

**Dimensionsstabilität von Abformmassen im Hinblick auf die
offene und geschlossene Implantatabformung**

-Eine In-vitro-Studie-

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn**

Christiane Hirschfelder

aus Köln

2008

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Privatdozent Dr. Ernst-Heinrich Helfgen
2. Gutachter: Professor Dr. M. Frentzen

Tag der Mündlichen Prüfung: 13. 02. 2008

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. H. Stark

Für Markus, meine Mutter und René
-in Gedenken an meinen einzigartigen Vater-

INHALTSVERZEICHNIS

1 EINLEITUNG.....	7
1.1 Implantate in der Zahnheilkunde – eine kurze Einführung.....	7
1.2 Ziel der Untersuchung	9
1.3 Die Abformung.....	10
1.3.1 Allgemeines	10
1.3.2 Abformmaterialien	11
1.3.2.1 Silikone (Polysiloxane)	12
1.3.2.1.1 Kondensationsvernetzende Silikone	12
1.3.2.1.2 Additionsvernetzende Silikone	14
1.3.2.2 Polyether	16
1.3.3 Abformmethoden	19
1.3.3.1 Doppelmischabformung.....	19
1.3.3.2 Korrekturabformung.....	20
1.3.3.3 Einphasenabformung (Monophasentechnik)	21
1.3.3.4 Abformtechniken in der Implantologie	22
1.3.3.4.1 Individuelles Beschleifen des Stumpfaufbaus.....	22
1.3.3.4.2 Indirekte Technik oder Repositionstechnik	23
1.3.3.4.3 Direkte Technik oder Pick-Up-Technik.....	24
1.3.3.4.4 Modifikationen der Repositionstechnik.....	25
1.3.4 Abformlöffel.....	25
1.4 Innerhalb einer Abformung zu berücksichtigende Unterschiede in der Mobilität von Zähnen und Implantaten.....	29
1.4.1 Zahnbeweglichkeit	30
1.4.2 Implantatbeweglichkeit.....	31
1.4.3 Fazit.....	32
2 MATERIAL UND METHODE.....	33
2.1 Material.....	33
2.1.1 Verwendete Abformmaterialien	33
2.1.2 Untersuchte Abformlöffel.....	35
2.1.3 Sonstige Materialien.....	36
2.2 Untersuchte Abformtechniken	36
2.3 Versuchsdurchführung	37
2.3.1 Das Urmodell	37
2.3.2 Herstellung des individuellen Löffels	39
2.3.3 Durchführung der Abformungen.....	40
2.3.4 Das Gipsmodell.....	45
2.3.4.1 Der Modellwerkstoff	45
2.3.4.2 Modellherstellung	45
2.3.5 Modellvermessung	50
2.3.5.1 Messapparatur	50
2.3.5.2 Messvorgang.....	54
2.3.5.5. Mathematische Erklärungen.....	57
2.4 Auswertung der Daten.....	66
2.4.1 Auswertung der Pfeilerabstände	66

2.4.2 Auswertung der Pfeilerhöhen.....	67
2.4.3 Relative und absolute Abweichungen	67
2.4.4 Statistische Auswertung.....	68
2.4.5 Boxplots	69
3 ERGEBNISSE.....	71
3.1 Übersicht der relativen Abweichungen	71
3.1.1 Relative Abweichungen der Pfeilerabstände.....	74
3.1.2 Relative Abweichungen der Pfeilerhöhen	80
3.2 Übersicht der absoluten Abweichungen	86
3.2.1 Absolute Abweichungen der Pfeilerabstände.....	87
3.2.2 Absolute Abweichungen der Pfeilerhöhen	89
3.3 Statistische Auswertung der Ergebnisse	91
3.3.1 Vergleich von individueller Abformung, offener und geschlossener Korrekturabformung	92
3.3.2 Direkter Vergleich von offener und geschlossener Korrekturabformung bezüglich des Materials.....	96
3.3.3 Gegenüberstellung von geschlossener Korrekturabformung und Doppelmischabformung	102
3.4 Resümee der Ergebnisse	106
4 DISKUSSION.....	107
4.1 Diskussion der Methode	108
4.1.1 Diskussion des Versuchsaufbaus	108
4.1.2 Diskussion des Messverfahrens	109
4.2 Diskussion der Ergebnisse	110
4.2.1 Diskussion der Änderung der Pfeilerabstände und Pfeilerhöhen.....	110
4.2.2 Diskussion der Ergebnisse der individuellen Abformung und der offenen und geschlossenen Korrekturabformung	111
4.2.3 Diskussion der Ergebnisse der offenen und geschlossenen Korrekturabformung	112
4.2.4 Diskussion der Ergebnisse der Gegenüberstellung von Doppelmisch- und geschlossener Korrekturabformung	114
4.3 Empfehlungen für die Praxis.....	115
5 ZUSAMMENFASSUNG	117
6 ANHANG.....	119
7.1 Originalmesswerte.....	119
7.2 Originalwerte Abstände und Höhen.....	131
7 LITERATURVERZEICHNIS	143
8 DANKSAGUNG.....	158

1 EINLEITUNG

1.1 Implantate in der Zahnheilkunde – eine kurze Einführung

Unter zahnmedizinischen Implantaten versteht man künstliche, im Knochen verankerte Zahnwurzeln aus alloplastischem (synthetischem) oder xenogenem (biologischem, von einer anderen Spezies stammendem) Material. Mit ihnen wird die Voraussetzung für eine prothetische oder epithetische Restauration geschaffen oder verbessert. Da dentale Implantate transgingival in die Mundhöhle ragen, handelt es sich um so genannte offene Implantate (Koeck und Wagner, 2004; Lentrodt, 1980).

Implantate üben eine präventive Funktion auf vorhandene Restzähne und Alveolarkämme aus. Im Laufe der Zeit erhielten sie daher eine stetig wachsende Bedeutung. Die Insertion eines Implantates kann der Inaktivitätsatrophie nach Zahnverlust entgegenwirken und durch funktionelle Reize auf den benachbarten Knochen zum Erhalt der Umgebungsstrukturen beitragen (Koeck und Wagner, 2004). Eventuell völlig unversehrte Zähne müssen nicht beschliffen werden, um auf diese Weise eine Brücke aufnehmen zu können. Insuffiziente Restaurationsränder und fehlerhafte Gestaltung von festsitzenden Arbeiten können über Gewebetraumata, Sekundärkaries und parodontalen Läsionen bis hin zum Verlust des Zahnes führen (Kerschbaum, 1995). Außerdem besteht durch die Präparation mit hochtourigen Turbinen das Risiko der thermischen Traumatisierung einer zuvor gesunden Pulpa (Eichner, 1982; Harndt, 1984; Zach und Cohen, 1965). Selbst wenn keine direkte Traumatisierung der Pulpa während der Präparation erfolgt, so können dessen ungeachtet Gewebezerfallsprodukte aus eröffneten Dentinkanälchen in das Pulpencavum eindringen und den Nerv so schädigen (Klötzer, 1984). Durch herausnehmbaren Zahnersatz besteht das Risiko von protheseninduzierten Erkrankungen des Zahnhalteapparats (Eisenhauer und Jung, 1977; Kratochvil et al., 1982), Karies (Schwalm et al., 1977) und pathologischer Alveolarkammatrophie (Crum und Rooney, 1978).

Der passive, das heißt der spannungsfreie Sitz einer Suprakonstruktion wird von vielen Autoren gefordert. Sie sehen einen direkten Zusammenhang zwischen auftretenden Komplikationen wie Frakturen der Implantatschrauben oder sogar dem Verlust der Osseointegration und der Passungsgenauigkeit der eingegliederten Restauration (Assif et al., 1996; Pietrabissa et al., 2000). Andere Studien konnten keinen statistischen Zusammenhang zwischen dem beobachteten Knochenabbau an Implantaten und dem Grad der Passungsgenauigkeit feststellen (Jemt und Book, 1996).

Die Anfänge der endossalen, dentalen Implantologie finden sich zu Beginn des 19. Jahrhunderts, welche im Besonderen durch Sofortimplantate geprägt sind. So beschreiben Jourdan und Magiolo 1807 die Implantation eines konischen Goldrohres in eine leere Alveole direkt nach erfolgter Extraktion eines Zahnes. Die erste Bohrung einer künstlichen Alveole zur Aufnahme eines Implantates dokumentiert dagegen Younger im Jahre 1886 (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000).

Linkow stellt 1967 die von ihm entwickelten Blattimplantate aus Titan vor, welche zur heutigen Zeit aber in der Implantologie keine nennenswerte Rolle mehr spielen (Linkow, 1968; Watzek und Mailath-Pokorny, 2000).

Als Durchbruch in der modernen Implantologie gilt die Entdeckung und Beschreibung der Osseointegration von Titanzylindern im Kaninchenknochen durch Brånemark (1969). Er entwickelt auch das bis heute nur wenig veränderte Schraubenimplantat aus Reintitan, das dazugehörige chirurgische Instrumentarium und prothetische Verbindungselemente (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000).

Im Jahre 1982 erkennt die Deutsche Gesellschaft für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) die Implantologie offiziell als zahnmedizinische Therapieform in Deutschland an (Koeck und Wagner, 2004). Dieser Beschluss wird in zahlreichen Langzeitstudien über die Erfolgsrate von Implantaten bekräftigt, je nach Untersuchung sind Werte von 93 % bis 98 % Überlebensrate nach mehreren Jahren zu finden (Adell et al., 1990; Jemt und Lekholm, 1993 und 1995; Quirynen et al. 1991; Tolman, 1992).

1.2 Ziel der Untersuchung

Ziel der vorliegenden In-vitro-Untersuchung ist Implantat- und reguläre Abformmethoden direkt miteinander zu vergleichen. Im Vordergrund steht hierbei die Gegenüberstellung von der Einphasenabformung mit **individuellem Löffel**, der geschlossenen Korrekturabformung mit **perforiertem, metallischem Serienlöffel** und der offenen Korrekturabformung mit dem **Abformlöffel für die Implantologie nach Helfgen®**. Überdies soll ermittelt werden, welches Silikon die jeweils besten Ergebnisse für die offene und geschlossene Korrekturabformung liefert. Abschließend wird ein direkter Vergleich von Korrektur- und Doppelmischabformung angestrebt.

1.3 Die Abformung

1.3.1 Allgemeines

Zur Herstellung prothetischer Restaurationen im indirekten Verfahren wird die Abformung benötigt, um von der intraoralen Situation eine Negativform zu erhalten. Diese dient dazu, eine Positivform, das Modell, anfertigen zu können. Mit diesem besteht dann die Möglichkeit im zahntechnischen Labor die entsprechende Restauration zu erstellen (Dumfahrt und Schäffer, 1987; Wöstmann, 1999a). Die einzelnen Schritte sind im folgenden Diagramm dargestellt:

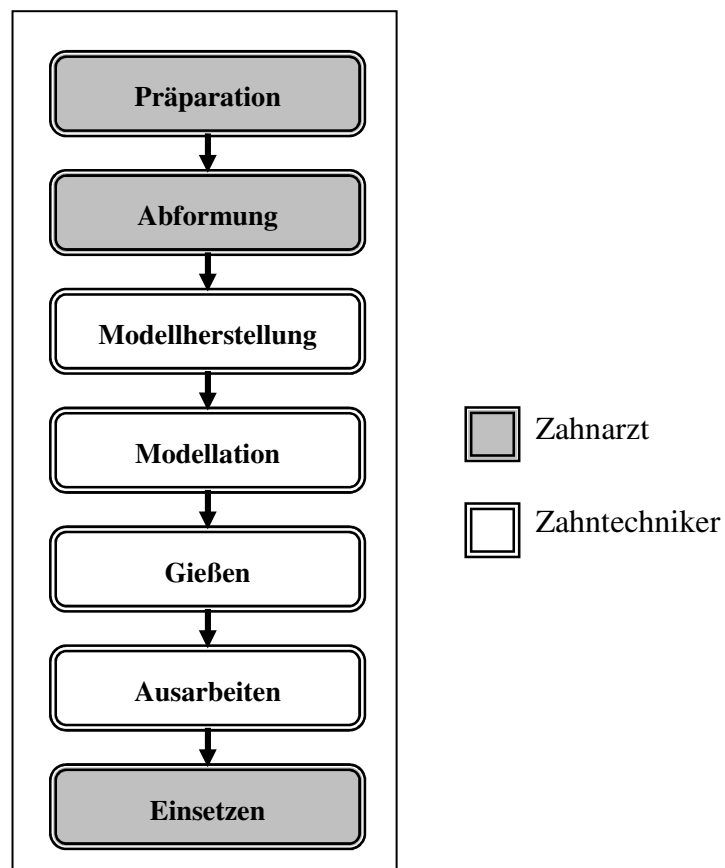


Abb. 1: Darstellung der Arbeitsschritte von Zahnarzt und Zahntechniker zur Herstellung festsitzenden Zahnersatzes im Fließdiagramm (Wöstmann, 1999a)

Die Passgenauigkeit der Arbeit beim Patienten ist dabei im großen Maße von der Dimensionstreuung und Detailwiedergabe der Abformung abhängig, denn nur mit einem möglichst originalgetreuen Modell lässt sich die von Dreyer-Jørgenson 1958 geforderte Randspaltbreite von maximal 50 μm erreichen. Allerdings zeigt eine von Marxkors 1980 durchgeführte Studie, dass diese Größe in der Praxis kaum umsetzbar ist. Er untersuchte extrahierte, mit Kronen restaurierte Zähne und fand eine mittlere Randspaltbreite von 130 μm vor. Wöstmann (1999a) bezeichnet die angestrebten 50 μm sogar als illusorischen Wert und nennt eine Spaltbreite von weniger als 200 μm als klinisch realistische Größe. Eine Randschlussgenauigkeit von ungefähr 80 μm entspräche eher den Ergebnissen von In-vitro-Untersuchungen (Wöstmann 1999a).

Dagegen liegt der Schwerpunkt bei der Herstellung von ausschließlich Implantat getragenen Suprakonstruktionen in der fehlerlosen Übertragung der exakten Implantatposition vom Patienten auf das Arbeitsmodell, somit in der Dimensionstreuung der Abformung (Rehmann, 2006; Wöstmann, 2002).

1.3.2 Abformmaterialien

Abformmaterialien werden im Allgemeinen in vier Hauptgruppen unterteilt:

- irreversibel-starr,
- reversibel-starr,
- reversibel-elastisch und
- irreversibel-elastisch.

In die Gruppe der irreversibel-elastischen Abformmaterialien sind Silikone und Polyether einzuordnen. Die durch eine chemische Abbindereaktion erlangte Festigkeit ist nicht umkehrbar (irreversibel). Beide Elastomere reagieren im abgebundenen Zustand nach Deformationen mit einer fast vollständigen Rückstellung in den Ausgangszustand (elastisch). Dadurch ist es möglich auch unterschrittige Bereiche originalgetreu wiederzugeben. Zudem zählen die Polysulfide (Thiokole) zu dieser Gruppe (Dumfahrt und

Schäffer, 1987; Viohl, 1996), welche in der vorliegenden Studie aber nicht näher betrachtet werden.

1.3.2.1 Silikone (Polysiloxane)

Silikone sind makromolekulare Produkte organischer Siliziumverbindungen. Nach Art der Polymerisationsreaktion wird zwischen den additions- (A-Silikone) und kondensationsvernetzenden (K-Silikone) unterschieden. In beiden Fällen existieren eine Basispaste und ein Reaktor in Form von Paste-Paste- oder Paste-Flüssigkeit-Systemen (Marxkors und Meiners, 2005).

1.3.2.1.1 Kondensationsvernetzende Silikone

Die Basispaste der kondensationsvernetzenden Silikone enthält zum größten Teil (20 – 90 %) Polysiloxane (Polydimethylsilanol), d. h. oligomere, organische Siliziumoxidketten mit endständigen Hydroxylgruppen. Sie setzt sich aus Füllstoffen (Diatomeenerde), Farbstoffen (10 – 80 %) und Paraffinöl als Weichmacher (0 – 30 %) zusammen.

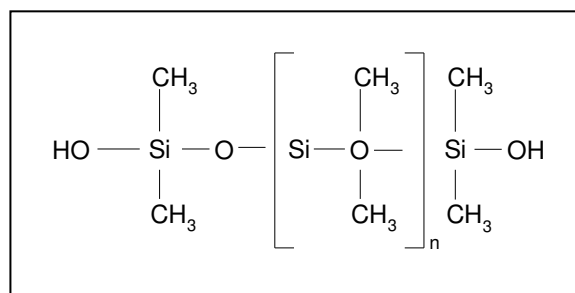


Abb. 2: Chemische Darstellung des Polydimethylsilanols, Hauptbestandteil der Basispaste kondensationsvernetzender Silikone

Die Härtersubstanz (Reaktor) charakterisieren zum einen die Vernetzersubstanz (tetrafunktionelles Alkoxysilan), zum anderen der Katalysator (organische Zinnverbindung, zum Beispiel Zinnoctoat oder Dibutylzinndilaurat).

Werden beide Komponenten miteinander vermischt, so vernetzen die Polysiloxane mit Hilfe der Alkoxysilane in einer Polykondensationsreaktion. Dabei werden kleinere Moleküle (meist Methanol oder Äthanol) abgespalten, welche anschließend verdunsten. Dies führt zu einer Schrumpfung des Materials, deren Ausmaß von dem Füllstoffgehalt der Basispaste abhängig ist. Sie schwankt nach 24 Stunden Lagerung zwischen 0,2 – 1,2 % lin. und entsteht sowohl aus der Polymerisationsschrumpfung an sich als auch aus dem Volumenverlust durch die Alkoholverdunstung (Idiris et al., 1995; Marxkors und Meiners, 2005).

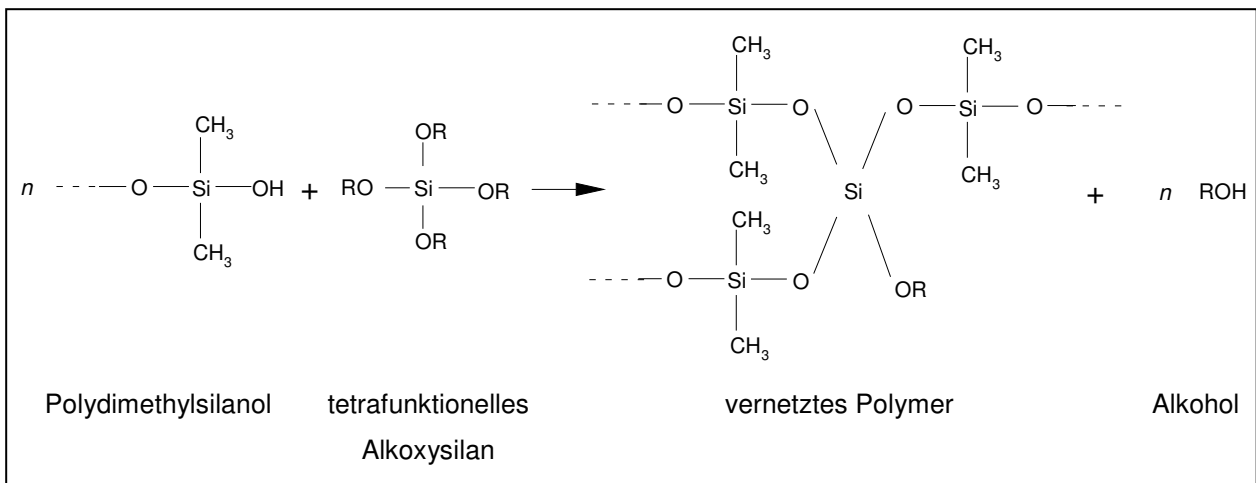


Abb. 3: Chemische Darstellung der Polykondensationsreaktion von Polydimethylsilanolmolekülen mit Alkoxysilanen unter Abspaltung von Alkohol zu vernetzten Polymeren

1.3.2.1.2 Additionsvernetzende Silikone

Additionsvernetzende Silikone sind seit Mitte 1970 erhältlich (Donovan und Chee, 2004). Sie zählen zu den genauesten, dimensionsstabilsten und am weitesten verbreiteten Abformmassen (Chai et al., 1998; Donovan und Chee, 1992; Mandikos, 1998; Pesun und Mayclin, 1999).

Charakteristisch ist die fehlende Abspaltung eines Moleküls während der Polymerisationsreaktion, eine somit verminderte Kontraktion und höhere Lagerungsstabilität (Lacy et al., 1981; Wirz, 1989). Zudem lassen sich kaum polymerisierte Strukturen beim Einbringen in die Mundhöhle finden. Dies führt zu weniger endogenen Spannungen in der Abformung und somit zu einem genaueren Ergebnis (Balkenhol et al., 2005).

Die Basispaste der A-Silikone enthält ebenfalls Polysiloxane. Diese besitzen aber keine endständigen Hydroxyl-, sondern Vinylgruppen. Ferner sind ein Platin-Katalysator (zum Beispiel Hexachlorplatinsäure H_2PtCl_6) sowie Füll- und Farbstoffe vorhanden.

In der Reaktorpaste finden sich Organohydrogensiloxane, außerdem Füll- und Farbstoffe. Bei der Polyaddition werden die Doppelbindungen der Vinylgruppen aufgespalten und unter Umlagerung eines H^+ -Ions erfolgt die Vernetzung mit dem Organohydrogensiloxan über Äthylbrücken (Marxkors und Meiners, 2005; Viohl, 1996):

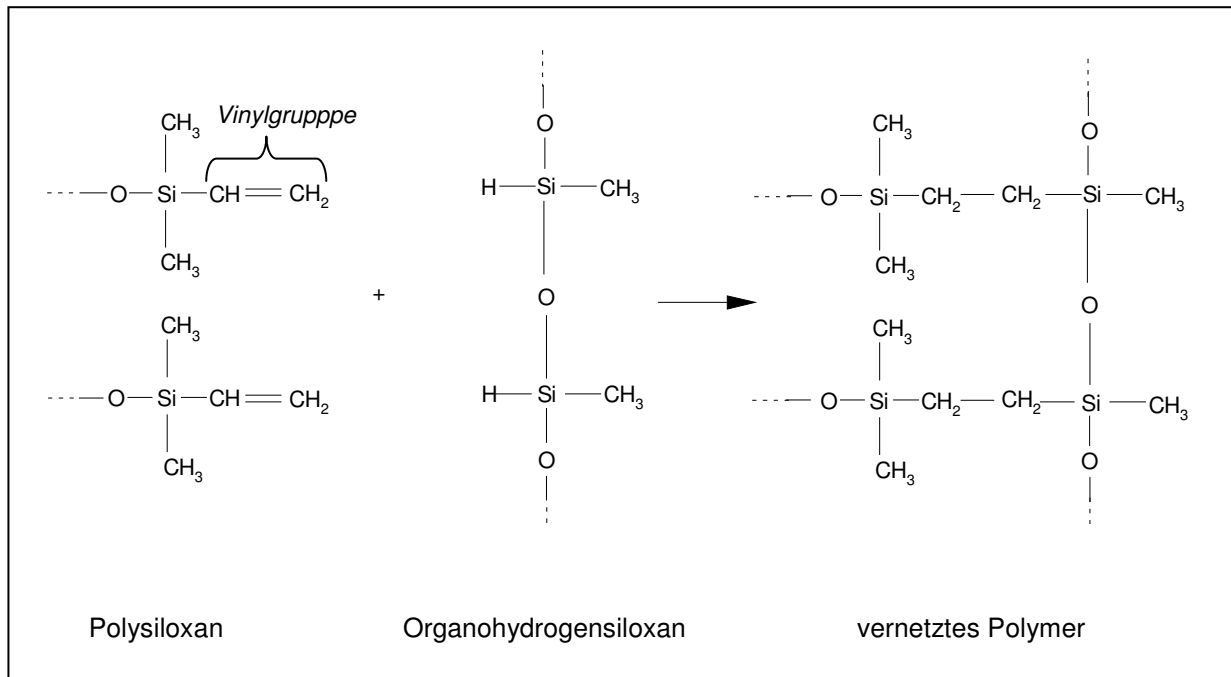


Abb. 4: Chemische Darstellung der Polyadditionsreaktion von Polysiloxanmolekülen mit Organohydrogensiloxan unter Aufspaltung der Doppelbindung der Vinylgruppen

1.3.2.2 Polyether

Bei den Polyethern handelt es sich um Paste-Paste-Systeme, die überwiegend in nur einer Konsistenz angeboten werden. Die Basispaste besteht größten Teils aus einem Polyetherpolymer, welches in einer Polyadditionsreaktion gebildet wird:

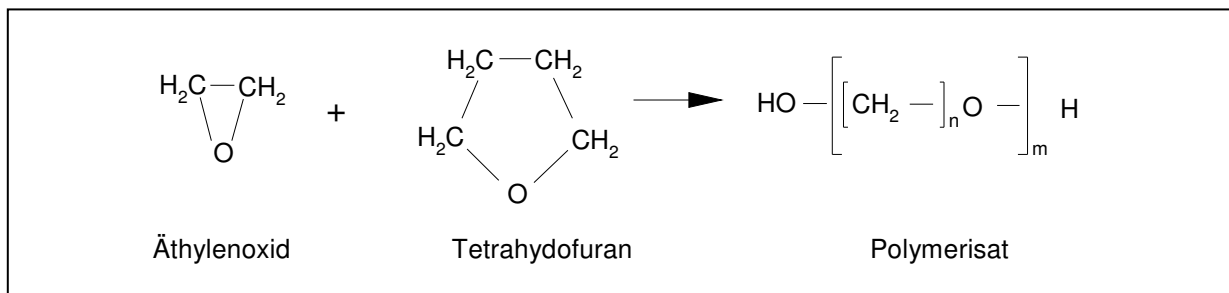


Abb. 5: Chemische Darstellung der Polyadditionsreaktion von Äthylenoxid mit Tetrahydrofuran zu einem Polyetherpolymer, Hauptbestandteil der Polyether-Basispaste

Dieses Ausgangspolymerisat wird anschließend mit einer ungesättigten Säure (hier: Crotonsäure) verestert:

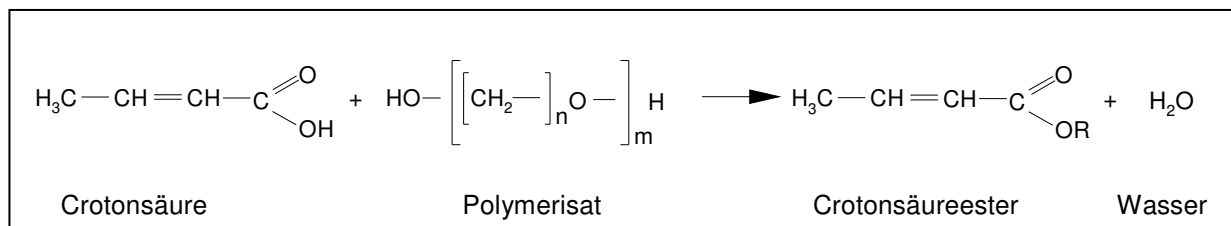


Abb. 6: Chemische Darstellung der Veresterung des Polymerisates mit Crotonsäure zu Crotonsäureester unter Abspaltung von Wasser

Im Anschluss an diese Veresterung erfolgt die Addition von Äthylenimin, die das entstandene Produkt um eine sehr reaktionsfreudige Aziridinogruppe erweitert:

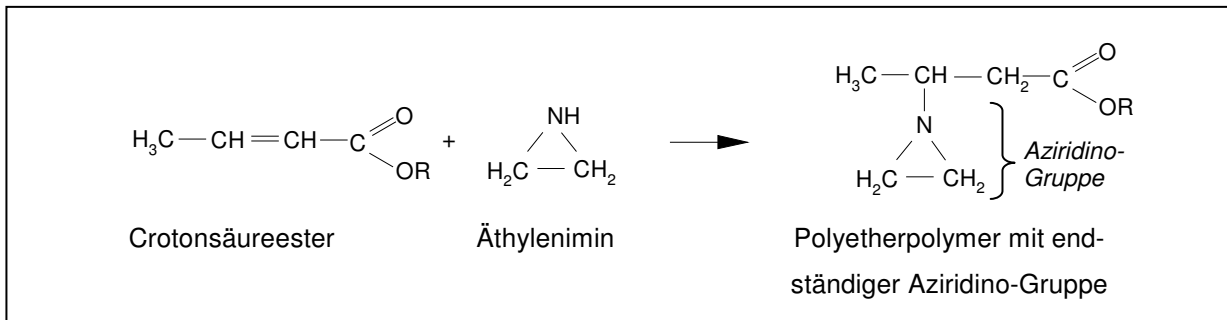


Abb.7: Chemische Darstellung der Addition von Äthylenimin an den Crotonsäureester unter Entstehung eines Polyetherpolymers mit endständiger Aziridino-Gruppe (Ringverbindung)

Zusätzlich sind Füllstoffe und Weichmacher vorhanden, welche - wie auch in der Reaktorpaste - die Konsistenz der Paste bestimmen. Der Reaktor besteht aus aromatischen Sulfonsäureestern, welche als Katalysator fungieren. Werden beide Pasten miteinander vermischt, so vernetzen sich diese nach der Öffnung der endständigen Ringverbindung des Polyetherpolymers in einer exothermen, kationischen Polyadditionsreaktion miteinander (Hohmann und Hielscher, 2003; Marxkors und Meiners, 2005):

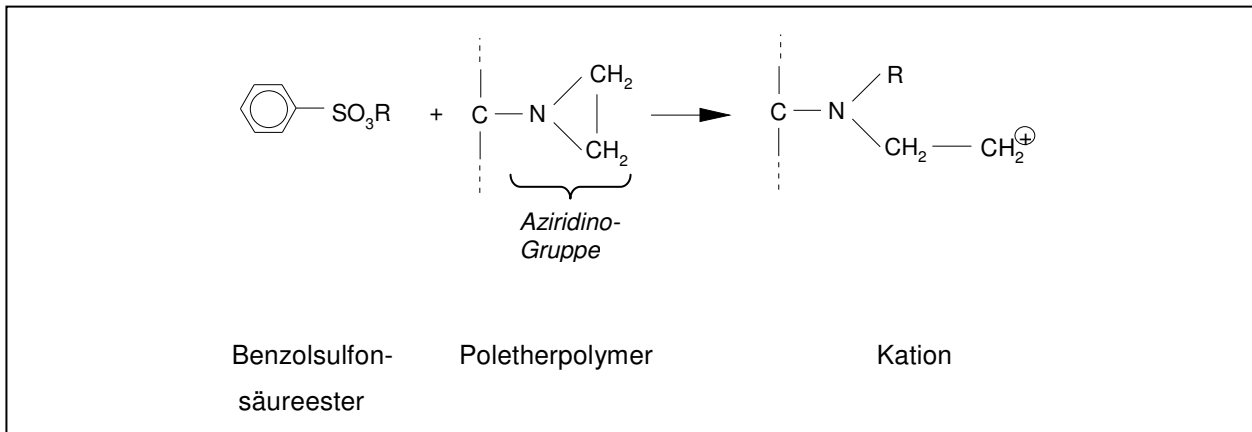


Abb. 8: Chemische Darstellung der Startreaktion: Öffnung der endständigen Ringverbindung (Aziridinogruppe) beschleunigt durch die katalytischen Wirkung des Benzolsulfonsäureesters unter Bildung eines Polyetherpolymerkations

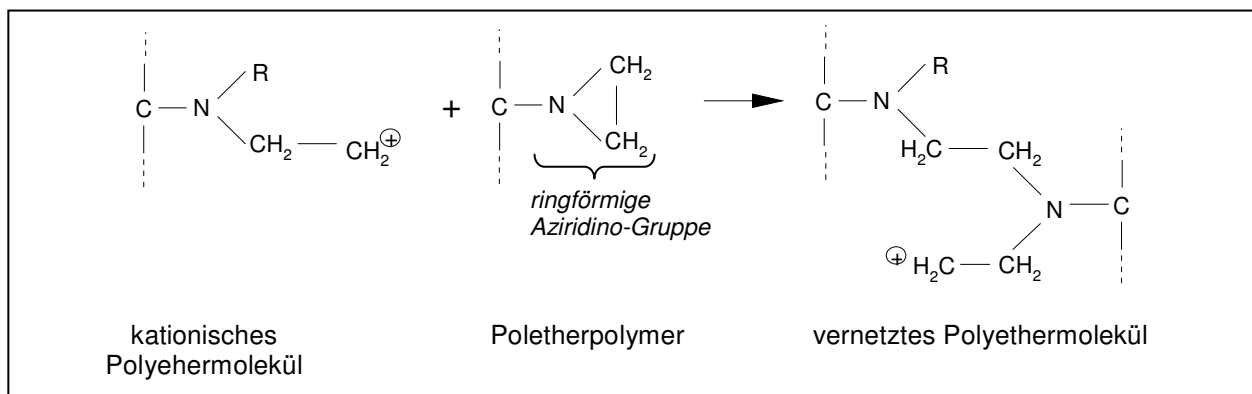


Abb. 9: Chemische Darstellung der Kettenverlängerung: Das kationische Polyethermolekül vernetzt unter Öffnung der Ringverbindung eines weiteren nichtionischen Polyethermoleküls mit diesem

Da hier, wie bei den A-Silikonem, keine Nebenprodukte abgespalten werden, weisen sie eine mit ihnen vergleichbare Dimensionstreuung bei Lagerung auf. Allerdings neigen die Polyether durch ihre Hydrophilie zur Aufnahme von Flüssigkeit und damit zur Expansion bei längerer Lagerungszeit (Anusavice, 1996). Einige Autoren empfehlen daher, die Abformung innerhalb von 24 Stunden auszugießen (Thongthammachat et al., 2002). Durch

eine längere Aushärtezeit werden entstehende Spannungen durch Fließvorgänge besser als bei den Silikonen abgebaut (Viohl, 1996).

