer assay, Steri-Oss (SO)

Die Abformpfosten wurden mit Referenzpunkten zur Vermessung der Rotation versehen. Für die Abformung kamen individuell hergestellte Kunststofflöffel zur Anwendung, welche in eine Abformvorrichtung eingeschraubt werden konnten um eine standardisierte Abformung zu gewährleisten. Die verschiedenen Abformpfosten wurden in Kombination mit den Abformmaterialien Impregum[®]F und Extrude[®] untersucht.

Nach der Abformung wurden die Abformpfosten von fünf verschiedenen Zahnärzten, die mit der Technik des Reponierens vertraut waren und diese zusätzlich unmittelbar vorher übten, in die Abformung zurückgesetzt. Modelle wurden erstellt und vermessen.

Darüber hinaus untersuchten die Autoren eine Kontrollgruppe, bei welcher die Abformpfosten analog zur direkten Übertragungstechnik verwendet wurden. Sie verblieben somit beim Lösen des Löffels vom Urmodell in der Abformung. Die hierdurch ermittelten Daten bildeten die Referenzwerte für das manuelle Zurücksetzen. Die Vermessung erfolgte mit einem optischen Messmikroskop mit digitalem Messtisch.

Die mittleren Achsabweichungen der Abformpfosten lagen bei:

DIA: 3,7°/ 7,8° (Extrude/Impregum)

3I: 1,9°/ 2,6°

SO: 9,2°/13,1°

Aus seiner Untersuchung zog der Autor folgende Schlüsse:

1. Keiner der drei Abformpfosten konnte konstant reproduzierbar reponiert werden.
2. Steri-Oss und Dental Imaging Abformpfosten hatten signifikant geringere absolute Rotationsabweichungen als die der Firma Implant Innovations.
3. Es bestand kein signifikanter Unterschied bezüglich der Abformmaterialien.
4. Hinsichtlich der Rotationsabweichung bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den fünf Zahnärzten.

2.3.5 Bewertung von Pinmodellsystemen

SERRANO et al. (1998) untersuchten die Genauigkeit von vier unterschiedlichen Pinmodellsystemen:

- Belle de St. Claire
- Pindex
- DVA
- Konventionelles Dowel-Pin-System

Es wurde ein Urmodell aus Kunststoff verwendet, in welches vier Metallkörper mit okklusalen Markierungen in der Prämolaren- und Molarenregion eingebracht wurden. Es wurden 40 Abformungen mit einem A-Silikon (Extrude) unter Verwendung einer Abformvorrichtung und konfektionierten Plastiklöffeln für den einmaligen Gebrauch hergestellt. Anschließend wurden mit jedem der Pinsysteme zehn Sägemodelle erstellt. Bei dem DVA-System entfiel das Sockeln des Zahnkranzes, da dieses System mit einer Basisplatte aus Kunststoff arbeitet.

Es erfolgte eine dreidimensionale Vermessung des Urmodelles und der Pinmodelle vor und nach dem Sägen der Zahnkränze mit Hilfe eines optischen Messmikroskopes.

Die Abweichungen zum Urmodell betragen max. 54 µm. In der Regel vergrößerten sich die Messstrecken entsprechend der Abbindeexpansion des Modellgipses. Die Studie zeigte, dass alle vier untersuchten Modellsysteme eine akzeptable Genauigkeit für die Herstellung von festsitzendem zahngetragenen Zahnersatz ermöglichen, dass jedoch die Fertigung von implantatgetragenen Zahnersatz mit spannungsfreiem Sitz mit diesen Systemen wahrscheinlich nicht zu erreichen ist.

2.3.6 Methoden zur Beurteilung der Messgenauigkeit

Die oben zitierten Autoren verwendeten verschiedene Methoden zur Beurteilung der Messgenauigkeit. Prinzipiell können drei verschiedene Methoden unterschieden werden:

1. Gegossenes Gerüst

Durch die Verwendung eines gegossenen Standardgerüsts wurde die Abformgenauigkeit bei ASSIV et al. (1992), CARR et al. (1991), SUTTER et al. (1993), INTERREGUI et al. (1993) und HELLDEN et al. (1998) untersucht.

Zur Beurteilung der Passgenauigkeit wurden die Gerüste mit Kraftmessern versehen, mittels photoelastischer Tests bzw. visuell per Mikroskop überprüft oder aber durch wechselnden Fingerdruck eine Einschätzung vorgenommen.

2. Vermessen der Implantatpositionen

Über ein Messmikroskop mit Messtisch konnten die Implantatpositionen direkt vermessen werden. Der Messtisch konnte an einen Computer angeschlossen sein, um die Protokollierung und Weiterverarbeitung der gewonnen Messwerte zu erleichtern.

Bei dieser Methode war es teilweise erforderlich, Referenzpunkte an die Messobjekte anzubringen um ein exaktes, reproduzierbares Anfahren der Messpunkte zu gewährleisten. Dies geschah in den beschriebenen Studien mittels kleiner Kugeln oder Stiften aus Metall (LIOU et al. 1993, HSU et al. 1993, BURAWI et al. 1997, QUICK et al. 1992, ROBERTS et al. 1989, SPECTOR et al. 1990).

3. 3-D Fotogrammetrie

Dieses, von Jemt et al. verwendete Verfahren, basiert auf dreidimensionalen Fotografien. Diese werden zur Untersuchung komplexer Verzerrungsmuster bei Krafteinwirkung auf ein Gerüst vor und nach Krafteinwirkung aufgenommen. Auf diesem Wege können die Unterschiede zwischen beiden Aufnahmen interpretiert werden (JEMT et al. 1996, 1998, 1999a, 1999b).

HELLDÉN et al. (1998) untersuchten eine neue Technik zur Fertigung spannungsfreier Gerüste. Die Passgenauigkeit wurde u.a. mit einer photoelastischen Messmethode überprüft.

Bei der untersuchten Methode handelt es sich um die CrescoTi Precision Methode. Hauptmerkmal dieses Verfahrens ist die Herstellung eines Titangerüsts, bei welchem die Passungenauigkeiten unter Verwendung einer artikulatorähnlichen Vorrichtung durch Kürzen des Gerüsts an der Gerüst-Implantat-Schnittstelle zunächst beseitigt werden. Im Anschluss daran werden Abdruckpfosten aufgeschraubt, diese passgenau gekürzt und das Gerüst mit den Abdruckpfosten per Laserschweißverfahren spannungsfrei verbunden.

Für die Überprüfung der Passgenauigkeit wurden je zwei konventionell hergestellte Gerüste und zwei CrescoTi Precision-Gerüste u.a. durch Aufschrauben auf ein Spezialmodell aus photoelastischem Kunststoff auf ihre Passgenauigkeit getestet. Das Modell wurde in ein Polariskop gestellt und mit monochromatischem Na-Licht bestrahlt, um ein schwarz/weiß-Bild der Spannungslinien im Kunststoff zu erhalten. Diese wurden fotografiert und anschließend analysiert. Es zeigte sich bei den CrescoTi Precision-Gerüsten eine geringere Spannungslinienbildung als bei den konventionell hergestellten Gerüsten.

QUICK et al. (1992) und ROBERTS et al. (1989) verglichen unterschiedliche Messmethoden miteinander. So untersuchten QUICK et al. den Unterschied zwischen einem konventionellen Mikroskop mit Mikrometermesstisch und einem computergesteuerten, dreidimensionalen Laserabtaster. Es wurde ein Edelstahlgerüst hergestellt, welches eine Situation mit fünf konisch präparierten Zähnen simulieren sollte. Von diesem Gerüst wurden Abformungen gewonnen und diese mit Superhartgips ausgegossen. Dabei kam ein additionsvernetzendes Silikon, schwer- und dünnfließend, (President[®], Fa. Coltène) zur Anwendung. Die im Anschluss hergestellten Modelle sowie das Gerüst wurden mit beiden Techniken vermessen.

Es zeigte sich, dass die Präzision des Scannerverfahrens um den Faktor zehn höher war ($\leq \pm 14 \mu\text{m}$) als die der Mikroskopvermessung ($\pm 148 \mu\text{m}$). Die Reliabilität des Scannerverfahrens wurde im Gegensatz zum mikroskopischen Verfahren als akzeptabel eingeschätzt. Zwar ist eine Steigerung der Reliabilität und der Genauigkeit bei dem mikroskopischen Verfahren durch ein vielfaches Wiederholen

der Messungen möglich, aber extrem zeitaufwendig. Die Autoren räumten allerdings ein, dass andere Untersucher über genauere Messmikroskopsysteme verfügten.

ROBERTS et al. (1989) verglichen in ihrer Untersuchung drei verschiedene Messtechniken zur Vermessung dentaler Restaurationen miteinander.

Dazu wurden eine Reihe von Versuchskörpern aus Messing in den Dimensionen von Standardmessingzylindern hergestellt, die getragene, dentale Restaurationen simulieren sollten. Die Oberfläche war mit einer Reihe von Markierungen zur reproduzierbaren Vermessung versehen. Diese Versuchskörper wurden mit Hilfe dreier verschiedener Methoden an je zehn unterschiedlichen Positionen vermessen:

1. Vermessung der Querschnitte von Abformungen der Messkörper. Diese Abformungen wurden rasterelektronisch aufgenommen, digital erfasst und vermessen.
2. Vermessung mittels mechanischer Abtastung durch ein Profilometer.
3. Aufnahme der Messkörper selbst mittels eines Rasterelektronenmikroskopes, und anschließende digitale Vermessung der Aufnahmen mit einem Digitalisierbrett.

Alle Messdaten wurden mittels einer Grafiksoftware digital aufbereitet und miteinander verglichen. Die mittlere Standardabweichung lag zwischen 2,2 und 12,8 μm . Bei der Verwendung des Profilometers waren die gemessenen Abstände signifikant kleiner als bei den anderen Verfahren. Die Fehlerquelle lag hier an einer zu großen und damit unexakten Messspitze. Die präziseste Technik der Untersuchung war die Vermessung der direkten Aufnahmen der Messkörper durch das Elektronenmikroskop.

In einer klinischen Pilotstudie untersuchten JEMT et al. (1999a) die Methode der Fotogrammetrie als alternatives Verfahren zur konventionellen Abformtechnik in der Implantatprothetik in Verbindung mit der Herstellung der Gerüste durch die CNC-Frästechnik.

Die in vivo-Untersuchung basierte auf dem Brånemark[®]-Implantatsystem; zwei Patienten wurden im unbezahnten Unterkiefer mit jeweils fünf Implantaten versorgt. Bei jedem Patienten wurde sowohl das konventionelle als auch das zu untersuchende Verfahren angewandt. Die Abformung erfolgte konventionell mit

Abdruckgips; zusätzlich wurden die Implantatpositionen mittels dreidimensionaler intraoraler Unterkieferfotografien registriert. Nach Modellherstellung wurden Kunststoffgerüste aus lichthärtendem Akrylatkunststoff gefertigt, welche – nach Digitalisierung – durch einen CNC-Fräsaufbau in Metall überführt wurden. Somit hatten beide Gerüste eine äußerlich identische Form. Bei einem Gerüst wurden die Kontaktflächen zu den Metallzylindern nach Messungen auf dem Meistermodell gestaltet (konventionell), bei dem anderen Gerüst wurden diese Informationen aus der dreidimensionalen Vermessung der Unterkieferfotografien gewonnen.

Nach Aufschrauben der Gerüste mit definierter Kraft erfolgte die Beurteilung der Passgenauigkeit visuell und durch Befragung der Patienten bezüglich evtl. auftretender Spannungsgefühle oder Schmerzen.

Die Untersuchung ergab, dass alle vier Gerüste eine ausreichende Passgenauigkeit für den klinischen Einsatz aufwiesen. Allerdings zeigte sich bei einem Gerüst der fotogrammetrischen Methode eine unzureichende Passung auf dem Meistermodell.

Eine weitere Arbeit zu diesem Thema publizierten JEMT et al. im selben Jahr (1999b). Wieder wurden Patienten untersucht, deren zahnlose Unterkiefer mit festsitzenden Totalprothesen in Verbindung mit fünf Brånemark[®]-Implantaten versorgt werden sollten. Die Gruppe bestand aus zehn Probanden. Die Kontrollgruppe bildeten zehn weitere zahnlose Patienten, welche mit konventionell hergestellten Implantatprothesen versorgt waren. Alle Patienten der Test-Gruppe erhielten Prothesen, deren Gerüste mit der oben beschriebenen fotogrammetrischen Methode gefertigt wurden.

Die Studie zeigte keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Genauigkeit beider Methoden. Aufgrund dieses Ergebnisses empfehlen die Autoren das untersuchte Verfahren als Standardverfahren.

JEMT (1996a) führte eine Studie zur Passgenauigkeit von implantatgetragenen Totalprothesen auf Brånemark[®]-Implantaten im unbezahnten Kiefer durch. Hierbei untersuchte der Autor Oberkiefer- und Unterkieferprothesen bezüglich der Passgenauigkeit sowohl auf dem Meistermodell als auch im Mund. Insgesamt wurden 17 Prothesen (sieben OK- und zehn UK-Totalprothesen) mittels der fotogram-

metrischen Methode untersucht. Dabei wurden die Gerüste stets mit a) den Meistermodellen und b) den Implantaten im Mund verglichen. Es wurden die Mittelpunkte der jeweils zu messenden Strukturen (Implantat/Modellimplantat/Abutment) in der x-, y- und z-Achse erfasst und diese miteinander verglichen. Die Angulationen wurden durch Überlagerung der Zylinder im Computer errechnet.

Für den Unterkiefer zeigte sich eine mittlere Abweichung der Mittelpunkte von 37 μm (Angulation: 35 μm) bei dem Vergleich von Prothese/Modell, und eine von 90 μm (Angulation: 159 μm) bei dem Vergleich Prothese/Mund. Für den Oberkiefer zeigte sich eine mittlere Abweichung der Mittelpunkte von 75 μm (Angulation: 55 μm) bei dem Vergleich von Prothese/Modell und von 111 μm (Angulation: 136 μm) bei dem Vergleich Prothese/Mund. Damit waren in beiden Kiefern die Abweichungen der Prothesen zur Mundsituation im Verhältnis zur Modellsituation deutlich erhöht. Im Unterkiefer war darüber hinaus die Differenz der Abweichungen zwischen den Kombinationen Prothese/Mund und Prothese/Modell am höchsten, sowohl für die Mittelpunkte als auch für die Angulationen. Dies führen die Untersucher auf die geringere Steifigkeit des Unterkieferknochens zurück. Der Autor stellte fest, dass bei keinem der 96 untersuchten Implantate eine perfekte Passung erzielt wurde. Weiterhin ist es nicht möglich, von der Passung einer Prothese auf einem Meistermodell auf die Passung im Mund zu schließen.

Im selben Jahr untersuchten JEMT et al. (1996b) vier verschiedene Messmethoden, welche die Passgenauigkeit von Suprakonstruktionen auf Implantaten beschreiben:

1. **Mylab-Messsystem:** Mittels eines 3-D Koordinatenmessapparates wird die Position des Messobjektes über zwei mit Saphirkugeln bestückten Abtastspitzen erfasst und die dreidimensionale Lage des Implantates in einem angeschlossenen Computer berechnet.
2. **System der Universität Washington:** Hier wird ebenfalls ein Koordinatenmessapparat verwendet, allerdings mit nur einer Abtastspitze, welche über luftgelagerte Schlitten jeden Punkt im Messbereich des Apparates ansteuern kann. Zur Weiterverarbeitung der Daten ist auch dieses System mit einem Computer mit entsprechender Software gekoppelt.

3. **Photogrammetrische Methode:** Basis dieser Methode ist eine Kamera, welche über zwei Spiegel drei Bilder (mit drei unterschiedlichen Aufnahmewinkeln) eines Objektes pro Aufnahme erstellt, aus welcher über ein spezielles Verfahren dreidimensionale Informationen ermittelt werden können.
4. **System der Universität Michigan:** Bei diesem System wird das Meistermodell durch einen lasergestützten 3d-Scanner digitalisiert. Die Längsachse der Implantate im Raum wird hierbei durch das Miterfassen von Messkugeln unterschiedlichen Durchmessers errechnet.

Die Messgenauigkeit dieser vier Messsysteme wurde nun mit drei unterschiedlichen Testverfahren bestimmt. Zunächst wurde ein Meistermodell, welches jedes Institut aus eigenem Bestand selbstständig auswählte, fünfmal vermessen. Danach wurde ein Meistermodell mit fünf Laborimplantaten hergestellt und an die vier Institute zur Vermessung versandt. Der letzte Test bestand in der Bestimmung der Passgenauigkeit eines Gerüstes passend zu dem vorher vermessenen Meistermodell.

Die Studie ergab u.a. eine Vergleichbarkeit der Messergebnisse. Die Messwerte differierten durchschnittlich um 40 μm , im Extrem um 80 μm . Damit erreichten alle vier Messsysteme eine hinreichende Genauigkeit in Bezug auf die klinische Relevanz.

3 Material und Methode

3.1 Material

3.1.1 Verwendetes Implantatsystem

In der der vorliegenden Arbeit zugrunde liegenden Untersuchung wurde das Brånemark[®]-Implantatsystem der Fa. Nobel Biocare verwendet. Dabei kamen folgende Teile zum Einsatz (siehe auch Abb. 3-1):

- 5 Fixturen MK II Ø 3,75x15mm zur Herstellung des Urmodelles
- 20 Abformpfosten DCA 448-0 mit geschlitzter Schraube zum Verbleiben in der Abformung
- 15 Abformpfosten DCA 448-0 mit Schraube ohne Schlitz zum Reponieren in die Abformung
- 35 Laborimplantate DCD 084-0 zur Herstellung der Meistermodelle.

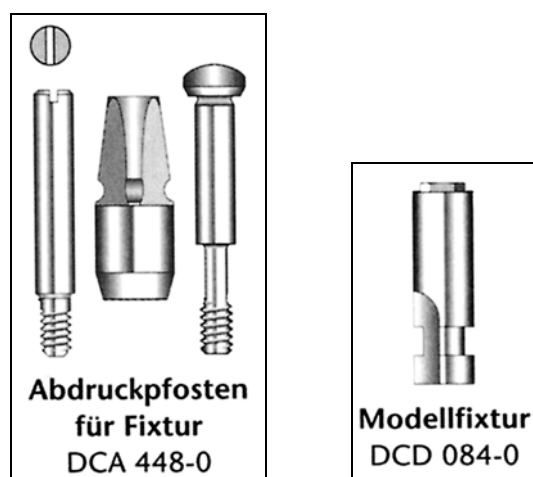


Abb. 3-1: Verwendetes Implantatsystem

3.1.2 Verwendete Abformmaterialien

Es wurden folgende Abformmaterialien verwendet:

- **Provil P soft**[®] (Heraeus-Kulzer, vormals Bayer), additionsvernetzendes Silikon, knetbar, für die Zwei-Phasen-Technik
- **Provil M C.D.**[®] (Heraeus-Kulzer, vormals Bayer), additionsvernetzendes Silikon, leichtfließend, für die Zwei-Phasen-Technik
- **Baysilex C.D. Monophase**[®] (Heraeus-Kulzer, vormals Bayer), additionsvernetzendes Silikon, mittelfließend, für die Ein-Phasen-Technik
- **Monopren transfer**[®] (Kettenbach), additionsvernetzendes Silikon, mittelfließend, für die Ein-Phasen-Technik
- **Impregum Penta**[®] (3M/Espe), Polyether, mittelfließend, für die Ein-Phasen-Technik

Bei den additionsvernetzenden Silikonen wurde das Universal Adhäsiv[®] (Heraeus-Kulzer, vormals Bayer) und bei Impregum Penta[®] das Polyether Adhesive[®] (3M/Espe) zur Verbesserung der Haftung der Abformmaterialien an den individuell hergestellten Löffeln verwendet.

Die Verarbeitung der Abformmaterialien erfolgte nach den Anweisungen der Hersteller:

Provil M C.D.[®], **Baysilex C.D. Monophase**[®] und **Monopren transfer**[®]

Die Dosierung von Basispaste und Katalysator erfolgte automatisch mit einer Mischpistole.

Verarbeitungszeit:	1 min, 30 s
Abbindezeit:	3 min, 30 s ab Mischbeginn

Provil P soft[®]

Zur Dosierung gleicher Mengen Basis- und Katalysatorpaste wurden die beigefügten Dosierlöffel benutzt. Das Anmischen erfolgte manuell durch Verkneten der beiden Komponenten bis eine einheitliche Farbe erreicht war. Um den Abbindevorgang nicht zu beeinflussen, wurden bei diesem Arbeitsschritt Vinylhandschuhe getragen.

Anmischzeit:	30 s
Verarbeitungszeit:	1 min 30 s
Abbindezeit:	3 min 30 s, ab Mischbeginn

Impregum Penta[®]

Das Anmischen und Dosieren von Basis- und Katalysatorpaste erfolgte automatisch im Mischverhältnis 5:1 durch die Verwendung des Mischgerätes Pentamix[®].

Verarbeitungszeit: 3 min
Abbindezeit: 6 min ab Mischbeginn

3.1.3 Weitere Hilfsmaterialien

Die Modellherstellung erfolgte für alle Abformungen mit dem Superhartgips Moldastone[®] (Heraeus-Kulzer, vormals Bayer). Für jedes Modell wurden 150 g Gips mit 31 ml aqua dest. verwendet und im Vakuumanmischgerät (Degussa) 30 Sekunden angerührt.

Das Urmodell zur Aufnahme der Implantate wurde aus dem kaltpolymerisierenden Kunststoff Palapress[®] glasklar (Heraeus Kulzer) gefertigt. Die Verarbeitung erfolgte nach Herstellerangaben.

Die individuellen Löffel wurden aus lichtpolymerisierenden Kunststoffplatten (Palatray[®], Heraeus Kulzer) hergestellt.

3.2 Versuchsaufbau

3.2.1 Das Urmodell

Das Urmodell wurde mittels einer Silikonform für unbezahnte Kiefer hergestellt. Als Modellmaterial wurde Palapress glasklar verwendet. Der Polymerisationsvorgang des Kunststoffes erfolgte in einem Drucktopf bei 2 bar für 15 Minuten. Nach der Aushärtung wurden mittels einer Ständerbohrmaschine 5 parallele, gleich tiefe Bohrungen (Durchmesser 5 mm) in den Teil des Modelles gebohrt, der dem interforaminären Bereich entspricht. In diese Bohrlöcher wurden sodann die Implantate in der Art eingepasst, dass deren obere Kanten knapp unterhalb des Kieferkammes lagen.

Das Implantat wurde nun an einem Stativ mit Klebewachs befestigt. Außerdem wurden seine obere Öffnung und deren Strukturen vollständig mit rosa Plattenwachs bedeckt. Anschließend wurde das Bohrloch – erneut mit Palapress – befüllt und das Implantat am Stativ in das Bohrloch abgesenkt.

Mit den restlichen Implantaten wurde analog verfahren und damit die Implantatpositionen unveränderbar definiert.