Basierend auf ihrer hohen Viskosität besitzen sie ein vermindertes Fließvermögen, welches die Verwendung von individuellen Löffeln während der Abformung indiziert (Shillingburgh, 1981).

1.3.3 Abformmethoden

1.3.3.1 Doppelmischabformung

Die Doppelmischabformung ist eine einzeitige, zweiphasige Methode. Ein höher und ein niedriger visköses Material werden in einem Schritt appliziert: Die präparierten Zähne werden zunächst mit der dünn fließenden Komponente direkt umspritzt und anschließend wird das im Löffel befindliche plastische Material unverzüglich nachgeschoben.

Bei dieser Methode ist der fehlende Stempeldruck von Nachteil, welcher die Abformung subgingivaler Bereiche erleichtert (Böttger, 1962 und 1965; Gerats, 1963). Im ungünstigsten Fall kann das hochvisköse Material die Gingiva an den Zahn drücken, wodurch der Abdruck ungenau wird (Wöstmann, 1999a). Wegen dieser Problematik erscheint das Korrektur- im klinischen Vergleich zum Doppelmischabformverfahren als detailtreuer.

Außerdem entstehen auf Grund von lokalem Unterdruck im Bereich von Unterschnitten oft Fehlstellen („Saugnasen“), welche stets in Richtung der Einschubrichtung des Löffels verlaufen (Wöstmann, 1999a). Fehlerhafte Übergänge zwischen hoch- und niedrigviskösem Material können beobachtet werden (Hung et al., 1992).

Auf der anderen Seite zählen der geringe Zeitaufwand und die gegenüber der Korrekturabformung größere Dimensionsstabilität zu den Vorteilen der Doppelmischabformung. Zusätzlich ist der Materialverbrauch geringer (Hung et al., 1992).

1.3.3.2 Korrekturabformung

Die Korrekturabformung ist das in der Bundesrepublik Deutschland am häufigsten angewandte Abformverfahren. Sie wird meist mit A- oder K-Silikonen durchgeführt (Wöstmann, 1999a). Es handelt sich um eine zweizeitige, zweiphasige Abformmethode, bei der zwei Komponenten zur Verwendung kommen und die in zwei Schritten erfolgt.

Für dieses Verfahren bedient man sich **perforierter, metallischer Serienlöffel**, die eine Deformation des Abformlöffels verhindern. Nach Präparation der Pfeilerzähne wird mit der hochviskösen Komponente eine Vorabformung genommen, die nach Aushärtung beschnitten wird. Dabei ist darauf zu achten, dass für die niedrig visköse Komponente ausreichende Abflussmöglichkeiten geschaffen werden. Sind diese nicht vorhanden, folgt daraus eine Stauung des dünn fließenden Silikons. Die Vorabformung gibt dem entstehenden Druck auf Grund ihrer elastischen Eigenschaften nach. Wird dann die Abformung nach Abbinden der zweiten Komponente aus dem Mund des Patienten entfernt, so resultieren aus der Rückstellung des hoch viskösen Materials nach Entlastung zu kleine Lumina. Folglich sind auch die Modellstümpfe um die Materialstärke des gestauten, dünn fließenden Silikons vermindert. Diesen Effekt kann man, außer durch das sorgfältige Beschneiden der Vorabformung, dadurch minimieren, dass man ein möglichst hochvisköses Erstmaterial mit einem möglichst niedrigviskösem Zweitmaterial verwendet (Marxkors und Meiners, 2005). Ebenfalls ist darauf zu achten, dass die Vorabformung von allen Verschmutzungen gesäubert ist, um eine chemische Verbindung zwischen beiden Substanzen zu ermöglichen.

Die Korrekturabformung erfolgt in der Applikationsphase unter Druck, um das niedrig visköse Material auch in schwer erreichbare Regionen, zum Beispiel subgingivale Präparationsgrenzen, zu pressen. Sie sollte nicht länger als 2 - 3 s andauern, damit sich das Puttymaterial während der Polymerisationsreaktion des Korrekturmaterials nicht in einer durch den Druck deformierten Position befindet. Anschließend soll der Löffel drucklos gehalten werden, um dem Zweitmaterial die Möglichkeit zu geben entstandene Spannungen in der Vorabformung wieder auszugleichen (Wöstmann, 1999b).

Zwar sind die Lumina der Abformungen selbst bei sorgfältigster Beschneidung verfahrenstechnisch minimal verkleinert und bauchig deformiert (Dumfahrt und Schäffer, 1987), dessen ungeachtet resultieren aus diesem Vorgehen klinisch zufrieden stellende Ergebnisse. Der große Vorteil dieses doch recht zeitaufwendigen Verfahrens besteht in der oben erwähnten besseren Darstellbarkeit subgingivaler Bereiche durch den Stempeldruck, welcher von der schon abgebundenen Erstabformung auf das noch fließfähige Zweitmaterial ausgeübt wird (Hung et al., 1992).

1.3.3.3 Einphasenabformung (Monophasentechnik)

Die Einphasenabformung wird den einzeitigen, einphasigen Abformverfahren zugeordnet, das heißt es wird nur ein Material einer mittleren Konsistenz zum Einsatz gebracht. Dieses dient der gleichzeitigen Verwendung im Löffel und in der Spritze. Mit Hilfe der Spritze wird es an wichtigen Bereichen, wie die Präparationsgrenzen der beschliffenen Stümpfe, appliziert. Da die Konsistenz des Materials einen Kompromiss zwischen hoher Detailwiedergabe und ausreichender Materialstärke darstellt und sich deshalb mit einem Serienlöffel meist kein ausreichender Staudruck erreichen lässt, ist die Verwendung von **individuellen Löffeln** unumgänglich. Denn diese auf einem Situationsmodell im Labor hergestellten Löffel sorgen für eine gleichmäßige Materialdicke und damit für die Dimensionsstabilität der gesamten Abformung. Bei der Einphasentechnik finden häufig Polyethermaterialien Verwendung (Marxkors und Meiners, 2005; Wöstmann, 1999b).

Als Nachteil der Einphasenabformung ist die Herstellung des **individuellen Abformlöffels** zu sehen, da hierfür eine weitere Sitzung für den Patienten notwendig wird. Zu den Vorteilen zählt der geringere Verbrauch an Abformmaterial und die Minimierung von Schrumpfungs- und Verdrängungseffekten. Außerdem besitzen die Abdrücke ein hohes Maß an Dimensionstreu (Thongthammachat, 2002; Fenske, 1998; Ishida, 1990). Hierbei häufig verwendete Polyetherabformmassen liegen allerdings preislich über den Silikon.

1.3.3.4 Abformtechniken in der Implantologie

Ist die geplante prothetische Versorgung rein Implantat-getragen, so werden an die Abformung und das Material andere Anforderungen gestellt als bei der Abformung präparierter Zähne. Dies ergibt sich zum einen aus der Tatsache, dass die Zähne im Kieferknochen bindegewebig aufgehängt sind und somit im Gegensatz zu Implantaten eine gewisse Eigenbeweglichkeit (30 – 100 µm) aufweisen. Sie kann in bestimmtem Maße Differenzen zwischen tatsächlicher Pfeilerposition beim Patienten und der einzugliedernden prothetischen Restauration kompensieren. Eine detailtreue Wiedergabe der intraoralen Situation ist bei Implantaten auf Grund der heutzutage verwendeten vorgefertigten Präzisionsteile nicht von vordringlicher Wichtigkeit, hier steht die dimensions-treue Wiedergabe der intraoralen Situation im Vordergrund (Behneke und Behneke, 1999; König et al., 2006).

Grundsätzlich wird zwischen vier Abformmethoden unterschieden:

- Individuelles Beschleifen des Stumpfaufbaus
- Indirekte Technik oder Repositionstechnik
- Direkte Technik oder Pick-Up-Technik
- Modifikationen der Repositionstechnik

Bei der Repositions- und der Pick-Up-Technik kann die Suprastruktur verschraubt oder zementiert werden. Dagegen besteht beim individuellen Beschleifen des Aufbauteils nur die Möglichkeit der Zementierung (Behneke und Behneke, 1999).

1.3.3.4.1 Individuelles Beschleifen des Stumpfaufbaus

Bei diesem Verfahren wird der prothetische Implantataufbaupfosten (Substruktur) wie ein natürlicher Zahn beschliffen und abgeformt. Dadurch werden die Vorteile, welche die anderen Implantatabformmethoden bieten, nicht genutzt. Die selbstverständliche Passgenauigkeit, wie sie zwischen Sub- und Suprastruktur durch maschinelle Präfabrikation herrscht, wird durch die immer mit gewissen Mängeln behaftete herkömmliche Abform-

methode und Laborarbeit eingetauscht (Behneke und Behneke, 1999; König et al., 2006). Um das individualisierte Implantat muss ein Faden gelegt werden, der die Gingiva von der Präparationsgrenze abhält oder das Zahnfleisch muss elektrochirurgisch entfernt werden. Dabei kann es zu Blutungen des Zahnfleischs kommen, welche die Qualität der Abformung reduziert. Richter (2004) sieht dagegen Vorteile in diesem Verfahren, es sollten aber nicht mehr als zwei bis drei Implantate zu versorgen sein. Er begründet sie mit dem verringerten zahntechnisch-prothetischen Aufwand und der einfachen und stabilen Gestaltung der Suprakonstruktion.

1.3.3.4.2 Indirekte Technik oder Repositionstechnik

Bei dieser Technik finden Implantatabformpfosten Verwendung, welche eine konische oder zylindrische Form besitzen. Sie sind durch Schrauben mit den Implantaten fixiert und verbleiben dadurch nicht in der Abformung. Anschließend werden diese gelöst und die Abformpfosten für die Herstellung des Meistermodells mit Implantatanaloga verschraubt. Die Abformpfosten werden mitsamt der Modellreplika in den Abdruck reponiert.

Mögliche Abformtechniken sind die Sandwich- oder Doppelabformung und die Einphasenabformung mit entsprechenden Löffeln: Serienlöffel, halbindividueller Schreinemarkers[®]-Löffel und individueller Löffel.

Silikonen ist bei der Repositionstechnik gegenüber den Polyethern der Vorzug zu geben. Durch die hohe Adhäsivität der Polyether haften sie zu sehr am Abformpfosten, wodurch die spätere Reposition erschwert wird. Die Abformung erfolgt in jedem Fall geschlossen, auf eine hohe Stabilität des Löffels ist zu achten.

Als Indikationsbereich für diese Abformmethode sind eine eingeschränkte Mundöffnung und ein starker Würgereflex zu nennen (Chee und Jivraj, 2006).

Schwierigkeiten können bei der Reposition der Abformpfosten entstehen. Ferner kann sich ihre Position während der Modellherstellung im Labor unbemerkt verändern. Aus diesen Gründen erzielt die Pick-Up-Technik (Kapitel 1.3.3.4.3) in zahlreichen Studien die

genauerer Ergebnisse gegenüber der Repositionstechnik (Assif et al., 1992; Barrett et al., 1993; Liou et al., 1993; Spector et al., 1990).

1.3.3.4.3 Direkte Technik oder Pick-Up-Technik

Die Pick-Up-Technik zählt zu den offenen Abformmethoden, bei welcher die unterschneidenden Abformpfosten in der Abformung verbleiben. Dies ist von besonderer Wichtigkeit, da der Abdruck deformiert wird, wenn ein unterschneidender Abformpfosten aus diesem gezogen wird. Ähnlich wie bei der Repositionstechnik wird der Abformpfosten mittels einer Schraube am Implantat befestigt. Als Abformlöffel kann ein **individueller Löffel** mit Perforationen im Bereich der Implantate oder ein spezieller Implantatabformlöffel benutzt werden. Entscheidet man sich für den **individuellen Löffel**, so sollte er nicht nur perforiert sein, sondern an diesen Zugängen Verstärkungen aufweisen, welche die Abformpfosten zusätzlich stabilisieren („Schorensteine“).

Polyether sind bei dieser Technik auf Grund ihrer Adhäsivität von Vorteil. Bei der Verwendung von Silikon-Abformmassen sollten die Abformpfosten mit einem entsprechenden Haftlack bestrichen werden. Die Pick-Up-Technik kann sowohl ein- als auch zweiphasig durchgeführt werden. Werden zwei Materialien verwendet, so ist ein ein- oder zweizeitiges Vorgehen möglich (Rehmann et al., 2006).

Für das einzeitige und zweiphasige Verfahren werden die Abformpfosten zuerst mit der dünn fließenden Komponente umspritzt. Das ermöglicht eine exakte Fixierung im Abdruck. Die Abformung mit dem schwer fließenden Material erfolgt direkt im Anschluss. Dabei ist darauf zu achten, dass die Schrauben der Übertragungspfosten zugänglich sind. Ist die Abformung ausgehärtet, werden die Schrauben gelöst und die Abformung vorsichtig aus dem Mund entfernt (Carr, 1991; König et al., 2006; Richter, 2004; Wöstmann, 1999a). Diese Abformmethode gilt als dimensionstreuere Abformung in der Implantologie (König et al., 2006).

Innerhalb des Pick-Up-Verfahrens ist es möglich, die Abformpfosten mittels Acrylatkunststoff miteinander oder mit dem individuellen Löffel intraoral zu verbinden und somit

zu schienen. Dies soll die Position der Pfosten während der Abdrucknahme zusätzlich stabilisieren. Diese Variante wird aber in verschiedenen Studien kontrovers diskutiert (Assif et al., 1992; Assif et al., 1999; Burawi et al., 1997; Herbst et al., 2000).

1.3.3.4.4 Modifikationen der Repositionstechnik

a) Verwendung unterschrittiger Abformpfosten

Bei diesem Verfahren verbleiben die unterschrittigen, verschraubten Implantatabformpfosten nach Entfernung des Abdrucks im Mund. Die Schrauben werden erst nach Entnahme gelöst und die Pfosten in die Abformung reponiert. Dies kann aber auf Grund der Unterschritte zu extrem verfälschten Positionen der Implantatanaloga im Modell führen. Daher ist dieses Verfahren nicht empfehlenswert (König et al., 2006).

b) Verwendung von Transfer-Caps

Hierbei handelt es sich um eine Kombination aus Pick-Up- und Repositionstechnik: Die in das Implantat eingeschraubten Abformpfosten werden mit je einem unterschrittigen Transfer-Cap aus Kunststoff versehen. Die Caps verbleiben nach Abdrucknahme in der Abformung. Anschließend wird zur Modellherstellung je ein Laboranalogon in diese eingesteckt. Diese Technik weist gegenüber der herkömmlichen Repositionstechnik eine erhöhte Präzision auf (Behneke und Behneke, 1999; König et al., 2006).

1.3.4 Abformlöffel

Für die geschlossene Korrektur- oder Doppelmischabformung werden handelsübliche **perforierte metallische Serienlöffel** verwendet, welche der Abformung ausreichenden Widerstand gegen Verwindung und durch die Perforationen zusätzliche Retentionen für die Abformmasse bieten.

Individuelle Löffel aus lichtpolymerisierendem Kunststoff, einem Polymethylmetacrylat, finden Anwendung bei Funktions-, Über- und Implantatabformungen. Der Kunststoff existiert in Form von Platten oder Bändern. Die Löffelwandbegrenzung wird auf dem Situationsmodell eingezeichnet. Das Modell wird mit Knetsilikon oder Wachs ausgeblockt, um eine Mindestschichtstärke (2 – 4 mm) des Abformmaterials zu garantieren und um Unterschnitte zu unterlegen. Danach wird der Kunststoff adaptiert und beschnitten. Gipsmodelle sind zuvor zu isolieren, um ein problemloses Entfernen nach dem Aushärten zu gewährleisten. Löffelgriffe und eventuelle Verstärkungen werden angebracht und der geformte Löffel anschließend im Lichtgerät ausgehärtet. Im Anschluss erfolgt die Ausarbeitung der Ränder mit einer Fräse. Diese **individuellen Löffel** sind sofort einsatzfähig (Hohmann und Hielscher, 2003; Ogle et al., 1986; Wirz et al., 1990).

Alternativ werden thermoplastische Tiefziehfolien verwendet, welche im Tiefziehgerät mit Hilfe des vorbereiteten Arbeitsmodells hergestellt werden. Die Löffel werden ausgeschnitten, geglättet und ebenfalls mit einem Griff versehen (Hohmann und Hielscher, 2003). Nach Breeding et al. (1994) besitzen diese aber schlechtere mechanische Eigenschaften als die Löffel aus Polymethylmetacrylat.

Speziell für die Abformung von Implantaten existieren eine Reihe von **Implantatabformlöffeln**. Sie sind den besonderen Anforderungen der Pick-Up-Technik angepasst, lassen sich aber auch geschlossen verwenden. Vorteilhaft ist die Umgehung der Herstellung eines individuellen Löffels, wodurch sowohl Laborzeit als auch Zeit mit dem Patienten eingespart wird. Zu den metallenen Abformlöffeln zählen der **Abdrucklöffel für die Implantologie nach Helfgen**[®] (Schwert, Fa. A. Schweickhardt GmbH & Co. KG, Bahnhofstraße 80, 78532 Tuttlingen, Deutschland), **Wintray**[™] (Fa. Kohler Medizintechnik GmbH & Co. KG, Danningen, Deutschland) und **Implavision** (Fa. Carl Martin GmbH, Solingen, Deutschland). Auf Seite der Kunststoffabformlöffel sind **Miratray Implant** (Fa. Hager & Werken GmbH & Co. KG, Duisburg, Deutschland) sowie **Implant Border-Lock**[®] **Impression Tray** (Fa. Glan Dental Products, Maarheeze, Niederlande) zu nennen.

Bei den Abformlöffeln **Wintray™** und **Implavision** handelt es sich um dasselbe Funktionsprinzip bzw. denselben Löffel (Herstellerangaben). Beide Löffel bestehen aus rostfreiem Stahl, der okklusale Deckel setzt sich aus neun herausnehmbaren Einzelsegmenten zusammen. Diese sind über Schrauben am Löffel befestigt. Um ein Ablösen des Abformmaterials vom Löffel während der Abdrucknahme zu verhindern, besitzen diese zahlreiche Perforationen. Vor der Abformung werden die Segmente bestimmt, welche einen Zugang zu den Implantatabformpfosten verhindern. Bei einer Korrekturabformung erfolgt die Erstabformung mit allen Segmenten, die Zweitabformung ohne die vorher ausgewählten Segmente. Wird ein einzeitiges Verfahren gewählt, so wird die Abdrucknahme direkt ohne die entsprechenden Segmente durchgeführt. Diese Löffel sind, wie auch der **Abdrucklöffel für die Implantologie nach Helfgen®**, sterilisierbar. Eine Nachfrage bei den Firmen Kohler Medizintechnik GmbH & Co. KG und Carl Martin GmbH ergab, dass zurzeit keine Untersuchungen über die Abformqualität der Löffel existieren. Der **Abdrucklöffel für die Implantologie nach Helfgen®** kann Dank seines abnehmbaren und arretierbaren Deckels sowohl für offene als auch geschlossene Abformungen genutzt werden. Der Unterschied zu den oben beschriebenen Löffeln liegt darin, dass hier der gesamte okklusale Deckel entfernt wird und nicht in einzelne Segmente unterteilt ist. Die Auswirkung auf die Dimensionstreuung der Abformung soll in dieser Studie untersucht werden.

Alle erwähnten metallenen Implantatabformlöffel bieten außer der Tatsache, dass für die Wiedergabe der intraoralen Situation nur eine Abdrucksitzung notwendig ist, einen weiteren Vorteil: Im Rahmen von prothetischen Restaurationen, welche Implantate und präparierte Zähne mit einschließen, können sowohl die Implantatposition als auch die beschliffenen Zähne einschließlich der subgingival gelegenen Präparationsgrenzen mittels Korrekturabformung in einem Schritt erfasst werden. Dies stellt auch einen großen arbeitstechnischen und zeitlichen Vorteil für den Dentaltechniker dar, da ihm die gesamte Situation in nur einem Modell zur Verfügung steht. Dadurch wird die Beziehung zwischen dem natürlichen Zahn und dem Implantat exakt wiedergegeben. Die Herstellung eines eventuellen Kontaktpunktes oder eines Brückengliedes zwischen diesen wird vereinfacht und entspricht besser der intraoralen Situation.

Mit arretiertem Deckel bzw. Segmenten sind die Löffel als standardisierter Abformlöffel für gängige Doppelmisch- oder Korrekturabformungen zu nutzen.

Die beiden Abformlöffel **Miratray Implant** und **Implant Border-Lock® Impression Tray** aus transparentem Kunststoff bieten laut Herstellern den Vorteil der visuellen Kontrolle. Die Bohrlöcher für den Zugang zu den Implantatabformpfosten können direkt am Behandlungsstuhl in den Löffel gefräst werden. **Miratray Implant** ist im Gegensatz zu **Implant Border-Lock® Impression Tray** nicht autoklavierbar und somit als Einweglöffel konzipiert (Herstellerangaben). Auch hier wurden noch keine Studien bezüglich der Abformgenauigkeit der Löffel durchgeführt.

1.4 Innerhalb einer Abformung zu berücksichtigende Unterschiede in der Mobilität von Zähnen und Implantaten

Eine Verbundbrücke, das heißt eine festsitzende Brücke, die sowohl natürliche Zähne als auch Implantate als Pfeiler besitzt (Richter, 2004), verlangt von der Abformung größere Dimensionstreu als die Versorgung zweier Pfeilerzähne mit einer Brücke oder bei der Versorgung eines Zahns und eines Implantates mit Einzelkronen. Ausschlaggebend sind die Resilienzen der beiden Brückenanker (Kapitel 1.4.1 und 1.4.2), welche starr miteinander verbunden sind. Sie unterscheiden sich im Falle eines parodontal gesunden Zahnes um das 10- bis 100-fache. Ist das Parodontium erkrankt, so nimmt das Missverhältnis zu (Richter et al., 1995). Die daraus resultierende ungleiche Lastverteilung auf die beiden Brückenpfeiler im Falle einer Krafteinwirkung und deren theoretischen Folgen werden in der Literatur kontrovers diskutiert. So stellten Brägger et al. (2001) ein erhöhtes Auftreten von technischen Problemen, wie Verlust des Befestigungszementes, Frakturen der keramischen Verblendungen und der Befestigungsschrauben, fest. Außerdem wurden gehäufte Anzeichen von Periimplantitis gefunden. In einer Studie von Block et al. (2002) traten schwerwiegende Komplikationen wie Zahn- und Implantatverlust, sowie Zahnintrusionen auf. In anderen Untersuchungen wurden Fälle von Verlust der Osseointegration (Deines et al., 1993) und Implantatfraktur (Takeshita, 1996) beobachtet. Betrachtet man diese Studien allerdings kritisch, können aber zum Teil Faktoren gefunden werden, welche die aufgetretenen Problematiken unterstützt haben. So handelte es sich zum Beispiel in der Studie von Takeshita et al. (1996) um Blattimplantate, welche anisotrope Spannungen in der Implantatumgebung induzieren (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000) und heutzutage nur noch einen sehr kleinen Indikationsbereich besitzen (Koeck und Wagner, 2004; Watzek und Mailath-Pokorny, 2000). In der Studie von Block (2002) wurden die Brücken mit einer Mischung aus provisorischem Zement und Vaseline eingesetzt, was bei einer unbemerkten Lockerung der Brücke zur Förderung der beobachteten Komplikationen geführt haben kann. Auf der anderen Seite existieren zahlreiche Arbeiten, in denen keine signifikanten Probleme in Bezug auf Verbundbrücken aufgetreten sind (Gunne et al., 1992; Ericsson et al., 1986; Olsson et al., 1995; Palmer et al., 2005; Schäfer, 2002).

1.4.1 Zahnbeweglichkeit

Zähne sind im Kieferknochen nicht starr verankert, sondern durch einen bindegewebigen Aufhängeapparat beweglich mit ihrer Umgebung verbunden (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000). Dadurch ist es ihnen möglich optimal auf die einwirkenden mechanischen Belastungen zu reagieren (Listgarten et al., 1991). Sie besitzen eine messbare Beweglichkeit in horizontaler, vertikaler und rotatorischer Richtung. Sie sind über kollagene Fasern (unter anderem die Sharpey'schen Fasern), welche zum größten Teil vom Wurzelzement schräg aufsteigend zum Alveolarknochen verlaufen, befestigt. Dies entspricht somit einer syndesmatischen Verankerung, in welcher durch den Verlauf der Fasern der entstehende Kaudruck in Form von Zugkraft auf den Knochen übertragen wird. Der 0,15 bis 0,3 mm breite Parodontalspalt enthält außer den bindegewebigen Faserbündeln auch Nerven, Blut- und Lymphgefäße. Die Nerven übernehmen eine Schutzfunktion für den Zahn, indem sie als Rezeptoren bei der reflektorischen Mundöffnung dienen. Die vorhandenen Gefäße (Wedlsche Gefäßknäuel) übernehmen neben der Ernährung der Gewebestrukturen auch eine hydraulische Dämpfungsfunktion (Lehmann und Hellwig, 1993).

Die Bewegung eines Zahnes während einer langsamen horizontalen Belastung unterteilt sich in zwei Phasen:

Initiale (desmodontale) Phase

Zu Beginn einer Belastung reagiert der Zahnhalteapparat mit Straffung der im Ruhezustand gewellten desmodontalen Fasern. Der Zahn wird bei einer Kraft von ca. 0,98 N um 50 – 100 µm ausgelenkt. Dies erfolgt ohne messbare Deformation des Alveolarfortsatzes.

Sekundäre (parodontale) Phase

Nimmt die auf den Zahn einwirkende Belastung weiter zu, so werden Kieferknochen und Zahn elastisch deformiert. Der einwirkenden Kraft wird ab diesem Punkt ein größerer Widerstand entgegengesetzt, was sich in einem flacheren Kurvenverlauf im Parodontogramm, in welchem die einwirkende Kraft (N) und die daraus resultierende Zahnaus-

lenkung (μm) graphisch dargestellt werden, bemerkbar macht (Lehmann und Hellwig, 1993; Rosenbauer, 1998).

Sobald der Zahn entlastet wird, stellt er sich in ebenfalls zwei Phasen in seine Ausgangsposition zurück: Die erste Phase ist eine sprungartige Rückbewegung der elastischen parodontalen Verformung, sie dauert nur 0,1 s. In der zweiten Phase pendelt sich der Zahn langsam wieder in seine ursprüngliche Position ein, sie hält bis zu 90 s an (Rosenbauer, 1998).

Die Beweglichkeit des Zahnes ist stark von seiner periodontalen Situation abhängig, sie liegt physiologischer Weise bei Werten zwischen 30 und 100 μm . Ist der Zahnhalteapparat erkrankt, so kann dieser Bereich um ein Vielfaches überschritten werden (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000).

1.4.2 Implantatbeweglichkeit

Die Verankerung eines Implantates im Knochen unterliegt einem vollkommen anderen Mechanismus als der eines Zahnes. Als unabdingbare Voraussetzung für den Langzeiterfolg und die Funktionsfähigkeit eines Implantates gilt heutzutage die Osseointegration, welche im Jahr 1969 von Brånemark entdeckt und definiert wurde. Hierbei existiert kein Weichgewebe zwischen dem Implantat und dem anliegenden Knochen (Albrektsson und Zarb, 1993; Brånemark, 1985), sondern es liegt ein direkter Implantat-Knochen-Kontakt vor. Man spricht auch von einer ankolytischen Fixation (Schröder et al., 1994). Dabei lagert sich lebender, geordneter Knochen strukturell und funktionell an die Implantatoberfläche an. In dessen Folge sind zwischen Implantat und Knochen nahezu keine Relativbewegungen möglich. Daher entsteht eine lineare Beziehung zwischen einwirkender Kraft und resultierender Auslenkung, entsprechend der terminalen Belastungsphase eines Zahnes oder einem ankolysierten Zahn. Auch nach jahrelangem Tragen einer nicht spannungsfrei sitzenden Suprakonstruktion ist keinerlei orthodontische Bewegung des Implantates nachweisbar (Jemt und Book, 1996; Tan et al., 1993).

Dem Implantat ist durch seine Eigenelastizität, die Elastizität der Suprakonstruktion und die des angrenzenden Knochens eine gewisse Resilienz zuzusprechen. Diese besitzt aber gegenüber der physiologischen Zahnbeweglichkeit 10- bis 100-fach geringere Werte (Schulte, 1995).

1.4.3 Fazit

Eine absolut spannungsfrei sitzende Suprakonstruktion ist nach jetzigem Stand der Forschung nicht erreichbar (Jemt, 1995; Wee et al., 1998). Ebenfalls existieren noch keine Erkenntnisse darüber, ab welchem Grad an Passungengenauigkeit Komplikationen auftreten (Wee, 2000). Aufgrund des ankolytischen Charakters der Implantat-Knochen-Verbindung sind nach Assif et al. (1996) nur Deformationen bis 10 μm möglich. Im Gegensatz dazu erklärt Wöstmann (2002), dass natürliche Pfeilerzähne Differenzen von 30 – 50 μm ausgleichen können. Dies führt zu der Forderung nach einer möglichst hohen Abformgenauigkeit bezüglich der Implantatposition und dessen Relation zu eventuell vorhandenen präparierten Pfeilerzähnen. Bei der Implantatabformung steht die Dimensionsstabilität, bei der Abformung präparierter Zahnhartsubstanz die Detailgenauigkeit im Vordergrund (Wöstmann, 2002).

2 MATERIAL UND METHODE

2.1 Material

2.1.1 Verwendete Abformmaterialien

Im Verlauf dieser Studie wurden folgende Abformmaterialien verwendet:

AFFINIS™ putty soft (Coltène/Whaledent®, Langenau, Deutschland)

Es handelte sich hierbei um ein knetbares, additionsvernetzendes Polyvinylsiloxan-Elastomer, welches eine hohe Viskosität besitzt. Seine Shore A Härte wurde vom Hersteller mit 63 angegeben.

AFFINIS™ regular body (Coltène/Whaledent®, Langenau, Deutschland)

AFFINIS™ regular body stellte die niedrigvisköse Pastenform von **AFFINIS™ putty soft** dar, welches im Kartuschensystem vorlag und mit Hilfe des **Coltène® Dispensers** appliziert wurde.

PROVIL® novo putty soft regular (Heraeus-Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland)

PROVIL® novo putty soft ist ein hoch visköses, additionsvernetzendes 2-Komponentensilikonabformmaterial mit einer Shore A Härte von 60 (Produktinformation).

PROVIL® novo light C.D. regular (Heraeus-Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland)

Hierbei handelte es sich um ein additionsvernetzendes Präzisionsabformmaterial auf Silikonbasis niedriger Konsistenz (leicht fließend). Das Material war ein 2-Komponenten-Silikon in standardisierten Doppelkartuschen und wurde mit Hilfe der entsprechenden Mischpistole (Heraeus-Kulzer) appliziert.

PRESIDENT putty (Coltène/Whaledent[®], Langenau, Deutschland)

PRESIDENT putty wird zu den additionsvernetzenden Silikon-Elastomeren gezählt, somit handelte es sich um ein Polyvinylsiloxan. Es lag in Form von Basis- und Katalysatopaste vor und gehört der Gruppe der hoch gefüllten, knetbaren Abformmaterialien an. Die Shore A Härte beträgt laut Hersteller 75.

PRESIDENT PLUS JET light body (Coltène/Whaledent[®], Langenau, Deutschland)

PRESIDENT PLUS JET light body ist das zu **PRESIDENT putty soft** passende niedrig visköse, oberflächenaktivierte Silikon-Elastomer. Es wird in Kartuschen vertrieben. Um es zu applizieren, wurde der **Coltène[®] Dispenser** benötigt.

Monopren[®] transfer (Kettenbach[®] Dental, Eschenburg, Deutschland)

Bei **Monopren[®] transfer** handelt es sich um ein mittelfließendes, additionsvernetzendes und elastomeres Monophasenabformmaterial auf Vinylpolysiloxanbasis. Anmischen und Applikation erfolgten mit Hilfe der **Applyfix[®] 4 Dosierpistole** (Kettenbach[®] Dental, Eschenburg, Deutschland) und gegebenenfalls mit Applikationsspritze. Die Shore-A-Härte wurde mit 60 angegeben.

Impregum[®] Penta[®] Soft (ESPE Dental AG[®], Seefeld, Deutschland)

Impregum[®] Penta[®] Soft gehört den Polyether-Präzisionsabformmaterialien an und besitzt eine mittlere Konsistenz. Es wird in **PentaMatic[™]** Schlauchbeuteln zur Verwendung im **PENTAMIX[™]-Anmischgerät** (ESPE Dental AG[®], Seefeld, Deutschland) angeboten und diente zur Einphasenabformung. Zusätzlich konnte eine Applikationsspritze verwendet werden. Die Shore-AHärte liegt bei 60.

2.1.2 Untersuchte Abformlöffel

Die Abformungen wurden mit metallischen, perforierten Serienabformlöffeln für den Oberkiefer der Größe 2 und mit individuellen Löffeln genommen. Der **JESCO®-FORM Abdrucklöffel OB 2** (Fa. Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) diente zur Herstellung von Abformungen sowohl im geschlossenen Korrektur- als auch im Doppelmischverfahren.

Der **Abdrucklöffel für die Implantologie nach Helfgen® BO 2** (Fa. Schwert, Tuttlingen, Deutschland) wurde gemäß seines speziellen Einsatzbereiches für die offene Korrekturabformung genutzt. Bei der offenen Implantatabformung in der Praxis werden zunächst um die präparierten Zähne Fäden gelegt. In die Implantate werden Abdruckpfosten geschraubt und die Retentionen mit Kupferringen abgedeckt. Die Erstabformung wird mit geschlossenem Löffel genommen, für welche man sich eines harten Putty-Materials bedient. Der Löffel wird dazu vorab mit einem kompatiblen Adhäsiv ausschließlich an den Seitenwänden bestrichen. Bei der Erstabformung ist zu beachten, dass die Implantatschrauben in der Endposition des Löffels dem Deckel aufliegen. Nach der Aushärtung der Vorabformung wird diese wie bei einer gewöhnlichen Korrekturabformung beschnitten und zur Kontrolle reponiert. Die abdeckenden Kupferringe werden entnommen. Der Deckel des Löffels wird entfernt und die Vorabformung mittels eines Ausstechers im Bereich der Implantatpfosten vollständig perforiert. Gegebenenfalls werden die Kanäle noch mit einer grob verzahnten Fräse erweitert. Die präparierten Zähne und die Abdruckpfosten werden mit dem niedrig viskosen Korrekturmaterial umspritzt und die vorbereitete Erstabformung reponiert. Eventuell unzureichend ausgefüllte Bereiche in der Umgebung der Implantate können zu diesem Zeitpunkt noch über die Öffnungen in der Erstabformung vervollständigt werden. Nach initialem Druck sollte die Abformung drucklos bis zur vollständigen Erhärtung des Korrekturmaterials im Mund gehalten werden. Anschließend werden die Schrauben der Abdruckpfosten gelöst und die Abformung mitsamt der Pfosten entnommen (Herstellerangaben).

Die Einphasenabformungen erfolgten mit **individuellen Löffeln**, welche mit Hilfe lichthärtender Kunststoffschablonen hergestellt wurden (Kapitel 2.3.2).

2.1.3 Sonstige Materialien

SUNTRAY® (Fa. Pluradent, Offenbach, Deutschland)

Zur Herstellung der **individuellen Löffel** wurde der lichthärtende Kunststoff **SUNTRAY®** (Fa. Pluradent) verwendet, welcher als vorgefertigte Schablonen vorlag. Hierbei handelt es sich um multifunktionelle Acrylate und Methacrylate sowie anorganische Füllstoffe (Glasperlen), die in Form einer Matrix miteinander verbunden sind. Zugesezte photochemische Initiatoren (Di- und Hydroxyketone) ermöglichen die Polymerisation des Kunststoffes bei Lichteinfall (Herstellerangabe).

UNIVERSAL ADHESIVE® (Heraeus-Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland)

Als Haftvermittler zwischen den Abformlöffeln und den Abformmaterialien wurde **UNIVERSAL ADHESIVE®** eingesetzt. Dieses gehört der Gruppe der Silikonharze an.

2.2 Untersuchte Abformtechniken

Grundsätzlich wurden drei verschiedene Techniken untersucht (Kapitel 1.3.3):

- Doppelmischabformung mit **perforiertem metallischen Serienlöffel**,
- Korrekturabformung mit **geschlossenem, metallischem Serienlöffel**
- Korrekturabformung mit offenem, metallischem **Abdrucklöffel für die Implantologie nach Helfgen®** und
- Einphasenabformung mit **individuellem Kunststofflöffel**.

Die Abformungen mit dem Implantatabformlöffel wurden wie unter Kapitel 2.1.2 beschrieben durchgeführt, allerdings wurde nach der Erstabformung kein Zugang zu den Pfeilern geschaffen und keine Kupferringe verwendet.

2.3 Versuchsdurchführung

2.3.1 Das Urmodell

Das Urmodell wurde eigens für die vergleichenden Untersuchungen der verschiedenen Abformtechniken hergestellt. Es wurde aus Messing gegossen und anschließend vernickelt. Seine Gestalt ist hufeisenförmig und soll die Form des Kieferbogens simulieren. Vier Pfosten dienen als Bezugspunkte bei der Vermessung und entsprechen den abzuformenden Strukturen beim Patienten. Sie besitzen eine konische Form und sind im oberen Bereich abgeflacht. Mittig in dieser kreisförmigen Fläche findet sich eine konische Vertiefung. In diese passt exakt das kugelförmige Ende des Messtasters der Messapparatur (Kapitel 2.3.5.2).

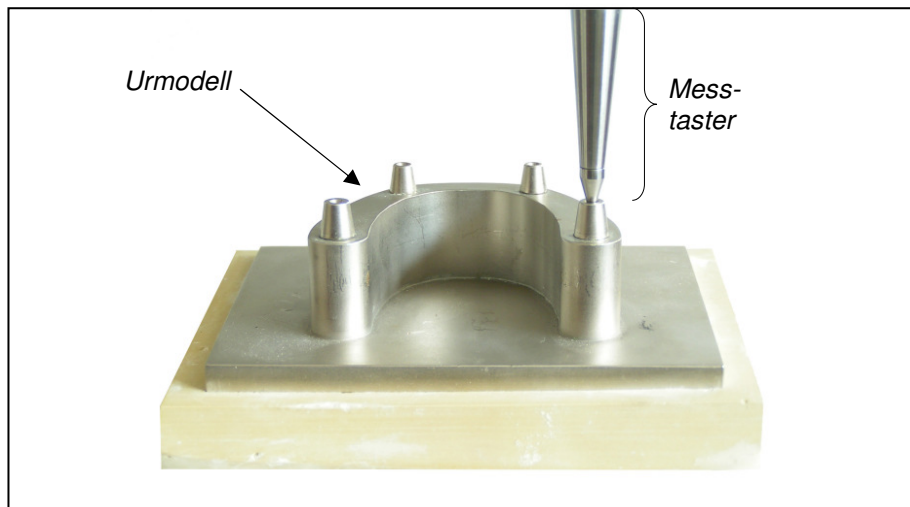


Abb. 10: Urmodell während des Messvorgangs. Der Messtaster der Messapparatur befindet sich in der muldenförmigen Vertiefung des Pfostens Nr. 4

Die anschließende Abbildung zeigt eine Konstruktionszeichnung des Urmodells mit den entsprechenden Maßangaben (mm). Pfeiler Nr. 1 und Nr. 4 sind etwas größer als Pfeiler Nr. 2 und Nr. 3 gestaltet.

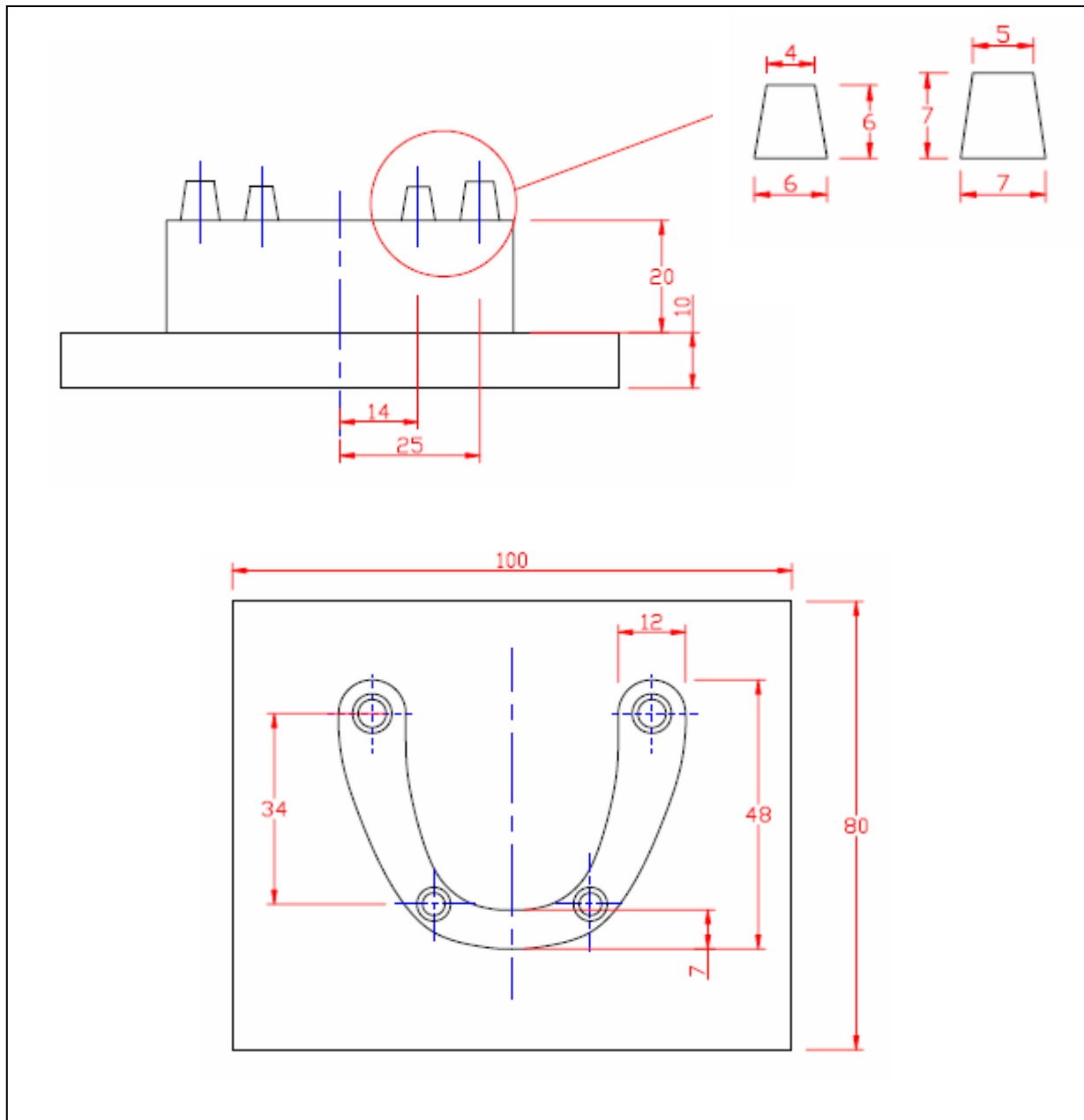


Abb. 11: Schematische Darstellung des Urmodells in Rückansicht (oben) und in Aufsicht (unten) mit entsprechenden Maßangaben in Millimetern. Pfeiler Nr. 1 und Nr. 4 sind etwas größer als Pfeiler Nr. 2 und Nr. 3 gestaltet, verdeutlicht in der vergrößerten Darstellung der Pfeiler rechts oben

2.3.2 Herstellung des individuellen Löffels

Zunächst wurde das Urmodell mit rosa Plattenwachs umlegt, um eine Mindestschichtstärke (2 – 3 mm) des Abformmaterials zu garantieren. Anschließend wurde der Kunststoff (**SUNTRAY®**), der in Form von Schablonen vorlag, adaptiert und beschnitten. Hierbei wurde darauf geachtet, dass er die empfohlene Mindeststärke (3 – 4 mm) an allen Stellen aufwies (Bomberg, 1985; Hohmann und Hielscher, 2001; Moseley et al., 1994; Schwickerath, 1980). Der so gefertigte Löffel wurde auf dem Urmodell im UVA-Lichtgerät gemäß der Gebrauchsinformation fünf Minuten polymerisiert. Die Schablone wurde vom Modell entfernt und von der Rückseite nochmals fünf Minuten ausgehärtet. Zum Schluss erfolgte die Ausarbeitung der Ränder mit einer Hartmetallfräse.

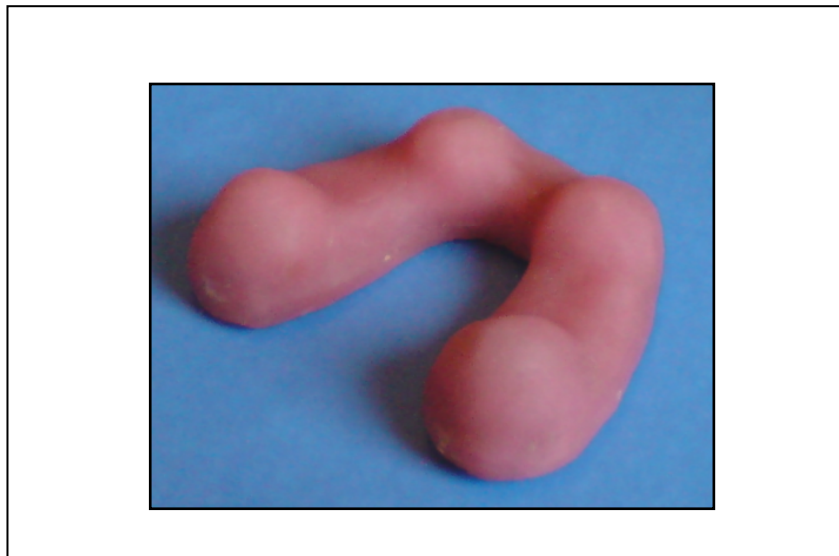


Abb. 12: Selbsthergestellter, individueller Löffel aus lichthärtendem Kunststoff entsprechend der Form des Urmodells zur Durchführung der individuellen Monophasenabformung

2.3.3 Durchführung der Abformungen

Die Abformungen erfolgten mit den in Kapitel 2.1.2 beschriebenen Abdrucklöffeln. Um eine ausreichende Schichtstärke des Abformmaterials zu gewährleisten, wurde zuvor ein entsprechender Wall aus lichthärtendem Kunststoff (**SUNTRAY®**) angefertigt, welcher das Urmodell umfasste. Mit dessen Hilfe wurde ein Durchdrücken des Urmodells bis zum Löffel verhindert, indem er als vertikaler Stopp während der Abformung diente. Die Höhe wurde durch vorheriges Anpassen der Löffel ermittelt.

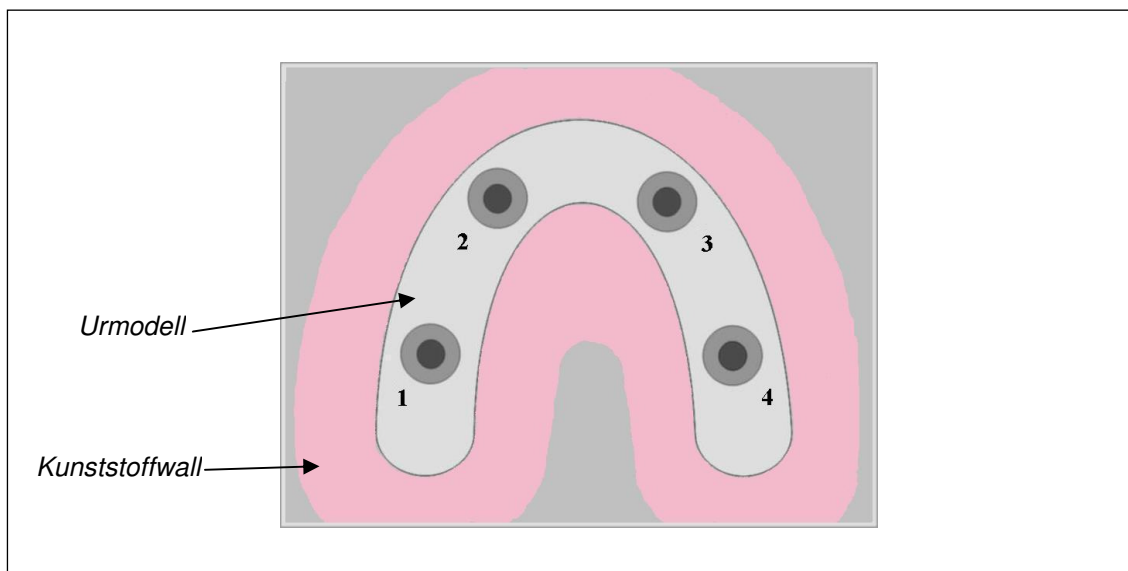


Abb. 13: Schematische Darstellung des Urmodells in der Aufsicht mit umgebendem Wall aus lichthärtendem Kunststoff. Dieser verhindert das Durchdrücken des Löffels während der Abformung. Die Zahlen zeigen die festgelegte Nummerierung der Pfeiler

Vor der Abdrucknahme wurden alle metallischen Abdrucklöffel mit dem Haftvermittler **UNIVERSAL ADHESIVE®** entsprechend der Gebrauchsinformation bestrichen. Der Deckel des offenen Abformlöffels wurde hierbei ausgespart, um bei seiner Entfernung das schon im Löffel befindliche Puttymaterial nicht zu verziehen. Die Abformungen erfolgten manuell, um eine praxisnähere Situation zu simulieren. Alle Doppelmisch- und Korrek-

turabformungen erfolgten mit additionsvernetzenden Silikonmaterialien (**PROVIL[®]**, **PRESIDENT**, **AFFINISTM**), während die Einphasenabdrücke mit einem Polyethermaterial (**Impregum[®]**) und einem additionsvernetzenden Silikon (**Monopren[®]**) genommen wurden.

Für die Doppelmischabformungen wurde zunächst der **geschlossene, metallische Serienlöffel** mit dem hochviskösen Material beschickt und dann die Stümpfe mit dem niedrigviskösen Material mit Hilfe des entsprechenden Kartuschensystems umspritzt. Das jeweilige Puttymaterial wurde entsprechend der Gebrauchsinformationen ohne Latexhandschuhe angemischt, die Mischzeit wurde beachtet. Der gefüllte Löffel wurde unverzüglich nach Applizieren des Light Bodys auf die Pfeiler des Urmodells geschoben. Der Löffel wurde für die doppelte Dauer der Abbindezeit gehalten, um ein vollständiges Abbinden des Silikons trotz fehlender Körperwärme zu garantieren. Wichen die angegebenen Abbindezeiten von Putty und Light Body voneinander ab, so war die längere Zeitanzeige die ausschlaggebende.

Die Korrekturabformungen erfolgten sowohl mit dem **geschlossenen** als auch mit dem **offenen metallischen Serienlöffel**. Während des Anmischens der hochviskösen Materialien wurde ebenfalls entsprechend der jeweiligen Gebrauchsanweisung verfahren. Bei der Abdrucknahme wurde darauf geachtet, dass der Löffel nicht mit seinen Rändern auf dem Kunststoffwall lag, um während der Zweitabformung einen ausreichenden Druck aufbauen zu können. Wiederum wurde die doppelte angegebene Abbindedauer sowohl bei der Vor- als auch bei der Korrekturabformung eingehalten. Der Löffel wurde während dieser Zeit mit der Hand in seiner Position fixiert. Die Vorabformungen wurden anders als in der Praxis nicht beschnitten, da hier keine störenden Unterschnitte oder die Zweitabformung behindernde Interdentalsepten vorlagen. Ausreichende Abflussmöglichkeiten waren vorhanden, da die Erstabformung mit Hilfe des Kunststoffwalls nicht zu tief eingedrückt wurde und somit das Light Body problemlos entweichen konnte. Für die Korrekturabformung wurde das Light Body mit Hilfe der entsprechenden Kartusche sowohl auf den Stümpfen als auch in den entsprechenden Lumina der Vorabformung appliziert. Diese wurde sofort auf das Urmodell gepresst und für ca. 3 s mit Druck gehalten. Da-

nach wurde die aufgewandte Kraft schrittweise reduziert und der Löffel für die doppelte Abbindezeit drucklos in dieser Position gehalten.

Die Erstabformung mit dem **Abformlöffel für die Implantologie nach Helfgen®** wurde entsprechend der Bedienungsanleitung mit fixiertem Deckel durchgeführt. Nach Entnahme des Vorabdrucks wurde der Deckel nach Entfernen der fixierenden Manschette (siehe Abbildung 15) vom Löffel abgenommen und die Zweitabformung erfolgte. Mit beiden Daumen wurde ein gleichmäßiger Druck auf die freiliegenden Flächen ausgeübt.



Abb. 14: Abformlöffel für die Implantologie nach Helfgen® mit arretiertem Deckel, verwendet für die offene Korrekturabformung

Abb. 15: Abformlöffel für die Implantologie nach Helfgen® ohne Deckel (links), Manschette zum Arretieren des Deckels (Mitte) und Deckel (rechts)

Die Einphasenabformungen erfolgten mit dem Polyether **Impregum®** und dem A-Silikon **Monopren® transfer**. Für beide Abdrücke wurden zuvor hergestellte individuelle Löffel mit **UNIVERSAL ADHESIVE®** bestrichen.

Impregum® wurde mit Hilfe des **PENTAMIX™-Anmischgerätes** angemischt. Nach Beschicken des Löffels wurde eine **PENTA™ Elastomerspritze** (3M ESPE) mit **Impre-**

gum[®] gefüllt und dieses um die Stümpfen appliziert. Der Löffel wurde unverzüglich nachgeschoben und in dieser Position für die zweifache Abbindedauer mit den Händen fixiert.

Monopren[®] **transfer** wurde mit Hilfe der **Applyfix**[®] **4 Dosierpistole** in den vorher mit Haftvermittler vorbereiteten Löffel gegeben. Anschließend wurden die Stümpfe entsprechend der Verfahrensweise bei **Impregum**[®] mittels der **PENTA**[™] **Elastomerspritze** einzeln mit **Monopren**[®] **transfer** versehen und der Löffel direkt nachgeschoben. Die angegebene Abbindezeit wurde auch in diesem Fall verdoppelt.

Alle Abformungen wurden nach dem Entfernen vom Urmodell subjektiv nach ihrer Qualität beurteilt. Unzureichende Abdrücke wurden verworfen. Folgende Kriterien wurden vorausgesetzt:

1. Der Bereich der Pfeiler und ihrer Basis musste frei von Blasen sein.
2. Das Abformmaterial durfte sich nicht vom Löffel gelöst haben.
3. Das Light Body der Korrekturabformungen musste sich gleichmäßig und hauchdünn darstellen.

Folgende Tabelle gibt Auskunft über die jeweilige Anzahl mangelhafter Abformungen:

Tab. 1: Übersicht über die Anzahl fehlerhafter Abformungen unter Darstellung der Gruppennummer, des Materials, des Löffels und der Methode

Gruppe	Material	Löffel	Methode	Anzahl mangelhafter Abformungen
Nr. 1	AFFINIS™	Geschlossen	Doppelmisch	3
Nr. 2	AFFINIS™	Geschlossen	Korrektur	4
Nr. 3	AFFINIS™	Offen	Korrektur	5
Nr. 4	PROVIL®	Geschlossen	Doppelmisch	2
Nr. 5	PROVIL®	Geschlossen	Korrektur	3
Nr. 6	PROVIL®	Offen	Korrektur	6
Nr. 7	PRESIDENT	Geschlossen	Doppelmisch	3
Nr. 8	PRESIDENT	Geschlossen	Korrektur	5
Nr. 9	PRESIDENT	Offen	Korrektur	5
Nr. 10	Monopren®	Individuell	Einphasen	3
Nr. 11	Impregum®	Individuell	Einphasen	5

Bei den Korrekturabformungen trat meist das Problem einer ungleichmäßigen Verteilung des Korrekturmaterials auf. Bläschen bildeten sich hier seltener als bei der Doppelmisch- oder Einphasenabformung, welche bei diesen der häufigste Grund für ein Verwerfen der Abformung war.

2.3.4 Das Gipsmodell

2.3.4.1 Der Modellwerkstoff

Bei der in dieser Studie zur Modellherstellung verwendeten Gipssorte handelte es sich nach der nationalen Norm DIN EN 26 873 „Dentalgipse“ (Deutsches Institut für Normung, 1992) um Gips der Klasse Typ 4, extraharter Hartgips (Spezialhartgips bzw. Superhartgips). Superhartgips gehört der Klasse der α -Halbhydratgipse an und zeichnet sich durch hohe Präzision und große mechanische Widerstandsfähigkeit aus (Borchers, 1996).

2.3.4.2 Modellherstellung

Zur Modellherstellung wurde der Superhartgips **BonStone[®] Super** (Fa. Wiegelmann Dental, Bonn, Deutschland) verwendet. Das Mischungsverhältnis betrug gemäß den Herstellerangaben Pulver : Wasser = 100 g : 20 ml. Das Pulver wurde hierbei mit Hilfe einer Digitalwaage (Fa. Soehnle, Murrhardt, Deutschland) mit einer Genauigkeit von 0,1 g abgemessen. Die entsprechende Menge wurde in destilliertes, raumtemperiertes Wasser eingestreut. Nach einer Sumpfzeit von 20 – 30 s wurde der Gipsbrei mit dem Vakuumanmischgerät **Multivac[®] compact** (Fa. DeguDent, Hanau-Wolfgang, Deutschland) 30 s lang angerührt. Die Abformung wurde daraufhin unter Zuhilfenahme eines Rüttlers (Fa. Reitel, Bad Essen, Deutschland) sofort ausgegossen. Einerseits wurde die vorgeschriebene Lagerungszeit des Abformmaterials nicht unterschritten, andererseits wurde die angegebene Gießzeit von vier Minuten nicht überschritten. Der Gips verblieb mindestens 60 Minuten in der Abformung, bevor das Modell entfernt wurde. Während dieser Zeit wurde das Modell mit seiner Bodenfläche nach oben gelagert, um zu verhindern, dass das überschüssige Wasser die Härte der Stümpfe beeinträchtigt. Der Hersteller gibt die Abbindezeit des Gipses mit circa zwölf Minuten an. Die Modelle wurden nicht zusätzlich gesockelt, um diese keinen unnötigen Spannungen auszusetzen. Ab-

schließlich wurden sie an einem Trockentrimmer (Fa. KaVo EWL, Leutkirchen, Deutschland) in Form geschliffen. Im Labor und am nachfolgenden Lagerort herrschten Raumtemperatur und eine relative Luftfeuchtigkeit von ungefähr 50 %. Die Modelle lagerten bis zu ihrer Vermessung mindestens zwei Wochen.

Vor dem Messvorgang wurden alle Modelle einschließlich des Urmodells auf einer Montageplatte mit Schraubgewinde (Fa. SAM Präzisionstechnik GmbH, Gauting, Deutschland) gesockelt. Dazu wurde der Alabastergips **BonArti**[®] 'M' (Fa. Wiegmann Dental, Bonn, Deutschland) verwendet. Mit Hilfe des Gewindes konnte das Modell auf der Basisebene des Messapparates durch eine Schraube fixiert werden.

Um die Ausrichtung des Modells in der Horizontalen des Objekt-Koordinatensystems möglichst zu parallelisieren, wurde eine T-förmige Einstellhilfe aus Silberstahl und vernickeltem Messing hergestellt, welche an Stelle des Metallmessstiftes in die Apparatur eingespannt wurde:

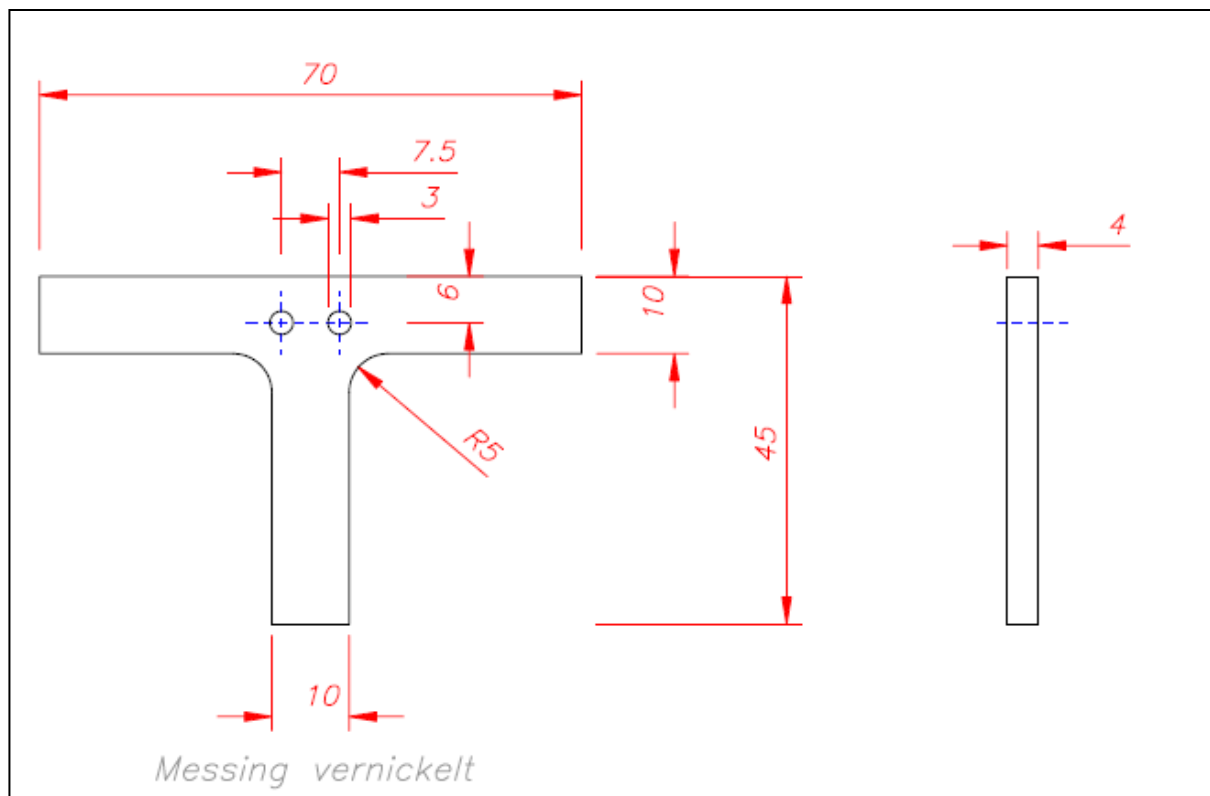


Abb. 16: Schematische Darstellung des Sockelfußes (links) und des Verbindungsbolzens (rechts) der Einstellhilfe mit Maßangaben in Millimetern; die Positionierungshilfe richtete die Modelle während des Sockelns möglichst einheitlich aus

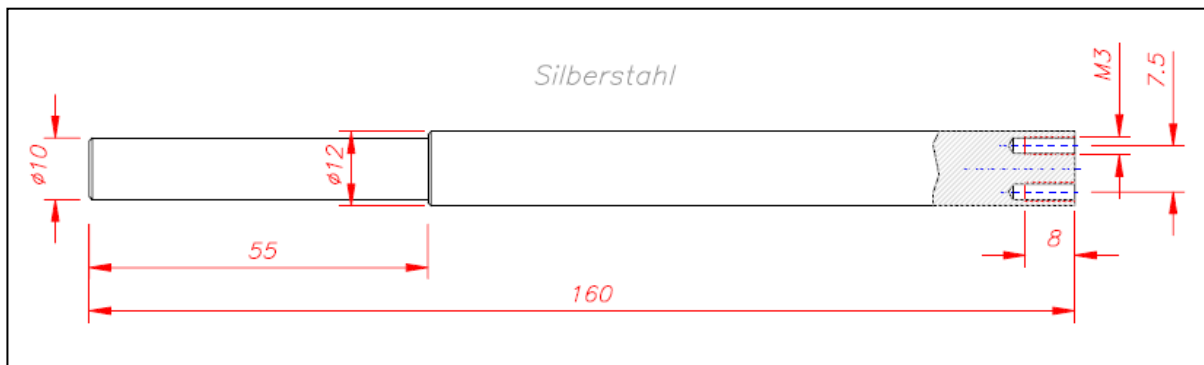


Abb. 17 : Schematische Darstellung des Stahlschafts der Einstellhilfe mit Maßangaben in Millimetern, die Positionierungshilfe richtete die Modelle während des Sockelns möglichst einheitlich aus

Um alle Gipsmodelle zu sockeln, wurde jeweils eine Kunststoffplatte auf der Basisfläche mittels der Schraube fixiert. Das Modell wurde mit Alabaster-Gips **BonArti® 'M'** (Fa. Wiegmann Dental, Bonn, Deutschland) auf der Sockelplatte befestigt. Der Gips wurde nach Herstellerangaben verarbeitet. Dabei lagen die drei Stege der Positionierungshilfe auf den ebenen Flächen zwischen den vier Stümpfen der Gipsmodelle auf. Der Gips härtete mindestens fünf Minuten aus, bevor das nun gesockelte Modell mitsamt der Kunststoffplatte von der Messapparatur entfernt wurde.

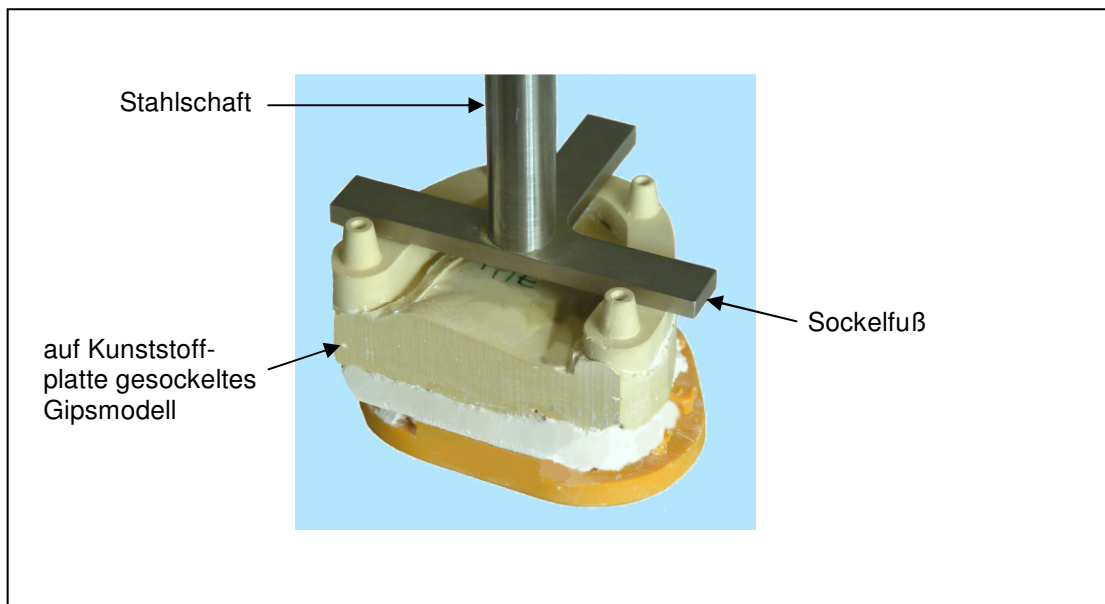


Abb. 18: Sockeln eines Gipsmodells auf einer Kunststoffplatte mittels normierender Einstellhilfe; die Kunststoffplatte diente der Fixierung des Modells in der Messapparatur

Um das aus Metall bestehende Urmodell sockeln zu können, wurde aus dem Superhartgips **BonStone® Super** (Fa. Wiegelmann) eine Schale gegossen. Dazu wurde ein Kunststoffschälchen der entsprechenden Größe mit dem nach Herstellerangaben angemischtem Gips gefüllt, das Urmodell bis zirka zur Hälfte der Höhe der Basisplatte darin versenkt und bis zur Aushärtung des Gipses in dieser Position gehalten. Das Urmodell wurde nach sechzig Minuten aus der Gipsform entfernt und diese anschließend an einem Trockentrimmer so reduziert, dass eine Schale für das Urmodell mit einer allseitigen Wandstärke von einem Zentimeter entstand. In den Boden der Schale wurden Retentionen für den Sockelungsvorgang eingefräst. Das Urmodell konnte spaltfrei in der Schale reponiert werden. Der Sockelungsvorgang erfolgte analog dem der Gipsmodelle.