Abb. 3-2: Fertiggestelltes Urmodell mit aufgeschraubten Abformpfosten mit Schlitzschrauben

3.2.2 Die Abformvorrichtung

Um die Reproduzierbarkeit der Abformungen zu gewährleisten, bedurfte es einer speziellen Vorrichtung. Als Grundlage diente das Präzisionsgeschiebe einer Gesenkmaschine. Diese bestand aus einem Unterteil (Patrize) mit zwei parallelen Führungsbolzen (Durchmesser 30 mm) mit einer Länge von 180 mm und einem Oberteil (Matrize) mit passgenauem Lager zur Aufnahme der Führungsbolzen (Abb. 3-3).

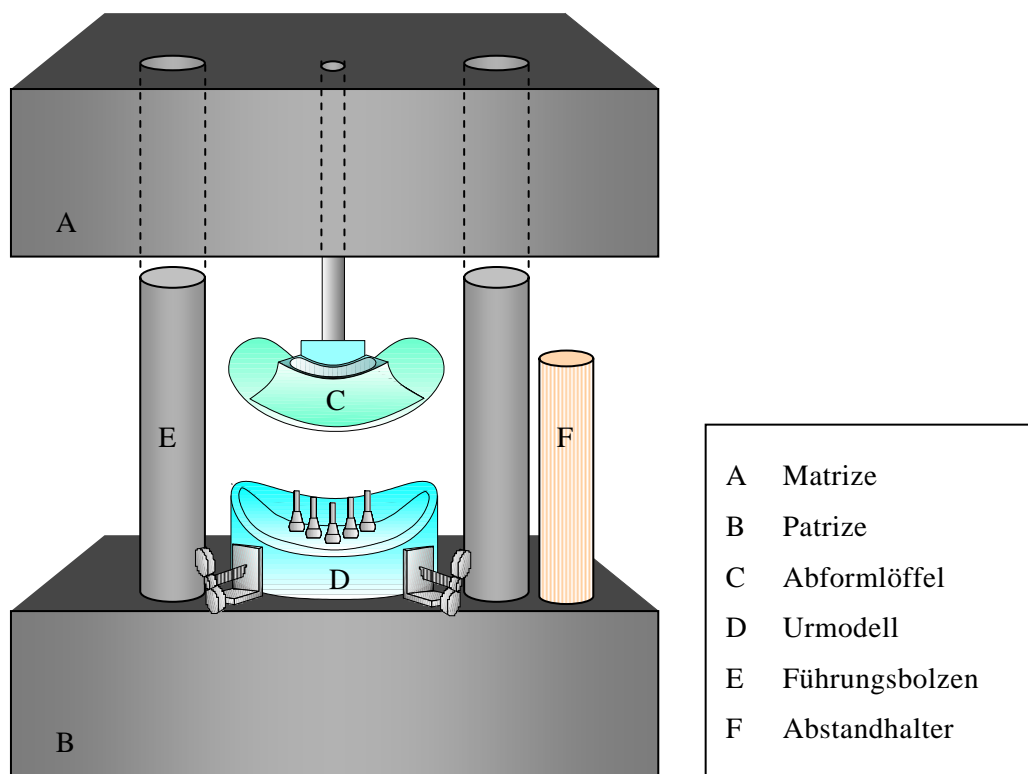


Abb. 3-3: Abformvorrichtung

Auf der Basisplatte des Unterteils waren vier Winkelplättchen aufgeschraubt, die zur reproduzierbaren Positionierung des Urmodelles für die Abformung dienten. Je eine Befestigungsschraube im senkrechten Anteil der beiden vorderen Winkelplättchen garantierte dabei die sichere Fixierung in der vorgegebenen Position. Im Oberteil der Abformvorrichtung befand sich eine senkrechte Gewindebohrung zur sicheren Fixierung der individuellen Löffel (siehe auch Abb. 3-4, u. 3-6). Durch das Präzisionsgeschiebe wurde das parallele, verkantungsfreie Absenken des am Oberteil fixierten Abformlöffels auf das am Unterteil fixierte Urmodell gewährleistet.

3.2.3 Abformlöffel

3.2.3.1 Herstellung der Abformlöffel

Zur Herstellung der individuellen Löffel wurden lichthärtende Kunststoffplatten der Marke Palatray® (Fa. Heraeus Kulzer) mit einer Stärke von 3 mm verwendet. Aufgrund der guten mechanischen Eigenschaften (Steifigkeit) und der einfachen Verarbeitung ist dieses Material hierfür gut geeignet.

Um eine möglichst standardisierte Löffelform zu gewährleisten wurden diese auf einem separaten Modell hergestellt. Hierzu wurde ein Duplikat des Urmodells in Gips hergestellt und der Bereich der Implantatpositionen mit Knetsilikon ausgeblockt. Auf dieser Vorlage wurden die Kunststoffplatten adaptiert, die Ränder entsprechend gekürzt und zum Schluss für 180 Sekunden im Lichthärtegerät polymerisiert.

Anzumerken ist hierbei, dass diese individuellen Unterkieferlöffel im Bereich des Zungenraumes nicht ausgespart wurden, da diese Fläche für die Verbindung des Löffels mit der Abformvorrichtung benötigt wurde.

Die *offene* Abformtechnik ermöglicht es, die Abformpfosten bis zur Modellherstellung in der Abformung zu belassen. Dies setzt voraus, dass die Abformpfosten nach Erhärten des Abformmaterials im Mund des Patienten (hier: Urmodell) vom Implantat gelöst werden können. Für diesen Arbeitsgang muss vor der Abformung in den Abformlöffel eine nach crestal gerichtete Perforation hineingefräst werden.

Im Gegensatz dazu verbleiben die Abformpfosten bei der *geschlossenen* Abformtechnik beim Abziehen des Löffels auf den Implantaten und müssen später reponiert werden. Eine Perforation erübrigt sich deshalb.

3.2.3.2 Verbindung der individuellen Löffel mit der Abformvorrichtung

Die Verbindung der individuellen Löffel mit der Abformvorrichtung erfolgte mit gekonterten Maschinenschrauben.

Das Urmodell wurde auf dem Unterteil der Abformvorrichtung fixiert und der individuelle Löffel aufgesetzt. Die Kontermutter wurde im Gewinde so weit wie

möglich aufgeschraubt um einen Endpunkt auf der Schraube zu definieren. Jetzt wurde diese Schraube zunächst bis zum Anschlag in ein Gewinde am Oberteil der Abformvorrichtung eingedreht und um genau zwei Umdrehungen wieder zurückgedreht. Nun wurde das so vorbereitete Oberteil auf die Abformvorrichtung gesetzt. Um zu verhindern, dass der Schraubenkopf auf dem individuellen Löffel aufsitzt, diente ein Rundholz mit einer Länge von 100 Millimetern als Abstandhalter zwischen Patrize und Matrize. Anschließend erfolgte die Verbindung zwischen Schraubenkopf und Löffel durch Kaltpolymerisat. Um ein Abfließen des Materials zu verhindern wurde zuvor am Löffel ein Silikonwall angebracht.

Bei der Abformung wurden die Schrauben mit den daran befestigten Löffeln bis zum Anschlag in die Patrize eingedreht. Der jetzt entstandene Spalt von 3 Millimetern zwischen Abformlöffel und Urmodell bei eingesetztem Abstandhalter (Rundholz) entspricht den vorher beschriebenen zwei Gewindehüben.

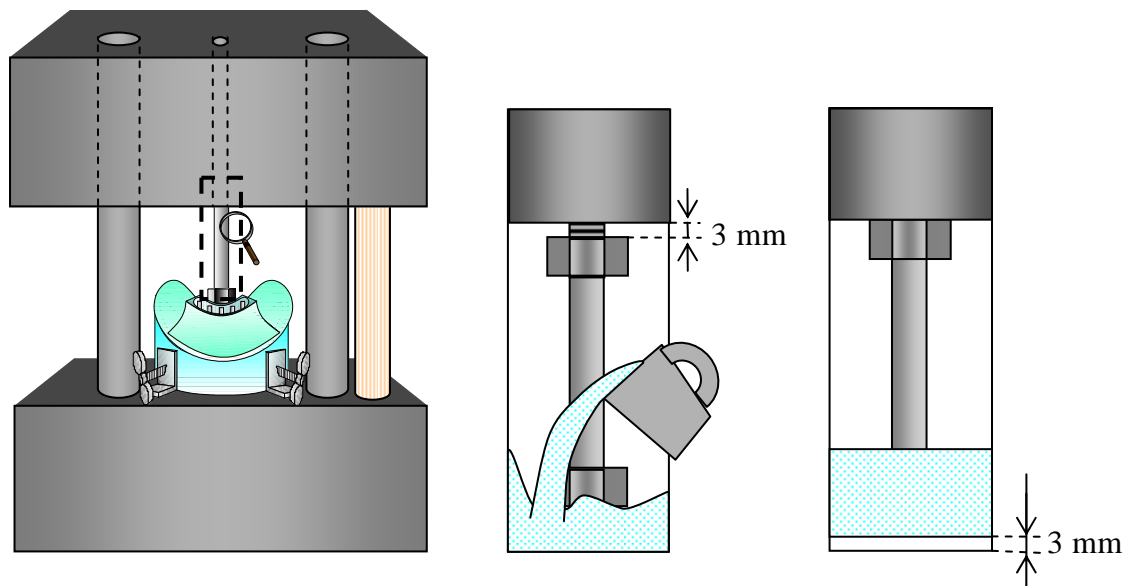


Abb. 3-4: Verbindung der individuellen Löffel mit der Abformvorrichtung

3.2.4 Versuchsablauf

3.2.4.1 Abformung mit offenem Löffel

3.2.4.1.1 Vorbereitung

Die Abformpfosten (DCA 448-0) wurden mit den geschlitzten Schrauben unter Verwendung des Torque Controllers auf den Implantaten mit einer Kraft von 10 Ncm befestigt, (Abb. 3-5). Nach Fixierung des Urmodelles auf dem Unterteil der Abformvorrichtung wurde zunächst der korrekte Sitz des Abformlöffels in der eingeschraubten Position in der Patrize überprüft. Danach wurde die crestale Aussparung des Löffels mit rosa Plattenwachs (Stärke 1 Millimeter) verschlossen, um das Abfließen des Abformmaterials zu verhindern.

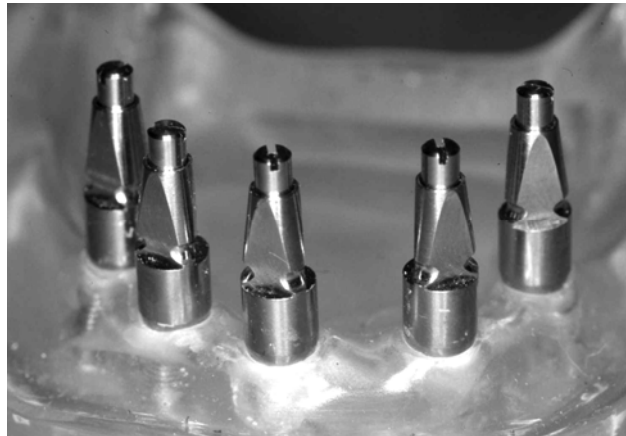


Abb. 3-5: Abformpfosten mit geschlitzten Schrauben auf dem Urmodell aufgesetzt

3.2.4.1.2 Durchführung der Abformung

a) Einphasentechnik

Diese Technik kam zur Anwendung bei den Materialien Baysilex C.D. Monophase[®], Monopren transfer[®] und Impregum Penta[®]. Das Einfüllen des Abformmaterials erfolgte, nachdem die Matrize vom Unterteil getrennt und mit der Oberseite nach unten abgelegt worden war. Dies ermöglichte ein leichtes Beschicken des Löffels mit dem jeweiligen Abformmaterial. Anschließend wurden bei Anwendung der Materialien Baysilex C.D. Monophase[®] und Monopren

transfer[®] die Abformpfosten auf dem Urmodell mit dem Abformmaterial umspritzt. Danach wurde der Abstandhalter auf die Patrize aufgestellt und die Matrize mit dem befüllten Löffel bis zum Kontakt mit dem Abstandhalter abgesenkt.

Nach dem Abbinden des Materials erfolgte das Freilegen der Schraubenköpfe und das Lösen der Schrauben; die Abformung wurde vom Urmodell gelöst. Dem System entsprechend verblieben hierbei die Abformpfosten in der Abformung.

b) Zwei-Phasen-Technik

Hier wurden die Materialien Provil P soft in Kombination mit Provil M C.D.[®] verwendet. Der Anmischvorgang erfolgte nach den Herstellerangaben bei Provil P soft[®] mit je drei Löffeln Basis- und Katalysatorpaste. Das Material wurde für 30 Sekunden mit den Händen geknetet, bis eine einheitliche Farbe erreicht war. Nach dem Befüllen des Löffels mit diesem Material wurde mit dem Finger eine Mulde geformt und darin zwei Hübe des dünnfließenden Provil M C.D.[®] aus der Mischpistole eingebracht. Die weitere Vorgehensweise ergibt sich aus dem vorherigen Abschnitt.

3.2.4.1.3 Modellherstellung

Nach dem Vermessen der Abformung (s.u.) wurden nun die Implantatanaloge auf die noch in der Abformung befindlichen Abformpfosten aufgeschraubt.

Der individuelle Löffel wurde nun wieder auf Anschlag in die Matrize der Abformvorrichtung geschraubt, die Abformung mit Waxit[®] (Fa. Heraeus Kulzer) benetzt und mit Druckluft getrocknet. Danach wurde anstelle des Urmodelles ein plangeschliffener SAM[®]-Modellsockler mit dem passenden Gummiring im Unterteil der Abformvorrichtung fixiert.

Die Matrize mit der zum Ausgießen vorbereiteten Abformung wurde nun umgekehrt, die Abformung nach oben zeigend, auf einen Gipsrüttler gestellt und mit einer Portion Superhartgips aus dem Vakuumanmischgerät vorsichtig und blasenfrei befüllt. Der restliche Gips wurde in den SAM[®]-Modellsockler gefüllt und die Matrize mit der ausgegossenen Abformung unter Zuhilfenahme des Abstandhalters in den gefüllten SAM[®]-Modellsockler abgesenkt.

Nach Aushärten des Gipses wurden die Schrauben der Abformpfosten von den

Implantatanalogen gelöst und das neu entstandene Modell vorsichtig entformt, ohne den SAM[®]-Modellsockler vom Modell zu lösen.

3.2.4.2 Abformung mit geschlossenem Löffel

3.2.4.2.1 Vorbereitung

Bei der *geschlossenen* Abformtechnik werden wie bei der offenen Abformtechnik Abformpfosten verwendet, die jedoch, wenn das Abformmaterial erhärtet ist und der Abdruck abgenommen wird, auf den Implantaten verbleiben. Deshalb müssen hier zur Entnahme keine Schrauben gelöst werden, eine Perforation des Löffels erübrigt sich.

Für das Aufschrauben der Abformpfosten (DCA 448-0) auf die Implantate des Urmodelles wurden hier Schrauben ohne Schlitz verwendet.

Im Gegensatz zum Abschnitt 3.2.4.1.1 wurde bei diesem Verfahren kein Torque Controller angewendet, da die Schraubenköpfe der hier verwendeten Schrauben lediglich pilzförmig-rund, für das Festziehen mit bloßen Fingern, gestaltet waren. Alle weiteren Arbeitsschritte erfolgten gemäß Abschnitt 3.2.4.1.1.

3.2.4.2.2 Durchführung der Abformung

a) Einphasentechnik

Es kam das Material Monopren transfer[®] zur Anwendung. Erneut wurden Löffel und Implantate mit der Mischpistole beschickt und die Matrize auf das Unterteil der Abformvorrichtung gesetzt. Bei aufgestelltem Abstandhalter wurde die Matrize nun bis zum Kontakt mit dem Rundholz abgesenkt, womit die gewünschte Schichtstärke erreicht wurde. Nach dem Aushärten des Materials wurde die Abformung vom Urmodell abgezogen.

b) Zwei-Phasen-Technik (Korrekturabformung)

Hier wurde das Material Provil P soft[®] in Kombination mit Provil M C.D.[®] verwendet. Der Anmischvorgang erfolgte nach den Herstellerangaben bei Provil P soft mit je drei Löffeln Basis- und Katalysatorpaste und wurde für 30 Sekunden in den Händen geknetet bis eine einheitliche Farbe erreicht war. Danach wurde der

Löffel befüllt, der Abstandhalter auf die Patrize aufgestellt und die Matrize mit dem befüllten Löffel bis zum Kontakt mit dem Abstandhalter abgesenkt.

Nach dem Erhärten des Abformmaterials wurde die Abformung abgenommen, beschnitten – speziell in der Zone, die normalerweise der Zunge anliegt – und mit Abflussrillen im Bereich der Kieferkämme und Abformpfosten versehen.

Für die jetzt folgende Korrektur dieser Erstabformung wurde Provil M C.D.[®] eingesetzt. Zunächst wurden die Abformpfosten mit der Mischpistole umspritzt, anschließend die Erstabformung befüllt und die Matrize auf die Abformvorrichtung aufgesetzt. Nach Erhärten des Materials wurde, wie oben bereits beschrieben, verfahren. Die Abformpfosten verblieben auf dem Urmodell.

Die Matrize hatte eine Masse von 3,6 kg. Auf die Patrize aufgesetzt, wirkte somit ein Gewicht von ca. 3,6 kg auf die Abformung. Um den Anpressdruck zu standardisieren, wirkte allein diese Masse während des Abformvorganges zum Aufbau des Anpressdrucks auf Abformung und Urmodell.

c) Zwei-Phasen-Technik (Doppelmischabformung)

Es wurden Provil P soft[®] und Provil M C.D.[®] verwendet, jetzt jedoch im einzeitigen Verfahren. Der Anmischvorgang erfolgte nach den Herstellerangaben bei Provil P soft[®] mit je drei Löffeln Basis- und Katalysatorpaste und wurde für 30 Sekunden in den Händen geknetet bis eine einheitliche Farbe erreicht war. Danach wurde der Löffel befüllt und mit dem Finger eine Mulde in das weiche Material gedrückt. Anschließend wurde diese mit zwei Hüben Provil M C.D.[®] aus der Mischpistole beschickt und die Abformung wie unter a) beschrieben durchgeführt.

3.2.4.2.3 Modellherstellung

Bei dieser Art der Übertragung der Implantatpositionen verbleiben die Abformpfosten während des Abformvorganges auf den Implantaten. Um die Implantatanalogue im Modell positionieren zu können, wurden die Abformpfosten von den Implantaten abgenommen und mit den Implantatanalogen unter Verwendung des Torque Controllers mit 10 Ncm verschraubt. Diese verschraubten Einheiten wurden anschließend in die Abformung eingesetzt, wobei der Abformpfosten in seine Impression in der Abformung exakt reponiert wurde.

Die weitere Modellherstellung erfolgte gemäß Abschnitt 3.2.4.1.3. Allerdings wurden – dem Verfahren entsprechend – die Abformpfosten erst nach Entformung von den Implantaten gelöst.

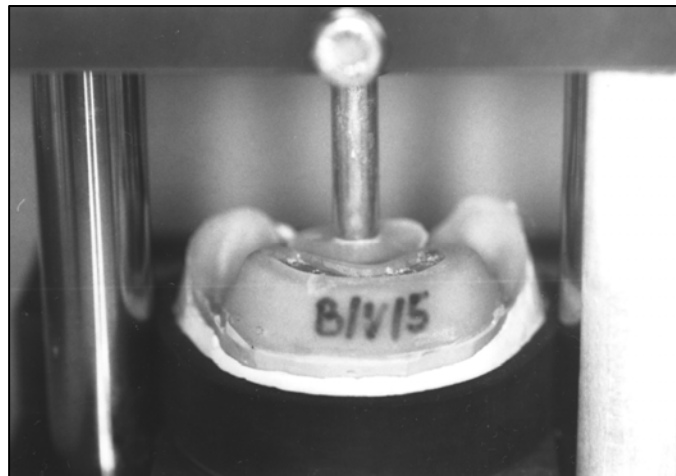


Abb. 3-6: Modellherstellung mit Verwendung der Abformvorrichtung

3.3 Vermessung

Es wurden die Mittelpunkte der Implantatpositionen der hergestellten Modelle und Abformungen in der Horizontalebene vermessen.

3.3.1 Messvorrichtung

Die Vermessung der Implantate wurde mit dem Messprojektor TP 300 der Firma Leitz in Wetzlar durchgeführt. Die Messgenauigkeit des Gerätes betrug laut Herstellerangaben $\pm 2 \mu\text{m}$.

Der Messplatz bestand aus der Mikroskopoptik, einer Mattscheibe, einem Objektisch, welche eine starre Einheit bildeten und einer angeschlossenen Recheneinheit mit Drucker.

Der Objektisch konnte mittels zweier Spindeln (je eine für die x- und y-Achse) in der Horizontalebene verstellt werden. Jede Positionsänderung des Messtisches durch die Spindeln wurde über optoelektronische Abtasteinheiten an den Spindeln registriert und an einen Zwischenspeicher übertragen. Dieser wiederum konnte auf Knopfdruck ausgelesen und die Koordinaten so am angeschlossenen Rechner mit der Software dynaMess[®] weiterverarbeitet werden.

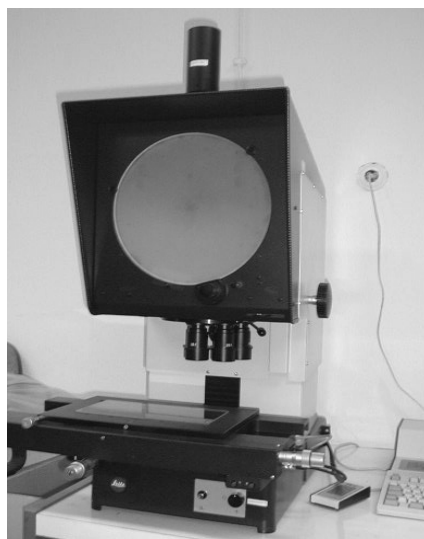


Abb. 3-7: Messprojektor TP 300 der Firma Leitz

3.3.2 Messvorgang

Die Vermessung der Abformungen erfolgte 24 Stunden nach der Abdrucknahme, worauf sich die Modellherstellung anschloss. Auch die Vermessung der Modelle wurde nach 24 Stunden durchgeführt.

Zunächst wurde das Urmodell vermessen. Dazu wurde es mittels Knetmasse auf dem Objektisch fixiert. Bei der Vermessung mit dem Messprojektor wurde zuerst optisch auf den Implantatinnenkreis (s. Abb. 3-8) fokussiert, da sich diese Struktur des Implantatinterfaces als besonders scharf begrenzt unter dem Messprojektor darstellte. Danach wurden auf diesem Kreis über den beweglichen Messtisch vier verschiedene Punkte mit größtmöglichem Abstand voneinander angefahren. Sollte ein Kreispunkt in die Messung aufgenommen werden, wurde dieser Punkt auf Knopfdruck an den Rechner weitergeleitet. Aus vier Werten pro Implantat errechnete die Software den dazugehörigen Kreis und rekonstruierte somit den Kreismittelpunkt, der als eigentliche Implantatkoordinate zur Abstandsberechnung weiterverarbeitet wurde (s.u.). Zur Überprüfung der Messgenauigkeit erfolgte die Vermessung aller fünf Implantate des Urmodelles je siebenmal. Daraus wurden die Referenzwerte für alle folgenden Messungen bestimmt.

Die Vermessung der Gipsmodelle wurde analog der Urmodellvermessung vorgenommen, mit dem Unterschied, dass jedes Implantat nur einmal vermessen wurde.

Die Messung der Abformungen wich insofern vom oben beschriebenen Vorgehen ab, als dass hier eine Halterung für die Abformung benötigt wurde, da die individuellen Löffel ja mit Maschinenschrauben versehen waren. Als „Stativ“ diente hierbei die Matrize der Abformvorrichtung. In diese wurde die Abformung eingeschraubt und die Matrize mit der Abformung nach oben zeigend auf den Objektträger gestellt.

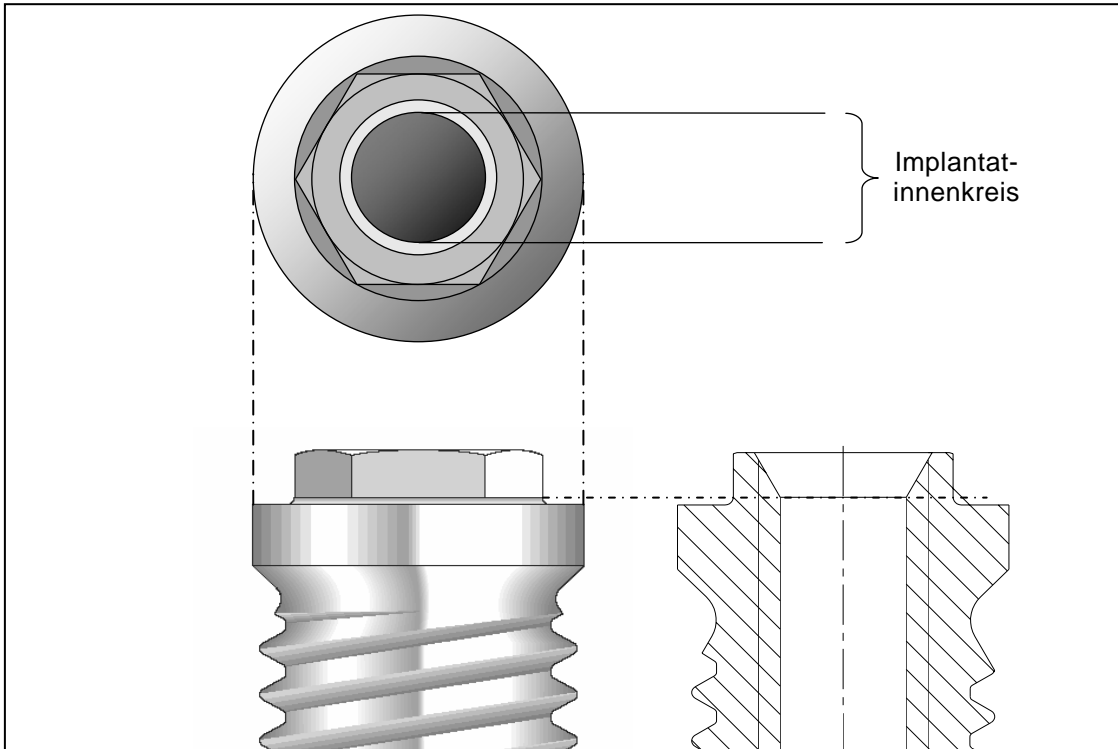


Abb. 3-8: Definition der Messpunkte: der Implantatinnenkreis wurde gewählt, da sich diese Struktur des Implantatinterfaces als besonders scharf begrenzt unter dem Messprojektor darstellte.

Somit konnten die vier Punkte, durch welche die Software den Kreis mit dem dazugehörigen Kreismittelpunkt errechnete mit hoher Präzision ermittelt werden.

Der Längsschnitt (rechts) verdeutlicht die Ebene, auf welcher der Implantatinnenkreis lokalisiert ist.

3.3.3 Berechnung der Implantatabstände

Für die Berechnung der Streckenlängen zwischen den einzelnen Implantaten wurde der Satz des Pythagoras verwendet: jeder Implantatabstand stellt die Hypotenuse eines rechtwinkligen Dreiecks dar. Die Längen von Kathete und Ankathete sind durch die Implantatkoordinaten gegeben.

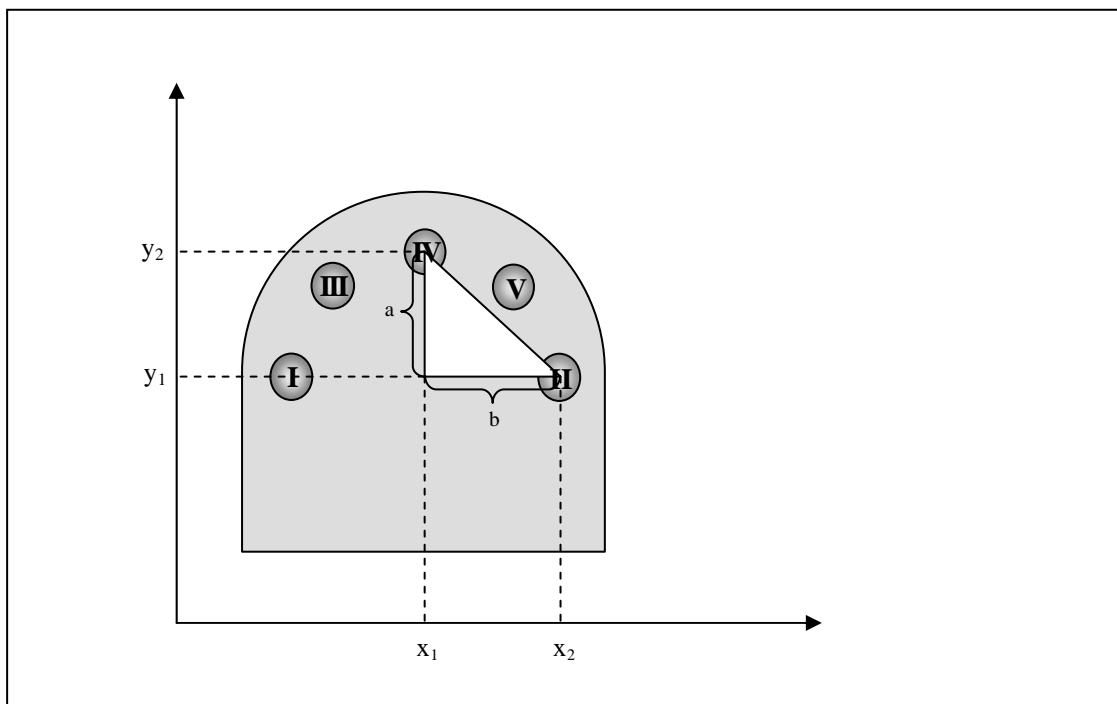


Abb. 3-9: Berechnung der Abstände der Implantatmittelpunkte

Beispielrechnung für den Abstand der Implantatmittelpunkte von Implantat II und IV, wobei $a = y_2 - y_1$ und $b = x_2 - x_1$:

$$\begin{aligned}
 (1) \quad c^2 &= a^2 + b^2 && \sqrt{} \\
 (2) \quad c &= \sqrt{a^2 + b^2} && | \text{Einsetzen} \\
 (3) \quad c &= \sqrt{(y_2 - y_1)^2 + (x_2 - x_1)^2}
 \end{aligned}$$

3.3.3.1 Vermessung des Urmodells

Die Mittelpunkte der Implantatpositionen des Urmodelles wurden siebenmal in Folge vermessen und der Mittelwert, der Median und die Standardabweichung berechnet, wobei alle nachfolgend hergestellten Abformungen und Modelle mit dem Mittelwert verglichen und anschließend die Differenzen bestimmt wurden.

Die mittlere Abweichung der Strecken bei der Vermessung des Urmodelles betrug $3 \mu\text{m}$, und die Maximal-/Minimalwerte reichten von $-8 \mu\text{m}$ bis $+10 \mu\text{m}$. Die Standardabweichung betrug $2-6 \mu\text{m}$ (s. Tab. 3.1). Diese Werte zeigen eine ausreichend hohe Genauigkeit des Messverfahrens an.

Zur weiteren Auswertung wurden alle ermittelten Einzelstrecken in kurze, mittlere und lange Strecken unterteilt:

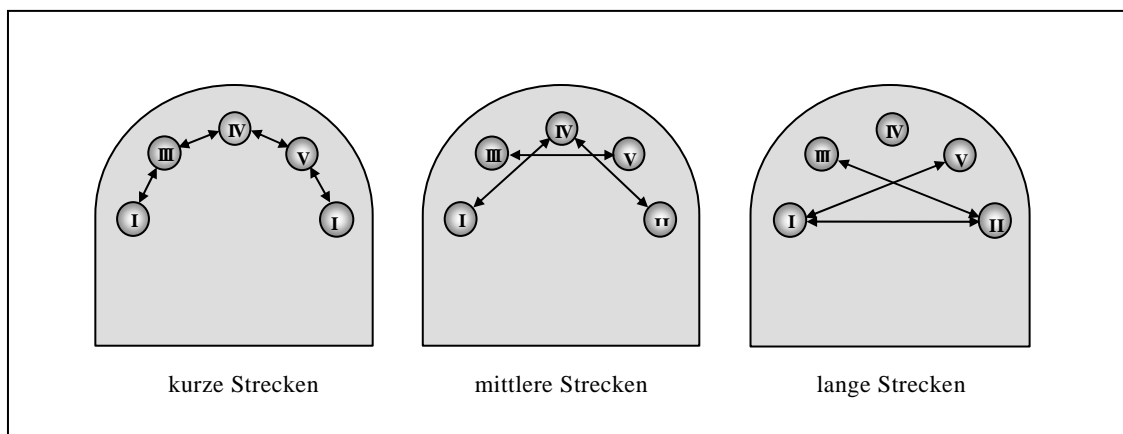


Abb. 3-10: Einteilung der Implantatabstände

In der untenstehenden Tabelle sind alle Daten der Streckenvermessung des Urmodelles zusammengefasst:

Strecke		Median [μm]	Mittelwert [μm]	Standard- abweichung	Minimal- und Maximalwerte	N
kleine Strecken	I-III	10361	10360	1,7	-2/3	7
	III-IV	10530	10529	2,8	-4/4	7
	IV-V	8568	8568	6,1	-7/10	7
	II-V	8258	8258	3,2	-5/5	7
mittlere Strecken	I-IV	19453	19453	4,2	-8/5	7
	III-V	18000	18002	4,8	-8/7	7
	IV-II	16294	16293	3,3	-6/4	7
lange Strecken	I-II	28498	28497	3,7	-6/6	7
	I-V	24828	24827	4,4	-8/6	7
	II-III	24100	24100	2,3	-2/5	7

Tab. 3-1: Messdaten für das Urmodell mit Median, Mittelwert, Standardabweichung, Extremwerten und Anzahl der Messwiederholung.

Die Boxplot-Darstellung ergibt folgendes Bild:

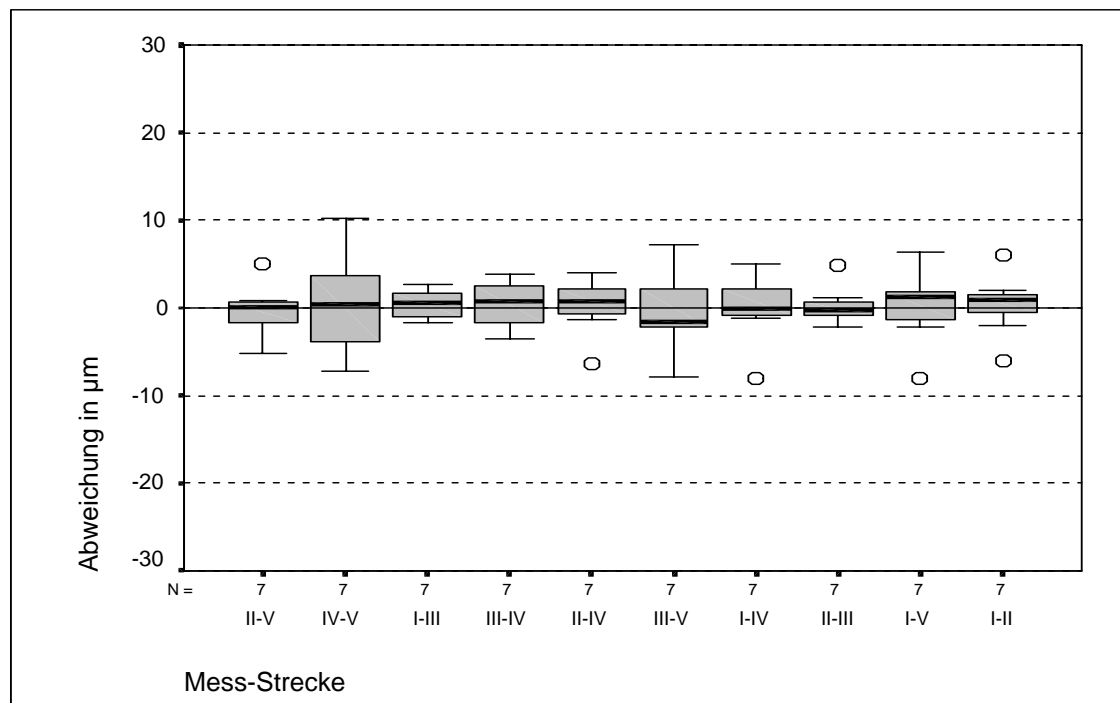


Abb. 3-11: Boxplot-Darstellung mit Angabe des ersten und dritten Quartils, des Medianes durch die dicke Linie, und der Extremwerte durch die Fehlerbalken. Messwerte, die mehr als eineinhalb Kastenlängen abweichen, werden als „Ausreißer“ mit einem Kreis gekennzeichnet.

3.4 Versuchsreihen

Es wurden sieben Versuchsreihen mit verschiedenen Kombinationen aus Abformmaterial, Abformtechnik und Übertragungssystem untersucht:

- | | |
|--|-------------------------|
| 1. Einphasenabformung mit Monopren transfer [®] | (Monopren/offen) |
| 2. Einphasenabformung mit Monopren transfer [®] | (Monopren/geschlossen) |
| 3. Einphasenabformung mit Impregum [®] | (Impregum/offen) |
| 4. Einphasenabformung mit Baysilex [®] | (Baysilex/offen) |
| 5. Doppelmischabformung mit Provil P soft [®] / M C.D. [®] | (Provil DM/offen) |
| 6. Doppelmischabformung mit Provil P soft [®] / M C.D. [®] | (Provil DM/geschlossen) |
| 7. Korrekturabformung mit Provil P soft [®] / M C.D. [®] | (Provil K/geschlossen) |

3.4.1 Zeitlicher Ablauf und Vorgehen

Pro Versuchsreihe wurden fünf Abformungen und fünf Modelle hergestellt, die jeweils 24 Stunden nach Herstellung vermessen wurden.

Alle benutzten Schrauben, Abformpfosten und Implantatanalogue wurden nummeriert und innerhalb einer Serie immer an der gleichen Position wiederverwendet um eventuelle Fehler beim Wiederverwenden dieser Materialien zu untersuchen.

3.5 Auswertung

3.5.1 Relative Abweichungen

Zur Ermittlung der relativen Abweichungen wurde das Tabellenkalkulationsprogramm Excel 97 verwendet. Jeder Implantatabstand wurde mit der korrespondierenden Strecke des Urmodells verglichen. Demnach konnten sich die Strecken entweder verkürzen oder verlängern.

Zur Darstellung des Ausmaßes der Streckenveränderungen wurden diese in eine Boxplot-Darstellung umgesetzt (Abb. 3-10). Mit dieser Art der Darstellung erhält man einen raschen Überblick über Richtung und Streuung der Abweichungen,

außerdem werden der Median und als Dispersionsparameter das 1. und 3. Quartil angezeigt.

Weiterhin geben Fehlerbalken die Minimal- und Maximalwerte an. Messwerte, die anderthalb Kastenlängen außerhalb liegen, werden als Ausreißer mit einem Kreis \circ und solche, die mehr als drei Kastenlängen außerhalb liegen, werden mit einem Asterisk \star gekennzeichnet.

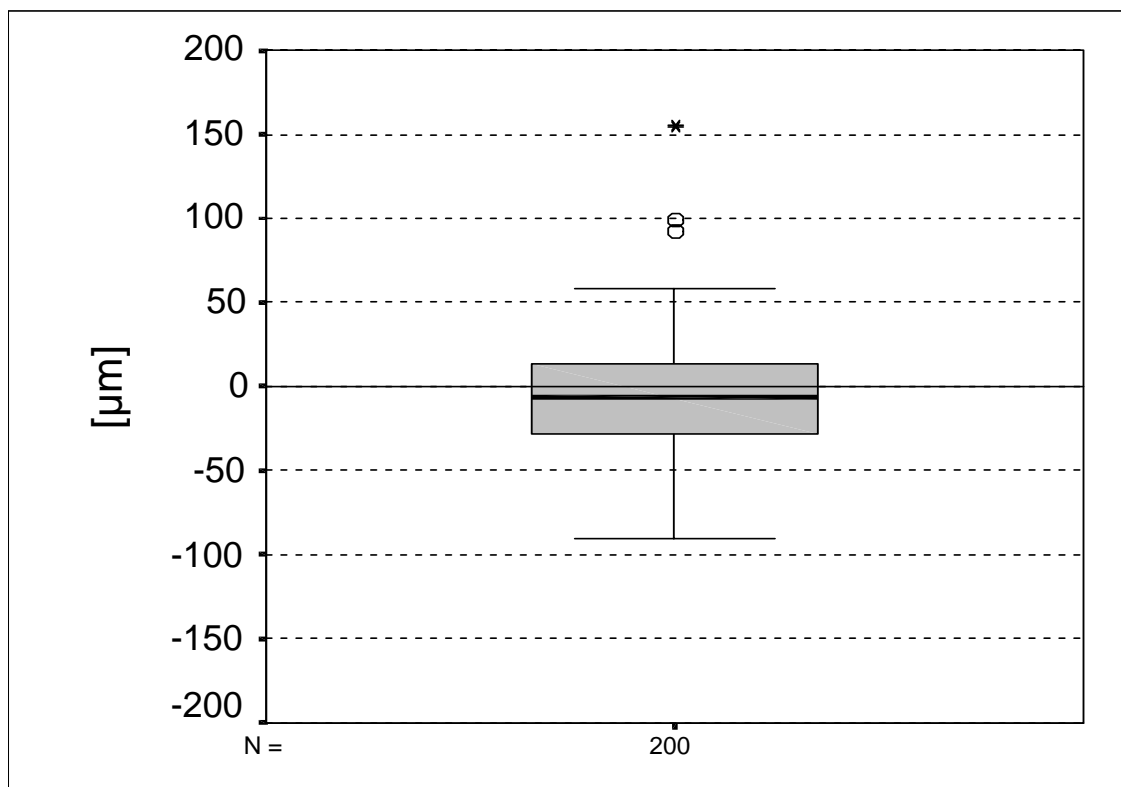


Abb. 3-12: Boxplot-Darstellung der relativen Abweichungen mit Angabe des ersten und dritten Quartils durch die grauen Balken, des Medianes durch die dicke Linie und der Extremwerte durch die Fehlerbalken. Messwerte, die mehr als eineinhalb Kastenlängen abweichen, werden als „Ausreißer“ mit einem Kreis \circ gekennzeichnet und solche, die mehr als drei Kastenlängen außerhalb liegen, werden mit einem Asterisk \star gekennzeichnet.

3.5.2 Absolute Abweichungen

Die Bestimmung der absoluten Abweichungen war notwendig um ein Maß für die Abweichung der Abformungen und Modelle zum Urmodell zu finden. Hierbei wurden die absoluten Beträge der relativen Abweichungen verwendet. Da es sich um absolute Werte handelt und deshalb keine negativen Werte auftreten, wurden Balkendiagramme zur Darstellung der Messwerte gewählt.

3.5.3 Bildung von Differenzen

Um z.B. das Ausmaß des Fehlers zu beschreiben, der von einem Arbeitsgang zum folgenden auftritt, wurden Differenzen der relativen Abweichungen gebildet. Als Beispiel seien hier die Abformung und die darauf folgende Modellherstellung genannt. Die Differenz bezieht sich in diesem Falle nicht auf das Meistermodell, sondern auf den vorhergegangenen Arbeitsschritt.

Relative Abweichung in μm	Abformung	Meistermodell	Differenz
Strecke III-V	9	3	6
Strecke II-V	-12	-18	6
Strecke I-IV	23	-5	28

Tab. 3-2: Bildung der Differenzen aus fiktiven Werten für drei Messstrecken

3.5.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde in Zusammenarbeit mit dem Hochschulrechenzentrum der Philipps-Universität Marburg erstellt. Zur Anwendung kam das Programm SPSS® 10.0, mit welcher die Irrtumswahrscheinlichkeit (p) errechnet wurde. Die Irrtumswahrscheinlichkeit wird üblicherweise in vier verschiedene Klassen unterteilt, die somit vier verschiedene Signifikanzniveaus beschreiben (ZÖFEL 1992).

Irrtumswahrscheinlichkeit	Bedeutung	Symbolisierung
$p > 0,05$	nicht signifikant	ns
$p \leq 0,05$	signifikant	*
$p \leq 0,01$	sehr signifikant	**
$p \leq 0,001$	höchst signifikant	***

Tab. 3-3: Einteilung der Signifikanzniveaus

3.5.4.1 Vergleich von Mittelwerten bzw. Medianen

Bei Vergleich der Lokalisationsparameter verschiedener Datenmengen erfolgte zunächst die Überprüfung auf Normalverteilung mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test. Bei Vorliegen einer Normalverteilung wurde zum Vergleich der Mittelwerte die Prozedur „einfaktorielle ANOVA“ und als Post-Hoc-Test wurde der Scheffé-Test durchgeführt.

Bei nicht gegebener Varianzhomogenität wurde die Signifikanzschranke nicht bei $p = 0,05$ sondern bei $p = 0,01$ festgelegt (ZÖFEL 1992).

Lag keine Normalverteilung vor, wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt, bei signifikantem Ausgang erfolgten paarweise Vergleiche zwischen den einzelnen Gruppen mit dem U-Test nach Mann und Whitney.