2.3.5 Modellvermessung

2.3.5.1 Messapparatur

Die verwendete Messmaschine **3D-DIGITIZER** ist eine Entwicklung der Firma GAMMA GmbH (Wien, Österreich). Sie besteht aus drei aufeinander senkrecht stehenden kugelgelagerten Linearachsen, die mit jeweils einem inkrementalen Wegmesssystem ausgestattet sind. Die Auflösung des Wegmesssystems beträgt für alle drei Achsen 10 μm , der Verfahrweg der Achsen ist jeweils auf 100 mm begrenzt. Je nach Messaufgabe können in die Messmaschine spezielle Messtaster eingesetzt werden.

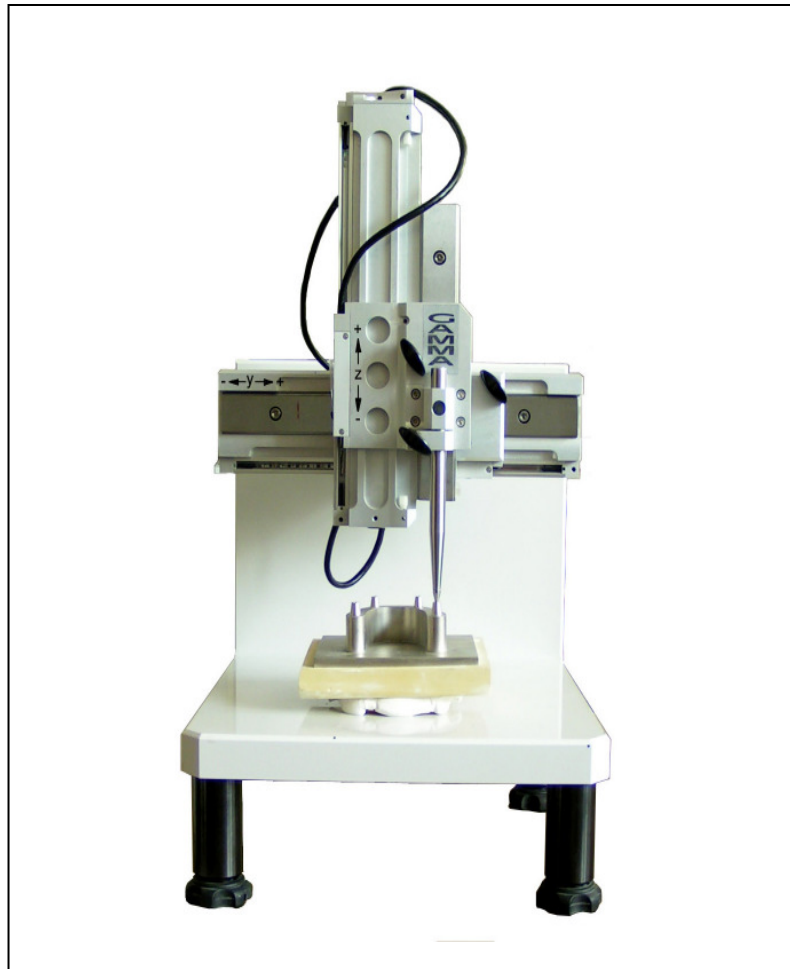


Abb. 19: Messapparatur 3D-Digitizer der Firma Gamma mit fixiertem, gesockeltem Urmodell während des Messvorgangs; der Messtaster befindet sich in der Vertiefung des vierten Pfostens

Vor jedem Messvorgang mussten an allen drei Achsen die Referenzmarken angefahren werden. Danach erfolgte die weitere Wegmessung inkrementell. Die Impulse der Inkrementalgeber wurden an eine PC-Einsteckkarte weitergeleitet, welche die Signale so weiter verarbeitete, dass sie vom PC-Steuerprogramm als absolute Koordinatenwerte eingelesen werden konnten. Die eigentliche Messung geschah, indem die Messpunkte mit dem Messtaster manuell angefahren wurden und das Einlesen der Messwerte per Fußschalter ausgelöst wurde. Dabei wurden die zu jedem Messpunkt gehörenden drei Koordinatenwerte dem Steuerprogramm übergeben.

Es kann jeder beliebige Rechner mit einem freien ISA-Slot für die Einsteckkarte verwendet werden. Das Programm wurde in der Programmiersprache **TURBO-PASCAL** geschrieben, las die Messwerte ein und speicherte sie in einem speziellen Format ab. Darüber hinaus nahm es auch die unter Kapitel 2.3.5.5 beschriebene virtuelle Ausrichtung der Messobjekte vor und stellte die korrigierten Messwerte anschließend im Textformat zur Verfügung, so dass sie mit Standard-Programmen (zum Beispiel **EXCEL**[®]) weiter verarbeitet werden konnten.

Der eingesetzte Messtaster bestand aus einem Schaft, an dessen Spitze eine Kugel von 2,5 mm Durchmesser angebracht war. Die Kugel passte in die halbkugelförmigen Vertiefungen auf den Stümpfen, womit ein selbstzentrierendes Antasten und damit reproduzierbares Anfahren der Messpunkte möglich war. Die während des Sockelns benutzte Einstellhilfe wurde anstelle des Messtasters in die Messmaschine eingesetzt. Sowohl der Messtaster als auch die Einstellhilfe und das Urmodell wurden auf einer CNC Fräsmaschine in der Feinmechanik-Werkstatt der Physiologie II der Universität Bonn nach speziellen Konstruktionszeichnungen der wissenschaftlichen Abteilung der Universitäts-Zahnklinik angefertigt.

Um die Messgenauigkeit dieser Apparatur zu ermitteln, wurde zunächst das Urmodell selbst zehnmal vermessen (Kapitel 7.1) und die Daten mit Hilfe von Windows Excel weiter verarbeitet. Von den hierbei erhaltenen Werten wurde nach der Formel $\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$ das arithmetische Mittel für jeden einzelnen Messpunkt errechnet:

Tab. 2: Ermittelte, durchschnittliche Werte der vier Pfeiler des Urmodells (mm) unter Darstellung des x-, y- und z-Wertes sowie der Stumpfhöhe

Mittelwert (mm)	Stumpf Nr. 1	Stumpf Nr. 2	Stumpf Nr. 3	Stumpf Nr. 4
x-Achse	0	-33,9861	-33,9867	0
y-Achse	0	10,9871	39,0009	49,9993
z-Achse	0	0	0,0163	0
Stumpfhöhe	5,9094	4,9333	5,0287	5,7813

Diese Zahlen wurden als die exakten Messdaten des Urmodells definiert. Die Abweichung jeder Messung des Urmodells zu dem definierten Istwert wurde ermittelt, indem von jedem einzelnen Wert der dazugehörige Mittelwert subtrahiert wurde (Kapitel 7.2). Von all diesen Zahlen wurde wiederum das arithmetische Mittel nach oben stehender Formel errechnet, wobei die Absolutwerte der Zahlenwerte verwendet und die durch die Translation und Rotation des Modells artifiziell entstandenen Nullwerte nicht berücksichtigt wurden (Kapitel 2.3.4.4). Hierbei ergab sich der Wert $\bar{\chi} = 0,003$ mm.

Nun wurde durch die Formel $\sigma_{\chi} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (\chi_i - \bar{\chi})^2}$ die Standardabweichung σ (= mittlerer Fehler) abermals für jeden einzelnen Messpunkt mit Hilfe von Windows Excel errechnet:

Tab. 3: Ermittelte Standardabweichungen (mm) der vier Stümpfe des Urmodells unter Darstellung des x-, y- und z-Wertes sowie der Stumpfhöhe

Standardabw. (mm)	Stumpf Nr. 1	Stumpf Nr. 2	Stumpf Nr. 3	Stumpf Nr. 4
x-Achse	0,0000	0,0042	0,0046	0,0000
y-Achse	0,0000	0,0061	0,0074	0,0026
z-Achse	0,0000	0,0000	0,0026	0,0000
Stumpfhöhe	0,0035	0,0028	0,0022	0,0021

Zum Schluss wurde von den einzelnen Werten der Standardabweichung das arithmetische Mittel gebildet, es ergab sich eine Gesamtstandardabweichung von $\sigma_{ges} = \pm 0,004$ mm. Infolgedessen besaß die Messapparatur eine Messgenauigkeit von 0,008 mm.

2.3.5.2 Messvorgang

Zum einen wurden mit Hilfe der Messapparatur die hergestellten 110 Gipsmodelle ausgemessen, zum anderen wurde das Urmodell im Original zehnmal vermessen. Dadurch konnte die Größe der Messgenauigkeit des gewählten Messverfahrens bestimmt und vom Urmodell durch Mittelwertbildung ein möglichst genauer Messwert erhalten werden. Die Gipsmodelle wurden nach ihrer Herstellung mindestens 14 Tage bei Raumtemperatur und 50% Luftfeuchtigkeit gelagert, bevor sie vermessen wurden.

Während der Messung wurde besonders darauf geachtet, dass sich der Messtaster an der tiefsten Stelle der halbkugelförmigen Vertiefung befand. An diesem Punkt des Pfeilers wurden sein x-, y- und z-Wert bestimmt. Die vier Stümpfe wurden nummeriert und der Reihe nach manuell mit dem Taster angefahren, wobei nach jedem gemessenen Stumpfwert nachfolgend die Basis des jeweiligen Stumpfes an vier beliebigen Stellen vermessen wurde. Dabei wurde auf eine möglichst symmetrische Verteilung dieser vier Messpunkte geachtet:

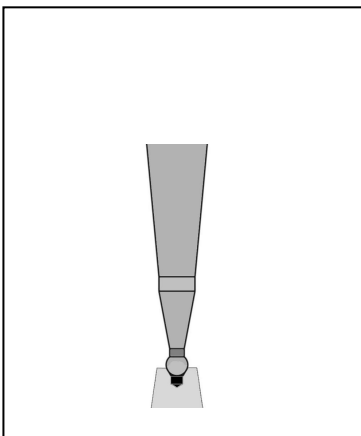


Abb. 20: Zeichnung des Messtasters, welcher sich in der Vertiefung eines Modellpfeilers befindet

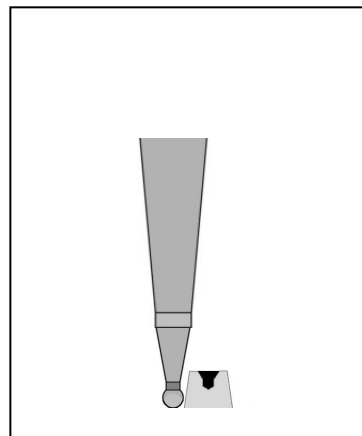


Abb. 21: Zeichnung der Messung der Basiswerte eines Modellpfeilers mittels Messtaster

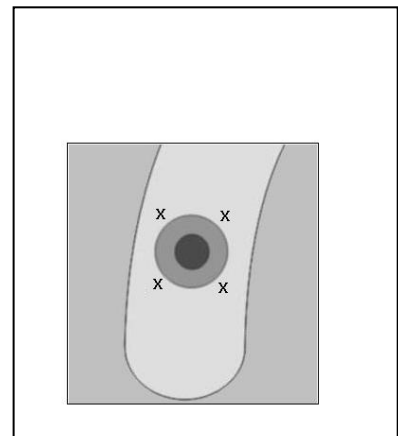


Abb. 22: Schematische Darstellung in der Aufsicht der Lage von vier beliebig gemessenen Basispunkte

Bei einem Messvorgang wurden 20 Punkte gemessen. Jedes Modell wurde auf diese Art insgesamt dreimal abgetastet, um Messungenauigkeiten möglichst zu minimieren. Die vier Basiswerte eines jeden Stumpfes wurden automatisch vom an die Messapparatur angeschlossenen Computer zu einem Mittelwert zusammengefasst. Mit Hilfe des z-Wertes des Stumpfes wurde die Stumpfhöhe berechnet. Auch von den drei Messdurchgängen erhielt man die Mittelwerte, so dass am Ende von jedem Modell zu jedem Stumpf die x-, y- und z-Werte und die Stumpfhöhe erfasst wurden. Diese Daten wurden vom PC in direkt miteinander vergleichbare Werte umgerechnet (Kapitel 2.3.4.5).

Aus den x-, y- und z-Werten wurden durch das Computerprogramm anschließend vier Abstände zwischen den vier Pfeilern ermittelt. Dabei ergaben sich der Abstand a_{14} zwischen den Stümpfen Nr. 1 und Nr. 4, der Abstand a_{23} zwischen den Stümpfen Nr. 2 und Nr. 3, usw. (Kapitel 2.3.5.2):

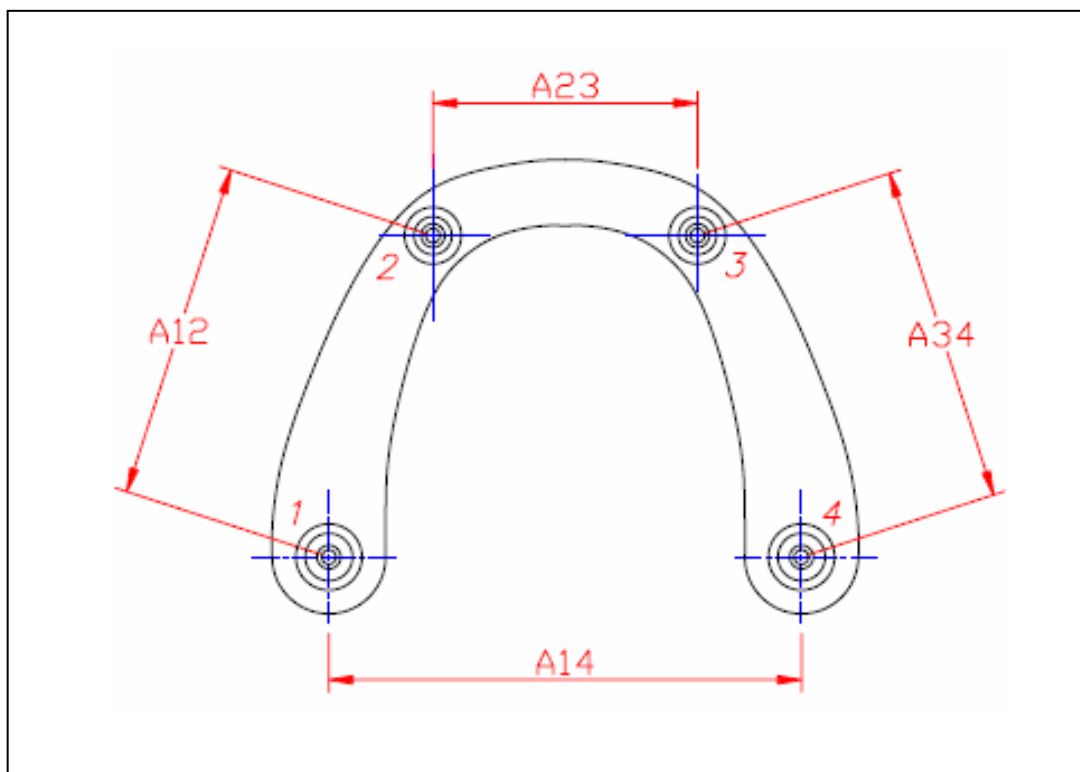


Abb. 23: Schematische Darstellung der ermittelten Abstände des Urmodells, benannt von a_{12} bis a_{14}

2.3.5.3 Versuchsreihen

Es wurden fünf unterschiedliche Abformmaterialien verwendet, vier additionsvernetzende Silikone (**AFFINIS™**, **PROVIL®**, **PRESIDENT** und **Monopren®**) und ein Polyether (**Impregum®**). Die Abformungen mit den Silikonen erfolgten auf vier verschiedene Weisen:

1. mit geschlossenem Löffel und im Doppelmischverfahren,
2. mit geschlossenem Löffel im Korrekturverfahren,
3. mit offenem Löffel im Korrekturverfahren und
4. mit individuellem Löffel als Einphasenabformung.

Daraus ergaben sich bei den Silikonen in Verbindung mit metallischen Serienabformlöffeln neun Gruppen mit je zehn Messungen. Bei den Abformmaterialien **Impregum®** und **Monopren®** wurden nur individuelle Löffel und ein einzeitiges, einphasiges Abformverfahren angewendet. Hieraus resultieren zwei weitere Gruppen mit je zehn Messungen. Insgesamt existieren zwölf Gruppen: elf Gruppen, bei denen Gipsmodelle vermessen wurden und eine zwölfte, in der das Urmodell 10mal ausgemessen wurde:

Tab. 4: Übersicht der zwölf Messreihen unter Darstellung der Gruppennummer, des verwendeten Materials, des Löffels, der Methode und der gewählten Abkürzung

Gruppe	Material	Löffel	Methode	Abkürzung
Nr. 1	AFFINIS™	geschlossen	Doppelmisch	AGD
Nr. 2	AFFINIS™	geschlossen	Korrektur	AGK
Nr. 3	AFFINIS™	offen	Korrektur	AOK
Nr. 4	PROVIL®	geschlossen	Doppelmisch	PGD
Nr. 5	PROVIL®	geschlossen	Korrektur	PGK
Nr. 6	PROVIL®	offen	Korrektur	POK
Nr. 7	PRESIDENT	geschlossen	Doppelmisch	CGD
Nr. 8	PRESIDENT	geschlossen	Korrektur	CGK
Nr. 9	PRESIDENT	offen	Korrektur	COK
Nr. 10	Monopren®	individuell	Einphasen	MIE
Nr. 11	Impregum®	individuell	Einphasen	IIE
Nr. 12	Urmodell	∅	∅	∅

2.3.5.5. Mathematische Erklärungen

Die Messmaschine besteht aus drei aufeinander senkrecht stehenden Linearachsen, die ein rechtwinkliges Koordinatensystem bilden. Sie werden mit x-, y- und z-Achse bezeichnet. Außerdem wird das Rechtssystem zu Grunde gelegt (Kuypers und Lauter, 1993).

Das Koordinatensystem der Messmaschine wird im Folgenden als „Mess-Koordinatensystem“ bezeichnet. Im Messobjekt selbst kann man ebenfalls ein Koordinatensystem definieren, das durch bestimmte Bezugspunkte am Messobjekt festgelegt wird. Dieses Koordinatensystem wird als „Objekt-Koordinatensystem“ bezeichnet.

Für die Vermessung wurden die Modelle auf der Messmaschine mit einer speziell angefertigten Positionierungshilfe ausgerichtet und gesockelt, so dass das Objekt-Koordinatensystem möglichst parallel zum Mess-Koordinatensystem ausgerichtet war. Dabei waren allerdings minimale Fehler nicht zu vermeiden. Für vergleichende Distanzmessungen am Messobjekt ist aber Voraussetzung, dass die Modelle relativ zum Mess-Koordinatensystem in allen Raumachsen immer die gleiche Ausrichtung haben.

Um die Messdaten der einzelnen Modelle trotz der Ausrichtungs- und Positionierungsfehler miteinander vergleichen zu können, wurden die Messdaten im Rechner entsprechend dem Formalismus der Koordinatentransformation bearbeitet. Über die Transformation der Messdaten durch Translations- und Rotationsmatrizen wurden die Modelle nachträglich virtuell positioniert und ausgerichtet, so dass sowohl die Koordinatennullpunkte als auch die Richtungen der Koordinatensysteme exakt übereinstimmten. Damit wurde die notwendige Voraussetzung geschaffen, um die Daten der einzelnen Modelle miteinander vergleichen zu können.

Die Programmierung der Messmaschine und der Koordinatentransformation Software erfolgte durch die wissenschaftliche Abteilung der Universitäts-Zahnklinik Bonn.

Zunächst wurde dazu der Punkt $\bar{P}_1 \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix}$ des ersten Stumpfes auf den Nullpunkt des

Mess-Koordinatensystems verschoben:

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} d_{x_1} \\ d_{y_1} \\ d_{z_1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

Im Zuge dieses Vorgangs wirkte sich die Translation auch auf die restlichen drei Stümpfe aus, sie wurden um denselben Vektor bewegt:

$$\begin{pmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & x_4 \\ y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ z_1 & z_2 & z_3 & z_4 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} d_{x_1} & d_{x_1} & d_{x_1} & d_{x_1} \\ d_{y_1} & d_{y_1} & d_{y_1} & d_{y_1} \\ d_{z_1} & d_{z_1} & d_{z_1} & d_{z_1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & x'_2 & x'_3 & x'_4 \\ 0 & y'_2 & y'_3 & y'_4 \\ 0 & z'_2 & z'_3 & z'_4 \end{pmatrix}$$

Somit wurde auf das gesamte Modell eine Translation ausgeführt, welche zur Folge hatte, dass sich der erste Stumpf auf dem Nullpunkt des Mess-Koordinatensystems befand.

Die anschließenden Rotationen der Modelle um die x-, y- und z-Achsen des Mess-Koordinatensystems bewirkten, dass die Ausrichtung der Modelle im dreidimensionalen Raum übereinstimmte. Dies war notwendig, um die Ungenauigkeiten, die während des Sockelns der Modelle im Objekt-Koordinatensystem aufgetreten waren, auszugleichen. Folglich befinden sich die Modelle im Mess-Koordinatensystem sowohl in derselben Position als auch in derselben Ausrichtung. Die Messwerte sind somit direkt miteinander vergleichbar. Sämtliche hier durchgeführten Rotationen haben ihren Ursprung im Nullpunkt, also im Punkt des ersten Stumpfes. Im Folgenden wird beispielhaft die Rotation um die z-Achse hergeleitet. Zur Vereinfachung wird der zweite Stumpfpunkt isoliert betrachtet. Die Rotationen wurden auch an den anderen zwei Stümpfen durchgeführt.

Bei der Rotation im dreidimensionalen Raum handelt es sich um eine Drehung um die Koordinatenachsen, in diesem Fall mit dem Nullpunkt als Fixpunkt. Der Abstand r zwischen dem Ursprungspunkt und dem rotierten Punkt ändert sich nicht, das heißt $|\vec{r}_1| = |\vec{r}_2| = r$.

Der eingeschlossene Winkel zwischen der x-Achse und der Strecke r sei α , der Rotationswinkel sei β :

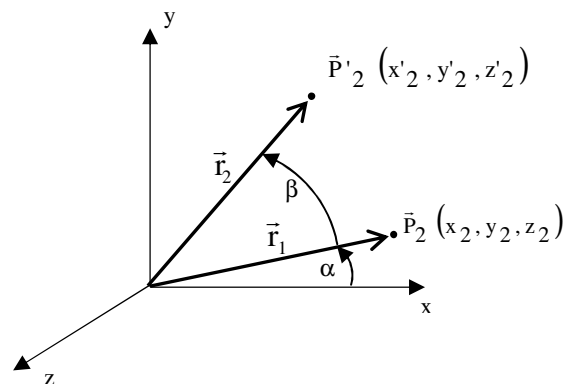


Abb. 24: Beispielhafte Darstellung der Rotation von \vec{P}_2 um die z-Achse im dreidimensionalen Koordinatensystem. Der eingeschlossene Winkel zwischen der x-Achse und der Strecke r sei α , der Rotationswinkel sei β

Grundlegend für die Drehung sind die folgenden trigonometrischen Funktionen:

$$\sin \alpha = \frac{\text{Gegenkathete}}{\text{Hypotenuse}}$$

$$\cos \alpha = \frac{\text{Ankathete}}{\text{Hypotenuse}}$$

Außerdem finden die Additionstheoreme

$$\sin(\alpha + \beta) = \sin \alpha \cdot \cos \beta + \cos \alpha \cdot \sin \beta \quad \text{und} \quad \cos(\alpha + \beta) = \cos \alpha \cdot \cos \beta - \sin \alpha \cdot \sin \beta$$

Anwendung.

y' und x' seien die Koordinaten des Punktes nach erfolgter Rotation. Zunächst werden die gemessenen Werte in die Funktion eingesetzt:

$$\sin \alpha = \frac{\text{Gegenkathete}}{\text{Hypotenuse}} = \frac{y}{r}$$

$$\cos \alpha = \frac{\text{Ankathete}}{\text{Hypotenuse}} = \frac{x}{r}$$

$$\sin(\alpha + \beta) = \frac{y'}{r} = \sin \alpha \cdot \cos \beta + \cos \alpha \cdot \sin \beta$$

$$= \frac{y}{r} \cdot \cos \beta + \frac{x}{r} \cdot \sin \beta$$

Löst man nun die Funktion nach y' auf, so erhält man folgende Gleichung:

$$y' = r \cdot \cos \beta \cdot \frac{y}{r} + r \cdot \sin \beta \cdot \frac{x}{r}$$

$$= \cos\beta \cdot y + \sin\beta \cdot x = \sin\beta x + \cos\beta y$$

Entsprechend wird mit x' verfahren, man erlangt die Formel

$$x' = x \cdot \cos\beta - y \cdot \sin\beta.$$

Diese beiden Formeln sind abhängig vom Originalpunkt und dem Rotationswinkel β . Üblich ist die Darstellung in Vektorschreibweise. Dabei ergibt sich aus den beiden Formeln die so genannte Rotationsmatrix R:

$$\begin{matrix} P' & = & R & P \\ \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} & = & \begin{pmatrix} \cos\beta & -\sin\beta \\ \sin\beta & \cos\beta \end{pmatrix} & \cdot & \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \end{matrix}$$

Für die Anwendung im dreidimensionalen Raum muss die Rotationsmatrix in eine 3×3 Matrix umgewandelt werden. Dies geschieht mit Hilfe der so genannten homogenen Koordinaten, durch welche die Rotationsmatrix so ergänzt wird, dass der Wert der Rotationsachse konstant bleibt. Hieraus resultieren für die drei Raumachsen die nachstehenden Matrizen:

Rotation um die z-Achse:

$$x' = x \cdot \cos\beta - y \cdot \sin\beta$$

$$y' = y \cdot \cos\beta + x \cdot \sin\beta$$

$$z' = z$$

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\beta & -\sin\beta & 0 \\ \sin\beta & \cos\beta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

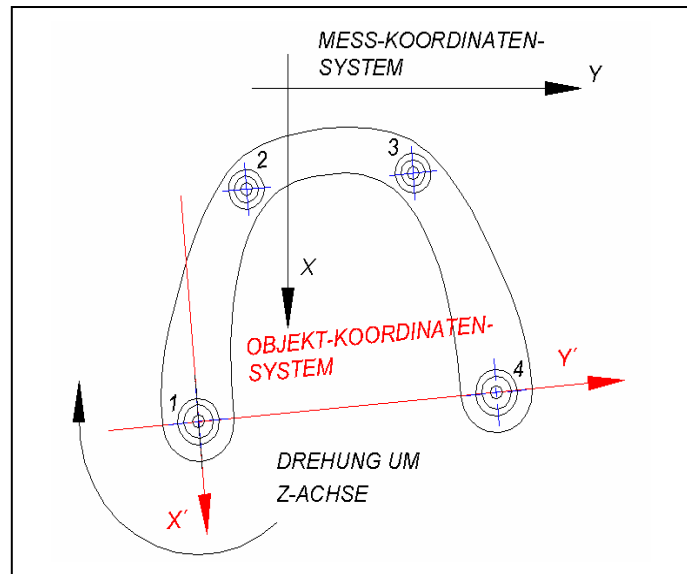


Abb. 25: Virtuelle Rotation des vermessenen Modells um die z-Achse zur Synchronisierung des Objekt-Koordinaten-Systems mit dem Mess-Koordinaten-System, durchgeführt von der Koordinatentransformations-Software

Rotation um die x-Achse:

$$x' = x$$

$$y' = y \cdot \cos\beta - z \cdot \sin\beta$$

$$z' = y \cdot \sin\beta + z \cdot \cos\beta$$

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\beta & -\sin\beta \\ 0 & \sin\beta & \cos\beta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

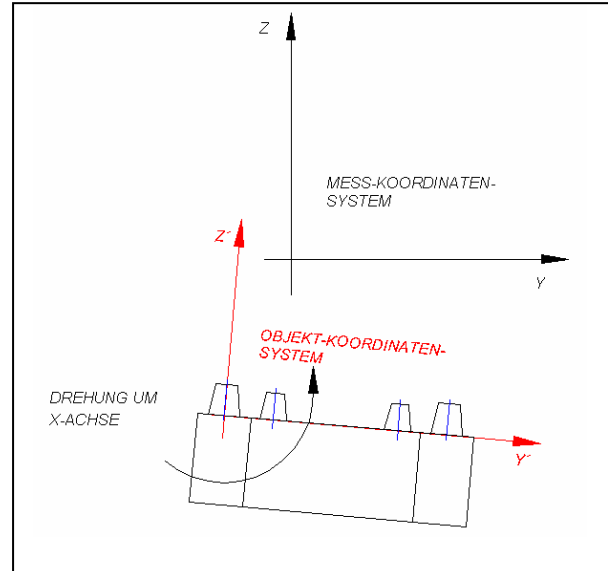


Abb. 26: Virtuelle Rotation des Modells um die x-Achse zur Synchronisierung des Objekt-Koordinaten-Systems mit dem Mess-Koordinaten-System, durchgeführt von der Koordinatentransformations-Software

Rotation um die y-Achse:

$$x' = z \cdot \sin\beta + x \cdot \cos\beta$$

$$y' = y$$

$$z' = z \cdot \cos\beta - x \cdot \sin\beta$$

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

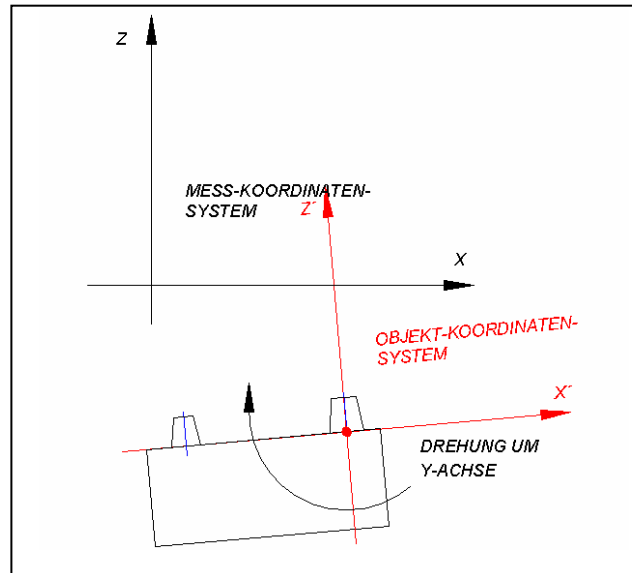


Abb. 27: Virtuelle Rotation des Modells um die y-Achse zur Synchronisierung des Objekt-Koordinaten-Systems mit dem Mess-Koordinaten-System, durchgeführt von der Koordinatentransformations-Software

Ziel der vollzogenen Drehungen war es, ausgewählte Koordinaten der Stumpfpunkte im Mess-Koordinatensystem auf die Koordinatenachsen zu legen, so dass sich folgende Matrix ergab, welche einen direkten Vergleich der Werte miteinander ermöglicht:

	Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	
x- Achse	$\begin{pmatrix} 0 & x_2 & x_3 & 0 \\ 0 & y_2 & y_3 & y_4 \\ 0 & 0 & z_3 & 0 \end{pmatrix}$	x_2	x_3	0	
y- Achse		0	y_2	y_3	y_4
z- Achse		0	0	z_3	0

Mit Hilfe dieser Werte errechnete die Software abschließend noch die Länge der vier Strecken zwischen den Pfeilern (Fränkel und Fetzner, 2004). Dazu wurde der Satz des Pythagoras verwendet, zum Beispiel:

$$A_{12} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

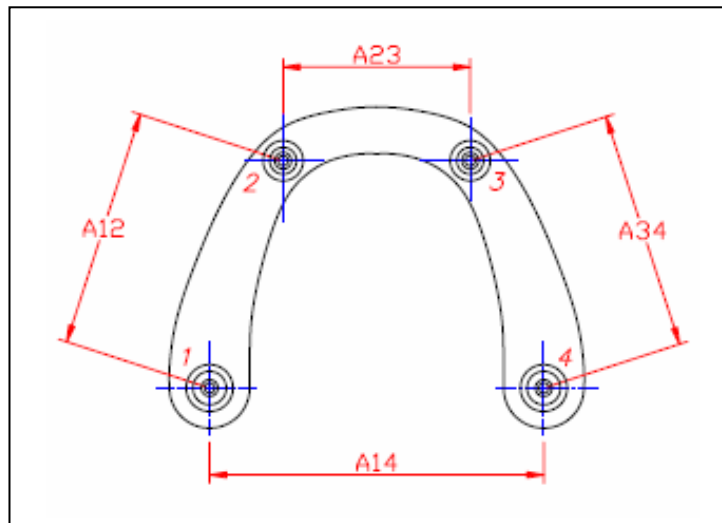


Abb. 28: Schematische Darstellung der durch die Koordinatentransformations-Software errechneten Pfeilerabstände des Modells, benannt von a12 bis a14

2.4 Auswertung der Daten

Die Daten, welche mit der Messapparatur ermittelt wurden, verarbeitete der angeschlossene PC weiter (Kapitel 2.3.5.5). Sie wurden zum einen in Form von direkten Messwerten, zum anderen als Pfeilerabstände und -höhen gespeichert (Kapitel 7.1 und 7.2). Die Wiedergabe der Werte erfolgte tabellarisch mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogrammes **Microsoft Excel® for Windows®** und graphisch in Form von Säulendiagrammen und Boxplots. Diese wurden mittels **MS Excel®** gezeichnet. Aus allen zehn Messungen jeder Versuchsreihe wurde der Mittelwert von jedem einzelnen Messpunkt beziehungsweise von jedem Abstand errechnet. Die Ergebnisse wurden je nach Fragestellung nach Abformmaterial, -löffel oder -methode geordnet zusammengestellt.