Zum Vergleich zwischen Abformung und Meistermodell wurde der t-Test für abhängige Stichproben verwendet, hier lag immer Normalverteilung vor. Zur

Darstellung des Zusammenhangs (Korrelation) der beiden abhängigen Variablen wurde der Korrelationskoeffizient (r) nach Pearson berechnet, welcher eine Maßzahl für die Stärke des Zusammenhanges ist. Dieser Koeffizient liegt zwischen -1 und $+1$, wobei ein Betrag nahe 1 einen starken, ein Betrag nahe 0 einen schwachen Zusammenhang bedeutet. Ist der Korrelationskoeffizient negativ, bedeutet dies einen gegenläufigen Zusammenhang. Zur verbalen Beschreibung der Größe des Betrages des Korrelationskoeffizienten sind folgende Abstufungen üblich:

0	$< r < 0,2$	sehr geringe Korrelation
0,2	$< r < 0,5$	geringe Korrelation
0,5	$< r < 0,7$	mittlere Korrelation
0,7	$< r < 0,9$	hohe Korrelation
0,9	$< r < 1,0$	sehr hohe Korrelation

3.5.4.2 Tests zur Messwiederholung

Zur Untersuchung des Einflusses der Wiederverwertung der Implantatteile wurde eine zusätzliche SPSS-Datei erstellt, welche die zeitliche Abfolge der Messungen berücksichtigte. Zur Analyse wurde hier das „Allgemeine lineare Modell“ mit Messwiederholung (Normalverteilung) bzw. der Friedman-Test (keine Normalverteilung) angewendet.

4 Ergebnisse

4.1 Abweichungen der Abformung vom Urmodell

4.1.1 Relative Abweichung der Abformung vom Urmodell

Die Messstrecken wurden bei den meisten Abformtechnik- und Abformmaterial-Kombinationen im Mittel verkürzt wiedergegeben ($-26,8$ bis $-4,7 \mu\text{m}$). Ausnahmen bildeten *Impregum offen*, *Provil DM offen* und *Provil DM geschlossen*, bei welchen sich die Abstände im Mittel minimal vergrößerten ($+0,5$ bis $+1,1 \mu\text{m}$). Die maximalen Abweichungen lagen zwischen -193 und $+155 \mu\text{m}$ (Tab. 4-1 und Abb. 4-1). Unterscheidet man zwischen offener und geschlossener Abformtechnik, fanden sich für die offene Abformtechnik Abweichungen zwischen ca. -90 und $+155 \mu\text{m}$, bei der geschlossenen Technik lagen die Abweichungen hingegen zwischen -193 und $+129 \mu\text{m}$ (Abb. 4-2, Abb. 4-2).

Abformtechnik		N	Median	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
offen	Impregum	50	4,5	1,1	27,3	-68	92
	Baysilex	50	-10,0	-11,5	28,3	-90	48
	Monopren	50	-11,0	-15,5	31,4	-82	41
	Provil DM	50	-6,5	0,5	48,8	-76	155
geschlossen	Monopren	50	-12,5	-4,7	52,9	-87	129
	Provil DM	50	1,5	0,6	43,8	-126	83
	Provil K	50	-24,0	-26,8	49,2	-193	81
Insgesamt		350	7,0	-8,0	42,3	-193	155

Tab. 4-1: Relative Abweichung der Abformung vom Urmodell

Abformtechnik	N	Median	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
offen	200	-6,0	-6,4	35,5	-90,0	155
geschlossen	150	-9,5	-10,3	49,9	-193,0	129
insgesamt	350	7,0	-8,0	42,3	-193,0	155

Tab. 4-2: Verteilung der relativen Abweichung der Abformung vom Urmodell unter alleiniger Berücksichtigung der Abformtechnik

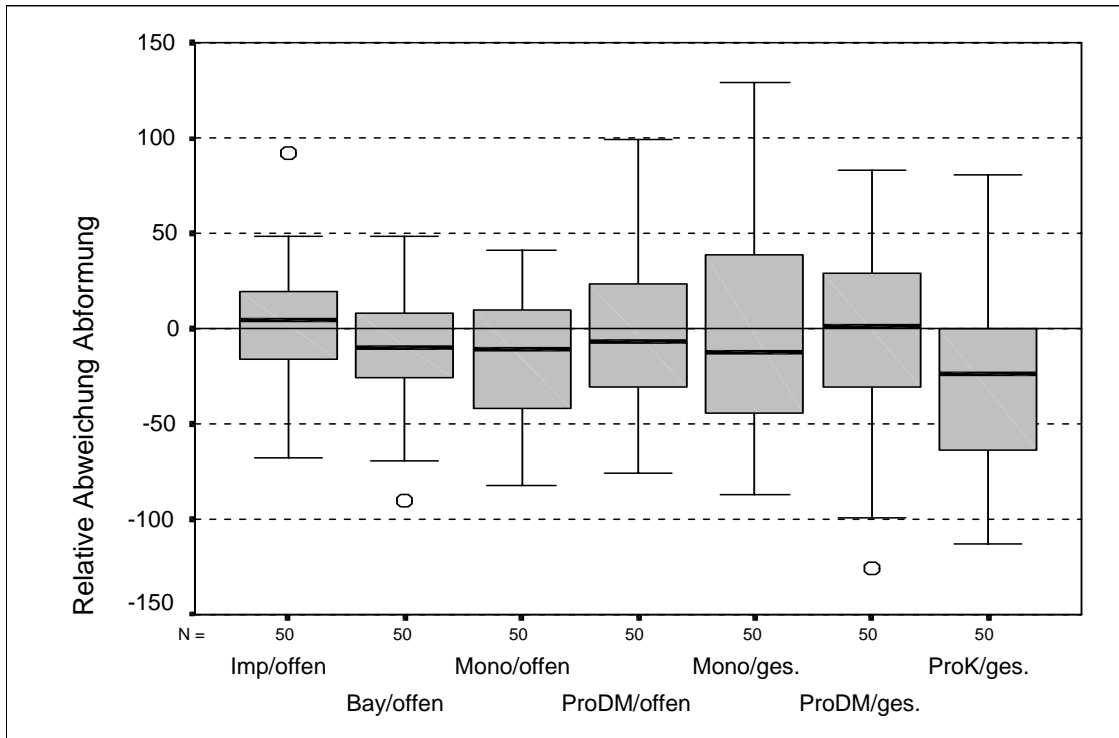


Abb. 4-1: Boxplot-Darstellung der relativen Abweichung der Abformung vom Urmodell

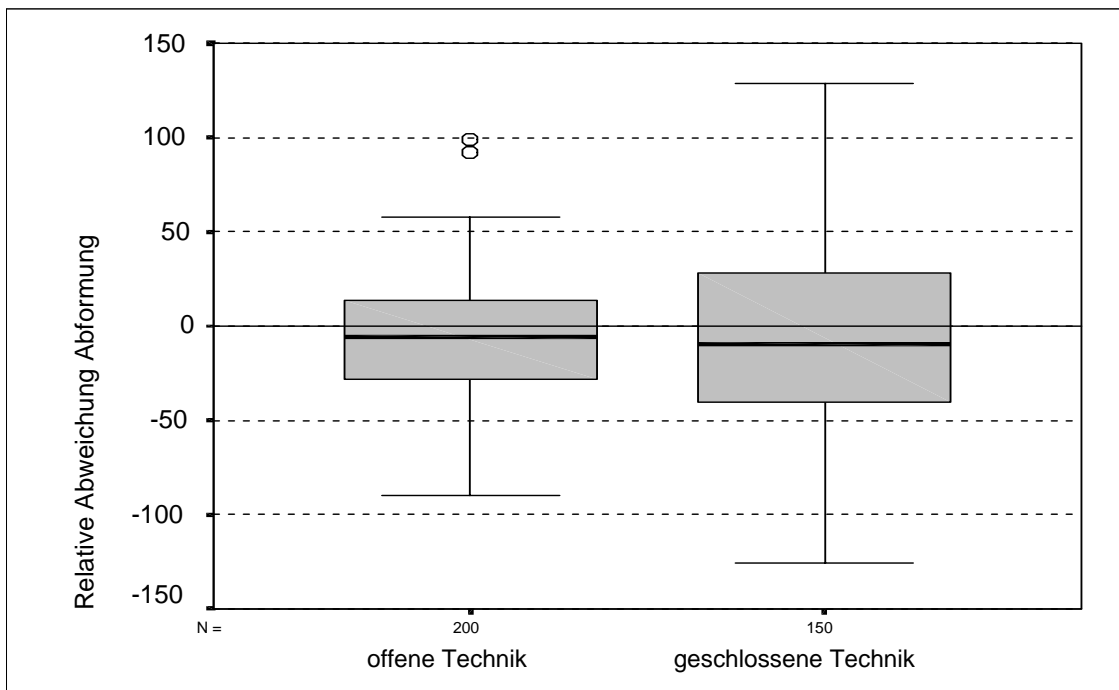


Abb. 4-2: Verteilung der relativen Abweichung der Abformung vom Urmodell unter alleiniger Berücksichtigung der Abformtechnik

4.1.2 Absolute Abweichung der Abformung vom Urmodell

Die absoluten Abweichungen lagen im Mittel zwischen 20,9 μm für die Kombination *Impregum offen* und 44,1 μm für die Kombination *Monopren geschlossen* (Tab. 4-3 und Abb. 4-3).

Unterscheidet man lediglich zwischen offener und geschlossener Abformtechnik, fanden sich für die offene Abformtechnik eine absolute mittlere Abweichung von 27,0 μm , bei der geschlossenen Technik hingegen eine absolute mittlere Abweichung von 40,4 μm (Tab. 4-4 und Abb. 4-4).

Absolute Abweichung der Abformung in μm	offen				geschlossen		
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	Provil K
Mittelwert	20,9	23,3	28,6	35,3	44,1	34,5	42,6
Standardabweichung	17,3	19,6	19,9	33,3	28,9	26,6	36,1

Tab. 4-3: Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten Abweichungen der Abformungen

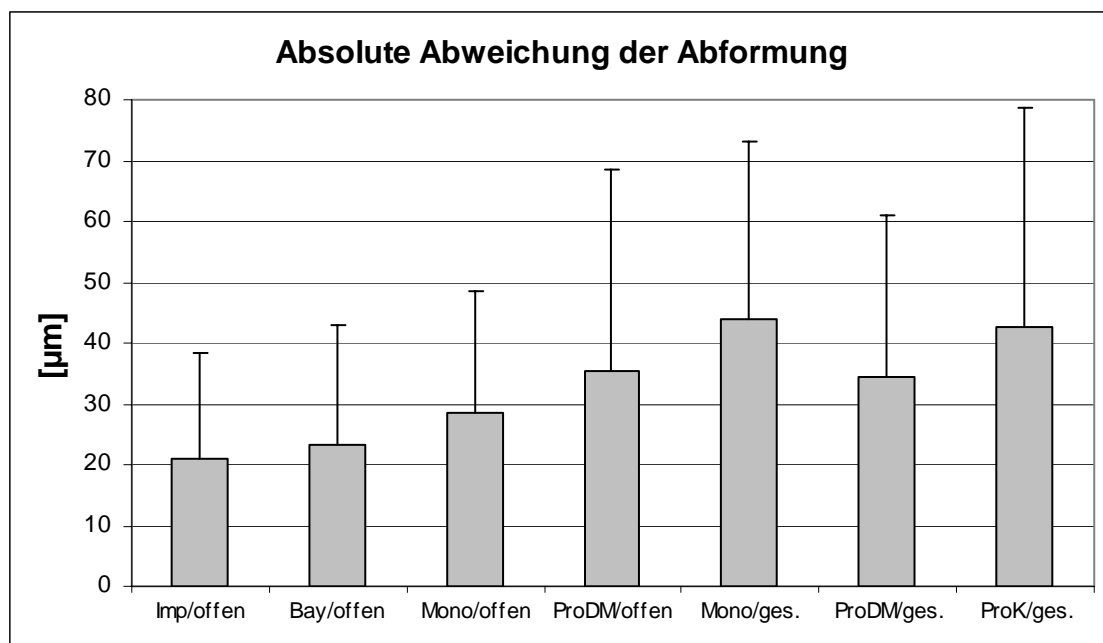


Abb. 4-3: Mittelwert und Standardabweichungen der absoluten Abweichungen der Abformung

Abformtechnik	N	Mittelwert	Standardabweichung
Offen	200	27,0	23,9
geschlossen	150	40,4	30,9
Gesamt	350	32,7	27,9

Tab 4-4: Verteilung der absoluten Abweichung der Abformung vom Urmodell unter alleiniger Berücksichtigung der Abformtechnik

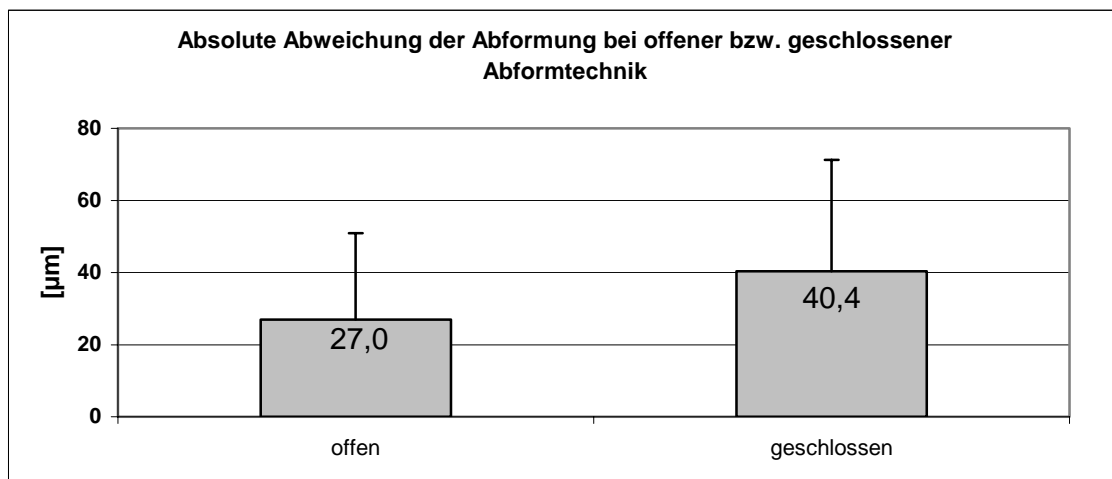


Abb. 4-4: Verteilung der absoluten Abweichung der Abformung vom Urmodell unter alleiniger Berücksichtigung der Abformtechnik

4.1.2.1 Absolute Abweichungen bei unterschiedlicher Länge der Messstrecken

Zur differenzierteren Auswertung werden die mittleren Abweichungen der unterschiedlichen Streckenlängen in Tab. 4-5 und Abb. 4-5 dargestellt.

Abformtechnik		offen				geschlossen			Gesamt
		Impregum	Baysilex	Monopren	ProvilDM	Monopren	ProvilDM	ProvilK	
Mittelwert	Kurz	25,8	20,9	24,4	38,1	41,6	32,7	36,8	31,7
	Mittel	17,6	22,4	31,9	40,6	45,9	30,2	43,3	33,0
	Lang	17,7	21,7	30,8	26,3	45,5	41,2	49,5	33,9
Standardabweichung	Kurz	20,9	21,2	18,6	25,4	28,8	27,3	24,1	28,4
	Mittel	13,8	18,3	24,6	50,0	27,2	24,1	46,7	36,6
	Lang	14,4	19,7	16,6	19,0	32,4	28,4	36,6	26,7

Tab. 4-5: Mittelwert und Standardabweichung der absoluten Abweichungen der Abformung unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Längen

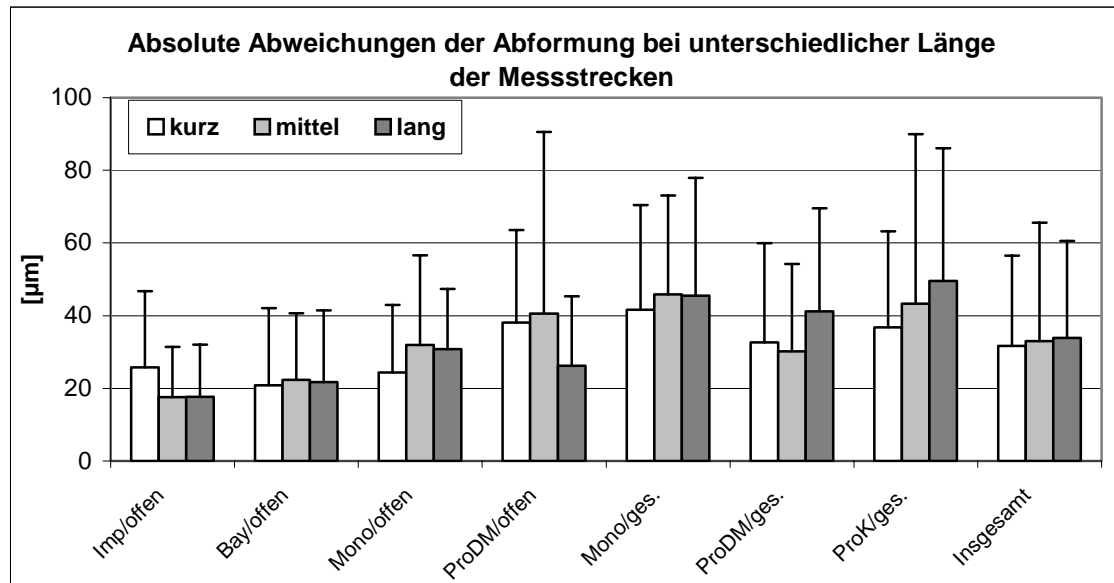


Abb. 4-5: Mittelwert und Standardabweichung der absoluten Abweichungen der Abformung unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Streckenlängen.

4.1.3 Statistische Auswertung

Bei den **relativen Abweichungen** konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Abformtechniken, sowie zwischen den beiden Gruppen *offene* bzw. *geschlossene* Abformtechnik gefunden werden.

Bei den **absoluten Abweichungen** ergab sich ein höchst signifikanter Unterschied ($p < 0,000$) zwischen den Methoden (Kruskal-Wallis-Test). Die Ergebnisse des paarweisen Vergleichs (U-Test nach Mann und Whitney) sind in der Tabelle 4-6 zusammengefasst.

offen	Impregum						
	Baysilex	0,654 ^{ns}					
	Monopren	0,035 [*]	0,132 ^{ns}				
	Provil DM	0,017 [*]	0,062 ^{ns}	0,593 ^{ns}			
geschl.	Monopren	0,000 ^{***}	0,000 ^{***}	0,004 ^{**}	0,049 [*]		
	Provil DM	0,003 ^{**}	0,023 [*]	0,376 ^{ns}	0,793 ^{ns}	0,072 ^{ns}	
	Provil K	0,000 ^{***}	0,003 ^{**}	0,077 ^{ns}	0,232 ^{ns}	0,428 ^{ns}	0,404 ^{ns}
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	
	offen				geschlossen		

Tab. 4-6: Signifikanzniveau p der Unterschiede in den absoluten Abweichungen der Abformung beim paarweisen Vergleich (U-Test nach Mann und Whitney) der sieben untersuchten Verfahren. Signifikante Unterschiede sind zur besseren Darstellung grau unterlegt.

Hier fällt auf, dass die offene Abformung mit Impregum bzw. Baysilex signifikant geringere Abweichungen im Vergleich zu allen drei geschlossenen Abformtechniken ergab und dass die geschlossene Abformung mit Monopren im Vergleich mit allen vier offenen Verfahren signifikant schlechter war. Im Gruppenvergleich war die geschlossene Abformtechnik höchst signifikant schlechter ($p < 0,000$, U-Test nach Mann und Whitney) als die offene Abformtechnik.

Bei unterschiedlicher Länge der Messstrecken unterschieden sich die absoluten Abweichungen insgesamt nicht signifikant voneinander. Auch für jede einzelne der sieben Abformtechniken wurden keine signifikanten Unterschiede bei unterschiedlicher Länge der Messstrecken festgestellt.

4.2 Abweichungen des Modells vom Urmodell

4.2.1 Relative Abweichung des Modells vom Urmodell

Die relativen mittleren Abweichungen der Modelle betragen insgesamt 12,1 μm und reichten von $-0,3 \mu\text{m}$ bei *Provil K geschlossen* bis zu $22,4 \mu\text{m}$ bei *Monopren geschlossen*. Damit zeigten sich alle Messstrecken geringfügig verlängert (einzige Ausnahme: *Provil K geschlossen*). Die maximale Abweichung wies die Kombination *Monopren geschlossen* auf (-120 und $+147 \mu\text{m}$, Tab. 4-7 und Abb. 4-6).

Bei Unterscheidung in die beiden Abformtechniken ergaben sich für die offene Technik eine mittlere Abweichung von $11,7 \mu\text{m}$ und maximale Abweichungen von -73 bis $+96 \mu\text{m}$ und für die geschlossene Technik eine mittlere Abweichung von $12,7 \mu\text{m}$ bei maximalen Abweichungen von -120 bis $+147 \mu\text{m}$ (Tab. 4-8 und Abb. 4-7).

Abformtechnik		N	Median	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
offen	Impregum	50	16,5	17,1	24,4	-47	70
	Baysilex	50	13,5	13,1	26,1	-43	59
	Monopren	50	10,5	5,0	26,6	-73	53
	Provil DM	50	9,5	11,1	30,1	-50	96
geschlossen	Monopren	50	23,5	22,4	64,8	-120	147
	Provil DM	50	14,5	16,0	43,1	-103	118
	Provil K	50	-1,0	-0,3	43,2	-81	111
Insgesamt		350	13,0	12,1	39,6	-120	147

Tab. 4-7: Relative Abweichung des Modells vom Urmodell

Abformtechnik	N	Median	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
offen	200	13,5	11,7	27,0	-73	96
geschlossen	150	13,0	12,7	51,9	-120	147

Tab. 4-8: Relative Abweichung des Modells bei Unterscheidung in offene und geschlossene Technik

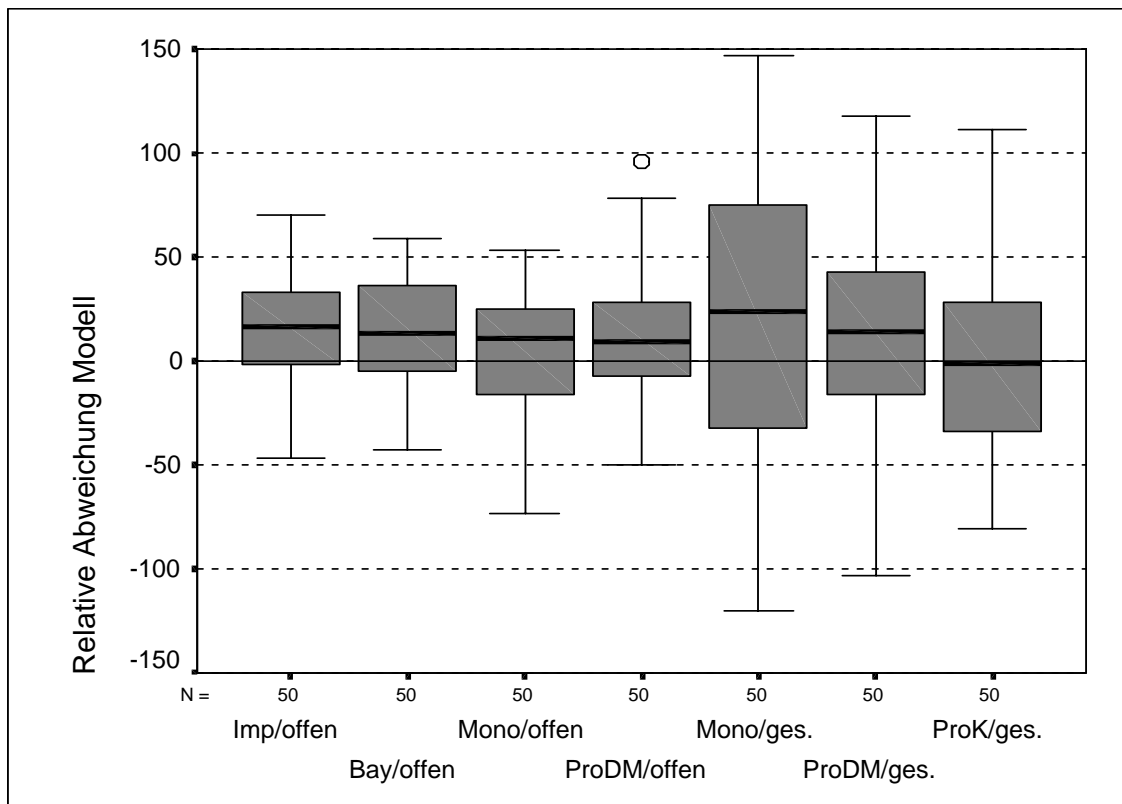


Abb. 4-6: Boxplot-Darstellung der relativen Abweichung des Modells vom Urmodell

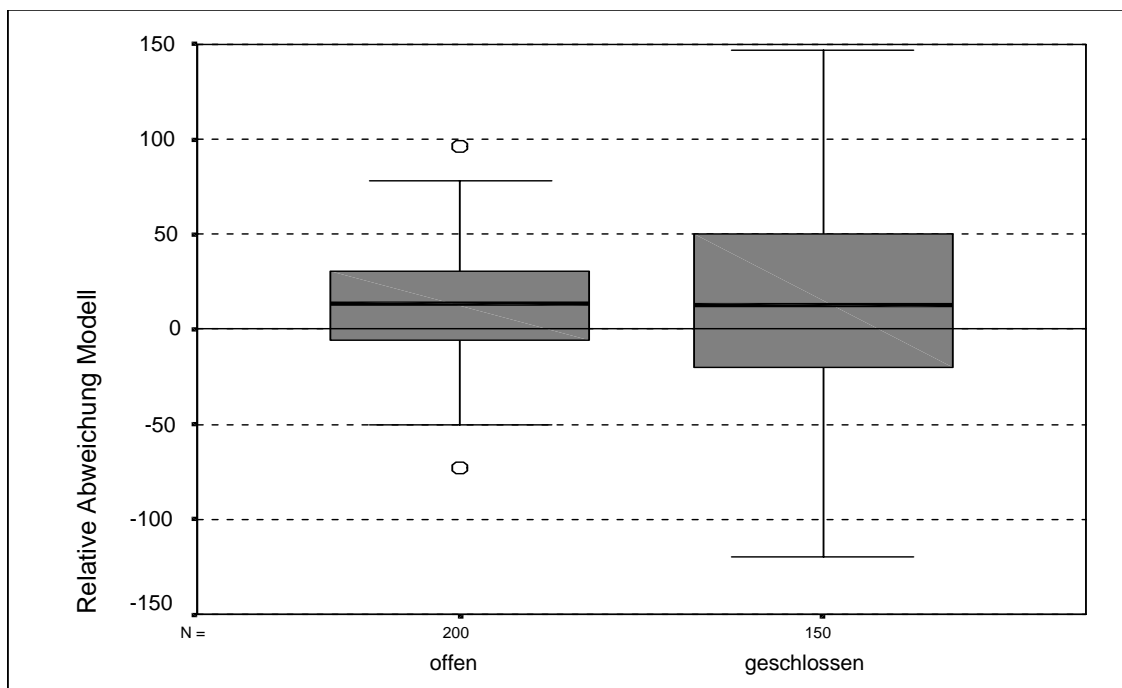


Abb. 4-7: Verteilung der relativen Abweichung des Modells vom Urmodell bei Unterscheidung in offene und geschlossene Technik

4.2.2 Absolute Abweichung des Modells vom Urmodell

Bei der Untersuchung der absoluten Abweichungen der Modelle zeigte sich eine mittlere Abweichung von 32,1 μm (Tab. 4-9 und Abb. 4-8). Unterscheidet man zwischen offener und geschlossener Abformtechnik, so ergab sich für die geschlossene Methode eine absolute Abweichung von im Mittel 43,0 μm und für die offene Methode eine absolute Abweichung von im Mittel 24,0 μm (Tab. 4-10, Abb. 4-9).

Abs. Abweichung des Modells in μm	offen				geschlossen			Gesamt
	Impregum	Baysilex	Monopren	ProvilDM	Monopren	ProvilDM	ProvilK	
Mittelwert	24,7	24,5	22,7	24,0	57,8	35,4	35,8	32,1
Standardabweichung	16,6	15,6	14,6	21,0	36,0	29,1	237	26,1

Tab. 4-9: Mittelwerte und Standardabweichungen der absoluten Abweichungen der Modelle.

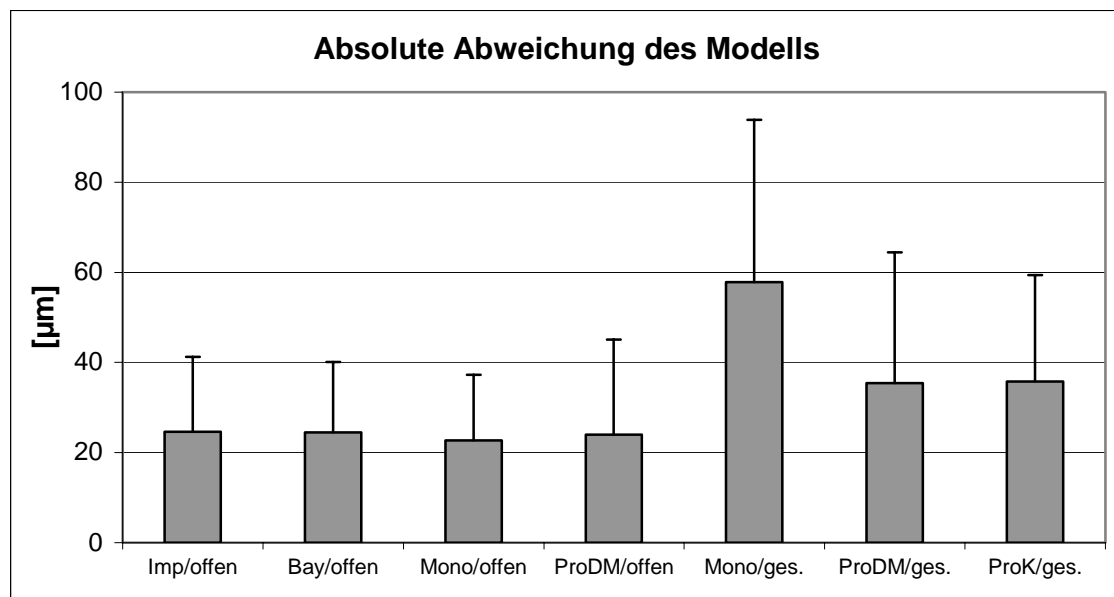


Abb. 4-8: Mittelwert und Standardabweichungen der absoluten Abweichungen des Modells

Abformtechnik	N	Mittelwert	Standardabweichung
Offen	200	24,0	17,0
geschlossen	150	43,0	31,6

Tab 4-10: Verteilung der absoluten Abweichung des Modells vom Urmodell unter alleiniger Berücksichtigung der Abformtechnik

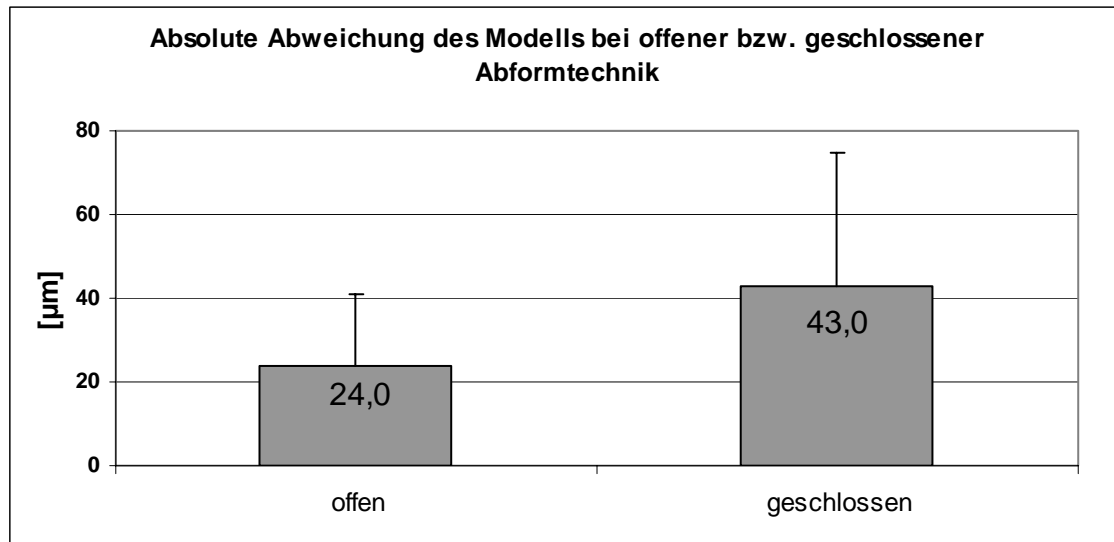


Abb. 4-9: Verteilung der absoluten Abweichung des Modells vom Urmodell unter alleiniger Berücksichtigung der Abformtechnik

4.2.2.1 Absolute Abweichung bei unterschiedlicher Länge der Messstrecken

Zur genaueren Auswertung werden die mittleren Abweichungen der unterschiedlichen Streckenlängen in Tab. 4-11 und Abb. 4-10 dargestellt.

Abformtechnik		offen				geschlossen			Gesamt
		Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	Provil K	
Mittelwert	kurz	22,2	19,1	25,9	23,1	55,1	33,7	40,1	31,3
	mittel	21,5	21,6	22,1	19,5	56,7	35,9	37,8	30,7
	lang	31,1	34,7	19,3	29,7	62,6	37,1	27,9	34,6
Standardabweichung	kurz	18,2	13,4	16,0	18,9	41,8	28,5	22,7	26,7
	mittel	13,5	14,2	14,3	19,0	33,3	31,7	27,1	26,0
	lang	16,3	15,5	12,8	25,5	31,9	29,1	20,7	25,4

Tab. 4-11: Mittelwert und Standardabweichung der absoluten Abweichungen des Modells unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Längen

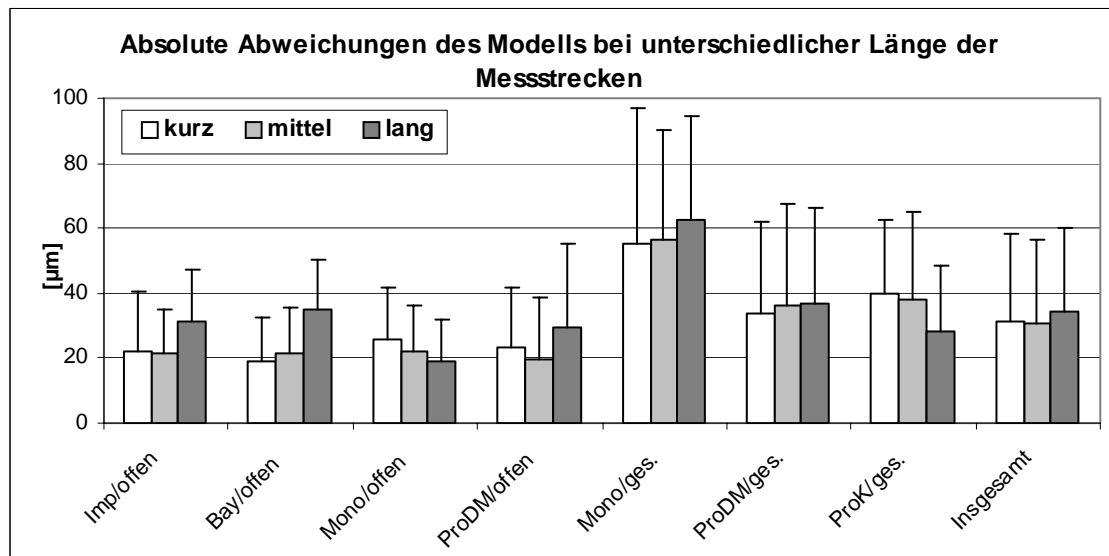


Abb. 4-10: Mittelwert und Standardabweichung der absoluten Abweichungen mit Mittelwert und Standardabweichung des Modells unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Längen im Balkendiagramm

4.2.3 Statistische Auswertung

Bei den relativen Abweichungen der Modelle vom Urmodell konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Abformtechniken, sowie zwischen den beiden Gruppen offene bzw. geschlossene Abformtechnik gefunden werden.

Bei den absoluten Abweichungen ergab sich für die Modelle ein höchst signifikanter Unterschied ($p < 0,000$) zwischen den Methoden (Kruskal-Wallis-Test). Die Ergebnisse des paarweisen Vergleichs (U-Test nach Mann und Whitney) sind in der Tabelle 4-13 zusammengefasst.

Hier fällt auf, dass die Methode *Monopren geschlossen* höchst signifikant (*Provil Korrektur geschlossen*: sehr signifikant) größere Abweichungen im Vergleich zu *allen* getesteten Techniken aufwies. Ebenso zeigten sich für *Provil Korrektur geschlossen* signifikant bzw. sehr signifikant höhere Abweichungen zu allen offenen Techniken.

offen	Impregum						
	Baysilex	0,912 ^{ns}					
	Monopren	0,751 ^{ns}	0,567 ^{ns}				
	Provil DM	0,446 ^{ns}	0,385 ^{ns}	0,704 ^{ns}			
geschl.	Monopren	0,000 ^{***}	0,000 ^{***}	0,000 ^{***}	0,000 ^{***}		
	Provil DM	0,121 ^{ns}	0,134 ^{ns}	0,058 ^{ns}	0,035 [*]	0,001 ^{***}	
	Provil K	0,016 [*]	0,019 [*]	0,006 ^{**}	0,006 ^{**}	0,002 ^{**}	0,560 ^{ns}
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	
	offen				geschlossen		

Tab. 4-13: Signifikanzniveau p der Unterschiede in den absoluten Abweichungen der Modelle beim paarweisen Vergleich (U-Test nach Mann und Whitney) der sieben untersuchten Verfahren. Signifikante Unterschiede sind zur besseren Darstellung grau unterlegt.

Im Gruppenvergleich ergab die geschlossene Abformtechnik höchst signifikant schlechtere Modelle ($p < 0,000$, U-Test nach Mann und Whitney) als die offene Abformtechnik.

Bei unterschiedlicher Länge der Messstrecken unterschieden sich die absoluten Abweichungen insgesamt nicht signifikant voneinander. Auch für jede einzelne der sieben Abformtechniken wurden keine signifikanten Unterschiede bei unterschiedlicher Länge der Messstrecken festgestellt.

4.3 Vergleich der Abweichungen zwischen Abformung und Modell

4.3.1 Vergleich der relativen Abweichungen zum Urmodell

In allen Fällen zeigte sich, dass die Messstrecken am Modell im Vergleich zum Urmodell vergrößert reproduziert wurden. Bei den Abformungen ergaben sich in der Regel Verkürzungen der Strecken. Ausnahmen stellen hier *Impregum offen*, *Provil DM offen* sowie *Provil DM geschlossen* mit minimalen Vergrößerungen (0,5 – 1,1 μm) der Messstrecken dar (Tab. 4-14, Abb. 4-11).

Relative Abweichung in μm	offen				geschlossen		
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	Provil K
Mittelwert Abformung	1,1	-11,5	-15,5	0,5	-4,7	0,6	-26,8
Mittelwert Modell	17,2	13,1	5,5	11,1	22,4	16,0	0,3

Tab. 4-14: Mittelwerte der relativen Abweichung zum Urmodell von Abformung und Modell

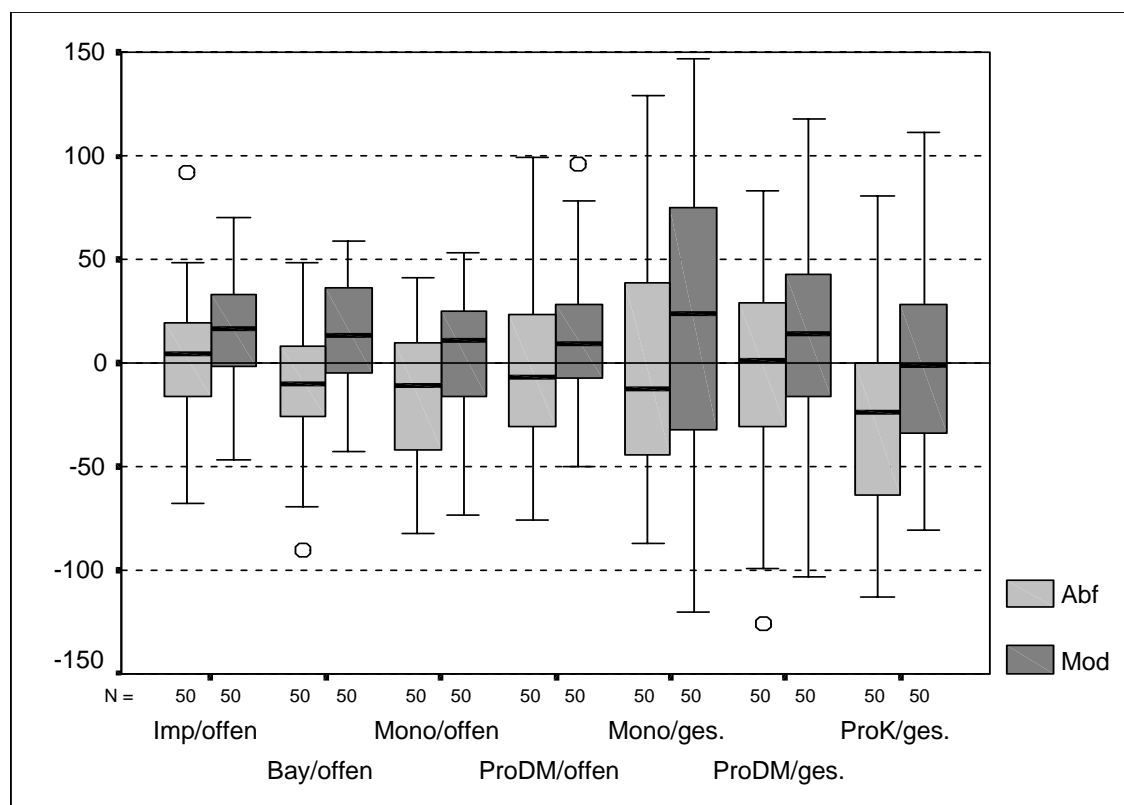


Abb. 4-11: Relative Abweichung von Abformung und Modell

4.3.2 Vergleich der absoluten Abweichungen zum Urmodell

Bei dem Vergleich der absoluten Abweichung von Abformung und Modell vom Urmodell zeigt sich ein uneinheitliches Bild: bei den Kombinationen *Impregum offen*, *Baysilex offen*, *Monopren offen* und *Provil DM geschlossen* war im Mittel die Abweichung des Modells kleiner als die der Abformung; bei den restlichen Kombinationen war das Verhältnis umgekehrt (Tab. 4-15, Abb. 4-12).

Absolute Abweichung in μm	offen				geschlossen		
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	Provil K
Mittelwert Abformung	20,9	23,2	28,6	35,3	44,1	34,5	42,6
Mittelwert Modell	24,7	24,5	22,7	24,0	57,8	35,4	35,8

Tab. 4-15: Mittelwerte der absoluten Abweichung von Abformung und Modell vom Urmodell

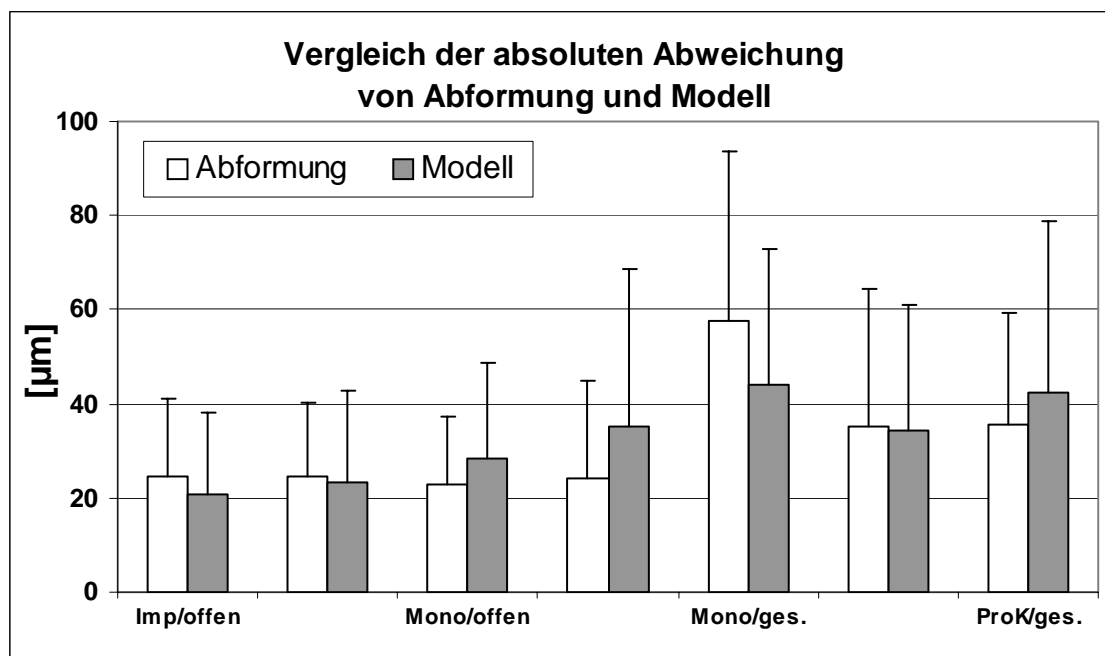


Abb. 4-12: Mittelwerte der absoluten Abweichung von Abformung und Modell vom Urmodell

4.3.3 Differenz zwischen Abformung und Meistermodell

Die größte Abweichung zwischen Modell und Abformung ergab sich für die Kombination *Monopren geschlossen*, welche im Mittel bei 49 μm lag. Die Abweichungen der restlichen Techniken bewegten sich im Mittel zwischen 25,4 und 39,8 μm (Tab. 4-16, Abb. 4-13).