Die Dimensionstreuung der Abformungen wurde indirekt durch Messung der mit ihrer Hilfe hergestellten Superhartgipsmodelle beurteilt. Als Referenzwert diente der durch die zehnfache, direkte Vermessung des Urmodells erhaltene, definierte Istwert (Kapitel 2.3.5.2).

2.4.1 Auswertung der Pfeilerabstände

Alle vier Stümpfe eines jeden Modells wurden jeweils dreimal vermessen (Kapitel 2.3.5.2). Von diesen drei Messungen bildete das Computerprogramm automatisch das arithmetische Mittel von den Werten. Von jedem Pfeiler lag nun ein über den x-, y- und z-Wert exakt definierter Punkt vor, welcher der tiefsten Stelle der halbkugelförmigen Vertiefung des Stumpfes entspricht (Abb. 29). Die Software ermittelte nun mittels des Satzes des Pythagoras die vier Abstände zwischen den einzelnen Stümpfen (Kapitel 2.3.5.5). Dadurch konnten Abweichungen in der Horizontalen (x- und y-Wert) besser sichtbar gemacht werden. Dimensionsänderungen in der Vertikalen wurden über die Stumpfhöhe erfasst.

2.4.2 Auswertung der Pfeilerhöhen

Jede Pfeilerbasis wurde pro Messdurchlauf an vier verschiedenen Punkten vermessen (Kapitel 2.3.5.2). Aus diesen vier Werten wurde von der Software ein Mittelwert gebildet, wobei nur die vertikale Relation (z-Wert) betrachtet wurde. Von dem z-Wert des tiefsten Punktes der Stumpfvertiefung wurde der gemittelte Basiswert subtrahiert und damit die Pfeilerhöhe errechnet:

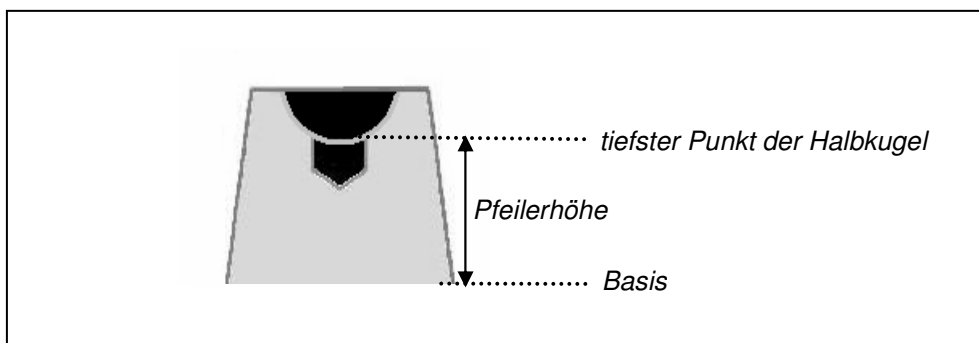


Abb. 29: Schematische Detaildarstellung eines beliebigen Modellpfeilers zur Verdeutlichung der Ermittlung der Pfeilerhöhe als Differenz aus tiefstem Punkt der Vertiefung des Pfeilers und der Pfeilerbasis

Pro Modell wurde jede einzelne Pfeilerbasis mit ihren vier willkürlichen Messpunkten dreimal vermessen, um eventuelle Messfehler auszugleichen. An jedem Modell wurden also 4 Pfeiler x 4 Basispunkte x 3 Messdurchgänge = 48 Basispunkte vermessen.

2.4.3 Relative und absolute Abweichungen

Durch die relativen Abweichungen wurde aufgezeigt, ob sich die Abstände und Pfeilerhöhen im Vergleich zum korrespondierenden Referenzwert, das heißt dem entsprechenden Wert des Urmodells, vergrößert oder verkleinert haben. Es konnten folglich negative und positive Werte auftreten.

Im Gegensatz dazu wurden mit Hilfe der absoluten Abweichungen vom Urmodell nur die Beträge der Differenzen betrachtet, die Richtung der Abweichung wurde vernachlässigt. Dies war notwendig, um ein Maß der jeweiligen Gesamtabweichung zu finden, es existieren nur positive Zahlenwerte. Mittels der absoluten Abweichungen erfolgte auch die statistische Signifikanzprüfung.

2.4.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Biometrie und Medizinische Informatik in Bonn. Mit Hilfe statistischer Tests wird überprüft, ob eine statistische Hypothese verifiziert oder verworfen werden muss. Für diese Untersuchung wurden drei Nullhypothesen aufgestellt:

1. Die Abweichungen zwischen geschlossener Korrektur-, offener Korrektur- und Einphasenabformung sind signifikant.
2. Die Unterschiede zwischen den Abformungen mit **PROVIL® novo**, **PRESIDENT** und **AFFINIS™** bei offener und geschlossener Korrekturabformung sind signifikant.
3. Die Abweichungen von geschlossener Korrektur- und Doppelmischabformung sind signifikant.

Um die Ergebnisse dieser Studie statistisch auszuwerten, wurde für jede gemessene Größe des Urmodells aus den zehn Messungen der jeweilige Mittelwert bestimmt, also mw_{a14} , mw_{a23} , usw. und mw_{h1} , mw_{h2} , usw. Diese Werte dienen als Referenzwerte, sie stellen die definierten Istmaße des Urmodells dar. Anschließend wurde für jeden einzelnen Wert der Gruppen 1 – 11 die Differenz zum Urmodell errechnet. Dies erfolgte durch Subtraktion des zuvor bestimmten Mittelwertes vom entsprechenden Messwert. So wurde zum Beispiel vom ersten Modell der Gruppe CGK von dem Abstand 14 oder der Pfeilerhöhe 2 das dazugehörige arithmetische Mittel abgezogen ($a_{14} - mw_{a14}$ beziehungsweise $h_2 - mw_{h2}$). Diese Differenzen der Modelle wurden für

jede Gruppe in Form des Absolutwertes addiert. Im Anschluss daran wurde noch die Summe aller Abstände und aller Pfeilerhöhen pro Gruppe gebildet, wodurch sich für jede einzelne dieser Gruppen ein einziger Gesamtwert für die Summe der Differenzen sowohl der Abstände als auch der Pfeilerhöhen ergab.

Die statistische Auswertung erfolgte mit den Absolutwerten der Differenzen, um zu verhindern, dass positive und negative Abweichungen summiert werden und dadurch eine geringere Gesamtabweichung resultiert (Thongthammachat, 2002).

2.4.5 Boxplots

Die graphische Darstellung der gemessenen Werte erfolgte zum Teil in Form von Boxplots, welche sich besonders gut zum Vergleich mehrerer Stichproben miteinander eignen. Sie setzen sich aus nicht-extremem Minimum, unterem Quartil, Median, oberem Quartil und nicht-extremem Maximum zusammen. Außerdem werden, soweit vorhanden, obere und untere Extremwerte und Ausreißer angezeigt. Die Box enthält diejenigen Werte, welche über dem ersten Quartil (= 25. Perzentil) und unter dem dritten Quartil (= 75. Perzentil) liegen. Sie beinhaltet folglich 50% aller beobachteten Werte. Die schwarze Linie in der Box entspricht dem Median, er stellt den zweiten Quartil (= 50. Perzentil) dar und ist somit größer als 50% der beobachteten Werte. Ausreißer sind diejenigen Zahlenwerte, welche zwischen dem 1,5fachen und 3,0fachen der Boxenhöhe unter dem ersten oder über dem dritten Quartil liegen. Befindet sich der Wert über das 3,0fache der Boxenhöhe unter dem ersten oder über dem dritten Quartil, so spricht man von einem extremen Wert. Boxplots erlauben somit einen schnellen Überblick über das Ausmaß der Streuung und über die wichtigsten Eckdaten:

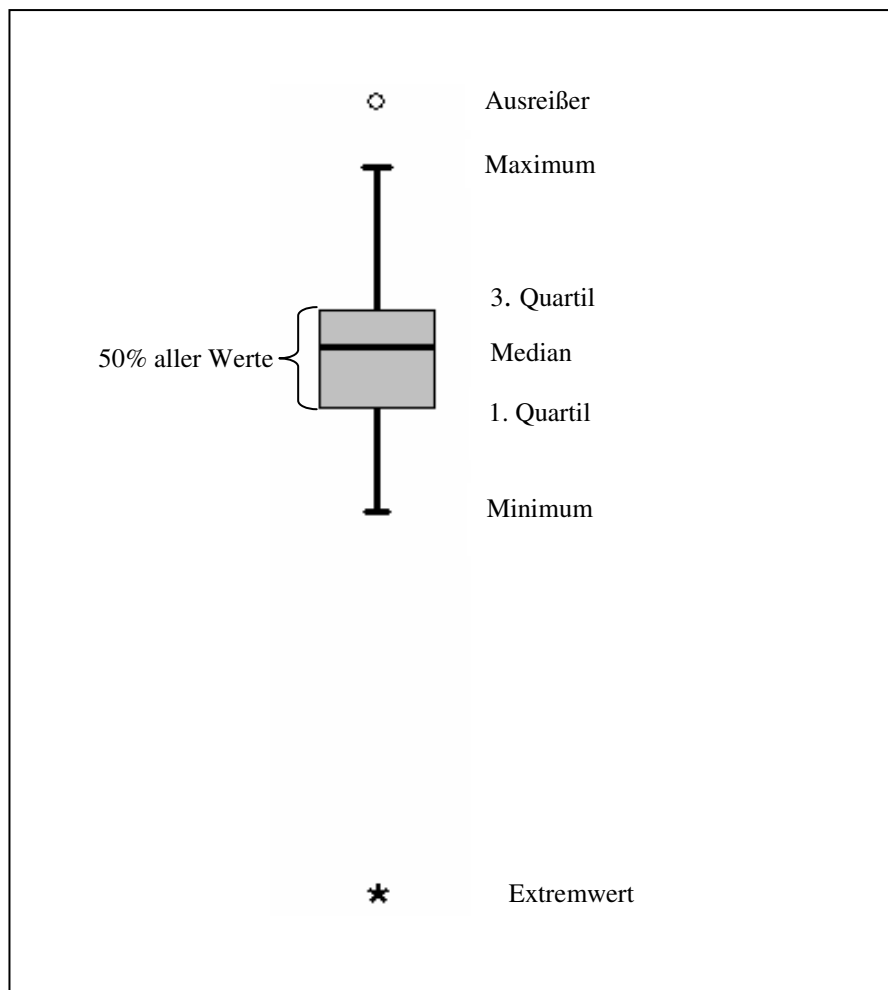


Abb. 30: Schematische Darstellung eines Boxplots mit nicht-extremem Minimum, unterem Quartil, Median, oberem Quartil, nicht-extremem Maximum, einem Ausreißer und einem Extremwert; die Werte wurden zufällig gewählt

3 ERGEBNISSE

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden 110 Gipsmodelle vermessen. Es wurden elf unterschiedliche Kombinationen in Bezug auf Abformmethode, -material und -löffel untersucht. Pro Kombinationsmöglichkeit wurden zehn Modelle vermessen. An jedem Modell existieren acht Messwerte (Abstände 14 bis 34 und Höhen 1 bis 4). Die in diesem Kapitel verwendeten Abkürzungen sind der Tabelle 4 auf Seite 57 zu entnehmen.

3.1 Übersicht der relativen Abweichungen

Die Zusammenfassung der Differenzen der arithmetischen Mittel von den Pfeilerabständen und -höhen zeigte, dass bei allen Abformungen im Durchschnitt eine Verlängerung (das heißt die Werte liegen über 0 mm) der Abstände der Gipsmodelle im Vergleich zum Urmodell stattgefunden hat. Im Gegensatz dazu sind bei allen zweiphasigen Abformmethoden die Pfeilerhöhen mittelwertig verkleinert (das heißt die Werte liegen unter 0 mm) wiedergegeben worden. Nur die beiden einphasigen Techniken stellten die Höhen leicht vergrößert dar. Es fällt auf, dass diese mittlere Differenz der Höhen ein geringeres Ausmaß als bei den zweiphasigen Abformungen annahm.

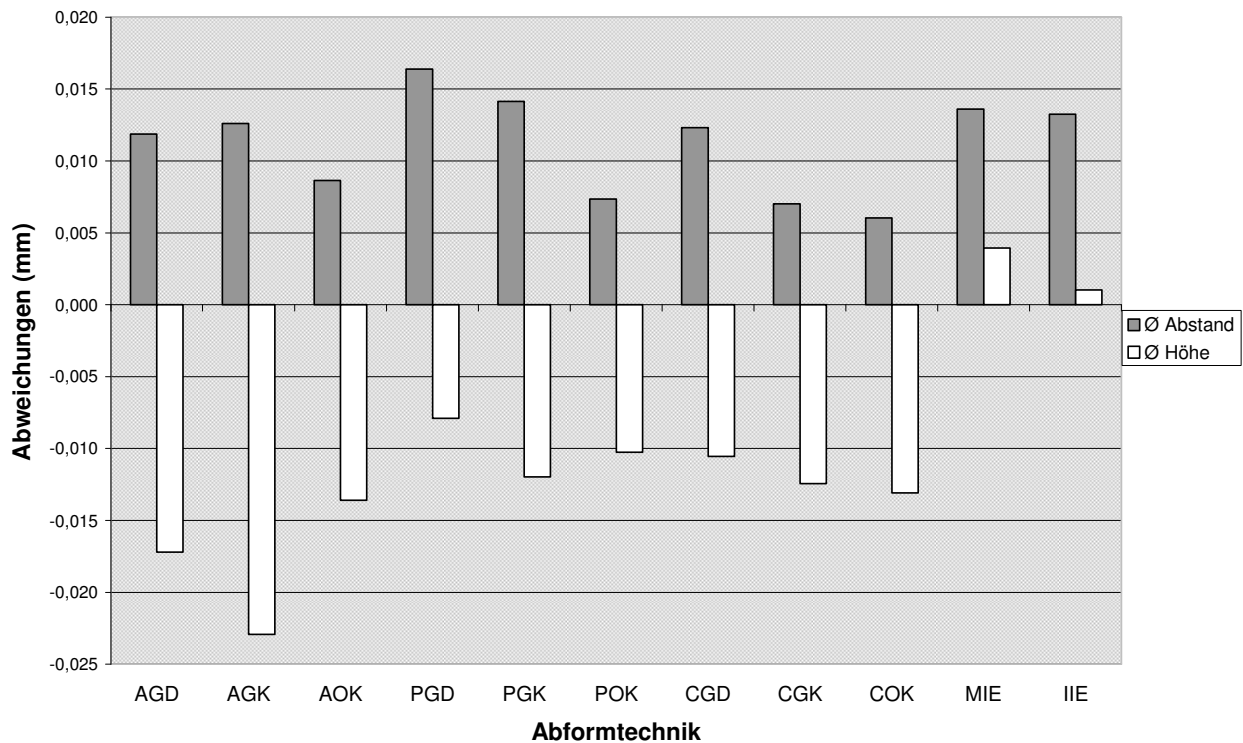


Abb. 31: Darstellung der relativen, mittelwertigen Abweichungen der Pfeilerabstände und –höhen im Säulendiagramm unter Darstellung der Abformtechniken und den Abweichungen zum Urmodell (mm)

Aussagen über die Größe der absoluten Abweichungen waren mit einer Darstellungsform wie in Abbildung 31 nicht möglich. Sie werden erst bei den anschließenden Betrachtungen erörtert (Kapitel 3.2). Das Diagramm (Abb. 31) wurde mit Hilfe der Tabellen 5 und 6 erstellt. Es wurden zunächst für jeden Messwert jeder Gruppe die arithmetischen Mittel der Differenzen zum Urmodell bestimmt, zum Beispiel mw_{a14} für die Gruppe AGD (**AFFINIS™**, geschlossen, Doppelmisch). Anschließend wurde für jede Gruppe aus den vorhandenen vier Mittelwerten ein einziger ermittelt.

Tab. 5: Durchschnittliche Abweichungen der Pfeilerabstände zum Urmodell (mm) bezüglich der Gruppen AGD bis IIE unter Darstellung der Abstände a14 bis a34 und des Mittelwerts ihrer Summen

Gruppe	Ø a14	Ø a23	Ø a12	Ø a34	Ø Abstand a14 – a34
AGD	0,001	0,011	0,019	0,016	0,012
AGK	0,002	0,025	0,011	0,013	0,013
AOK	0,001	0,023	0,006	0,004	0,009
PGD	0,006	0,018	0,022	0,019	0,016
PGK	0,010	0,020	0,010	0,016	0,014
POK	-0,008	0,017	0,013	0,008	0,007
CGD	0,010	0,008	0,022	0,009	0,012
CGK	-0,003	0,014	0,017	0,000	0,007
COK	-0,007	0,025	0,004	0,001	0,006
MIE	0,021	0,005	0,021	0,008	0,014
IIE	0,023	0,002	0,018	0,011	0,013

Tab. 6: Durchschnittliche Abweichungen der Pfeilerhöhen zum Urmodell (mm) bezüglich der Gruppen AGD bis IIE unter Darstellung der Abstände a14 bis a34 und des Mittelwerts ihrer Summen

Gruppe	Ø h1	Ø h2	Ø h3	Ø h4	Ø Höhe a14 - a34
AGD	-0,017	-0,020	-0,015	-0,017	-0,017
AGK	-0,020	-0,027	-0,019	-0,025	-0,023
AOK	-0,010	-0,011	-0,018	-0,016	-0,014
PGD	-0,007	-0,013	-0,008	-0,004	-0,008
PGK	-0,013	-0,016	-0,006	-0,013	-0,012
POK	-0,004	-0,016	-0,011	-0,009	-0,010
CGD	-0,010	-0,014	-0,009	-0,010	-0,011
CGK	-0,013	-0,016	-0,012	-0,008	-0,012
COK	-0,013	-0,018	-0,012	-0,010	-0,013
MIE	0,004	0,000	0,003	0,008	0,004
IIE	-0,003	0,004	-0,001	0,003	0,001

3.1.1 Relative Abweichungen der Pfeilerabstände

Die folgende Tabelle bietet eine Übersicht über die signifikanten Daten der einzelnen Abformmethoden. Sie gibt Auskunft über die Lage von Median, Maximum, Minimum, oberem und unterem Quartil und, falls vorhanden, von oberen und unteren Ausreißern und Extremwerten (Kapitel 2.4.5). Dargestellt sind die Differenzwerte zum Urmodell, für jedes Modell wurde ein Mittelwert aus den Abweichungen der vier Abstände gebildet. Pro Gruppe wurden somit zehn Werte ermittelt. Diese zehn Werte dienen als Grundlage zur Erstellung der folgenden Tabelle und des Diagramms.

Tab. 7: Relative, mittlere Abweichungen der Pfeilerabstände zum Urmodell der Gruppen AGD bis IIE unter Darstellung von Median, oberem Quartil, Maximum, Minimum, unterem Quartil, oberem Ausreißer, unterem Ausreißer, oberem Extremwert und unterem Extremwert (mm)

Gruppe	Median	Oberes Quartil	Maximum	Minimum	Unteres Quartil	Oberer Ausreißer	Unterer Ausreißer	Oberer Extremwert	Unterer Extremwert
AGD	0,011	0,018	0,020	-0,007	-0,001	0,054	---	---	---
AGK	0,015	0,019	0,025	0,006	0,008	---	-0,009	---	---
AOK	0,010	0,014	0,032	-0,008	0,001	---	---	---	---
PGD	0,019	0,026	0,036	0,018	0,018	---	---	---	-0,015
PGK	0,013	0,026	0,032	-0,009	0,007	---	---	---	---
POK	0,009	0,015	0,026	-0,013	-0,002	---	---	---	---
CGD	0,010	0,023	0,029	-0,004	0,006	---	---	---	---
CGK	0,006	0,014	0,017	-0,005	0,001	---	---	---	---
COK	0,009	0,018	0,024	-0,016	-0,008	---	---	---	---
MIE	0,015	0,018	0,028	-0,001	0,009	---	---	---	---
IIE	0,014	0,016	0,017	0,009	0,010	0,027	0,001	---	---

Es existieren vier Ausreißer (○, gekennzeichnet in Abb. 32), davon zwei in der Gruppe IIE (**Impregum**[®], individueller Löffel, einphasig). Der obere lag bei 0,027 mm, der untere bei 0,001 mm. Die beiden anderen Ausreißer fanden sich als oberer Ausreißer in der Gruppe AGD mit einem Wert von 0,054 mm und in Form eines unteren Ausreißers in der Gruppe AGK (**AFFINIS**[™], geschlossener Löffel, Korrektur) bei 0,009 mm. In dieser Darstellung der Werte trat nur ein unterer Extremwert (★) in der Kombination PGD (**PROVIL**[®], geschlossener Löffel, Doppelmisch) mit einem Wert von – 0,015 mm auf. Die Mediane fanden sich in einem Bereich von 0,006 mm CGK (**PRESIDENT**, geschlossener Löffel, Korrektur) bis 0,019 mm PGD, auch hier ist somit die Verlängerung der Abstände im Vergleich zum Urmodell zu erkennen. Die maximalen Abweichungen schwankten in einem Bereich von 0,017 mm bis 0,036 mm, die Minima fanden sich zwischen - 0,016 mm bis 0,018 mm.

In der Boxplotdarstellung (Abb. 32) fällt auf, dass die Streubreiten der Gruppen PGD, MIE (**Monopren**[®], individueller Löffel, einphasig) und IIE relativ schmal waren (0,008 mm, 0,009 mm und 0,006 mm). Die größte Streubreite wies die Kombination COK (**PRESIDENT**, offener Löffel, Korrektur) mit 0,026 mm auf.

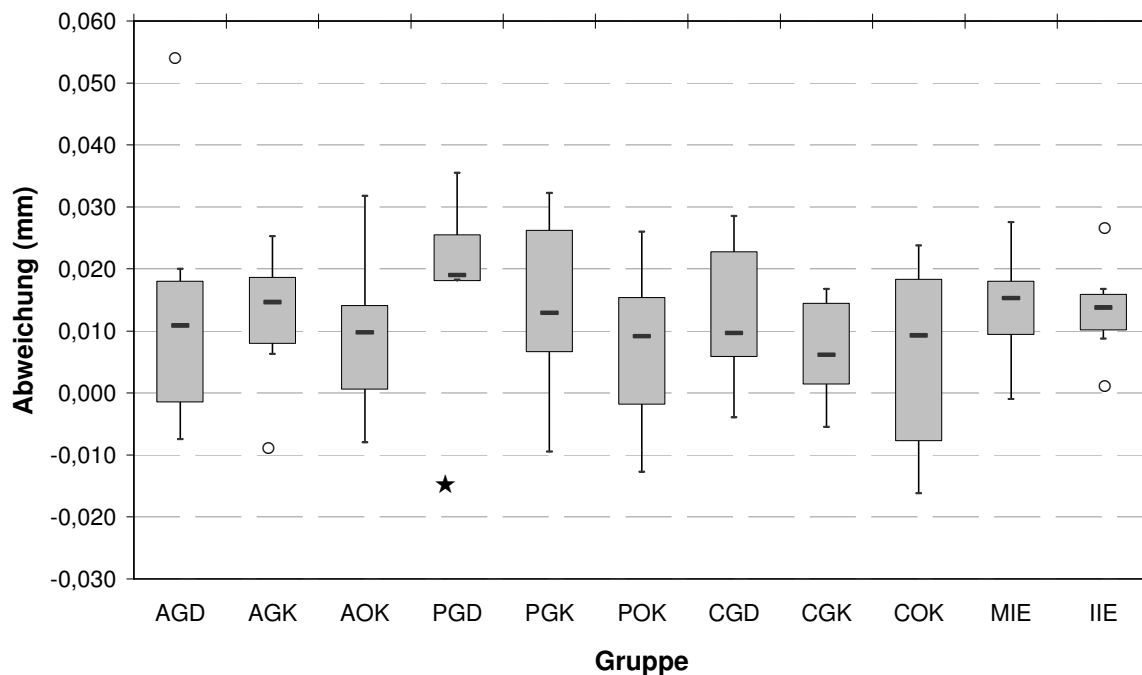


Abb. 32: Relative, mittlere Abweichungen der Abstände zum Urmodell in Form von Box-plots unter Darstellung der untersuchten Gruppen AGD bis IIE (mm)

In Tabelle 8 wurden die Ergebnisse nach den Abformmethoden sortiert zusammengefasst. Durch die in Folge der größeren Datenmenge auch größere Streubreite existieren hier weder Ausreißer noch Extremwerte. Die kleinste Streubreite wiesen die einphasigen Abformungen mit individuellem Löffel auf, sie betrug 0,009 mm. Die größte Schwankungsbreite besaß die Gruppe der geschlossenen Doppelmischabformungen (0,021 mm), gefolgt von der Kombination offene Korrekturabformung mit 0,019 mm. Die Mediane schwankten in einem Bereich von 0,01 mm bis 0,015 mm. Die maximalen Werte fanden sich zwischen 0,028 mm in der Gruppe der einphasigen Abformungen mit individuellem Löffel und den Doppelmischabformungen mit 0,054 mm. Der niedrigste minimale Wert lag bei den Korrekturabformungen mit offenem Löffel bei einem Wert von $-0,016$ mm, der größte minimale Wert bei den einphasigen Abformungen mit individuellem Löffel bei $-0,001$ mm.

Tab. 8: Relative, mittlere Abweichungen der Pfeilerabstände zum Urmodell bezüglich der Methode (Doppelmisch-, Korrektur- und Einphasenabformung) und dem verwendeten Löffel (offen, geschlossen und individuell) unter Darstellung von Median, oberem Quartil, Maximum, Minimum, unterem Quartil, oberem Ausreißer, unterem Ausreißer, oberem Extremwert und unterem Extremwert (mm)

Methode	Median	Oberes Quartil	Maximum	Minimum	Unteres Quartil	Oberer Ausreißer	Unterer Ausreißer	Oberer Extremwert	Unterer Extremwert
Doppelmisch, geschlossen	0,015	0,024	0,054	-0,015	0,003	---	---	---	---
Korrektur, geschlossen	0,013	0,017	0,032	-0,009	0,005	---	---	---	---
Korrektur, offen	0,010	0,016	0,032	-0,016	-0,003	---	---	---	---
Einphasig, individuell	0,015	0,018	0,028	-0,001	0,009	---	---	---	---

Die Daten der Tabelle 8 wurden in Abbildung 33 nochmals graphisch umgesetzt:

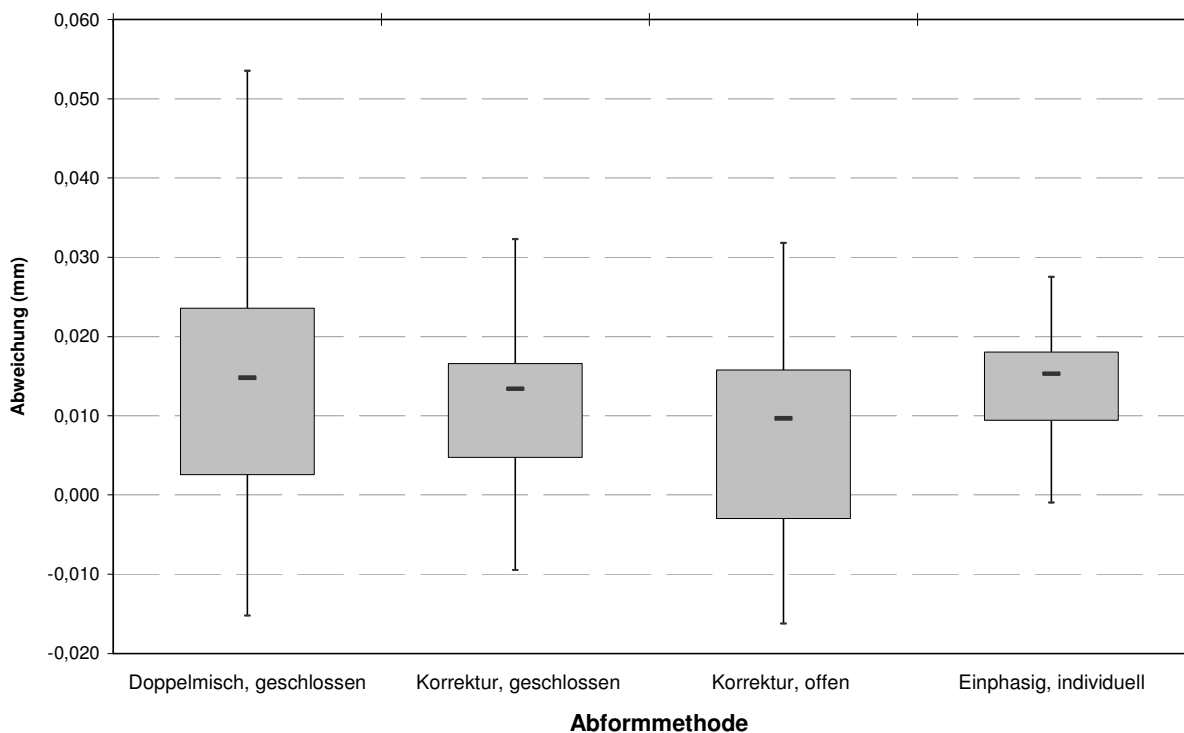


Abb. 33: Relative, mittlere Abweichungen (mm) der Abstände unter Darstellung der verwendeten Methode (Doppelmisch-, Korrektur- und Einphasenabformung) und des Löffels (offen, geschlossen und individuell) in Form von Boxplots

Abschließend wurden die Werte noch in Bezug auf das Material zusammengestellt (Tab. 9). Hierbei zeigt sich, dass die breiteste Streuweite bei dem Abformmaterial **PROVIL**[®] mit 0,015 mm zu finden ist. Die kleinste Schwankungsbreite wies dagegen das einzige Polyetherabformmaterial **Impregum**[®] mit einem Wert von 0,006 mm auf. Ein oberer Ausreißer ist bei dem Abformmaterial **AFFINIS**[™] mit 0,054 mm zu finden. **Impregum**[®] besaß auf Grund der geringen Streubreite einen oberen Ausreißer mit 0,027 mm und einen unteren mit 0,001 mm. Die Maxima bewegten sich in einem Bereich von 0,036 mm bei dem Silikonabformmaterial **PROVIL**[®] und 0,017 mm bei dem Polyether **Impregum**[®]. Die Minima schwankten zwischen - 0,016 mm bei dem Material **PRESIDENT** und 0,009 mm bei **Impregum**[®]. Die Mediane reichten von 0,007 mm bei dem Abformmaterial **PRESIDENT** bis zu einem Wert von 0,016 mm bei dem Material **PROVIL**[®].