Differenz Abformung und Modell in μm	offen				geschlossen		
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	Provil K
Mittelwert	25,4	35,0	37,6	39,8	49,0	34,9	36,5
Standardabweichung	17,1	26,8	22,7	33,6	44,4	24,2	30,8
Median	23,5	28,5	36,5	32,0	35,0	31,0	31,0
Minimum	1	0	1	0	1	3	1
Maximum	68	101	89	147	189	94	112

Tab. 4-16: Statistische Kenndaten der Differenz zwischen Abformung und Modell

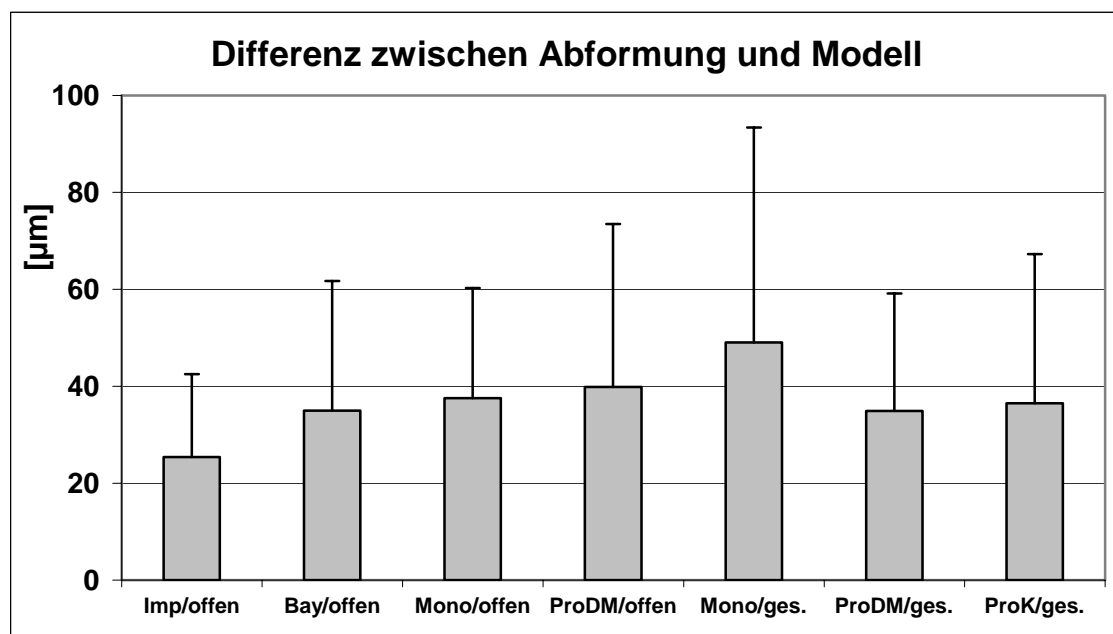


Abb. 4-13: Mittelwerte und Standardabweichung der Differenz zwischen Abformung und Modell

4.3.4 Statistische Auswertung

Da jeder der Messstrecken der Abformung eine entsprechende Messstrecke am Meistermodell zugeordnet werden konnte, konnten Unterschiede bzw. Zusammenhänge zwischen den Abweichungen in Abformung bzw. Meistermodell mittels statistischer Prüfverfahren für abhängige Variablen untersucht werden.

Für sechs der sieben untersuchten Abformtechniken ergab sich ein sehr bzw. höchst signifikanter Unterschied in der **relativen Abweichung** von Abformung und Meistermodell zum Urmodell (Tab. 4-17). Für die drei Verfahren mit geschlossenem Löffel sowie für das Material Impregum bei offener Abformtechnik ergaben sich höchst signifikante mittlere Korrelationen zwischen der Abweichung in der Abformung und der Abweichung am Meistermodell. Für die anderen offenen Abformtechniken wurden keine signifikanten Korrelationen zwischen der Abweichung in der Abformung und der Abweichung am Meistermodell gefunden (Tab. 4-17).

Signifikanzniveaus und Korrelationskoeff.	offen				geschlossen		
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	Provil K
T-Test (p)	0,000***	0,000***	0,000***	0,151 ^{ns}	0,003**	0,008**	0,000***
Korrelation (r)	0,501***	0,089 ^{ns}	0,116 ^{ns}	0,220 ^{ns}	0,514***	0,580***	0,634***
Signifikanz r (p)	0,000	0,537	0,436	0,124	0,000	0,000	0,000

Tab. 4-17: Signifikanzniveaus (p) der Mittelwertunterschiede (T-Test für gepaarte Stichproben) und Korrelationskoeffizient (r) mit Signifikanzniveau für die relative Abweichung von Abformung und Meistermodell zum Urmodell für die sieben Abformverfahren. Signifikante Unterschiede sind zur besseren Darstellung grau unterlegt.

Bei der Untersuchung der Differenzen zwischen Abformung und Modell konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Methoden (Kruskal-Wallis-Test) gefunden werden, der p-Wert lag hier bei 0,132. Der paarweise Vergleich (U-Test nach Mann und Whitney) zeigte, dass lediglich die Abformtechnik *Impregum offen* signifikant geringere Differenzen im Vergleich zur Anwendung des Material Monopren sowohl bei offener als auch bei geschlossener Abformtechnik ergab (Signifikanzniveaus siehe Tab. 4-18). Zwischen den anderen Techniken ergab sich kein signifikanter Unterschied in den Differenzen zwischen Abformung und Modell.

offen	Impregum						
	Baysilex	0,142 ^{ns}					
	Monopren	0,008 ^{**}	0,317 ^{ns}				
	Provil DM	0,054 ^{ns}	0,558 ^{ns}	0,733 ^{ns}			
geschl.	Monopren	0,006 ^{**}	0,237 ^{ns}	0,652 ^{ns}	0,438 ^{ns}		
	Provil DM	0,065 ^{ns}	0,831 ^{ns}	0,428 ^{ns}	0,705 ^{ns}	0,276 ^{ns}	
	Provil K	0,176 ^{ns}	0,879 ^{ns}	0,446 ^{ns}	0,644 ^{ns}	0,189 ^{ns}	0,759 ^{ns}
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	
	offen				geschlossen		

Tab. 4-18: Signifikanzniveau p der Differenzen zwischen Abformung und Modell beim paarweisen Vergleich (U-Test nach Mann und Whitney) der sieben untersuchten Verfahren. Signifikante Unterschiede sind zur besseren Darstellung grau unterlegt.

4.4 Abweichungen bei der Wiederverwendung der Implantatteile

4.4.1 Abweichungen der Abformung

Bei fünfmaliger Wiederverwendung aller Implantatteile konnten bezüglich der Abformung keine signifikanten Unterschiede der absoluten Abweichungen festgestellt werden, die im Sinne einer zunehmenden Ungenauigkeit zu interpretieren wären (Tab. 4-19, Abb. 4-14).

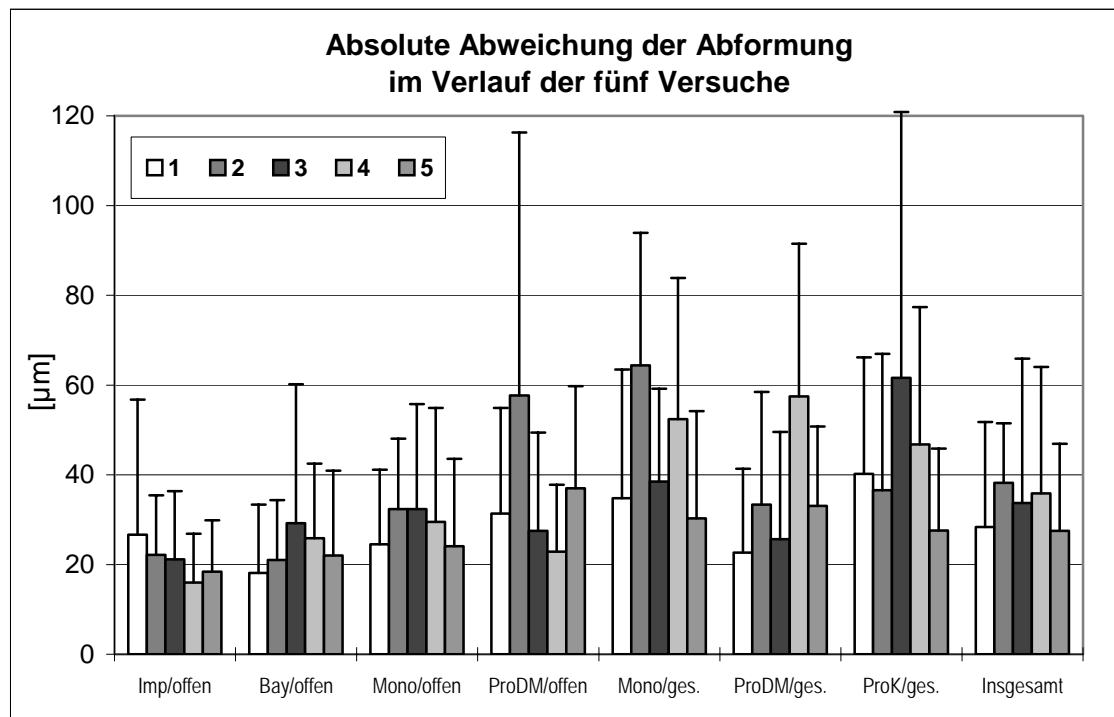


Abb. 4-14: Absolute Abweichung der Abformung im Verlauf der fünf Versuche

Abs. Abweichung der Abformung	Abformtechnik	N	Mittelwert	Standardabweichung	
Versuch 1	offen	Impregum	10	26,7	30,1
		Baysilex	10	18,1	15,3
		Monopren	10	24,5	16,6
		Provil DM	10	31,4	23,5
	geschl.	Monopren	10	34,8	28,7
		Provil DM	10	22,7	18,6
		Provil K	10	40,2	26,0
gesamt	70	28,3	23,4		
Versuch 2	offen	Impregum	10	22,2	13,3
		Baysilex	10	21,0	13,3
		Monopren	10	32,4	15,6
		Provil DM	10	57,7	58,6
	geschl.	Monopren	10	64,4	29,5
		Provil DM	10	33,4	25,1
		Provil K	10	36,6	30,3
gesamt	70	38,2	13,3		
Versuch 3	offen	Impregum	10	21,2	13,3
		Baysilex	10	29,2	15,6
		Monopren	10	32,4	58,6
		Provil DM	10	27,5	29,5
	geschl.	Monopren	10	38,5	25,1
		Provil DM	10	25,7	30,3
		Provil K	10	61,6	32,9
gesamt	70	33,7	15,2		
Versuch 4	offen	Impregum	10	16,0	10,9
		Baysilex	10	25,9	16,6
		Monopren	10	29,5	25,4
		Provil DM	10	22,9	14,9
	geschl.	Monopren	10	52,4	31,5
		Provil DM	10	57,5	34,0
		Provil K	10	46,8	30,6
gesamt	70	35,0	28,2		
Versuch 5	offen	Impregum	10	18,0	11,5
		Baysilex	10	22,0	18,9
		Monopren	10	24,0	19,5
		Provil DM	10	37,0	22,8
	geschl.	Monopren	10	30,0	23,9
		Provil DM	10	33,0	17,6
		Provil K	10	27,0	18,2
gesamt	350	27,5	19,4		

Tab. 4-19: Absolute Abweichung der Abformung differenziert in die einzelnen Versuche

4.4.2 Abweichungen des Modells

Bei fünfmaliger Wiederverwendung aller Implantatteile konnten bezüglich der Modelle ebenfalls keine signifikanten Unterschiede der absoluten Abweichungen festgestellt werden, die im Sinne einer zunehmenden Ungenauigkeit zu interpretieren wären (Tab. 4-20, Abb. 4-15).

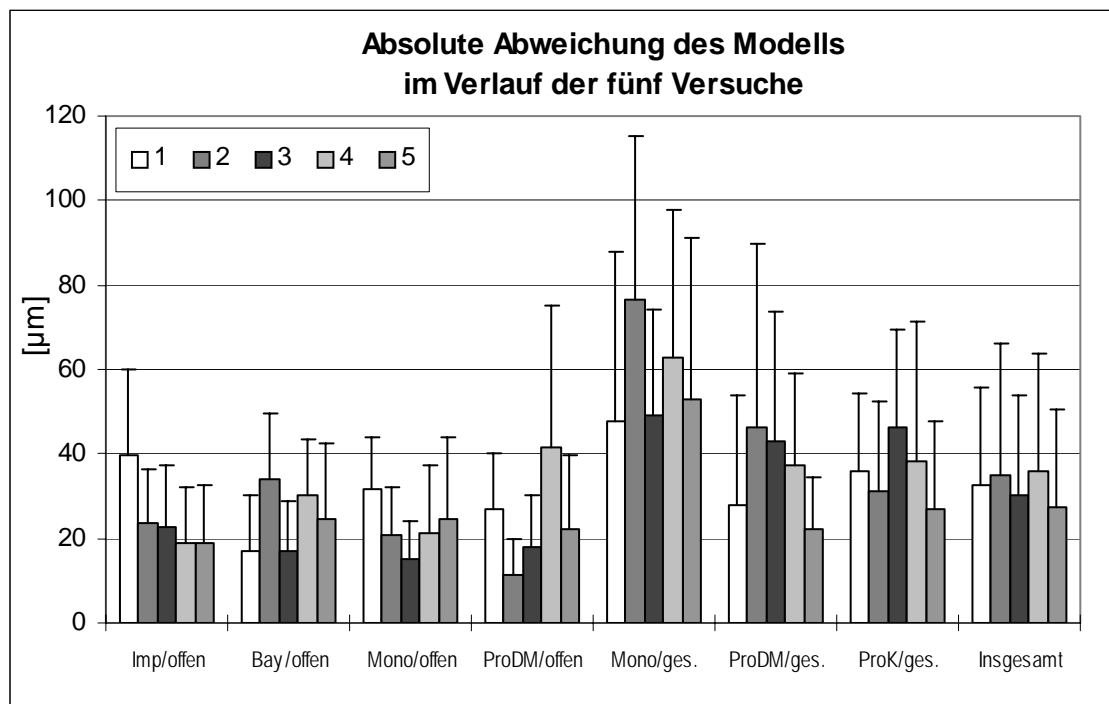


Abb. 4-15: Absolute Abweichung des Modells differenziert in die einzelnen Versuche

Abs. Abweichung des Modells	Abformtechnik	N	Mittelwert	Standardabweichung	
Versuch 1	offen	Impregum	10	39,5	20,7
		Baysilex	10	16,9	13,3
		Monopren	10	31,8	12,0
		Provil DM	10	26,8	13,5
	geschl.	Monopren	10	47,7	40,1
		Provil DM	10	28,1	25,8
		Provil K	10	35,9	18,3
gesamt	70	32,4	23,4		
Versuch 2	offen	Impregum	10	23,4	13,0
		Baysilex	10	33,9	15,5
		Monopren	10	20,9	11,5
		Provil DM	10	11,2	8,7
	geschl.	Monopren	10	76,3	38,8
		Provil DM	10	46,4	43,5
		Provil K	10	31,1	21,4
gesamt	70	37,7	31,3		
Versuch 3	offen	Impregum	10	22,6	14,9
		Baysilex	10	17,1	11,6
		Monopren	10	15,1	8,8
		Provil DM	10	18,1	12,4
	geschl.	Monopren	10	49,3	25,1
		Provil DM	10	42,9	31,0
		Provil K	10	46,2	23,0
gesamt	70	30,2	23,5		
Versuch 4	offen	Impregum	10	18,8	13,2
		Baysilex	10	30,1	13,3
		Monopren	10	21,2	16,1
		Provil DM	10	41,7	33,6
	geschl.	Monopren	10	62,9	34,7
		Provil DM	10	37,5	21,6
		Provil K	10	38,5	32,8
gesamt	70	35,8	27,9		
Versuch 5	offen	Impregum	10	19,0	13,4
		Baysilex	10	24,5	18,2
		Monopren	10	24,7	19,4
		Provil DM	10	22,3	17,2
	geschl.	Monopren	10	52,9	38,3
		Provil DM	10	22,0	12,6
		Provil K	10	27,1	20,5
gesamt	350	27,5	23,2		

Tab. 4-20: Absolute Abweichung des Modells differenziert in die einzelnen Versuche

4.4.3 Differenzen zwischen Abformung und Modell

Auch bei den Differenzen zwischen Abformung und Modell konnten während des Versuchsverlaufs bei keiner der Abformtechniken signifikante Zunahmen der Differenzen festgestellt werden (Tab. 4-21, Abb. 4-16).

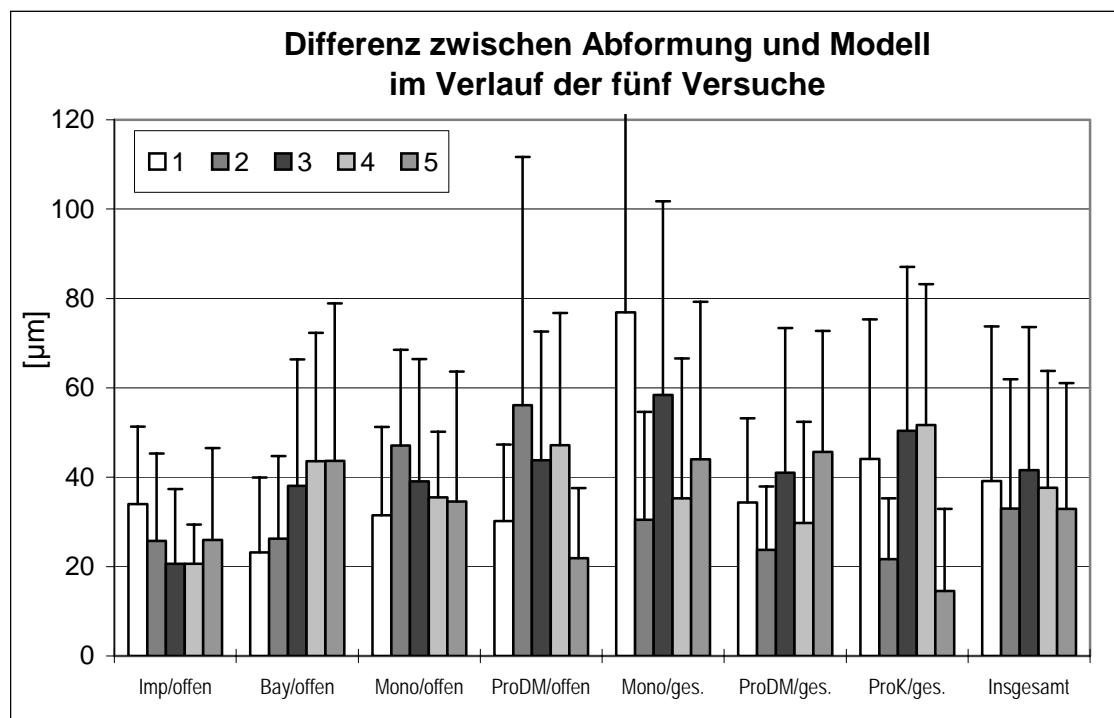


Abb. 4-16: Absolute Abweichung des Modells differenziert in die einzelnen Versuche

Differenzen Modell und Abformung	Abformtechnik	N	Mittelwert	Standardabweichung	
Versuch 1	offen	Impregum	10	34,0	17,3
		Baysilex	10	23,2	16,8
		Monopren	10	31,5	19,8
		Provil DM	10	30,2	17,1
	geschl.	Monopren	10	76,9	66,6
		Provil DM	10	34,4	18,8
		Provil K	10	44,1	31,2
gesamt	70	39,2	34,6		
Versuch 2	offen	Impregum	10	25,8	19,5
		Baysilex	10	26,3	18,5
		Monopren	10	47,1	21,4
		Provil DM	10	56,1	55,6
	geschl.	Monopren	10	30,5	21,1
		Provil DM	10	23,8	14,2
		Provil K	10	21,7	13,6
gesamt	70	33,0	28,9		
Versuch 3	offen	Impregum	10	20,6	16,8
		Baysilex	10	38,1	28,3
		Monopren	10	39,1	27,3
		Provil DM	10	43,8	28,8
	geschl.	Monopren	10	58,4	43,4
		Provil DM	10	41,0	32,4
		Provil K	10	50,4	36,7
gesamt	70	41,6	32,0		
Versuch 4	offen	Impregum	10	20,6	8,8
		Baysilex	10	43,6	28,7
		Monopren	10	35,5	14,7
		Provil DM	10	47,2	29,5
	geschl.	Monopren	10	35,5	31,3
		Provil DM	10	29,8	22,6
		Provil K	10	51,7	31,5
gesamt	70	37,7	26,1		
Versuch 5	offen	Impregum	10	26,0	20,5
		Baysilex	10	43,7	35,2
		Monopren	10	34,6	29,1
		Provil DM	10	21,9	15,7
	geschl.	Monopren	10	44,0	35,3
		Provil DM	10	45,7	27,1
		Provil K	10	14,5	18,4
gesamt	350	32,9	28,2		

Tab. 4-21: Absolute Abweichung des Modells differenziert in die einzelnen Versuche

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methode

5.1.1 Versuchsaufbau

Bei der wissenschaftlichen Untersuchung zur Abformgenauigkeit von Implantatsystemen durch in vitro-Studien werden an den Versuchsaufbau besondere Anforderungen gestellt. So muss eine Mundsituation einerseits möglichst realitätsnah dargestellt werden, andererseits bedarf es auch einer Standardisierung um die Aussagefähigkeit der Untersuchung nicht zu gefährden. In der Literatur verwendeten die meisten Autoren zu diesem Zweck Superhartgipsmodelle (CARR et al. 1991, SUTTER et al. 1993, BURAWI et al. 1997, ASSIF et al. 1992, INTERREGUI et al. 1993) oder Kunststoffmodelle (NESS et al. 1992, LIOU et al. 1993).

Kunststoffmodelle weisen nach EICHNER (1996) eine gegenüber Gipsmodellen erhöhte Kantenfestigkeit auf. Da in der vorliegenden Arbeit eine Vielzahl von Abformungen vom Urmodell hergestellt werden sollte, wurde aus diesem Grund ein Kunststoffmodell verwendet.

In Anlehnung an CARR et al. (1991), ASSIF et al. (1992), BURAWI et al. (1997) wurde das Urmodell ebenfalls mit fünf Implantaten bestückt. Hierdurch war es möglich, zahlreiche Informationen über die Veränderung der Implantatpositionen zu ermitteln.

In der vorliegenden Arbeit sollten die linearen Veränderungen der Implantatpositionen während der verschiedenen Arbeitsgänge dargestellt werden; aus diesem Grund wurden die Implantate senkrecht parallelisiert in das Kunststoffmodell eingesetzt.

Wie bei LIOU et al. (1993) und SERRANO et al. (1998) wurde es durch die Verwendung einer Abformvorrichtung möglich, einen hohen Grad der Standardisierung zu erreichen. Mit Hilfe dieser Apparatur konnten für jeden Abformvorgang weitestgehend gleiche Bedingungen bezüglich des Anpressdruckes,

des resultierenden Kraftvektors und der Materialstärke des Abformmaterials hergestellt werden. Zusätzlich konnte durch die Verwendung lichthärtender Kunststoffplatten eine gleiche Materialstärke bei der Herstellung der individuellen Löffel erzielt werden.

Sowohl die offene als auch die geschlossene Abformmethode sind in der Praxis weit verbreitet. Bietet die geschlossene Methode den Vorteil der einfacheren klinischen Anwendung, so wurde für Implantatabformungen oft die offene Methode empfohlen, da diese im Rahmen der Implantatabformung die genaueren Ergebnisse liefern soll (CARR et al. (1991) und SCHRÖDER (1994)).

Bezüglich der verwendeten Abformmaterialien wurden Polyether und A-Silikone benutzt. Neben Impregum[®], welches in vielen Untersuchungen verwandt wurde, wurden ebenfalls die Materialien Baysilex[®] als „weicheres“ Material und Monopren transfer[®] als Material von erhöhter Shore-Härte im Bereich der Einphasenabformmaterialien eingesetzt. Hier wurde Monopren transfer[®] ebenso bezüglich der geschlossenen Technik untersucht. Als zweiphasiges Material kam Provil[®] zum Einsatz, welches im Doppelmischverfahren in offener und geschlossener Technik untersucht wurde. Zusätzlich wurde mit demselben Material die Genauigkeit der Korrekturabformung untersucht, da diese für spezielle Anwendungen, z.B. der Anfertigung kombinierter Arbeiten (Implantat-Teleskop) interessant ist.

5.1.2 Messmethoden

Jede der einzelnen Abform- und Übertragungstechniken hat das Ziel, die intraorale Situation möglichst genau auf die Modellsituation zu übertragen. Nur so kann eine gute Passung einer prothetischen Rekonstruktion gelingen. Für die Analyse der Passgenauigkeit sind prinzipiell zwei unterschiedliche Verfahren möglich:

1. Überprüfung der Passgenauigkeit der hergestellten Modelle durch Gerüste, welche zuvor auf Urmodellen gefertigt und dort auf optimale Passung hin überprüft und angepasst wurden. Diese Methode zeichnet sich durch die enge Beziehung zur klinischen Situation aus, beinhaltet jedoch den Nachteil, dass die Ergebnisse schlecht quantifizierbar sind.

2. Vermessung der Modelle mittels Messmikroskopen: Hierbei werden sowohl das Urmodell als auch die hergestellten Modelle mit speziellen Mikroskopen vermessen und i.d.R. per EDV weiterverarbeitet. Mit diesem Verfahren können Abweichungen exakt und für jedes Implantat einzeln bestimmt werden.

Werden die hergestellten Modelle nach dem ersten Verfahren beurteilt, kommen meist Metallgerüste zur Anwendung, deren Sitz entweder subjektiv (ASSIV et al. 1992, CARR 1991) oder objektiv (INTERREGUI et al. 1993) bewertet wird.

NEUENDORFF (1998) stellte ein weiteres Verfahren zur Passgenauigkeit vor: Bei Gerüsten mit mehreren Implantaten wurde die am weitesten distal befindliche Okklusalschraube fest angezogen und danach die Passung des Gerüstes an einem kontralateralen Implantat beurteilt. Wenn das Gerüst hier keine sichtbare Bewegung erfuhr und spaltfrei dem Implantat auflag, lag ein „passiver“ Sitz vor. Bei weitspannigen Gerüsten mit mehreren Implantaten konnte der „passive“ Sitz wie folgt überprüft werden: jedes im Gerüst befindliche Abutment wurde einzeln mit dem korrespondierenden Implantat verschraubt und jedes Mal die Schaukel- und Kippfreiheit des Gerüstes überprüft. Dieses praxisnahe Verfahren konnte schlecht passende Gerüste zuverlässig identifizieren, wenn eine geschulte Person, z.B. der Zahnarzt, die Überprüfung durchführte. Allerdings ist die Quantifizierung der Abweichungen mit diesem Testverfahren nicht möglich.

INTERREGUI (1993) zeigte ein Verfahren, mit dem auch bei Anwendung der Gerüstmethode eine gewisse Quantifizierung des Passungsfehlers möglich war. Hierbei wurden Kraft-Spannungswandler in der Horizontal- und Vertikalebene auf dem Referenzgerüst fixiert. Dieses so präparierte Gerüst wurde nun auf die verschiedenen zu untersuchenden Modelle aufgesetzt und mittels Goldschrauben unter Anwendung eines standardisierten Drehmomentes befestigt. Anschließend wurden die Kraft-Spannungswandler mit einem Messgerät verbunden. Somit konnten die durch die Passungenauigkeit verursachten Kräfte, welche zu einer Verwindung des Gerüstes führten, in horizontaler und vertikaler Richtung quantifiziert werden.

Eine weitere Variante der Gerüstmethode beschrieben LIE und JEMT (1994). Mit diesem photogrammetrischen Verfahren konnten Passungsfehler ebenfalls erkannt werden. Dabei kam eine Kleinbildkamera mit Weitwinkeloptik zur Anwendung.

Parallel zur optischen Achse des Objektivs waren zwei Spiegel senkrecht angebracht. Mit Hilfe dieser Spiegel konnten Gerüste oder Modelle auf einem Foto aus drei unterschiedlichen Winkeln aufgenommen werden. Diese Stereofotografien wurden mittels eines Stereoauswertesystems mit einer speziellen Software analysiert und vermessen.

Basis des zweiten Verfahrens ist ein Mikroskop, das eine starre Verbindung zu einem Messtisch aufweist, der in definierbaren Abständen im Mikrometerbereich verschoben werden kann. Sowohl Mikroskop als auch Messtisch können an Rechner angeschlossen sein, um die Datenverarbeitung zu vereinfachen bzw. um eine elektrische Steuerung des Messtisches zu ermöglichen (LIOU et al. 1993, HSU et al. 1993, BURAWI et al. 1997, PHILLIPS et al. 1994, QUICK et al. 1992, TAN und CHAI 1996, WICHMANN und BORCHERS 1992). Auch in der vorliegenden Untersuchung wurde diese Methode verwandt.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Positionen der Implantate bzw. Übertragungsposten in der Horizontalebene in Abformung und Modell ermittelt und als Koordinaten dargestellt. Möglich war dies durch Anfahren der immer gleichen Strukturen des Brånemark[®]-Implantatsystems, welches für diesen Zweck geeignete Flächen aufwies, indem diese unter dem Mikroskop gut erkennbar waren. Dies dokumentiert die Überprüfung der Messmethode, bei welcher das Urmodell siebenmal vermessen wurde. Die Standardabweichung betrug hier zwischen 2 und 6 μm , die Minimal- und Maximalwerte lagen zwischen -8 und $+10$ μm . Die gemessenen Werte stehen damit in Einklang zu der Untersuchung von ROBERTS und SÖDERHOLM (1989) bzw. erreichen eine leicht höhere Genauigkeit. In der Studie wurde die mechanische Vermessung (mittl. Stand.-Abw. 12,7 μm) der computergestützten Vermessung (mittl. Stand.-Abw. 2,2 bzw. 8,4 μm) gegenübergestellt.

Wurden in den bisherigen Untersuchungen lediglich die Meistermodelle bzw. die hergestellten Gerüste auf ihre Genauigkeit überprüft, so erfolgte in der vorliegenden Arbeit zusätzlich eine Vermessung der Übertragungsaufbauten in der Abformung. Dieses Verfahren ermöglicht eine detailliertere Fehleranalyse; nämlich

von Modell und Abformung. Um ein direktes Vergleichen der Messwerte zu ermöglichen, wurde beim Versuchsaufbau auf größtmögliche Standardisierung geachtet: Die Vermessung von Modellen und Abformungen erfolgte in der gleichen Ebene. Zusätzlich war die Materialstärke stets konstant und die Vermessung erfolgte zu definierten Zeitpunkten.

Die statistische Auswertung der gewonnenen Messdaten erfolgte derart, dass relative und absolute Abweichungen getrennt voneinander untersucht wurden. Somit konnte ausgeschlossen werden, dass sich Messwerte mit positiven und negativen Vorzeichen gegenseitig aufheben und somit ein Mittelwert berechnet wird, der einer höheren Genauigkeit entspricht, als dies in der Realität der Fall ist. Eine Analyse der Richtung der Abweichungen war unter Verwendung der relativen Werte möglich und erlaubte zusätzliche Aufschlüsse über die Fehlerursachen (ZÖFEL 1992).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Ein wesentliches Ziel der Arbeit war, diejenigen Kombinationen von Abformmaterial und Abformtechnik zu identifizieren, mit welchen die genauesten Reproduktionen des Urmodells hergestellt werden konnten. Hierbei stellt sich die Frage, welche Ungenauigkeiten im Vergleich zur Ausgangssituation noch tolerabel sind. HOFMANN (1967) postulierte diese Grenze bei 100 – 150 μm , jedoch für zwei parodontal gesunde Brückenpfeiler i. S. von natürlichen Zähnen, wobei diese im Rahmen der natürlichen Zahnbeweglichkeit liegt. Bei Überschreitung dieser Grenzen erfährt der Knochen eine Deformation und es droht bei dauerhafter Deformation eine trophische Schädigung des parodontalen Gewebes. Allerdings weisen natürliche, parodontal gesunde Zähne und osseointegrierte Implantate grundsätzliche Unterschiede bezüglich ihrer Beweglichkeit unter Belastung auf. So weist ein natürlicher, gesunder Zahn eine höhere Eigenbeweglichkeit auf als ein osseointegriertes Implantat (ERIKSSON et al. 1986). Aber auch ein osseointegriertes Implantat besitzt eine gewisse Eigenbeweglichkeit, welche etwa in dem Bereich ankylosierter Zähne liegt. GÖZ (1987) zeigte in einer tierexperimentellen Studie, dass Kronen ankylosierter Zähne bis zu ca. 90 μm bei einem Kraftimpuls von 10 N über 3 Sekunden ausgelenkt werden können. Für Kronen natürlicher Zähne wurden Werte bis 200 μm gemessen.

Daraus folgt, dass bei der Herstellung von implantatgetragenen Zahnersatz zwar besondere Anforderungen an die Passgenauigkeit gestellt werden müssen um der reduzierten Beweglichkeit Rechnung zu tragen, dass aber gleichzeitig minimale Ungenauigkeiten kompensiert werden können. Aus den oben beschriebenen Werten kann geschlossen werden, dass für implantatgetragenen Zahnersatz das Maß für tolerable Abweichungen bei etwa 50% des Wertes für natürliche und gesunde Parodontien liegt, demnach also zwischen 50 – 70 μm .

Bei Betrachtung der **absoluten Abweichungen der Abformungen** vom Urmodell fällt zunächst auf, dass im Gruppenvergleich (offene/geschlossene Technik) die mit der offenen Abformtechnik hergestellten Abformungen eine geringere mittlere Abweichung (27 μm) zeigten als dies bei der geschlossenen Abformtechnik der Fall war (40 μm). Der Unterschied war höchst signifikant ($p < 0,000$). Dieser

Unterschied zeigte sich auch bei Betrachtung der maximalen Abweichungen - diese lagen bei den geschlossenen Techniken durchweg über 100µm, während bei den offenen Techniken lediglich bei Verwendung von Provil maximale Abweichungen von über 100µm gemessen wurden. Bei weiterer Analyse im paarweisen Vergleich zeigte sich, dass die offenen Techniken unter Verwendung der Materialien Impregum und Baysilex signifikant geringere Abweichungen ($p < 0,000$ - $p = 0,023$) verursachten als alle geschlossenen Techniken, während die offenen Techniken unter Verwendung der Materialien Monopren und Provil lediglich im Vergleich zur geschlossenen Technik mit Monopren signifikant geringere Abweichungen lieferten ($p = 0,004$ - $p = 0,049$). Hier bestand kein signifikanter Unterschied zu den geschlossenen Techniken unter Verwendung von Provil. Weiterhin zeigte sich, dass die geschlossene Abformung mit Monopren signifikant schlechtere Ergebnisse lieferte als alle offenen Verfahren ($p < 0,000$ - $p = 0,049$). Innerhalb der Gruppe der geschlossenen Verfahren bestanden keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,072$ - $p = 0,428$). Innerhalb der Gruppe der offenen Verfahren zeigte Impregum die geringsten Abweichungen, welche im Vergleich zu Monopren und Provil signifikant waren ($p = 0,017$ - $p = 0,035$).

Die statistische Analyse der **relativen Abweichungen der Abformungen** zeigte in der Regel im Mittel eine geringfügige Verkürzung der Messstrecken (+1,1 bis -26,8 µm), Unterschiede zwischen den verschiedenen Verfahren waren jedoch nicht signifikant.

Bei der Untersuchung der **absoluten Abweichungen der Modelle**, welche aus diesen Abformungen hergestellt wurden, ergaben sich im Vergleich zum Urmodell für die geschlossenen Verfahren mit im Mittel 43 µm und für die offenen Verfahren mit im Mittel 24 µm sehr ähnliche Abweichungen wie bei den vermessenen Abformungen. Hier wurde jedoch im Gegensatz zu den Abformungen bei den **relativen Abweichungen** im Mittel eine Verlängerung der Messstrecke ermittelt.

Bei der Analyse im paarweisen Vergleich zeigte das geschlossene Verfahren unter Verwendung von Monopren mit einer mittleren Abweichung von 57,9 µm signifikant höhere Abweichungen gegenüber allen anderen Verfahren (22,7 bis 35,8 µm), wobei jedoch die offene Technik unter Verwendung von Monopren die im

Mittel geringsten Abweichungen ergab. Die geschlossene Technik unter Verwendung von Provil im Korrekturverfahren zeigte gegenüber allen offenen Verfahren signifikant höhere Abweichungen.

Aus den Ergebnissen lässt sich ableiten, dass die beim geschlossenen Verfahren notwendige Reponierung der Abformpfosten eine zusätzliche Fehlerquelle darstellt. Dafür können zum einen Unterschiede in dem Rückstellvermögen der einzelnen Abformmaterialien verantwortlich sein. Stellen sich Bereiche der Abformung, welche beim Abziehen deformiert wurden, nicht hinreichend genau zurück, so kommt es zu einer plastischen Deformation der Abformung und die reponierten Abformpfosten weichen von ihrer ursprünglichen Position ab. Hierbei ist zu bedenken, dass in dieser Untersuchung die Implantate parallel zueinander standen, bei zunehmenden Winkelabweichungen der Implantatachsen zueinander muss mit einer Verstärkung dieses Fehlers gerechnet werden. Eine weitere Fehlerquelle könnte durch die Geometrie des reponierbaren Abformpfostens bedingt sein. Er sollte derart gestaltet sein, dass er beim Abziehen der Abformung diese möglichst wenig deformiert, andererseits aber eine ausreichend genaue Repositionierung gewährleistet.

Dass bei Verwendung des Materials Monopren in der geschlossenen Technik die höchsten Abweichungen gemessen wurden, in der offenen Technik jedoch die geringsten Abweichungen, zeigt, dass Abformmaterial und gewählte Technik aufeinander abgestimmt sein sollten. Die im Vergleich zu den anderen geschlossenen Techniken signifikante Steigerung der Ungenauigkeit des Modells im Vergleich zur Abformung, deutet darauf hin, dass die Reponierung der Abformpfosten hier größere Probleme bereitet.

Die für das Material Provil für die Korrekturabformung höhere Ungenauigkeit kann durch zusätzliche Deformationen bei der Korrektur der Erstabformung bedingt sein. Diese Vermutung wird durch die Tatsache gestützt, dass bei Verwendung gleicher Materialien und gleicher Übertragungstechnik, aber unter Anwendung des Doppelmischverfahrens genauere Ergebnisse erreicht werden konnten.

LIU et al (1993) fanden in ihrer Studie zur Reponierbarkeit von Abformpfosten verschiedener Hersteller ebenfalls große Positionsabweichungen bei der Anwendung der geschlossenen Technik. Mit keinem der von ihnen untersuchten

Systeme konnten konstante, reproduzierbare Positionen erreicht werden. Auch konnten CARR et al (1991) signifikant höhere Ungenauigkeiten der geschlossenen gegenüber der offenen Technik nachweisen. Diese Ergebnisse stehen in Einklang mit den in der vorliegenden Arbeit gewonnenen Daten.

Zur Bestimmung des Fehlers, der im Bereich der Modellherstellung auftrat, wurden die Abweichungen von Abformung und Modell ermittelt und gegenübergestellt. Beim Vergleich der relativen Abweichungen von Abformungen und Modellen ergab sich, dass die Messstrecken am Modell im Vergleich zum Urmodell vergrößert reproduziert wurden, bei den Abformungen dagegen in der Regel verkürzt. Die vergrößerten Strecken der Modelle lassen sich durch die Abbindeexpansion des Modellgipses erklären; auch die Tendenz zur verkürzten Reproduktion der Abstände bei den Abformungen lässt sich durch die für Abformmaterialien typische Kontraktion erklären (KÖRBER und LUDWIG 1993, EICHNER 1996, MARXKORS und MEINERS 1993).

In der vorliegenden Arbeit wurde weiterhin untersucht, ob die Längen einer Messstrecke einen Einfluss auf das Ausmaß der Abweichungen bei Abformungen und Modellen besaß. Nach Herstellerangaben liegt die durchschnittliche Maßänderung der verwendeten Abformmaterialien bei ca. -0,3% lin (Provil P[®] -0,35%, Monopren transfer[®] -0,2%, Baysilex[®] -0,25% und Impregum[®] -0,3%) und für den verwendeten Superhartgips bei +0,1% lin. So ergäbe sich also für eine z.B. 6 mm lange Messstrecke einer Abformung eine lineare Abweichung von -18 µm und für eine 3 mm lange Messstrecke eine lineare Abweichung von -9 µm. Analog würden die gleichen Strecken auf den Modellen durch die Abbindeexpansion des Gipses um +6 µm bzw. +3 µm verlängert. Um diesen Zusammenhang zu überprüfen, wurden die Strecken in lange, mittlere und kurze Messstrecken eingeteilt und separat analysiert. Hierbei ergaben sich keinerlei statistisch signifikante Hinweise auf die oben beschriebene Hypothese. Ein Grund für dieses Ergebnis könnte darin begründet sein, dass es sich bei einer Abformung um ein dreidimensionales, komplexes Gebilde – eingebettet in einen starren Abformlöffel – handelt, bei welchem die Kontraktion nicht linear erfolgen kann. Ein weiterer Grund könnte die Verwendung von Adhäsiven darstellen, die eine Kontraktion des Abformmaterials

weg vom Löffelrand behindern können und die Kontraktion zum Löffelrand hin erfolgt (MARXKORS und MEINERS 1993). Demgegenüber wird die stattgefundene Kontraktion durch die gleichmäßige Abbindeexpansion des Modellgipses in alle Richtungen teilweise wieder ausgeglichen (LEHMANN und HELLWIG 1989, MARXKORS und MEINERS 1993).

Zur weiteren Analyse des Fehlerpotentials der einzelnen Arbeitsschritte wurden die relativen Abweichungen von Abformung und Modell bezogen auf das Urmodell mittels des T-Tests für gepaarte Stichproben untersucht. Hierbei ergaben sich sehr signifikante bzw. höchst signifikante Verlängerungen der Messstrecken von der Abformung zur Modellherstellung für sechs der sieben getesteten Kombinationen. Lediglich für die offene Technik mit Provil erreichte die Vergrößerung nicht das Signifikanzniveau ($p = 0,121$). Bei der ebenfalls durchgeführten Korrelationsanalyse wurden höchst signifikante mittlere Korrelationen für das offene Verfahren mit Impregum ($r = 0,501^{***}$) und alle geschlossenen Verfahren ($r = 0,514^{***} - 0,634^{***}$) gefunden. Dies zeigt, dass hier die in der Abformung bereits vorhandenen Abweichungen bei diesen Verfahren durch den Laborprozess relativ genau auf das Modell übertragen wurden, während bei den anderen Verfahren die Abweichungen in Abformung und Modell unabhängig voneinander auftraten.

Eine weitere Zielsetzung der vorliegenden Arbeit war es, den Einfluss der Mehrfachverwendung der Übertragungskomponenten des Implantatsystems (Abformpfosten und Laborimplantate) auf die Genauigkeit der Übertragung zu untersuchen. Hierbei konnte nach viermaliger Wiederverwendung der Komponenten keine statistisch signifikante Zunahme der Abweichungen festgestellt werden. Allerdings erfolgte keine zwischenzeitliche Sterilisation der Komponenten.

6 Zusammenfassung

Im Laufe der letzten zwanzig Jahre hat sich die orale, enossale Implantologie zu einem anerkannten Therapieverfahren entwickelt. Die Anzahl der implantatprothetisch versorgten Patienten nimmt stetig zu. Um diese hochwertigen Versorgungen herzustellen bedarf es eines Höchstmaßes an Präzision eines jeden Arbeitsschrittes, wobei die Abdrucknahme und die Herstellung von Präzisionsmodellen zentrale Punkte bei der Anfertigung dauerhafter Versorgungen sind. Ziel der vorliegenden Arbeit war deshalb die Untersuchung der Genauigkeit verschiedener Abformtechniken mittels unterschiedlicher Abformmaterialien bei Verwendung des Brånemark[®]-Implantat-systems, indem sowohl die hergestellten Modelle als auch die Abformungen vermessen wurden.

Auf der Basis eines simulierten Patientenfalles wurde ein Kunststoffmodell mit fünf parallel inserierten Brånemark[®]-Implantaten hergestellt. Um dieses Modell reproduzierbar abzuformen, kam eine speziell entwickelte Abformvorrichtung zur Anwendung. Dieselbe Apparatur wurde zusätzlich für die Modellherstellung verwendet.

Folgende Techniken und Materialien wurden untersucht:

1. **Geschlossene Abformtechnik** (Pfofen wird reponiert) mit den Materialien Monopren[®] transfer und Provil[®] P / M.C.D. (Doppelmisch- und Korrekturtechnik)
2. **Offene Abformtechnik** (Pfofen verbleibt in Abformung) mit den Materialien Impregum[®], Baysilex[®] C.D., Monopren[®] transfer und Provil[®] P / M.C.D (Doppelmischtechnik)

Es wurden mit jeder Material/Technikkombination fünf Abformungen und fünf Modelle hergestellt. Die verwendeten Abformpfofen und Modellimplantate wurden innerhalb der Versuchsreihe wiederverwendet.

Die Implantatabstände wurden in zehn Messstrecken unterteilt und in der Horizontalebene mittels eines elektronischen Messmikroskops TP 300 der Firma Leitz mit einer Genauigkeit von $\pm 7 \mu\text{m}$ ermittelt. Vermessen wurden die Abformungen vor der Modellherstellung sowie die hergestellten Superhartgipsmodelle

Die geringsten Abweichungen entstanden bei den Abformungen bei den monophasigen Materialien unter Anwendung der offenen Abformtechnik, die höchsten Abweichungen bei *Monopren/geschlossen* sowie bei *Provil K/geschlossen*. Es ergaben sich für die Abformungen mit der offenen Technik signifikant präzisere Reproduktionen des Urmodells. Ein ähnliches Bild zeigt sich für die Wiedergabe der Messstrecken der Modelle.