Tab.9: Relative, mittlere Abweichungen der Pfeilerabstände zum Urmodell bezüglich des Materials (AFFINIS[™], PROVIL[®], PRESIDENT, Monopren[®], Impregum) unter Darstellung von Median, oberem Quartil, Maximum, Minimum, unterem Quartil, oberem Ausreißer, unterem Ausreißer, oberem Extremwert und unterem Extremwert (mm)

Material	Median	Oberes Quartil	Maximum	Minimum	Unteres Quartil	Oberer Ausreißer	Unterer Ausreißer	Oberer Extremwert	Unterer Extremwert
AFFINIS [™]	0,013	0,016	0,032	-0,009	0,002	0,054	---	---	---
PROVIL [®]	0,016	0,025	0,036	-0,015	0,005	---	---	---	---
PRESIDENT	0,007	0,016	0,029	-0,016	0,001	---	---	---	---
Monopren [®]	0,015	0,018	0,028	-0,001	0,009	---	---	---	---
Impregum	0,014	0,016	0,017	0,009	0,010	0,027	0,001	---	---

In der Abbildung 34 wurden die ermittelten Werte in Form eines Boxplotdiagramms bildlich dargestellt:

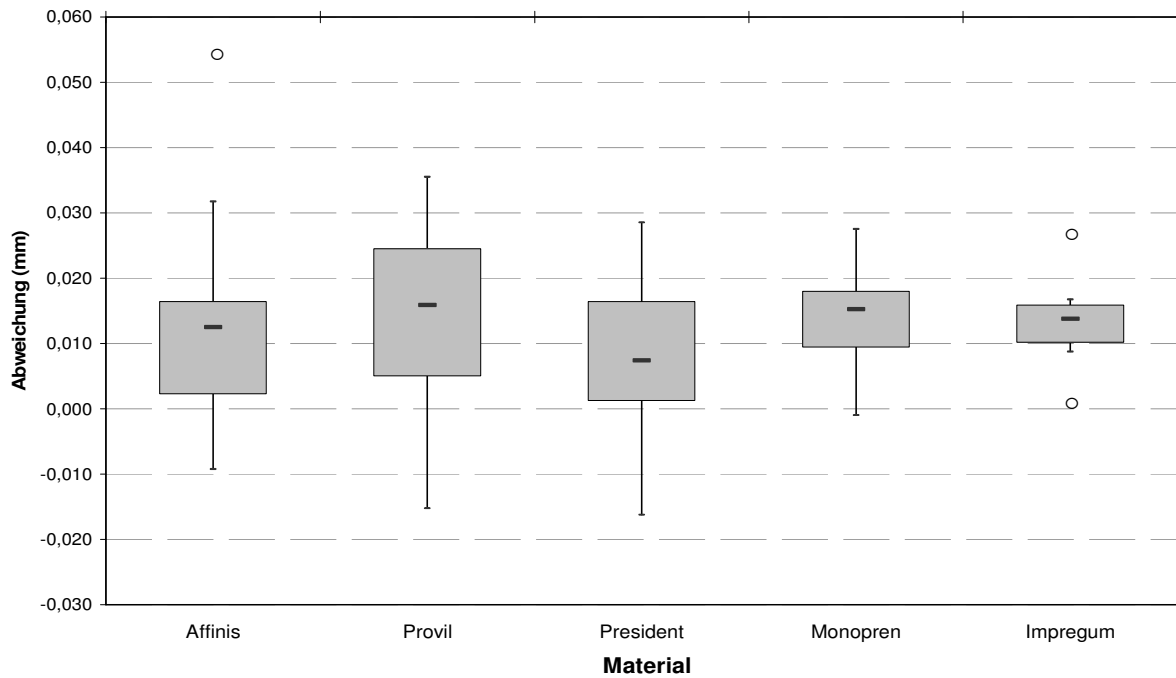


Abb. 34: Relative, mittlere Abweichungen der Abstände (mm) unter Darstellung des verwendeten Materials (AFFINIS™, PROVIL®, PRESIDENT, Monopren®, Impregum) in Form von Boxplots

3.1.2 Relative Abweichungen der Pfeilerhöhen

In der nachfolgenden Tabelle 10 sind die Mediane, oberen und unteren Quartile, Maximum, Minima, obere und untere Ausreißer und Extremwerte der mittelwertigen Differenzen der Pfeilerhöhen zum Referenzwert Urmodell aufgelistet. Die Werte wurden entsprechend der Abweichungen der Pfeilerabstände im Kapitel 3.1.1 ermittelt.

Tab. 10: Relative Abweichungen der Pfeilerhöhen zum Urmodell der Gruppen AGD bis IIE unter Darstellung von Median, oberem Quartil, Maximum, Minimum, unterem Quartil, oberem Ausreißer, unterem Ausreißer, oberem Extremwert und unterem Extremwert (mm)

Gruppe	Median	Oberes Quartil	Maximum	Minimum	Unteres Quartil	Oberer Ausreißer	Unterer Ausreißer	Oberer Extremwert	Unterer Extremwert
AGD	-0,012	-0,011	-0,007	-0,031	-0,020	---	-0,044	---	---
AGK	-0,019	-0,015	-0,012	-0,036	-0,033	---	---	---	---
AOK	-0,013	-0,005	-0,003	-0,036	-0,018	---	---	---	---
PGD	-0,006	-0,001	0,002	-0,018	-0,011	---	-0,025	---	---
PGK	-0,009	-0,005	-0,003	-0,027	-0,018	---	---	---	---
POK	-0,012	-0,002	-0,001	-0,020	-0,017	---	---	---	---
CGD	-0,008	-0,005	0,001	-0,018	-0,013	---	-0,033	---	---
CGK	-0,012	-0,011	-0,011	-0,014	-0,014	---	---	0,000	-0,025
COK	-0,010	-0,004	-0,001	-0,035	-0,019	---	---	---	---
MIE	0,003	0,007	0,010	-0,001	0,000	---	---	---	---
IIE	0,001	0,009	0,013	-0,007	-0,002	---	-0,025	---	---

Die Kombination CGK wies die beiden einzigen Extremwerte (★) dieser Darstellung auf, einen oberen bei 0 mm und einen unteren bei – 0,025 mm. Ansonsten fanden sich nur untere Ausreißer bei der Gruppe AGD mit – 0,044 mm, bei der Gruppe PGD mit – 0,025 mm, bei der Gruppe CGD (**PRESIDENT**, geschlossener Löffel, Doppelmisch) mit – 0,033 mm und schließlich bei der Kombination IIE mit – 0,025 mm. Die Mediane schwankten in einem Bereich von 0,003 mm bei der Kombination MIE bis zu einem Wert

von $-0,019$ mm bei der Gruppe AGK. Dies zeigt wieder die Tendenz zu der Reduktion der Pfeilerhöhen von den Gipsmodellen im Vergleich zum Urmodell (Kapitel 3.1). Die maximalen Werte lagen in einem Bereich zwischen $0,013$ mm der Gruppe IIE und $-0,012$ mm bei der Gruppe AGK. Die Minima reichten von $-0,036$ mm bei den Gruppen AGK und AOK (**AFFINIS™**, offener Löffel, Korrektur) bis $0,007$ mm bei der Kombination MIE. Folgendes Diagramm in Form von Boxplots gibt eine graphische Übersicht:

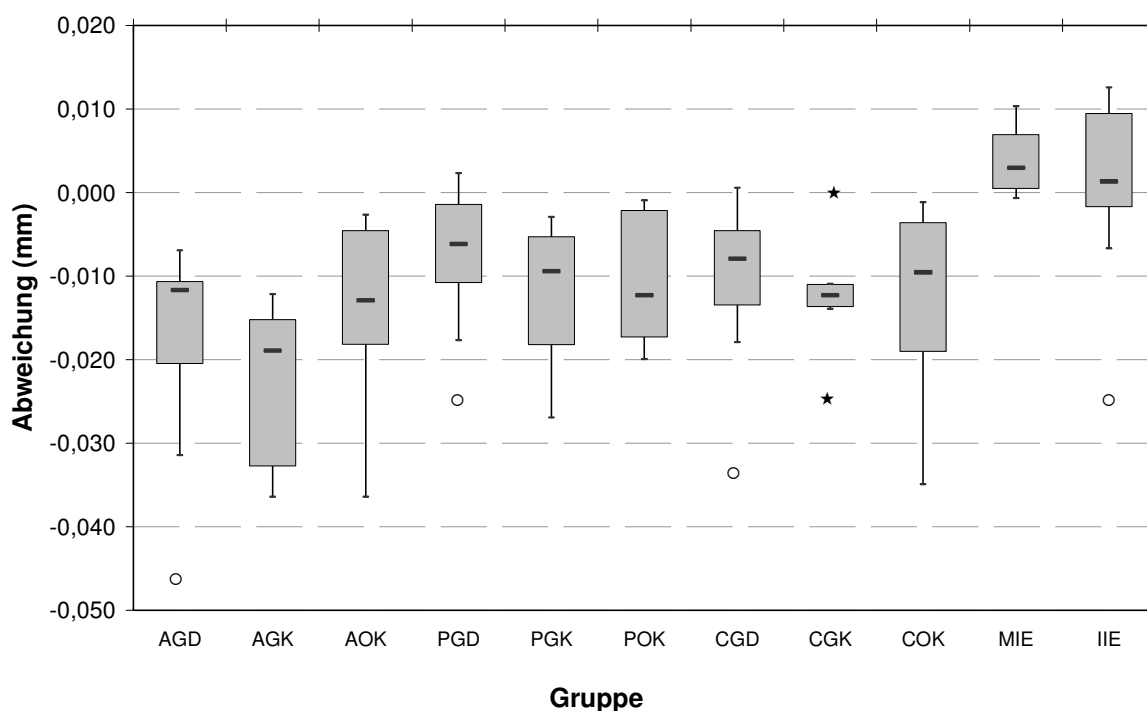


Abb. 35: Relative, mittlere Abweichungen der Pfeilerhöhen zum Urmodell unter Darstellung der untersuchten Gruppen AGD bis IIE in Form von Boxplots (mm)

Es wird nochmals verdeutlicht, dass die Pfeilerhöhen, mit Ausnahme der beiden einphasigen Abformungen MIE und IIE, verkleinert dargestellt wurden. Die geringste Streubreite fand sich bei der Kombination CGK, sie lag bei einem Wert von $0,003$ mm. Die größte Differenz zwischen unterem und oberem Quartil wies die Gruppe AGK auf, sie betrug $0,018$ mm.

Im Folgenden wurden die Gruppen in Bezug auf die Abformmethode zusammengestellt. Die relativen, mittelwertigen Differenzen wurden nach geschlossener Doppelmisch-, offener und geschlossener Korrektur- und nach einphasiger Abformung mit individuellem Löffel unterschieden. Es existierten ein unterer Extremwert in der Gruppe der geschlossenen Doppelmischabformung mit $-0,044$ mm und ein unterer Ausreißer in der Kombination Korrekturabformung mit geschlossenem Löffel mit einem Wert von $-0,036$ mm. Die Mediane befanden sich in einem Bereich von $-0,014$ mm (Korrekturabformung mit geschlossenem Löffel) und $0,003$ mm (einphasige Abformung mit individuellem Löffel). Die maximalen Abweichungen lagen zwischen $-0,003$ mm bei der offenen Korrekturabformung und $0,01$ mm bei der einphasigen Abformung mit individuellem Löffel. Die Minima schwankten zwischen $-0,036$ mm (offene Korrekturabformung) und $-0,001$ mm (einphasige Abformung mit individuellem Löffel).

Tab. 11: Relative, mittlere Abweichungen der Pfeilerhöhen zum Urmodell bezüglich der Methode (Doppelmisch-, Korrektur- und Einphasenabformung) und dem verwendeten Löffel (offen, geschlossen und individuell) unter Darstellung von Median, oberem Quartil, Maximum, Minimum, unterem Quartil, oberem Ausreißer, unterem Ausreißer, oberem Extremwert und unterem Extremwert (mm)

Methode	Median	Oberes Quartil	Maximum	Minimum	Unteres Quartil	Oberer Ausreißer	Unterer Ausreißer	Oberer Extremwert	Unterer Extremwert
Doppelmisch, geschlossen	-0,010	-0,005	0,002	-0,031	-0,014	---	---	---	-0,044
Korrektur, geschlossen	-0,014	-0,010	0,000	-0,035	-0,020	---	-0,036	---	---
Korrektur, offen	-0,013	-0,005	-0,003	-0,036	-0,018	---	---	---	---
Einphasig, individuell	0,003	0,007	0,010	-0,001	0,000	---	---	---	---

Die graphische Veranschaulichung der ermittelten Daten kann Abbildung 36 entnommen werden. In diesem ist abermals gut zu erkennen, dass sich die Pfeilerhöhen im Durchschnitt bei den einphasigen Abformungen mit individuellem Löffel etwas vergrößert haben, wohingegen bei den restlichen Abformkombinationen eine Verkleinerung der Pfeiler in vertikaler Richtung stattgefunden hat. Die geringste Streubreite der Werte wies die Gruppe der einphasigen Abformung mit individuellem Abdrucklöffel auf, sie lag bei

0,007 mm. Die größte Differenz zwischen unterem und oberem Quartil besaß die Kombination der Korrekturabformung mit offenem Löffel mit einer Spanne von 0,013 mm.

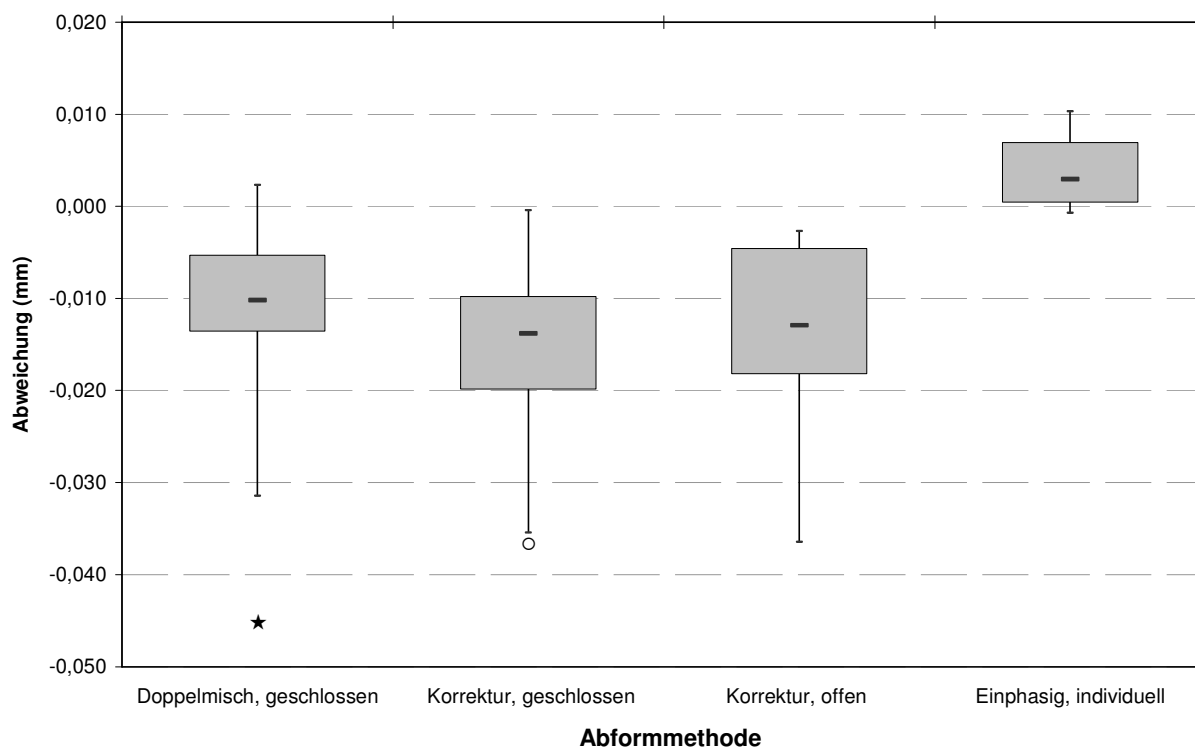


Abb. 36: Relative, mittlere Abweichungen (mm) der Pfeilerhöhen unter Darstellung der verwendeten Methode (Doppelmisch-, Einphasen- und Korrekturabformung) und des Löffels (offen, individuell und geschlossen) in Form von Boxplots

Abschließend wurden die Daten noch hinsichtlich des verwendeten Abdruckmaterials untersucht. Bei dieser Zusammenstellung traten drei untere Ausreißer auf. In der Materialgruppe **AFFINIS™** lag er bei $-0,044$ mm, in der Gruppe **PRESIDENT** bei $-0,035$ mm und bei dem Material **Impregum®** bei $-0,025$ mm. Die Maxima bewegten sich in einem Bereich von $-0,003$ mm bei dem Material **AFFINIS™** bis zu $0,013$ mm bei der Abformmasse **Impregum®**. Die minimalen Werte schwankten zwischen $-0,036$ mm beim Abformmaterial **AFFINIS™** und $-0,001$ mm bei **Monopren®**. Die Mediane reichten von $-0,016$ mm bei **AFFINIS™** bis $0,003$ mm bei **Monopren®**. Auch bei dieser Darstel-

lung der Werte waren die Pfeilerhöhen nur bei den beiden Materialien im Mittel vergrößert, bei denen mit einer einphasigen Abformmethode gearbeitet wurde (**Monopren[®]** und **Impregum[®]**) Die zweiphasig verwendeten Materialien wiesen eine durchschnittliche Verkleinerung der Pfeilerhöhen auf (**AFFINIS[™]**, **PROVIL[®]**, **PRESIDENT**).

Tab. 12: Relative, mittlere Abweichungen der Pfeilerhöhen zum Urmodell bezüglich des Materials (AFFINIS[™], PROVIL[®], PRESIDENT, Monopren[®], Impregum) unter Darstellung von Median, oberem Quartil, Maximum, Minimum, unterem Quartil, oberem Ausreißer, unterem Ausreißer, oberem Extremwert und unterem Extremwert (mm)

Material	Median	Oberes Quartil	Maximum	Minimum	Unteres Quartil	Oberer Ausreißer	Unterer Ausreißer	Oberer Extremwert	Unterer Extremwert
AFFINIS [™]	-0,016	-0,011	-0,003	-0,036	-0,023	---	-0,044	---	---
PROVIL [®]	-0,009	-0,003	0,002	-0,027	-0,017	---	---	---	---
PRESIDENT	-0,012	-0,004	0,001	-0,033	-0,016	---	-0,035	---	---
Monopren [®]	0,003	0,007	0,010	-0,001	0,000	---	---	---	---
Impregum	0,001	0,009	0,013	-0,007	-0,002	---	-0,025	---	---

Im Folgenden sind die mittleren Abweichungen in Bezug auf die Abformmaterialien in Form eines Boxplotdiagrammes wiedergegeben. Man erkennt, dass bei dem Material **Monopren**[®] die kleinste (0,007 mm) und bei **PROVIL**[®] die größte (0,014 mm) Streubreite vorlagen.

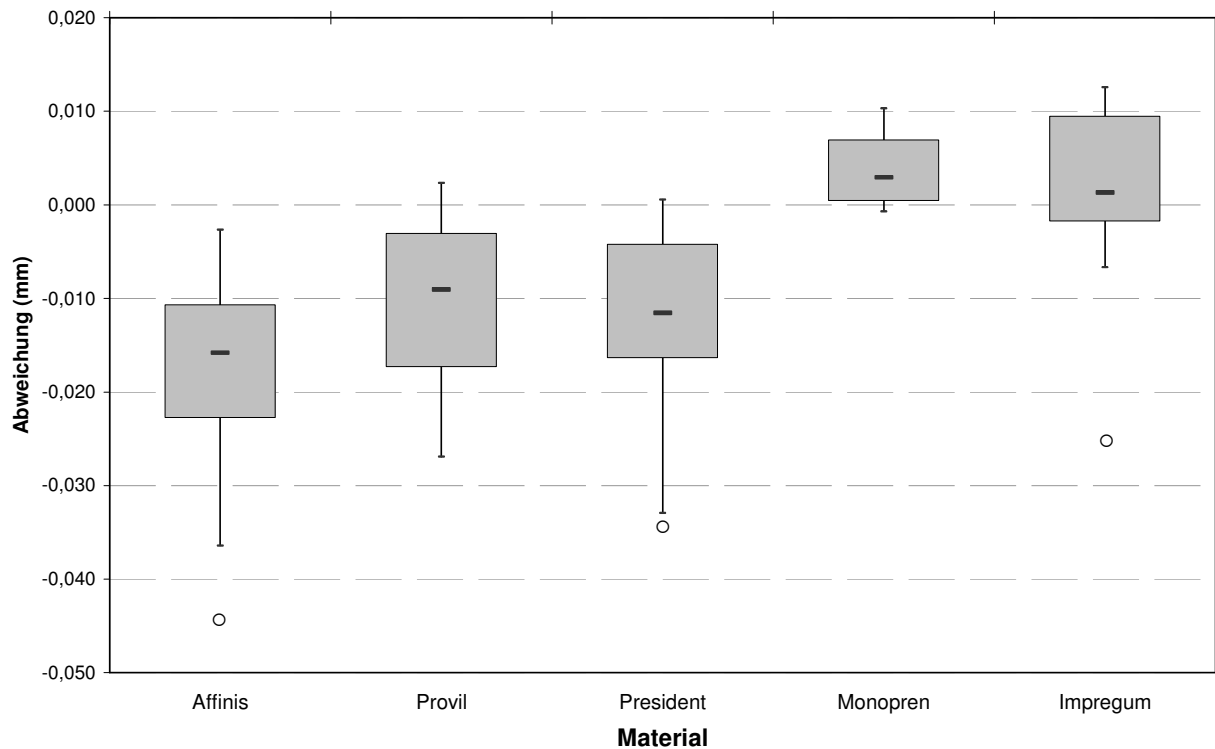


Abb. 37: Graphische Darstellung der relativen, mittleren Abweichungen der Pfeilerhöhen zum Urmodell (mm) bezüglich des Abformmaterials (Affinis, Provil, President, Monopren, Impregum) in Form von Boxplots

3.2 Übersicht der absoluten Abweichungen

Um das Ausmaß der gesamten Abweichungen erfassen zu können, wurde mit den absoluten Werten der Differenzen zum Urmodell gearbeitet, das heißt es gingen nur die Beträge der ermittelten Werte ein. Dazu wurden von jedem Modell die Summen der Abweichungen der Abstände und die der Höhen gebildet ($a_{14} + a_{12} + a_{23} + a_{34}$ und $h_1 + h_2 + h_3 + h_4$). Von diesen Summen wurde der Mittelwert für jede einzelne Gruppe errechnet (Tabelle 13). Mit Hilfe dieser Daten wurde ein Säulendiagramm erstellt (Abbildung 38).

Tab. 13: Absolute, mittelwertige Abweichungen der Pfeilerabstände und -höhen zum Urmodell bezüglich der Gruppen AGD bis IIE

Gruppe	Abstand (mm)	Höhe (mm)
AGD	0,074	0,069
AGK	0,072	0,092
AOK	0,063	0,064
PGD	0,090	0,041
PGK	0,078	0,053
POK	0,062	0,048
CGD	0,064	0,044
CGK	0,054	0,052
COK	0,077	0,063
MIE	0,064	0,024
IIE	0,064	0,039

Die maximale Abweichung bei den Abständen war in der Gruppe PGD zu finden (0,09 mm). Das entsprechende Minimum lag bei 0,054 mm in der Gruppe CGK. Die größte mittlere Gesamtdifferenz der Pfeilerhöhen befand sich bei 0,092 mm in der Gruppe AGK die geringste Abweichung in der Gruppe MIE mit 0,024 mm. Die Differenz der Abstände fiel in fast immer größer aus als die Differenz der Pfeilerhöhen. Ausnahmen bildeten nur die beiden Gruppen AGK und AOK.

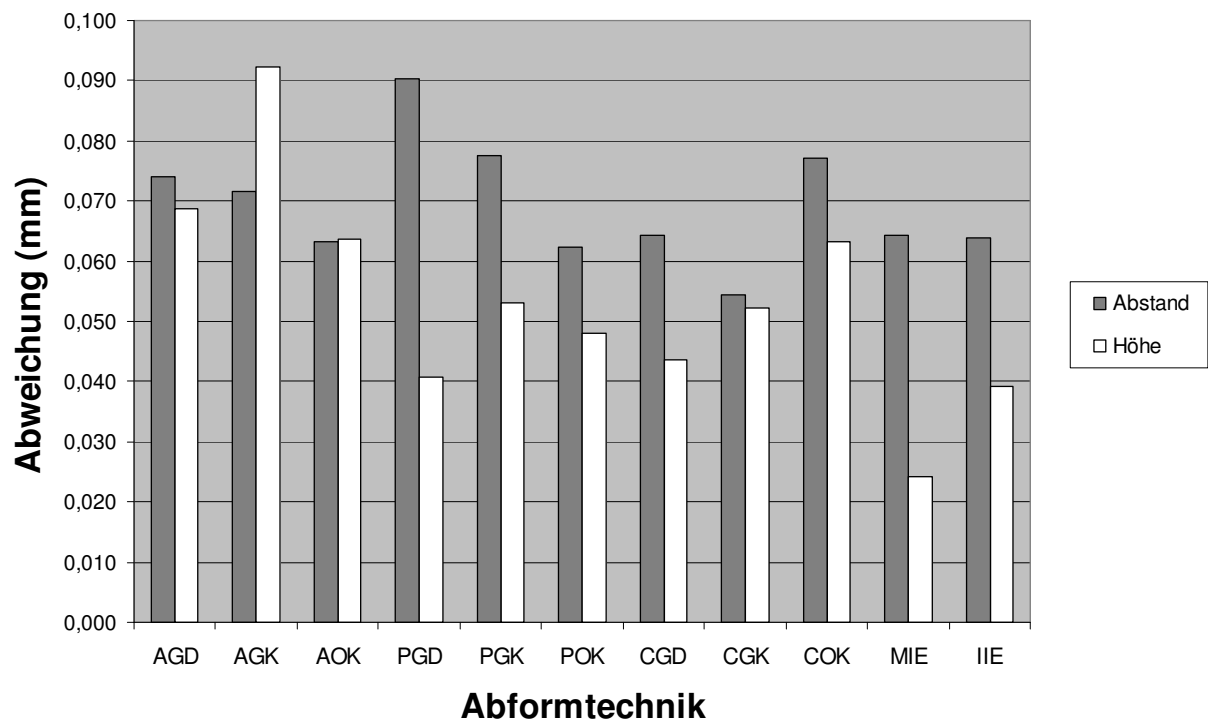


Abb. 38: Absolute, mittelwertige Abweichungen der Pfeilerabstände und –höhen zum Urmodell (mm) in Bezug auf Abformlöffel, -methode und –material (Gruppe AGD bis IIE) in Form eines Säulendiagramms

3.2.1 Absolute Abweichungen der Pfeilerabstände

Von den Summen der Abweichungen der Pfeilerabstände jedes Modells wurden für jede der elf Gruppen signifikante Daten wie Median, Quartile, Extremwerte, Ausreißer, Maximum und Minimum ermittelt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 14 dargestellt. Die Mediane bewegten sich in einem Bereich von 0,051 mm in der Kombination CGK bis 0,077 mm in der Gruppe PGD. Die Maxima waren zwischen 0,072 mm in der Gruppe CGK und 0,142 mm bei der Kombination PGD zu finden. Die Minima lagen zwischen 0,021 mm der Gruppe AGD und 0,067 mm der Gruppe PGD. Obere Ausreißer waren in den Kombinationen AGK mit 0,101 mm, AOK mit 0,127 mm, CGK mit 0,088 mm, MIE mit 0,11 mm und IIE mit 0,107 mm zu finden. Es existierten drei untere Ausreißer in den Gruppen

AGK mit 0,026 mm, MIE mit 0,015 mm und IIE mit 0,014 mm. In der Gruppe AGD lag der einzige obere Extremwert bei 0,214 mm, ein unterer Extremwert war in dieser Darstellung nicht vorhanden.

Tab. 14: Absolute Differenzen der Pfeilerabstände zum Urmodell der Gruppen AGD bis IIE unter Darstellung von Median, oberem Quartil, Maximum, Minimum, unterem Quartil, oberem Ausreißer, unterem Ausreißer, oberem Extremwert und unterem Extremwert (mm)

Gruppe	Median	Oberes Quartil	Maximum	Minimum	Unteres Quartil	Oberer Ausreißer	Unterer Ausreißer	Oberer Extremwert	Unterer Extremwert
AGD	0,067	0,072	0,074	0,021	0,050	---	---	0,214	---
AGK	0,074	0,079	0,089	0,062	0,065	0,101	0,026	---	---
AOK	0,056	0,077	0,084	0,023	0,048	0,127	---	---	---
PGD	0,077	0,102	0,142	0,067	0,073	---	---	---	---
PGK	0,073	0,106	0,129	0,029	0,047	---	---	---	---
POK	0,063	0,085	0,107	0,026	0,035	---	---	---	---
CGD	0,051	0,094	0,114	0,033	0,041	---	---	---	---
CGK	0,052	0,059	0,072	0,030	0,047	0,088	---	---	---
COK	0,074	0,090	0,102	0,052	0,068	---	---	---	---
MIE	0,069	0,076	0,085	0,023	0,059	0,110	0,015	---	---
IIE	0,065	0,074	0,089	0,042	0,056	0,107	0,014	---	---

In der graphischen Darstellung in Form eines Boxplotdiagrammes (Abbildung 39) ist zu sehen, dass auf Grund der Verwendung der Beträge keine Nullwerte existieren, somit die y-Achse im Nullpunkt beginnt. Außerdem ist zu erkennen, dass die Streubreiten der Gruppen AGK, CGK, MIE und IIE sehr klein ausfielen, sie lagen zwischen 0,012 mm und 0,018 mm. Dagegen besaßen die Kombinationen PGK, POK (**PROVIL**[®], offener Löffel, Korrektur) und CGK die größten Streubreiten, sie bewegten sich zwischen 0,061 mm und 0,05 mm.

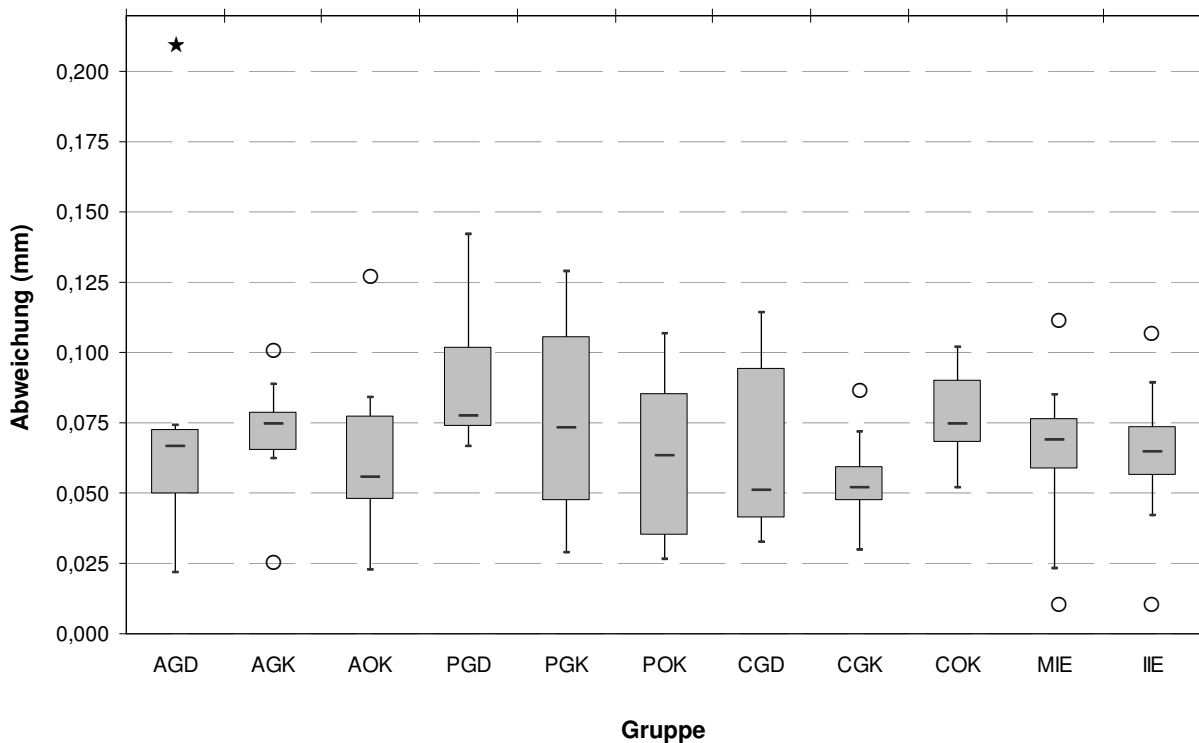


Abb. 39: Graphische Darstellung der Summen der absoluten Differenzen der Pfeilerabstände zum Urmodell (mm) in Bezug auf Abformlöffel, -methode und -material (Gruppe AGD bis IIE) in Form von Boxplots

3.2.2 Absolute Abweichungen der Pfeilerhöhen

Entsprechend Kapitel 3.2.1 wurden mit Hilfe der Summen der absoluten Differenzen eine tabellarische und graphische Übersicht über die charakteristischen Daten der Pfeilerhöhen erstellt. Die Mediane schwankten zwischen 0,024 mm der Gruppe MIE und 0,076 mm der Gruppe AGK. Die maximalen Abweichungen bewegten sich in einem Raum von 0,071 mm der Kombination PGD bis zu 0,146 mm der Gruppe AGK. Die Minima waren in einem Bereich von 0,008 mm der Gruppen PGD und MIE bis 0,054 mm in der Gruppe AGK zu finden. Obere Ausreißer existierten in den Gruppen AGD mit 0,177 mm, AOK mit 0,146 mm, PGD mit 0,102 mm, CGD mit 0,132 mm, CGK mit 0,101 mm und IIE mit 0,099 mm. Ein unterer Ausreißer war mit einem Wert von 0,017 mm in der Kombination CGK zu finden. Es sind keine Extremwerte aufgetreten.

Tab. 15: Absolute Differenzen der Pfeilerhöhen zum Urmodell der Gruppen AGD bis IIE unter Darstellung von Median, oberem Quartil, Maximum, Minimum, unterem Quartil, oberem Ausreißer, unterem Ausreißer, oberem Extremwert und unterem Extremwert (mm)

Gruppe	Median	Oberes Quartil	Maximum	Minimum	Unteres Quartil	Oberer Ausreißer	Unterer Ausreißer	Oberer Extremwert	Unterer Extremwert
AGD	0,047	0,082	0,126	0,028	0,043	0,177	---	---	---
AGK	0,076	0,131	0,146	0,054	0,061	---	---	---	---
AOK	0,061	0,076	0,089	0,020	0,036	0,146	---	---	---
PGD	0,033	0,054	0,071	0,008	0,022	0,102	---	---	---
PGK	0,039	0,074	0,108	0,019	0,035	---	---	---	---
POK	0,055	0,069	0,080	0,011	0,024	---	---	---	---
CGD	0,032	0,054	0,072	0,011	0,018	0,132	---	---	---
CGK	0,050	0,061	0,085	0,015	0,044	0,101	0,017	---	---
COK	0,056	0,078	0,140	0,024	0,029	---	---	---	---
MIE	0,024	0,029	0,045	0,008	0,016	---	---	---	---
IIE	0,033	0,046	0,077	0,012	0,017	0,099	---	---	---

Im Boxplotdiagramm (Abbildung 40) ist überdies zu erkennen, dass in den Kombinationen CGK und MIE die Streubreiten gering ausfielen (0,017 mm bzw. 0,013 mm). Im Gegensatz dazu besaß die Gruppe AGK mit einem Wert von 0,07 mm die höchste Streubreite.