Absolute Abweichung in μm	offen				geschlossen		
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	Provil K
Mittelwert Abformung	20,9	23,2	28,6	35,3	44,1	34,5	42,6
Mittelwert Modell	24,7	24,5	22,7	24,0	57,8	35,4	35,8

Tab. 6-1: Mittelwerte der absoluten Abweichung von Abformung und Modell vom Urmodell der untersuchten Material/Technikkombinationen

Der gewählte Ansatz der Untersuchung sah eine Vermessung von Abformungen und Modellen vor, erlaubte somit eine genaue Analyse des entstandenen Fehlers und ermöglichte Rückschlüsse darüber, ob Fehler, die durch die Abformung entstanden waren, auf dem Modell reproduziert wurden, oder ob die Fehler der Modelle unabhängig von denjenigen der Abformungen auftraten. Die durchgeführte Korrelationsanalyse ergab eine höchst signifikante mittlere Korrelation für die Kombinationen *Impregum offen* ($r = 0,501^{***}$) und alle geschlossenen Kombinationen ($r = 0,514^{***} - 0,634^{***}$).

Es wurde weiterhin untersucht, ob bei mehrfacher Verwendung der Übertragungsaufbauten und Modellimplantate die Präzision der ermittelten Werte abnimmt. Bei viermaliger Wiederverwendung dieser Implantatteile konnte keine signifikante Abnahme der Übertragungsgenauigkeit festgestellt werden.

7 Summary

During the past 20 years, the oral intraosseous implantology has developed to a well-accepted treatment concept. The number of prosthetic restorations, partially or totally retained by osseointegrated dental implants, is steadily increasing. The maximum possible precision is needed in every step of fabrication of these sophisticated restorations, whereas impression-taking and fabrication of high-precision models are of utmost importance.

Thus, the aim of this study was to investigate the accuracy of various techniques of impression-taking by using different impression materials, in combination with the Brånemark™-Implant-System. Both, impressions and casts have been investigated.

On the basis of a virtual case, an acrylic master cast simulating an edentulous lower jaw was fabricated and provided with five Brånemark™ MK II Implants which were inserted parallel to each other. Impressions were taken by a device specially constructed for this purpose. With this device, it was possible to take impressions under reproducible conditions and served as an aid in pouring the impressions as well.

The following techniques and materials were investigated:

1. **Indirect transfer coping technique** (open tray) in combination with Monopren™ transfer using a single-phase, one-step impression technique and Provil™ P / M.C.D., using as well a single-step, putty-wash impression technique and a two-step putty-wash impression technique.
2. **Direct transfer coping technique** (closed tray) in combination with Impregum™, Baysilex™ C.D., Monopren™ transfer using a single-phase, one-step impression technique and Provil™ P / M.C.D using a single-step, putty-wash impression technique.

For each of the seven above listed techniques, five impressions were taken and five casts were poured, reusing the transfer copings and implant analogues within one series of experiment.

The distances between the implants were divided into 10 measuring sections and were measured on both impressions and casts, in the horizontal plane by using an electronic measuring projector TP 300 with an accuracy of ± 7 microns.

The single-phase, one-step impression materials produced the smallest deviations when used with the indirect transfer coping technique. The largest deviations occurred with Monopren™ and Provil™ (two-step putty-wash impression technique) used with the indirect transfer coping technique. Impressions and casts fabricated by the indirect transfer coping technique showed significantly smaller deviations to the master cast

Absolute Mean deviations in microns	Direct transfer				Indirect transfer		
	Impregum	Baysilex	Monopren	Provil DM	Monopren	Provil DM	Provil K
Impression	20,9	23,2	28,6	35,3	44,1	34,5	42,6
Cast	24,7	24,5	22,7	24,0	57,8	35,4	35,8

Table. 7-1: Absolute mean deviations of impressions and casts to the acrylic master cast for every tested combination of material and impression technique

The measurement of both impression and cast allowed an exact analysis of where the error occurred and made it possible to evaluate if the error produced during impression-taking was reproduced on the cast, or, if the error occurred independent from impression-taking. The subsequent correlation analysis showed a highly significant mean correlation for *Impregum, direct transfer* ($r = 0,501^{***}$) and all indirect transfer combinations ($r = 0,514^{***} - 0,634^{***}$).

Furthermore, it was tested if reusing transfer copings and implant analogues impairs the accuracy of impressions and casts. The results indicate that reusing these components up to 4 times does not negatively affect the accuracy of both models and casts.

8 Literaturverzeichnis

Albrektsson, T.:

Knochengewebsreaktionen
in Brånemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T.:
Gewebeintegrierter Zahnersatz
Quintessenz, Berlin 1985

Assif, D., Fenton, A., Zarb, G., Schmitt, A.:

Vergleich verschiedener Abformmaterialien bei Implantaten
Int J Periodontics Restorative Dent 12, 112-121 (1992)

Assif, D., Marshak, B., Nissan, J.:

A modified impression technique for implant-supported restoration
J Prosthet Dent 71, 589-591 (1994)

Assif, D., Marshak, B., Schmidt, A.:

Accuracy of implant impression techniques
Int J Oral Maxillofac Implants 11, 216-222 (1996)

Assif, D., Nissan, J., Varsano, I., Singer, A.:

Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material
Int J Oral Maxillofac Implants 14, 885-888 (1999)

Babbush, C.A., Kirsch, A., Mentag, P.J., Hill, B.:

Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osseointegrated implant system with the intramobile element (IME): Part I: Its rationale and procedure for use
Int J Oral Maxillofac Implants 2, 203-216 (1987)

Braden, M., Elliott, J.C.:

Characterisation of the setting process of silicone dental rubbers
J Dent Res 45, 1016-1023 (1966)

Braden, M., Causton, B., Clarke, R.L.:

A polyether impression rubber
J Dent Res 51, 889-896 (1972)

Braden, M., Inglis, A.T.:

Viscoelastic properties of dental elastomeric impression materials
Biomaterials 7, 45-48 (1986)

Brägger, U., Buser, D., Lang, N.P.:

Implantatgetragene Kronen und Brücken
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 731-740 (1990)

Brånemark, P.I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindström, J., Ohlsson, A.:
Intra-osseous anchorage of dental prostheses, 1. Experimental studies
Scand J Plast Reconstr Surg 3, 81-100 (1969)

Brånemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T.:
Gewebeintegrierter Zahnersatz
Quintessenz, Berlin 1985

Breustedt, A., Lenz, E.:
Stomatologische Werkstoffkunde, 2. Aufl.
Johann Ambrosius Barth, Leipzig-Heidelberg 1985

Breustedt, A., Lenz, E., Musil, R., Staegemann, G., Taege, F., Weiskopf, J.:
Prothetik, 3. Aufl.
Johann Ambrosius Barth, Leipzig-Heidelberg 1991

Brunski, J.B.:
Biomechanics of oral implants: Future research directions
J Dent Educ 52, 775-787 (1988)

Buser, D., Brägger, U., Lang, N.P.:
Die implantologische Versorgung der Freiersituation im UK
Schweiz Monatsschr Zahnmed 98, 747-757 (1988)

Buser, D., Stich, H., Krekeler, G., Schröder, A.:
Faserstrukturen der periimplantären Mukosa bei Titanimplantaten – Eine tier-
experimentelle Studie am Beagle-Hund
Z Zahnärztl Implantol 5, 15-23 (1989)

Buser, D., Schenk, K., Steinemann, S., Fiorellini, J.P., Fox, C., Stich, H.:
Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants.
A histomorphometric study in miniature pigs
J Biomed Mater Res 25, 889-902 (1991)

Buser, D., Sutter, F., Weber, H.P., Belser, U., Schröder, A.:
The ITI dental implant system: Basics, indications, clinical procedures and results
Clark Clin Dent 5, 1-23 (1992a)

Buser, D., Weber, H.P., Donath, K., Fiorellini, J.P., Paquette, R., Williams, R.C.:
Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs
J Periodontol 63, 225-235 (1992b)

Burawi, G., Houston, F., Byrne, D., Claffey, N.:
A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted
impression techniques for the Bone-Lock implant system
J Prosthet Dent 77, 68-75 (1997)

Carr, A.B.:

A comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model
Int J Oral Maxillofac Implants 6, 448-455 (1991)

Cox, J.F., Zarb, G.A.:

The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: A 3-year report
Int J Oral Maxillofac Implants 2, 91-100 (1987)

Craig, R.G.:

Additionsvernetzende Silikon-Abdruckmaterialien im Vergleich zu anderen Abdruckmaterialien
Philipp J 3, 244-256 (1986)

Craig, R.G.:

Dental restorative materials, 5th Edition
Mosby Verlag, St. Louis-Toronto-London 1989

Eichner, K., Kappert, H.:

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, 6. Auflage
Hüthig Verlag, Heidelberg 1996

Eisenmann, E., Stiller, M., Döring, K., Fritz, H., Freesmeyer, W.B.:

Das Ankylos-Balance-Aufbausystem
Quintessenz 50, 583-596 (1999)

Eriksson, R.A., Adell, R.:

Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique
Int J Oral Maxillofac Surg 44, 4-7 (1986)

Fenton, A.H., Jamshaid, A., Davis, D.:

Osseointegrated fixture mobility
J Dent Res 66, 144 (1987)

Flury, K., Brägger, U., Sutter, F., Lang, N.P.:

Kronen- und Brückenprothetik mit zweiteiligen ITI-Implantaten: Abdrucknahme, Modell und Stumpfherstellung
Schweiz Monatsschr Zahnmed 101, 879-885 (1991)

Franke, J.:

Der heutige Stand der Implantologie
Hanser Verlag, München-Wien 1985

Göz, G.:

Die kieferorthopädische Zahnbewegung. Untersuchung zur Biologie und Mechanik
Habil Schrift, München 1987

Gould, T.R.L., Brunette, D.M., Wesbury, L.:

The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro
J Periodontal Res 16, 611-616 (1981)

Gunne, J., Astrand, P., Ahlen, K., Borg, K., Olsson, M.:

Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both dental implants and natural teeth
Clin Oral Implants Res 3, 49-56 (1992)

Helldén, L., Dérand, T.:

Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants
Int J Oral Maxillofac Implants 13, 190-196 (1998)

Herbst, D., Nel, J.C., Driessen, C.H., Becker, P.J.:

Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures
J Prosthet Dent 83, 555-561 (2000)

Hofmann, M.:

Der Korrekturabdruck (ein neues Verfahren für festsitzenden Zahnersatz)
Zahnärztl Welt 66, 160-164 (1965)

Hofmann, M.:

Die Periodontographie des gesunden und erkrankten Parodontiums
Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd 48, 179-222 (1967)

Hofmann, M., Ludwig, P.:

Über das Dimensionsverhalten verschiedener Abformwerkstoffe im Hinblick auf ihre Eignung für das Korrekturabdruckverfahren
Dtsch Zahnärztl Z 23, 438-449 (1968)

Hsu, C.C., Millstein, P.L., Stein, R.S.:

A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques
J Prosthet Dent 69, 588-593 (1993)

Interrugi, J.A., Aquilino, S.A., Ryther, J.S., Lund, P.S.:

Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants
J Prosthet Dent 69, 503-509 (1993)

Jemt, T., Carlsson, L., Boss, A., Jörneus, L.:

In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study
Int J Oral Maxillofac Implants 6, 413-417 (1991)

Jemt, T.:

Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five year follow up report
Clin Oral Implants Res 5, 142-147 (1994)

Jemt, T.:

In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw

Int J Oral Maxillofac Implants 11, 151-158 (1996a)

Jemt, T., Rubenstein, J.E., Carlsson, L., Lang, B.R.:

Measuring fit at the implant prosthodontic interface

J Prosthet Dent 75, 314-325 (1996b)

Jemt, T., Book, K.:

Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients

Int J Oral Maxillofac Implants 11, 620-625 (1996c)

Jemt, T., Lekholm, U.:

Measurements of bone and framework deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits

Clin Oral Implants Res 9, 272-280 (1998)

Jemt, T., Bäck, T., Petersson, A.:

Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw

Int J Prosthodont 12, 209-215 (1999a)

Jemt, T., Bäck, T., Petersson, A.:

Photogrammetry – an alternative to conventional impressions in implant dentistry? A clinical pilot study

Int J Prosthodont 12, 363-368 (1999b)

Kirsch, A., Donath, K.:

Tierexperimentelle Studien zur Bedeutung der Mikromorphologie von Titanimplantatoberflächen

Fortschr Zahnärztl Implantol 1, 35-40 (1984)

Körber, K., Ludwig, K.:

Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie, 2. Aufl.

Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York 1993

Lehmann, K.M., Burgdorff, H.O.:

Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Korrekturabdruck)

Zahnärztl Welt 87, 430-433 (1978a)

Lehmann, K.M., Burgdorff, H.O.:

Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken (Doppel mischabdruck)

Zahnärztl Welt 87, 434-436 (1978b)

Lehmann, K.M., Hellwig, E.:

Einführung in die Zahnersatzkunde, 8. Auflage
Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore 1998

Lie, A., Jemt, T.:

Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures
Clin Oral Implants Res 5, 30-36 (1994)

Linkow, L.J.:

Clinical evaluation of the various designed endosseous implants
J Oral Implantol Transplant Surg 12, 35-38 (1966)

Liou, A.D., Nicholls, J.I., Yuodelis, R.A., Brudvik, J.S.:

Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials
Int J Prosthodont 6, 377-383 (1993)

Listgarten, M.A., Buser, D., Steinemann, S., Donath, N., Weber, H.P.:

Light and transmission electron microscopy of the intact interfaces between non-submerged titanium-coated epoxy resin implants and bone or gingiva
J Dent Res 71, 364-371 (1992)

Loos, L.G.:

A fixed prosthodontic technique for mandibular osseointegrated titanium implants
J Prosthet Dent 55, 232-242 (1986)

Marxkors, R., Meiners, H.:

Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 4. Auflage
Hanser Verlag, München-Wien 1993

McGlumphy, E., Robinson, D.E., Mendl, D.A.:

Implant superstructures: A comparison of ultimate failure force
Int J Oral Maxillofac Implants 7, 35-39 (1992)

McKinney, R.V., Steflick, D.E., Koth, D.L., Singh, B.B.:

The scientific basis for dental implant therapy
J Dent Educ 52, 696-705 (1988)

Meiners, H.:

Der richtige Umgang mit elastomeren Abformmaterialien
Zahnärztl Mitt 70, 480-485 (1980)

Meiners, H., Lehmann, K., M.:

Klinische Materialkunde für Zahnärzte
Hanser Verlag, München-Wien 1998

Miyata, T., Kobayashi, Y., Araki, H., Motomura, Y., Shin, K.:
The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: A histologic study in monkeys
Int J Oral Maxillofac Implants 13, 677-683 (1998)

Mühlemann, H.R.:
Zur Mikrostruktur der Implantatoberflächen
Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 85, 97-112 (1975)

Nentwig, G.H., Romanos, G., Strate, J.:
Die transmukosale Schranke bei zweiphasigen, subgingival einheilenden Implantatsystemen und ihr biologisches Potential
Parodontol 3, 215-226 (1998)

Neuendorff, G.:
Das IMZ-TwinPlus-Implantatsystem (Teil 2)
Magazin Zahnheilkd Manag Kult, 6-13 (1998)

Ness, E.M., Nicholls, J.I., Rubenstein, J.E., Smith, D.E.:
Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis
Int J Prosthodont 5, 542-549 (1992)

O'Brien, W.J., Ryge, G.:
An outline of dental materials
Saunders, Philadelphia-London-Toronto 1978

Peroz, I.:
Dimensionsstabilität von Polyether-, Polysulfid- und Silikonabformmassen sowie Härte der Gipsausgüsse nach Desinfektion
Dtsch Zahnärztl Z 43, 1066-1071 (1988)

Phillips, K.M., Nicholls, I.J., Ma, T., Rubenstein, J.:
The accuracy of three implant impression techniques: a three dimensional analysis
Int J Oral Maxillofac Implants 9, 533-540 (1994)

Quick, D.:
Use of a scanning laser three-dimensional digitizer to evaluate dimensional accuracy of dental impression materials
J Prosthet Dent 68, 229-235 (1992)

Rehberg, H.J.:
Exakter Randschluss – was ist das?
Dtsch Zahnärztl Z 26, 696-699 (1971)

Rehberg, H.J.:
Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel, 2. Aufl.
Quintessenz, Berlin 1978

Richter, E.J.:

Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry
J Prosthet Dent, 61, 602-609 (1989)

Roberts, M., Söderholm, K.J.:

Comparison of three techniques for measuring wear of dental restorations
Acta Odontol Scand 47, 367-374 (1989)

Schwenzer, N., Grimm, G.:

Spezielle Chirurgie, 2. Aufl.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York 1990

Schröder, A., Pohler, F., Sutter, F.:

Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzoberfläche
Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 86, 713-727 (1976)

Schröder, A., Stich, H., Straumann, F., Sutter, F.:

Über die Anlagerung von Osteozement an einen belasteten Implantatkörper
Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 88, 1051-1058 (1978)

Schröder, A., van der Zypen, E., Stich, H., Sutter, F.:

The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces
J Maxillofac Surg 9, 19-25 (1981)

Schröder, A., Sutter, F., Buser, D., Krekeler, G.:

Orale Implantologie, 2. Aufl.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York 1994

Schroeder, H.E.:

Pathobiologie oraler Strukturen
Karger Verlag, Basel-München-Paris 1991

Schroeder, H.E.:

Orale Strukturbiologie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York 2000

Schumacher, G.H.:

Anatomie, Lehrbuch und Atlas
Johann Ambrosius Barth Verlag, Leipzig-Heidelberg 1991

Schwickerath, H.:

Das Formverhalten von Abformmaterialien im Versuch und in der Praxis
Dtsch Zahnärztl Z 31, 680-684 (1976)

Schwindling, R.:

Lineare Dimensionsveränderung elastomerer Silikonstoffe für das Doppelabdruckverfahren
Zahnärztl Welt 79, 771-776 (1970a)

Schwindling, R.:

Lineare Dimensionsveränderungen von Thiokol-Abformmassen
Dtsch Zahnärztl 25, 1121-1126 (1970b)

Serrano, J.G., Lepe, X., Townsend, J.D., Johnson, G.H., Thielke, S.:

An accuracy evaluation of four removable die systems
J Prosthet Dent 80, 575-586 (1998)

Skalak, R.:

Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses
J Prosthet Dent 49, 843-848 (1983)

Spector, M.R., Donovan, T.E., Nicholls, J.I.:

An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants
J Prosthet Dent 63, 444-447 (1990)

Storck, A.E.:

Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus
Am J Orthod 25, 467 (1939)

Strunz, V.:

Enossale Implantatmaterialien in der Mund- und Kieferchirurgie
Hanser Verlag, München 1985

Sullivan, D.Y.:

Prosthetic considerations for the utilisation of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch
Int J Oral Maxillofac Implants 1, 39-45 (1986)

Sutter, F.:

Das neue restaurative Konzept des ITI-Dentalimplantat-Systems:
Design und Konstruktion
Int J Parodontol Rest Zahnheilkd 5, 395-417 (1993)

Tan, E., Chai, J.:

Working times of elastomeric impression materials determined by dimensional accuracy
Int J Prosthodont 9, 188-196 (1996)

Viohl, J.:

Abformwerkstoffe
In Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, 6. Auflage
Hüthig Verlag, Heidelberg 1996

Vizethum, F., Zimmermann, D.:

Handbuch Zahntechnik
Friatec AG, Mannheim 1994

Watson, R.M., Davis, D.M., Forman, G.H., Coward, T.:

Considerations in design and fabrication of maxillary implant-supported prostheses
Int J Prosthodont 4, 232-239 (1991)

Wee, A.G.:

Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions
J Prosthet Dent 83, 323-331 (2000)

Weinberg, L.A.:

The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses
Int J Oral Maxillofac Implants 8, 19-31 (1993)

Welker, D.:

Experimentelle Untersuchungen über die Auswirkungen unterschiedlicher Dosierung und Verarbeitungstemperatur auf Fließverhalten und elastische Eigenschaften normalfließender Silikonabformmasse
Stomatol DDR 26, 569-580 (1976)

Welker, D., Mehner, M.:

Additionsvernetzte Silikone - Abformwerkstoffe
Stomatol DDR 29, 391-400 (1979)

Welker, D., Musil, R.:

Werkstoffkundlich-klinische Auswahlkriterien und Anwendungsempfehlungen für Silikonabformmassen unterschiedlichen Reaktionstyps
Zahnarzt Magazin 3, 36-41 (1990)

Welker, D.:

Silikonabformmassen – kondensationsvernetzt, additionsvernetzt, hydrophilisiert
Swiss Dent 16(4), 5-14 (1995)

Wichmann, M., Borchers, L.:

Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer 3-D-Koordinatenmeßmaschine (Teil 2)
Dtsch Zahnärztl Z 47, 88-91 (1992)

Wilke, H.J., Claes L., Steinemann S.:

The influence of various titanium surface on the interface shear strength between implants and bone. In: Heimke, G., Soltesz, U., Lee, A. J. C. (Herausgeber)
Advances in biomaterials, Vol.9: Clinical implant materials.
Elsevier Science Publishers Amsterdam BV (1990)

Worthington, P., Bolender, C.L., Taylor, T.D.:

The Swedish system of osseointegrated implants: Problems and complications encountered during a 4-year trial period
Int J Oral Maxillofac Implants 2, 77-84 (1987)

Zacke, W.:

Vergleichende Untersuchungen zu den Schichtdicken der Korrekturmaterialien bei der Korrekturabformung

Med Diss, Marburg 1982

Zöfel, P.:

Statistik in der Praxis, 3. Aufl.

Gustav Fischer Verlag, Jena 1992

9 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen/Herren

in Jena:

Gliessing, Hertel, Klemm, Linß, Musil, Richter, Schmidt, Welker, Wenke

in Marburg:

Aumüller, Austermann, Beato, Bittinger, Coca, Dibbets, Feuser, Flores de Jacobi, Fuhrmann, Gente, Habermehl, Hochban, Kern, Klötzer, von Kraft, Lehmann, Lotzmann, Mittag, Mannherz, Pieper, Radsak, Richter, Rinze, Schulte, Schumacher, Stachniss, Umstadt, Wenz

10 Danksagung

Ich danke herzlichst Herrn Privatdozent Dr. Hans-Jürgen Wenz für die Überlassung des Themas, für seine freundliche, umfassende und sachverständige Betreuung während der Durchführung der Versuche sowie für seine differenzierte, fachkundige Beratung bei der Erstellung des Manuskripts und der Durchführung der Korrektur.

Weiterhin möchte ich mich bei der Firma Leitz/Brown and Sharpe für die Bereitstellung der Messtechnik und speziell bei Herrn Dipl.-Ing. Lothar Schampier bedanken, der mir mit großem Sachverstand bei allen Fragen der Vermessung zur Seite stand.

Herrn Dr. Peter Zöfel(†) vom Hochschulrechenzentrum der Philipps-Universität Marburg danke ich für die Unterstützung beim Erstellen des statistischen Teils.

Bedanken möchte ich mich auch bei den wissenschaftlichen Mitarbeitern der Abteilung für zahnärztliche Propädeutik und Kiefer-, Gesichtsprothetik Dr. Joachim Moritz und Dr. Johannes Wolf für ihre Unterstützung während des praktischen Teils.

Meiner Freundin Silke danke ich herzlich für die vielen Stunden des Korrekturlesens.