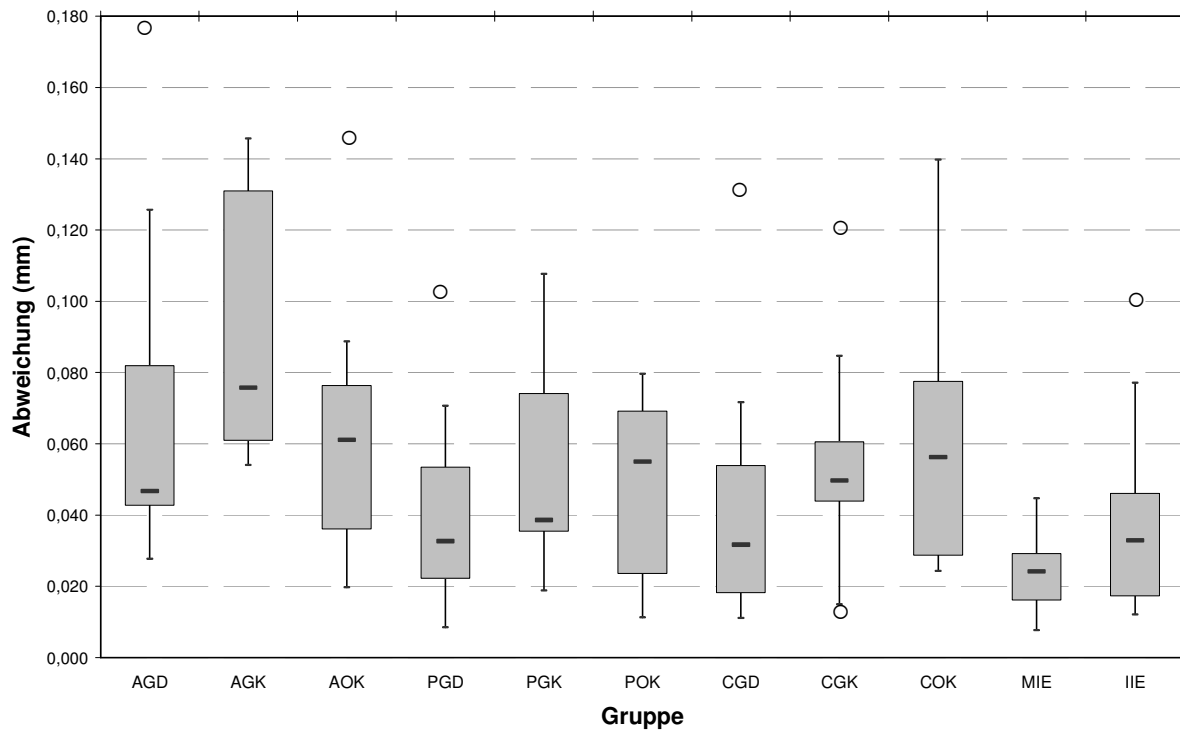


Abb. 40: Graphische Darstellung der Summen der absoluten Differenzen der Pfeilerhöhen zum Urmodell (mm) in Bezug auf Abformlöffel, -methode und -material (Gruppe AGD bis IIE) in Form von Boxplots

3.3 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit Hilfe der absoluten Werte der Abweichungen zum Referenzwert, dem Urmodell. Die Betrachtung der Pfeilerabstände und -höhen wurde in den meisten Fällen getrennt vorgenommen. Im Folgenden wurden die drei Fragestellungen dieser Studie statistisch geprüft (Kapitel. 2.4.4).

3.3.1 Vergleich von individueller Abformung, offener und geschlossener Korrekturabformung

Mit Hilfe dieser Fragestellung wurde getestet, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den einphasigen Abformungen mit individuellem Löffel und den Korrekturabformungen sowohl mit geschlossenem als auch mit offenem Löffel besteht. Als statistisches Testverfahren wurde hierbei der nichtparametrische Kruskal-Wallis-Test angewendet, welcher die Mediane der drei Gruppen explorativ vergleicht. Die Gruppen Nr. 2, 5 und 8 wurden unter der Gruppe der geschlossenen Korrekturabformung betrachtet. In der Kategorie offene Korrekturabformung wurden die Gruppen Nr. 3, 6 und 9 zusammengefasst. Unter die Kombination der individuellen Einphasenabformung fielen die Gruppen Nr. 10 und 11.

Tab. 16: Übersicht der verarbeiteten Fälle Übersicht der verarbeiteten Fälle zur Signifikanzprüfung in Bezug auf den Abformlöffel unter Darstellung der gültigen, fehlenden und gesamten Fälle

	Löffel	Fälle					
		Gültig		Fehlend		Gesamt	
		N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Differenz zum	offen	30	100,0%	0	0,0%	30	100,0%
Urmodell	geschlossen	30	100,0%	0	0,0%	30	100,0%
	individuell	20	100,0%	0	0,0%	20	100,0%

Zunächst wurden die Summen der absoluten Differenzen der Pfeilerabstände betrachtet. Hierbei fällt auf, dass die statistischen Werte der drei untersuchten Kombinationen sehr nah beieinander lagen. So wiesen alle drei Gruppen dieselbe Standardabweichung auf (0,026 mm). Die Mittelwerte schwankten nur zwischen 0,064 mm (individueller Löffel) und 0,068 mm (offene und geschlossene Korrekturabformung), der Median zwischen 0,064 mm (geschlossene Korrekturabformung) und 0,07 mm (offene Korrekturabformung). Auf Grund der geringen Streuung der Ergebnisse des individuellen Löffels existierte eine hohe Anzahl von Ausreißern (0,013 mm, 0,015 mm, 0,023 mm, 0,107 mm und 0,11 mm). Er wies außerdem den größten Minimalwert (0,042 mm) und den kleins-

ten Maximalwert (0,089 mm) auf, welche ebenfalls auf die hohe Reproduzierbarkeit der Werte zurück zu führen sind. Die Minima und Maxima der offenen (0,023 mm und 0,127 mm) und geschlossenen (0,026 mm und 0,129 mm) Korrekturabformung lagen nah beieinander. Mit dem Kruskal-Wallis-Test ließ sich zwischen den drei verwendeten Löffel in Bezug auf die Pfeilerabstände kein signifikanter Unterschied feststellen ($p = 0,943$).

Tab. 17: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen der Pfeilerabstände zum Urmodell in Bezug auf den Abformlöffel (offen, geschlossen und individuell) unter Darstellung von Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum (mm)

		Statistik				
		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Differenz der	offen	0,068	0,070	0,026	0,023	0,127
Abstände zum	geschlossen	0,068	0,064	0,026	0,026	0,129
Urmodell	individuell	0,064	0,067	0,026	0,042	0,089

Abbildung 41 stellt die ermittelten Werte graphisch in Form von Boxplots dar. Hierbei wird nochmals die Ähnlichkeit der Ergebnisse von offener und geschlossener Korrekturabformung hervorgehoben. Überdies fällt die geringe Streuung der Werte der individuellen Einphasenabformung auf.

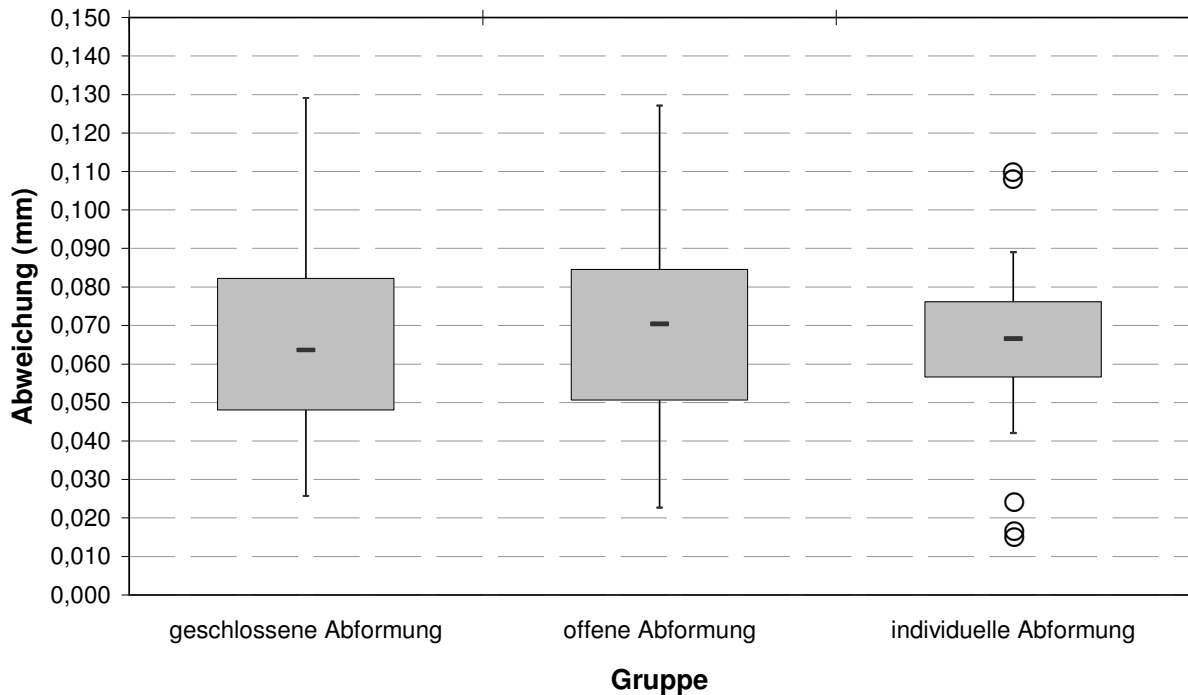


Abb. 41: Graphische Darstellung der absoluten Abweichungen der Pfeilerabstände zum Urmodell (mm) in Bezug auf den Abformlöffel (geschlossen, offen und individuell) in Form von Boxplots

Die Differenzen der Pfeilerhöhen zum Urmodell (Tabelle 18) zeigen, dass die Einphasenabformungen mit individuellem Löffel hier die besten Ergebnisse erbrachten. Der Median wies mit einer Abweichung von 0,025 mm die geringste Differenz zum Urmodell auf. Auch die Distanz zwischen Minimum und Maximum war mit 0,041 mm die kleinste ebenso die Standardabweichung mit 0,023 mm. Am stärksten wich der Median der offenen Korrekturabformungen mit 0,06 mm vom Referenzwert ab. Den größten mittleren Fehler und damit die am wenigsten konstanten Werte besaß die geschlossene Korrekturabformung mit 0,036 mm. Insgesamt betrachtet wiesen die geschlossene und die offene Korrekturabformung, wie schon bei der Bewertung der Pfeilerabstände, relativ ähnliche Ergebnisse auf. Der Kruskal-Wallis-Test ergab einen statistisch signifikanten Unterschied ($p < 0,001$), welcher zwischen den guten Ergebnissen der individuellen Einphasenabformung und den etwas schlechter abschneidenden Korrekturabformungen besteht.

Tab. 18: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen der Pfeilerhöhen zum Urmodell in Bezug auf den Abformlöffel (offen, geschlossen und individuell) unter Darstellung von Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum (mm)

		Statistik				
		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Differenz der Höhen zum Urmodell	offen	0,058	0,060	0,034	0,011	0,140
	geschlossen	0,066	0,057	0,036	0,015	0,139
	individuell	0,032	0,025	0,023	0,008	0,049

Abbildung 42 stellt die Ergebnisse nochmals in Form von Boxplots graphisch dar. Hierbei wiesen die einphasigen Abformungen die dem Urmodell am nächsten kommenden Ergebnisse auf. Die beiden Korrekturabformungen wichen in ähnlichem Maße von dem Referenzwert ab. Die geschlossene Korrekturabformung besaß, wie die individuelle Abformung (0,099 mm und 0,077 mm), zwei obere Ausreißer (0,146 mm und 0,142 mm).

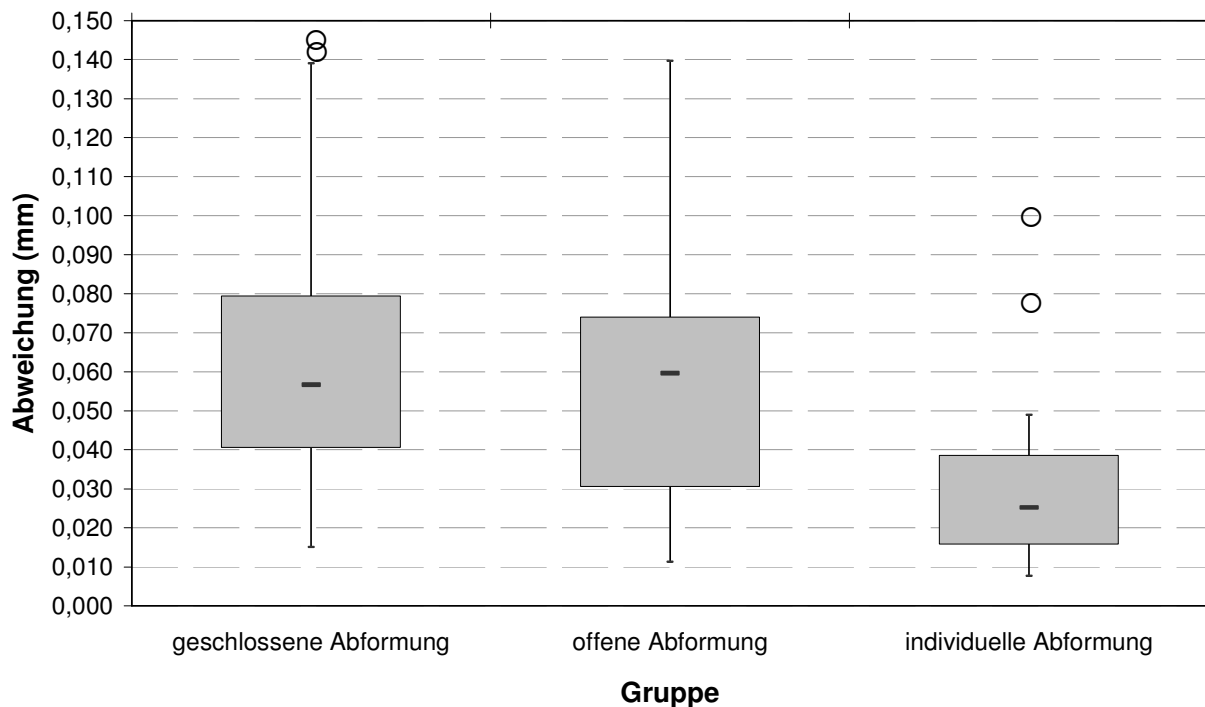


Abb. 42: Graphische Darstellung der absoluten Abweichungen der Pfeilerhöhen zum Urmodell (mm) in Bezug auf den Abformlöffel (offen, geschlossen und individuell) in Form von Boxplots

Fasst man die Ergebnisse von den Pfeilerabständen und -höhen zusammen, so zeigte sich auch hier ein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0,027$), wobei die beiden Korrekturabformungen vergleichbare Differenzen zum Urmodell aufwiesen. Die dem Urmodell am nächsten kommenden Werte wurden mit den Modellen der individuellen Einphasenabformung erzielt.

3.3.2 Direkter Vergleich von offener und geschlossener Korrekturabformung bezüglich des Materials

Durch den Vergleich von offener und geschlossener Korrekturabformung wurde zum einen die Qualität der beiden Abformlöffel einander gegenübergestellt. Zum anderen wurde das Abformmaterial ermittelt, welches mit dem jeweiligen Löffel die besten Ergebnisse erzielt.

In der Kategorie **AFFINIS™** wurden die Gruppen Nr. 2 und 3, in der Kategorie **PROVIL®** die Gruppen Nr. 5 und 6 und in der Kategorie **PRESIDENT** die Gruppen Nr. 8 und 9 betrachtet. Für die statistische Auswertung der Daten wurden die Summen der absoluten Abweichungen zum Urmodell verwendet, die Werte der Pfeilerabstände und -höhen wurden addiert. Dies hatte auch die höheren Zahlenwerte zur Folge, mit welchen bei dieser Fragestellung gearbeitet wurde. Durch die Zusammenfassung der Pfeilerabstände und -höhen wurde die Übersichtlichkeit gewährleistet.

Tab. 19: Übersicht der verarbeiteten Fälle zur Signifikanzprüfung in Bezug auf das Abformmaterial (Affinis, Provil, President) unter Darstellung der gültigen, fehlenden und gesamten Fälle

		Verarbeitete Fälle					
		Fälle					
		Gültig		Fehlend		Gesamt	
Differenz zum Urmodell	Material	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
	Affinis	20	100.0%	0	.0%	20	100.0%
	Provil	20	100.0%	0	.0%	20	100.0%
	President	20	100.0%	0	.0%	20	100.0%

Tabelle 20 zeigt, dass die Ergebnisse dieser Fragestellung sehr indifferent sind. In der Gegenüberstellung von den beiden Abformlöffeln schnitt der geschlossene Löffel bei der Betrachtung des Medians unter Verwendung der Materialien **AFFINIS™** (0,143 mm gegenüber 0,118 mm) und **PROVIL®** (0,137 mm gegenüber 0,119 mm) schlechter als der offene Löffel ab. Bei den Abformungen mit **PRESIDENT** lag dagegen der Median im Falle des offenen Löffels bei 0,133 mm, der des geschlossenen Löffels bei 0,102 mm. Der geschlossene Löffel lieferte mit diesem Material auch einen geringeren mittleren Fehler (0,028 mm) als der offene Löffel (0,049 mm). Mit dem Abformmaterial **AFFINIS™** wurden ähnliche Werte in der Standardabweichung erzielt, mit **PROVIL®** wies jedoch der offene Löffel den kleineren mittleren Fehler auf (0,038 mm gegenüber 0,051 mm). Die Minima bewegten sich in einem Bereich von 0,042 mm (**AFFINIS™** offen) bis 0,105 mm (**AFFINIS™** geschlossen). Die maximalen Abweichungen lagen zwischen 0,15 mm (**PRESIDENT** geschlossen) und 0,242 mm (**PRESIDENT** offen). Für den geschlossenen Löffel eignet sich hiernach das Material **PRESIDENT** am besten, die höchsten Abweichungen zum Urmodell ergaben sich mit **AFFINIS™**. Mit **PROVIL®** ließ sich die größte reproduzierbare Dimensionstreue mit dem offenen Löffel erzielen.

Tab. 20: Deskriptive Statistik der absoluten, summierten Abweichungen der Pfeilerabstände und -höhen zum Urmodell in Bezug auf das Abformmaterial (Affinis™, Provil® und President) und den Abformlöffel (offen und geschlossen) unter Darstellung von Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum (mm)

Material	Löffel	Statistik				
		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
AFFINIS™	geschlossen	0,164	0,143	0,050	0,105	0,230
	offen	0,127	0,118	0,053	0,042	0,230
PROVIL®	geschlossen	0,131	0,137	0,051	0,048	0,154
	offen	0,110	0,119	0,038	0,063	0,170
PRESIDENT	geschlossen	0,107	0,102	0,028	0,073	0,150
	offen	0,140	0,133	0,049	0,082	0,242

In Abbildung 43 werden die Daten nochmals als Diagramm wiedergegeben. Bei der offenen Korrekturabformung mit **PROVIL**[®] und der geschlossenen Korrekturabformung mit **PRESIDENT** fielen die geringe Streuung der Werte und die relativ geringe Differenz zum Urmodell (entspricht dem Nullpunkt) auf. Hingegen wurde mit der geschlossenen Abformung mit dem Material **AFFINIS**[™] die geringste reproduzierbare Dimensionstreuung erzielt.

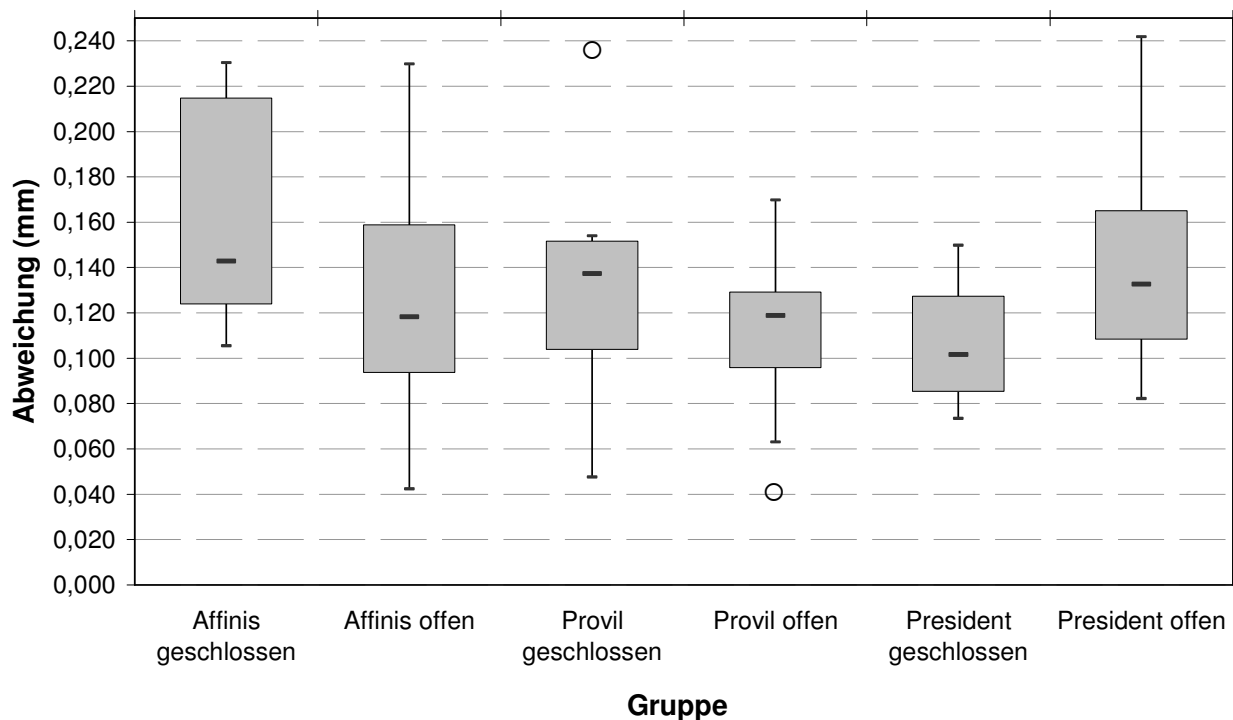


Abb. 43: Graphische Darstellung der absoluten, summierten Abweichungen der Pfeilerabstände und –höhen zum Urmodell (mm) in Bezug auf das Abformmaterial (Affinis[™], Provil[®] und President) und den Abformlöffel (offen und geschlossen) in Form von Boxplots

Zur genaueren Betrachtung wurden die Ergebnisse beider Löffel für jedes Material in Tabelle 21 zusammengefasst. Die stärksten Abweichungen zum Referenzwert traten hier mit dem Abformmaterial **AFFINIS™** auf. Es wies den höchsten Mittelwert (0,145 mm), den höchsten Median (0,132 mm) und die höchste Standardabweichung (0,054 mm) auf. Die Materialien **PROVIL®** und **PRESIDENT** wiesen relativ ähnliche Ergebnisse auf. Besonders auffällig ist die geringere Streuung der Ergebnisse im Gegensatz zu **AFFINIS™** (**PROVIL®** 0,045 mm und **PRESIDENT** 0,043 mm). Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied feststellen ($p = 0,305$).

Tab. 21: Deskriptive Statistik der absoluten, summierten Abweichungen der Pfeilerabstände und -höhen zum Urmodell in Bezug auf das Abformmaterial (Affinis, Provil, President) unter Darstellung von Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum (mm)

	Material	Statistik				
		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Differenz	AFFINIS™	0,145	0,132	0,054	0,042	0,230
zum	PROVIL®	0,121	0,124	0,045	0,038	0,170
Urmodell	PRESIDENT	0,124	0,118	0,043	0,073	0,183

Abbildung 44 zeigte die graphische Darstellung der absoluten Abweichungen in Bezug auf das Abformmaterial. Man erkennt die relativ kleine Differenz zwischen den Medianen und die relativ große Streuung der Werte bei **AFFINIS™**. **PROVIL®** besaß einen oberen Ausreißer bei 0,237 mm, **PRESIDENT** bei 0,242 mm.

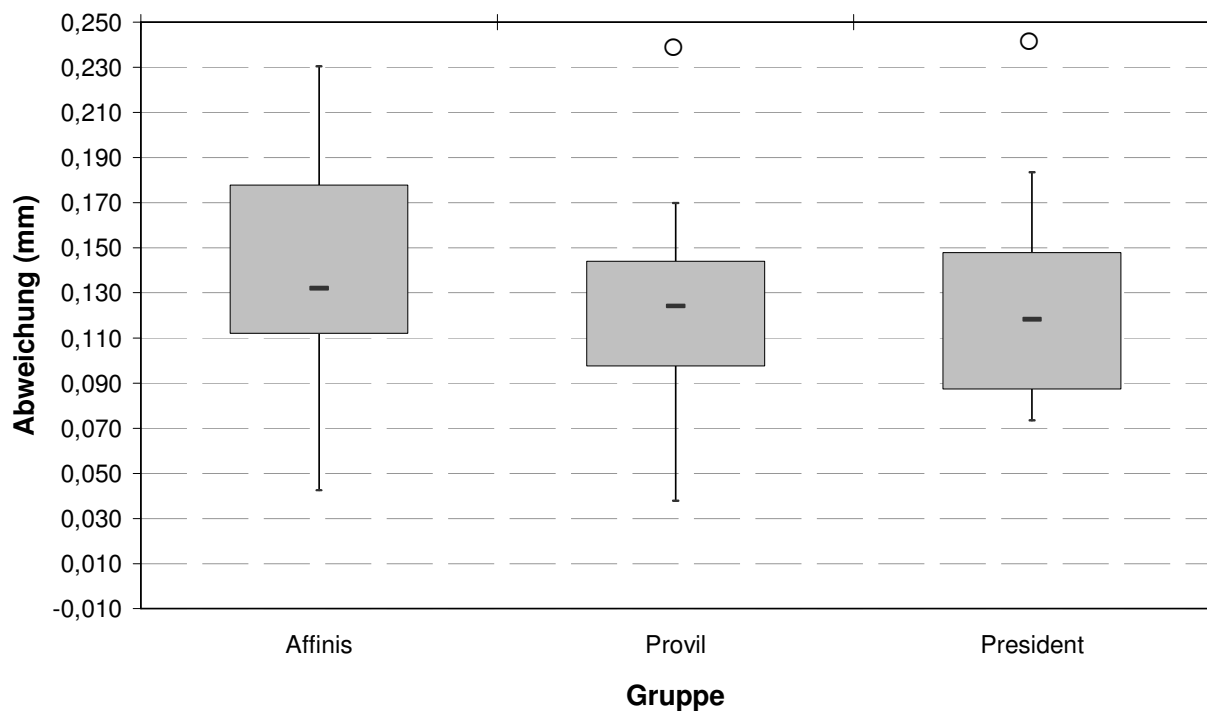


Abb. 44: Graphische Darstellung der absoluten Abweichungen zum Urmodell (mm) in Bezug auf das Abformmaterial (AffinisTM, Provil[®] und President) in Form von Boxplots

In der direkten Gegenüberstellung von offener und geschlossener Korrekturabformung unter Zusammenfassung der verschiedenen Materialien und der Pfeilerabstände mit den -höhen fielen die Ergebnisse relativ gleich aus. Der Median der geschlossenen Abformung fand sich bei 0,130 mm, der Median der offenen Korrekturabformung lag bei 0,123 mm. Die geschlossene Abformung wies einen mittleren Fehler von 0,049 mm auf, die offene Abformung von 0,047 mm. Die Minima lagen bei 0,048 mm (geschlossene Abformung) und 0,038 mm (offene Abformung), die Maxima bei 0,224 mm (geschlossene Abformung) und 0,183 mm (offene Abformung). Insgesamt lieferte der offene Löffel geringfügig dimensionstreuere Ergebnisse. Die statistische Signifikanzprüfung mittels Mann-Whitney-U-Test ergab, dass kein signifikanter Unterschied zwischen dem offenen und dem geschlossenen Löffel existiert ($p = 0,668$).

Tab. 22: Deskriptive Statistik der absoluten, summierten Abweichungen der Pfeilerabstände und -höhen zum Urmodell in Bezug auf den Abformlöffel (offen und geschlossen) unter Darstellung von Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum (mm)

		Statistik				
		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Differenzen zum Urmodell	geschlossen	0,134	0,130	0,049	0,048	0,230
	offen	0,126	0,123	0,047	0,042	0,242

Das unten stehende Boxplot-Diagramm verdeutlicht bildlich die geringen Unterschiede zwischen den Ergebnissen der beiden Abformlöffel. Außerdem fanden sich bei beiden Löffeln je zwei obere Ausreißer. Beim geschlossenen Löffel lagen sie bei 0,237 mm und 0,23 mm, beim offenen Löffel bei 0,242 mm und 0,23 mm.

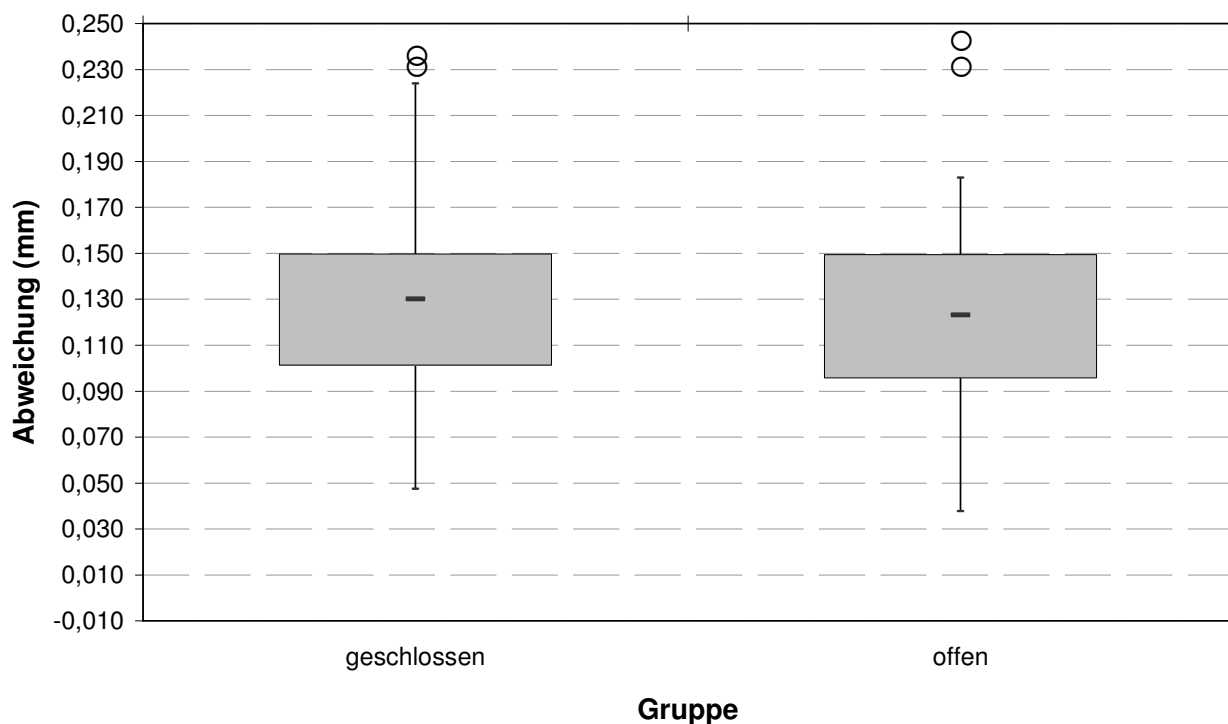


Abb. 45: Graphische Darstellung der absoluten, summierten Abweichungen der Pfeilerabstände und -höhen zum Urmodell (mm) in Bezug auf den Abformlöffel (offen und geschlossen) in Form von Boxplots

3.3.3 Gegenüberstellung von geschlossener Korrekturabformung und Doppelmischabformung

Für den Vergleich von der Korrekturabformung mit geschlossenem Abformlöffel mit der Doppelmischabformung wurden die Gruppen Nr. 2, 5 und 8 den Gruppen Nr.1, 4 und 7 gegenübergestellt. Gerechnet wurde mit den Summen der absoluten Abweichungen der Modelle zum Urmodell. Pfeilerabstände und -höhen wurden getrennt betrachtet. Die statistische Signifikanzprüfung erfolgte unter Verwendung des Mann-Whitney-U-Tests, ein nichtparametrischer Test für zwei Stichproben.

Tab. 23: Übersicht der verarbeiteten Fälle zur Signifikanzprüfung in Bezug auf die Abformmethode (Doppelmisch- und Korrekturabformung) unter Darstellung der gültigen, fehlenden und gesamten Fälle

Methode	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Doppelmisch	30	100,0%	0	0,0%	30	100,0%
Korrektur	30	100,0%	0	0,0%	30	100,0%

Im direkten Vergleich der Doppelmisch- und der geschlossenen Korrektur erkennt man bei der Betrachtung der Pfeilerabstände, dass die Korrekturabformung etwas bessere Ergebnisse als die Doppelmischabformung lieferte. So lag der Median im Falle der Korrekturabformung bei 0,064 mm, bei der Doppelmischabformung hingegen bei 0,07 mm. Auch der mittlere Fehler der Doppelmischabformung war etwas größer (0,027 mm gegenüber 0,039 mm). Die genannten Unterschiede erwiesen sich aber im statistischen Signifikanztest als nicht signifikant ($p = 0,492$).

Tab. 24: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen der Pfeilerabstände zum Urmodell in Bezug auf die Abformmethode (Doppelmisch- und Korrekturabformung) unter Darstellung von Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum (mm)

		Statistik				
		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Differenz der Abstände zum Urmodell	Doppelmisch	0,076	0,070	0,039	0,021	0,142
	Korrektur	0,068	0,064	0,027	0,026	0,102

Anschließend wurden die Differenzen der Pfeilerhöhen zum Urmodell betrachtet (Tab. 25). Die Doppelmischabformung ergab bei dieser Betrachtung die genaueren Resultate, der Median hatte einen Wert von 0,043 mm, bei der geschlossenen Korrekturabformung lag er hingegen bei 0,057 mm. Die Standardabweichungen der beiden untersuchten Methoden unterschieden sich nur minimal voneinander, die Doppelmischabformung wies aber den größeren mittleren Fehler auf (0,04 mm gegenüber 0,036 mm). Der Unterschied zwischen den beiden getesteten Methoden erwies sich in Bezug auf die Pfeilerhöhen als statistisch signifikant ($p = 0,032$).

Tab. 25: Deskriptive Statistik der absoluten Abweichungen der Pfeilerhöhen zum Urmodell in Bezug auf die Abformmethode (Doppelmisch- und Korrekturabformung) unter Darstellung von Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum (mm)

		Statistik				
		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Differenz der Höhen zum Urmodell	Doppelmisch	0,051	0,043	0,040	0,009	0,102
	Korrektur	0,066	0,057	0,036	0,015	0,129

Abbildung 46 gibt die Werte in Form eines Diagramms wieder. Man erkennt die relativ kleine Differenz der Pfeilerhöhen zum Referenzwert bei der Doppelmischabformung. Allerdings traten hier ein Extremwert (0,177 mm) und zwei obere Ausreißer (0,132 mm und 0,126 mm) auf. Weitere obere Ausreißer fanden sich bei der Betrachtung der Pfei-

lerabstände bei der Doppelmischabformung (0,214 mm) und der Pfeilerhöhen bei der geschlossenen Korrekturabformung (0,146 mm und 0,142 mm).

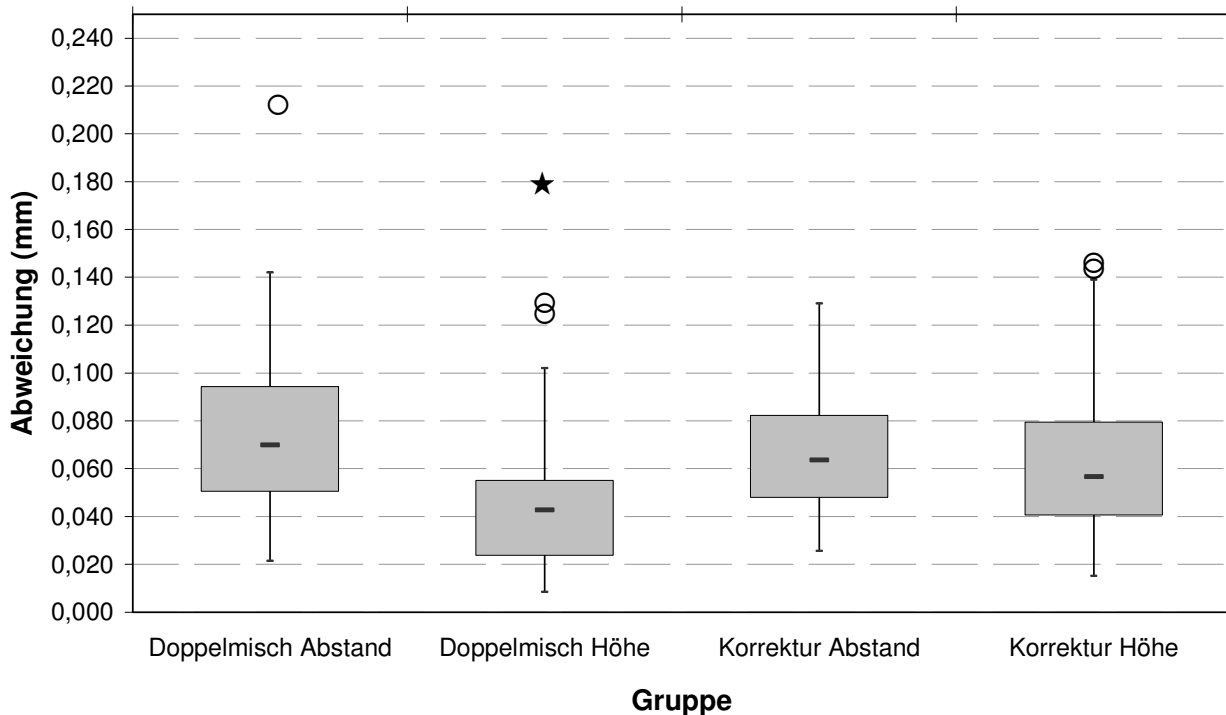


Abb. 46: Graphische Darstellung der absoluten Abweichungen der Pfeilerabstände und -höhen zum Urmodell (mm) in Bezug auf die Abformmethode (Doppelmisch- und Korrekturabformung) in Form von Boxplots

Betrachtet man die Differenzen der Abstände und Höhen zusammengefasst, so erhält man für die Doppelmischabformung das genauere Resultat, ihr Median lag bei 0,056 mm im Gegensatz zu 0,065 mm bei der geschlossenen Korrekturabformung. Der mittlere Fehler besaß bei beiden Abformmethoden einen Wert von 0,025 mm. Die Minima lagen relativ nah beieinander (Doppelmisch 0,053 mm; Korrektur 0,048 mm), bei den maximalen Werten war eine gewisse Differenz festzustellen (Doppelmisch 0,244 mm; Korrektur 0,217 mm). Durch die statistische Signifikanzprüfung mit dem Mann-Whitney-U-Test ließ sich aber kein signifikanter Unterschied feststellen ($p = 0,433$).

Tab. 26: Deskriptive Statistik der summierten, absoluten Abweichungen der Pfeilerabstände und –höhen zum Urmodell in Bezug auf die untersuchte Abformmethode (Doppelmisch- und Korrekturabformung) unter Darstellung von Mittelwert, Median, Standardabweichung, Minimum und Maximum (mm)

Methode		Statistik				
		Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Differenz zum	Doppelmisch	0,064	0,056	0,025	0,053	0,244
Urmodell	Korrektur	0,067	0,065	0,025	0,048	0,217

Abbildung 47 verdeutlicht die Resultate graphisch in Form eines Boxplot-Diagrammes. Obere Ausreißer fanden sich bei der Doppelmischabformung bei 267 mm und bei der geschlossenen Korrekturabformung bei 0,237 mm, 0,23 mm und 0,224 mm.

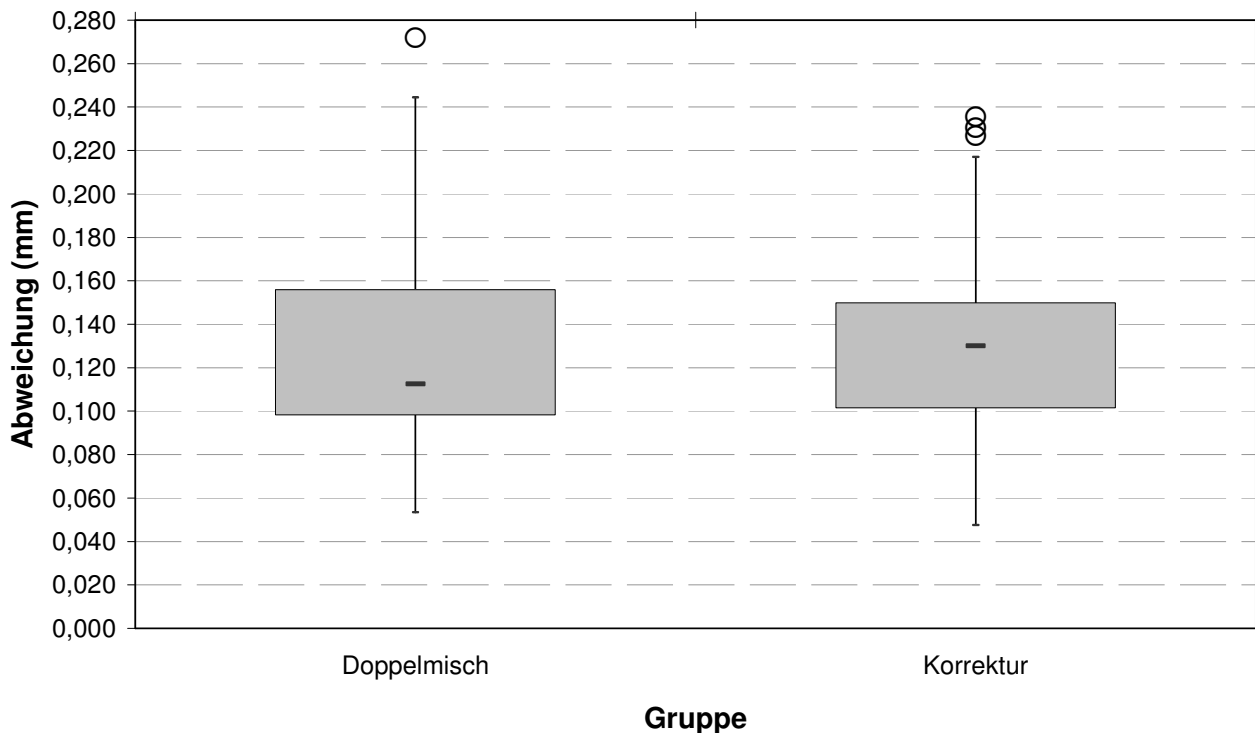


Abb. 47: Graphische Darstellung der summierten, absoluten Abweichungen von Pfeilerabständen und –höhen (mm) zum Urmodell in Bezug auf die Abformmethode (Doppelmisch- und Korrekturabformung) in Form von Boxplots

3.4 Resümee der Ergebnisse

Die Pfeilerabstände der Gipsmodelle waren bei allen elf untersuchten Abformungsmethoden gegenüber dem Urmodell im Durchschnitt vergrößert. Im Gegensatz dazu wurden die Pfeilerhöhen in fast allen Fällen mittelwertig verkleinert wiedergegeben. Ausnahmen bildeten hier nur die beiden Einphasenabformungen mit individuellem Löffel. In diesen zwei Gruppen wurden die Höhen durchschnittlich leicht größer dargestellt.

Aus dem Vergleich der Löffel miteinander ergab sich, dass zwischen ihnen in Bezug auf die Pfeilerhöhe ein signifikanter Unterschied besteht. Hierbei wichen die Resultate des offenen und des geschlossenen metallischen Serienlöffels statistisch auffällig von den Werten des individuellen Löffels ab. Bezüglich der Pfeilerabstände ließ sich keine statistische Signifikanz in den Abweichungen zum Referenzwert feststellen.

Als bestes Abformmaterial für den geschlossenen metallischen Serienlöffel in Verbindung mit der Korrekturabformung erwies sich **PRESIDENT**. Dagegen wurden die besten Ergebnisse bei der offenen Korrekturabformung mit **PROVIL**[®] erzielt. Fasste man die Ergebnisse der offenen und geschlossenen metallischen Serienlöffel zusammen, so ergaben die Abformmaterialien **PROVIL**[®] und **PRESIDENT** ähnlich gute Werte, das Abformmaterial **AFFINIS**[™] lieferte hier etwas weniger dimensionstreue Ergebnisse. Es konnten allerdings keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den drei verwendeten Silikonen ermittelt werden.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse des offenen gegenüber denen des geschlossenen Serienlöffels zeigte keine signifikanten Unterschiede.

Die Doppelmischabformung mit metallischem Serienlöffel ergab gegenüber der geschlossenen Korrekturabformung in Bezug auf die Pfeilerhöhen ein statistisch signifikant besseres Resultat. Betrachtet man die Abweichungen der Pfeilerabstände, so trat hier kein signifikanter Unterschied auf. Wurden die Pfeilerabstände und -höhen zusammengefasst, ergaben sich auch hier keine signifikanten Unterschiede.

4 DISKUSSION

Um den Langzeiterfolg von inserierten Implantaten gewährleisten zu können, ist der passive Sitz der Suprakonstruktion eine unabdingbare Voraussetzung. Hierfür wird eine dimensionstreue Abformung benötigt, mit deren Hilfe ein möglichst exaktes Meistermodell hergestellt wird (Assif et al., 1994; Herbst et al., 2000; Wee, 2000). Die Dimensions- und Detailtreue des Modells ist abhängig von der angewendeten Abformtechnik, dem Abdruckmaterial, dessen korrekter Handhabung und der verstrichenen Zeit zwischen Abdrucknahme und Modellherstellung (Thongthammachat, 2002).

Die Herstellung einer identischen Kopie der Originalstümpfe (Hung et al., 1992; Wöstmann, 1999a) beziehungsweise einer spannungsfrei sitzenden Suprakonstruktion (Jemt, 1995 und 1996; Jemt et al., 1996; Wee et al., 1998; Wee et al., 1999) sind mit Hilfe einer Abformung aus verfahrenstechnischen Gründen derzeit nicht erreichbar. Die Toleranz des Implantates in Bezug auf die Passungsgenauigkeit der angefertigten Restauration kann bisher nicht bestimmt werden (Wee, 2000). Eine Eingrenzung des Wertes nimmt Glockengiesser (2003) über den Vergleich von Implantaten mit ankylosierten Zähnen vor. Er legt die von Hofmann 1967 angegebene Toleranzgrenze des Differenzwertes zwischen Restauration und klinischer Situation zugrunde. Diese betrug demnach für zwei gesunde Brückenpfeilerzähne 100 – 150 μm . Göz untersuchte 1987 im Tierversuch die Auslenkung ankylosierter und parodontal gesunder Zähne, welche durch eine definierte Krafteinwirkung verursacht wird. Sie lag bei ersteren bei Werten von 90 μm im Gegensatz zu bis 200 μm bei normal im Knochen verankerten Zähnen. Daraus schließt Glockengiesser, dass die Toleranzgrenze von Implantate ungefähr halb so groß ist wie die gesunder Zähne und somit zwischen 50 und 70 μm liegt. Tjan et al. schlossen 1992 in ihrer Studie, dass Differenzen von 50 μm zwischen Modell und klinischer Situation nicht nur klinisch akzeptabel, sondern auch kaum zu verhindern sind. Betrachtet man unter diesem Aspekt die Abb. 32, so sieht man, dass diese Voraussetzung unter den vorliegenden In-vitro-Bedingungen für alle untersuchten Varianten erfüllt wird. Von Interesse wäre an dieser Stelle eine In-vivo-Studie, welche zukünftig trotz des höheren zeitlichen und finanziellen Aufwandes anzustreben wäre.

4.1 Diskussion der Methode

4.1.1 Diskussion des Versuchsaufbaus

Die Abformungen des Urmodells und die Herstellung der Gipsmodelle erfolgten unter standardisierten Bedingungen, das heißt es wurden stets den Gebrauchsinformationen der verwendeten Materialien und Geräten Folge geleistet und bei gleicher Raumtemperatur und Luftfeuchtigkeit gearbeitet. Eine gleich bleibende Schichtstärke des Abformmaterials wurde mit Hilfe des Stopps aus lichthärtendem Kunststoff garantiert.

Die Abformungen wurden manuell durchgeführt, ein Stahlblock wie bei Burns et al. (2003) oder eine Abformvorrichtung wie bei Glockengießer (2003) beziehungsweise Serrano et al. (1993) kamen nicht zum Einsatz, der ausgeübte Druck während der Abformung wurde also nicht normiert. Ausschlaggebend für diese Entscheidung war das Funktionsprinzip des offenen Implantatabformlöffels, dessen Dimensionstreuung untersucht werden sollte. Die Abformvorrichtung hätte entweder bei der Zweitabformung die Funktion des fehlenden Deckels übernommen und dabei das Ergebnis positiv verfälschen können. Oder der notwendige Druck, welcher während der manuellen Zweitabformung durch die Daumen auf das Puttymaterial ausgeübt wird, hätte vollständig gefehlt, wodurch die Resultate des offenen Löffels verschlechtert worden wären. Die Verfälschung der Ergebnisse dieses Löffels steht in keiner Relation zum Vorteil durch die Standardisierung des Abformdruckes.

Die Anzahl von zehn Abformungen je Versuchsreihe wurde nach Vergleichen mit entsprechenden Studien festgelegt. Die Wiederholungen betragen dort meist zwischen fünf und fünfzehn Abdrücken (Dumfahrt und Schäffer, 1987; Hassfurth, 2000; Idris, 1995).

In dieser Studie wurde auf die Verwendung von Implantaten wie bei Wee (2000) oder Glockengießer (2003) verzichtet, da die Untersuchung der Auswirkung des fehlenden Deckels am Implantatabformlöffel hier im Vordergrund stand. Dadurch wurden hier viele Aspekte einer in vivo-Implantatabformung nicht berücksichtigt. So ergeben beispielsweise

se die Untersuchungen von Wee (2000), dass die Benutzung von Light Body die Gefahr einer Positionsänderung beziehungsweise einer Rotation der Abformpfosten erhöht, da dieses eine geringere Viskosität besitzt und zu inhomogener Abbindekontraktion neigt. Auch die verschiedenen Abformmethoden in der Implantologie (Kapitel 1.3.3.4) wurden nicht miteinander verglichen.

Von großem Interesse war die Frage, inwiefern die Qualität der Abformung durch das verwendete Material beeinflusst wird. So vertreten einige Autoren die Ansicht, dass die Wahl der Methode und nicht die des Materials entscheidend ist (Chee und Donovan, 1992; Craig, 1988; Morgano et al., 1995). Andere sehen in der Abformtechnik keine Möglichkeit zur Verbesserung der Abdruckqualität (Hung et al., 1992; Idris, 1995).

Kritisch zu betrachten ist die subjektive Entscheidung einen fehlerhaften Abdruck zu verwerfen (Kapitel 2.3.3). In keiner der betrachteten Veröffentlichungen wird eine Aussage über die Anzahl mangelhafter Abformungen getroffen, was einen Vergleich nicht zulässt.

4.1.2 Diskussion des Messverfahrens

Zur Beurteilung der Dimensionstreu einer Abformmethode existieren verschiedene Messverfahren. Dabei ist zunächst zu unterscheiden, ob eine direkte Messung der Abformung (Glockengießer 2003), eine Vermessung des mittels der Abformung hergestellten Modells (Vigolo et al., 2005) oder die Bestimmung der Passgenauigkeit eines auf dem Urmodell hergestellten Gerüsts auf dem zu bewertenden Gipsmodell vorgenommen wird (Burns et al., 2003). Die Passung des Gerüsts kann nun mittels verschiedener Verfahren untersucht werden, zum Beispiel durch Messung des Randspalts mittels Messmikroskops (Assif et al., 1992) oder elektrischer Messung der entstehenden Spannung während des Einsetzens des Gerüsts (Karl et al., 2004).

Die direkte Vermessung der Modelle wurde in diesem Fall gewählt, um Aussagen treffen zu können, ob eine Verzerrung in der horizontalen und/oder vertikalen Ebene stattge-

funden hat. Dies ist bei der Verwendung eines Prüfgerüsts wie bei Carr (1991) nicht möglich. Andererseits kann dort eine Beurteilung des klinisch entstehenden Randspalts vorgenommen werden.

Die Messung der entstandenen Differenzen erfolgte in vielen Studien mit Hilfe eines beweglichen Messmikroskops (Carr, 1991; Burns et al., 2003), eines Projektors (Vigolo et al., 2003) oder wie in dieser Studie mittels einer Dreikoordinatenvermessungsanlage (Dumfahrt und Schäffer, 1987). Die Genauigkeit wird meist mit 1 μm angegeben (Carr, 1991; Idris et al., 1995; Thongthammachat, 2002). Die ermittelten Standardabweichungen lagen im Bereich von 5 – 7 μm (Carr, 1991; Thongthammachat, 2002). Somit entspricht der in dieser Untersuchung erzielte mittlere Fehler der Messmethode (7 μm) dem Maß anderer Studien.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Diskussion der Änderung der Pfeilerabstände und Pfeilerhöhen

Bei der Betrachtung der Differenzen der relativen Abweichungen der Pfeilerabstände und -höhen fällt auf, dass in Bezug auf die Pfeilerabstände eine Vergrößerung der Werte stattgefunden hat, wogegen die Pfeilerhöhen größtenteils einen kleineren Wert aufwiesen. Dieses Phänomen findet sich auch häufig in der Literatur wieder (Craig, 1985; Linke et al., 1985; Nissan et al., 2000; Nissan et al., 2002). Die Verlängerung der Pfeilerabstände lässt sich zum einen durch die Expansion des Gipses (hier: 0,08 % lin.), zum anderen durch die Schrumpfung des Abformmaterials zur Löffelwand hin erklären (Eames et al., 1979; Johnson und Craig, 1985; Odman und Jemt, 1988). Sie ist bei allen hier verwendeten Materialien von den Herstellern mit 0,2% lin. angegeben. Zu kleine Pfeilerhöhen lassen sich auf die Schrumpfung des Abformmaterials, in diesem Fall Richtung Löffeldeckel, zurückführen (Eames et al., 1979; Johnson und Craig, 1986; Lewinstein, 1993). Die bei den Korrekturabdrücken am stärksten reduzierten Pfeilerhöhen erklären sich durch den bekannten Rückstelleffekt (Kapitel 1.3.3.2) der Abformmasse nach

Entnahme der Zweitabformung (Gelbhard et al., 1994; Habib und Shehata, 1995; Idris et al., 1995; Mantovani et al., 1990). Die guten Ergebnisse der Einphasenabformung mit individuellem Löffel veranschaulichen den Effekt, den die Schichtstärke des Abformmaterials, welche sich zwischen Löffel und abzuformender Struktur befindet, auf das Ausmaß der Schrumpfung hat. Im Falle des individuellen Löffels betrug diese ca. 2 - 3 mm, bei den konfektionierten Löffeln ca. 3 - 4 mm. Die Schrumpfung verhält sich proportional zur Menge der Abformmasse (Williams et al., 1984). Außerdem kam bei den Einphasenabformungen nur ein Material mittlerer Konsistenz zum Einsatz. Nissan et al. (2002) zeigten, dass mit zunehmender Dicke des Light Bodys die Genauigkeit der Abformung sinkt.

4.2.2 Diskussion der Ergebnisse der individuellen Abformung und der offenen und geschlossenen Korrekturabformung

Die Überlegenheit der individuellen Abformung resultiert aus der Bildung einer gleichmäßig breiten Schicht von Abformmaterial, welche eine homogene Schrumpfung desselbigen zur Folge hat. Dadurch werden Verzerrungen durch vergrößerte Kontraktion dickerer Materialbereiche vermindert (Eames et al., 1979). Auch in dieser Studie liefert die individuelle Einphasenabformung gegenüber der offenen und der geschlossenen Korrekturabformung die signifikant besseren Ergebnisse sowohl in Bezug auf die Pfeilerhöhen als auch die -abstände. Dieses Resultat steht in Einklang mit zahlreichen anderen Untersuchungen dieser Thematik (Anusavice, 1996; Millstein et al., 1998; Christensen, 1994; Rueda et al., 1996; Saunders et al., 1991).

Besonders auffällig ist in diesem Zusammenhang der Sachverhalt, dass die einphasige, individuelle Abformung nicht nur die geringste absolute Differenz der Pfeilerhöhen zum Referenzmodell aufweist, sondern auch als einzige diese wie bei Fenske (2001) im Mittel vergrößert darstellt. Dieser Effekt lässt sich dadurch erklären, dass die Expansion des Gipses die Kontraktion der relativ schmalen Schicht des Abformmaterials überkompensiert. Wie sich in Kapitel 3.1.2 zeigte, ist dieser Effekt nicht vom verwendeten Material abhängig. Sowohl das Silikon **Monopren**[®] als auch das Polyether **Impregum**[®] wei-

sen dieses Phänomen auf. Eine weitere Rolle kann spielen, dass bei der Einphasenabformung nur ein Material mittlerer Konsistenz zum Einsatz kommt. Ein Light Body, welcher eine geringere Dimensionstreuung und größere Schrumpfung aufweist, wurde nicht verwendet (Nissan et al., 2000; Nissan et al., 2002; Takahashi und Finger, 1994). Dieses Ergebnis findet sich ebenfalls bei Gordon et al. (1990). Hier sind alle Pfeilerabstände vergrößert wiedergegeben, besonders aber die der konfektionierten Löffel (Gordon et al., 1990).

Zusätzlich ist zu beachten, dass bei In-vitro-Studien die konfektionierten Löffel eine gleichmäßigere Schichtstärke erreichen als in der klinischen Realität. Somit sind deren Ergebnisse nicht mit denen der Praxis zu vergleichen, sie liefern In-vivo meist noch etwas schlechtere Werte (Thongthammachat, 2002).

4.2.3 Diskussion der Ergebnisse der offenen und geschlossenen Korrekturabformung

Im direkten Vergleich des offenen und des geschlossenen Abformlöffels lässt sich kein signifikanter Unterschied feststellen. Bei den Abformmaterialien **AFFINIS™** und **PROVIL®** liefert der offene Löffel die genaueren Resultate. Man vermutet zunächst einen Stabilitätsverlust des Löffels auf Grund des fehlenden Deckels, es müsste zu einer größeren Verwindung kommen. In diesem Versuchsaufbau liegen allerdings die entscheidenden Strukturen relativ weit okklusal. Hierbei handelt es sich um die halbkugelförmigen Mulden auf den Pfeileroberflächen. Während der Zweitabformung wird dort ein besonders hoher Druck appliziert, welcher zu einer stärkeren Verdrängung des Light Bodys führte als beim geschlossenen Löffel. Außerdem konnte dadurch an diesen Stellen eine besonders gleichmäßige Schicht von dünn fließendem Material entstehen. Bei der Betrachtung der Abbildung 31 fällt auf, dass sich die Pfeilerhöhen mittelwertig zwar sowohl bei der offenen als auch der geschlossenen Korrekturabformung verkleinert darstellen. Bei den Materialien **AFFINIS™** und **PROVIL®** aber fällt diese Reduktion der Höhe im Fall der offenen Abformung weniger stark aus als bei der geschlossenen. Dies unterstützt die Theorie, dass mit dem offenen **Abformlöffel für die Implantologie nach**

Helfgen[®] der Rückstelleffekt geringer ausfällt als bei der regulären Korrekturabformung. Die verminderte Menge an Light Body führt zu der genaueren Wiedergabe der Stumpfhöhe und zu einer kontrollierteren Schrumpfung. Unter der Verwendung des A-Silikons **PRESIDENT** zeigen allerdings die mit Hilfe der offenen Abformung hergestellten Modelle die größeren Abweichungen zum Urmodell. Dies lässt sich möglicherweise über die relativ hohe Thixotropie, das heißt einer verminderten Viskosität bei erhöhtem Druck, der dünnfließenden Komponenten von **AFFINIS**[™] und **PROVIL**[®] erklären. Hierdurch ist eine bessere Verdrängung des Light Bodys an den exponierten Pfeilerspitzen möglich.

Der offene **Abformlöffel für die Implantologie nach Helfgen**[®] liefert in der hier durchgeführten Studie somit sehr gute Ergebnisse, die zum großen Teil sogar die des geschlossenen Löffels übertreffen. In der Zusammenfassung aller Resultate für den offenen und den geschlossenen Löffel getrennt nach Pfeilerabständen und -höhen (Abbildungen 39 und 40) wird deutlich, dass der offene Löffel in Bezug auf die Pfeilerhöhen die genaueren Werte liefert. Die kleinere Differenz der Pfeilerabstände weist aber der geschlossene Löffel auf. In der direkten Gegenüberstellung zeigt der offene Löffel die minimal kleineren Differenzen zum Urmodell (Abbildung 45). Für den klinischen Gebrauch ist darauf zu achten, dass während der Zweitabformung eine gleichmäßige Druckverteilung auf die gesamte okklusale Fläche stattfindet. Nur so kann eine nahezu homogene Schichtstärke des Light bodys und somit eine möglichst genaue Abformung erreicht werden.

Um sich dem klinischen Einsatzbereich des Löffels in zukünftigen Studien weiter zu nähern, sollte ein Modell verwendet werden, welches sowohl Implantate als auch simulierte, präparierte Zahnstümpfe besitzt. Damit könnten auch die Problematiken einer Implantatabformung erfasst werden (Kapitel 4.1.1).

Leider sind Vergleiche mit anderen Implantatabformlöffeln nicht möglich, da zu den in Kapitel 1.3.4 Abformlöffel beschriebenen Produkten laut Herstellerangaben keine Studien vorliegen.

4.2.4 Diskussion der Ergebnisse der Gegenüberstellung von Doppelmisch- und geschlossener Korrekturabformung

Die Ergebnisse in den Studien bezüglich der Abformqualität von Doppelmisch- und Korrekturabformung zeigen eine große Bandbreite an unterschiedlichen Resultaten. Der prinzipielle Nachteil der Korrekturabformung, nämlich die verkleinerte Darstellung der Lumina (Kapitel 1.3.3.2), wurde in zahlreichen Untersuchungen bestätigt (Dumfahrt und Schäfer, 1986; Körber und Lehmann, 1969; Lehmann et al., 1988). Hervorzuheben ist, dass die Korrekturabformung besonders häufig in In-vitro-Untersuchungen das schlechtere Ergebnis aufweist (Fenske et al., 2001; Idris et al., 1995; Nissan et al., 2000). Grund hierfür könnte die fehlende Simulation subgingivaler Strukturen sein (Noack et al., 2004). Werden diese im Laborversuch berücksichtigt beziehungsweise handelt es sich um In-vivo-Studien, so findet man die genaueren Resultate bei den Korrekturabformungen (Koniaris, 1999; Trost, 2001; Wöstmann et al., 1994). Die Doppelmischabformung liefert gegenüber der Korrekturabformung auch im Rahmen dieser Studie bezüglich der Pfeilerhöhe die genaueren Ergebnisse, der Unterschied ist statistisch signifikant. Erwartungsgemäß stellen sich die Pfeilerhöhen im Falle der Korrekturabformung stärker verkleinert gegenüber denen der Doppelmischabformung dar (Kapitel 3.1.2).

Die Arbeit von Dumfahrt und Schäfer (1986) ergab bei der Vermessung der Pfeilerdurchmesser interessanterweise, dass bei der Korrekturabformung die größte Abweichung nicht okklusal, sondern eher im oberen Drittel des Stumpfes liegt. Dadurch entsteht eine leicht sanduhrförmige Form des Pfeilers. In der vorliegenden Studie wurden die Durchmesser der Stümpfe nicht untersucht.

Betrachtet man allerdings die Pfeilerabstände, so ergeben sich bei den Korrekturabformungen die geringeren Differenzen zum Urmodell. Hierbei spielt wahrscheinlich die fehlende Kontrollmöglichkeit bei der Doppelmischabformung eine wesentliche Rolle. Findet während der Abdrucknahme ein Verzug des Abformlöffels statt, so macht sich dieses nicht wie bei der Korrekturabformung durch eine ungleichmäßige Verteilung des Light Bodys bemerkbar. Außerdem ist die Menge des niedrig viskösen Materials nicht zu beeinflussen. Dieses hat durch dessen ungleichmäßigere und massivere Schrumpfung ebenfalls Verzerrungen zur Folge (Chee und Donovan, 1992; Lewinstein, 1993; Nissan

et al., 2000). Ein weiterer Nachteil der Doppelmischabformung, welcher in dieser Studie nicht zum Tragen kommt, ist in diesem Zusammenhang die Darstellung von Details. So kann man hierbei nicht verhindern, dass zum Beispiel die Präparationsgrenze von dem weniger detailtreuen Puttymaterial wiedergegeben wird (Donovan und Chee, 1989 und 2004).

Ebenfalls zu erwähnen ist im Zusammenhang mit Doppelmischabformungen das erhöhte Auftreten von Fehlstellen im Material, welche durch Unterschnitte verursacht werden („Fließnasen“) (Noack et al., 2004) und von Bläschen (Idris et al., 1995; Johnson und Drennon, 1987). Dieses Phänomen war auch in dieser Untersuchung der häufigste Grund für das Verwerfen einer Abformung. Außerdem wurden fehlerhafte Übergänge zwischen dem hoch- und dem niedrigviskösen Material werden beobachtet (Hung et al., 1992).

4.3 Empfehlungen für die Praxis

Sollen bei einem Patienten ausschließlich Implantate prothetisch versorgt werden, so lassen sich mit Hilfe der individuellen Einphasenabformung in Verbindung mit der Pick-Up-Technik die besten Ergebnisse erzielen (Anusavice, 1996; Christensen, 1994; Rueda, 1996; Spector et al., 1990). Auch in dieser Untersuchung zeigt sich ihre herausragende Dimensionsstabilität. Wöstmann (2002) empfiehlt bei der Abformung von Einzel- oder wenigen, nicht verblockten Implantaten die Verwendung von Polyether. Dessen Vorteil liegt hier in seiner hohen Adhäsivität. Für die Herstellung einer verblockten Restauration auf mehreren Implantaten rät er zur individuellen Abformung mit additionsvernetzenden Silikonen. Diese zeichnen sich durch eine größere Genauigkeit gegenüber den Polyethern aus (Wöstmann et al., 2003).

Dagegen sollte bei der gleichzeitigen prothetischen Versorgung von Implantaten und Zähnen im selben Kiefer der offenen **Abformlöffel für die Implantologie nach Helfgen®** in Verbindung mit der Korrekturabformung verwendet werden. Diese Abformmethode ermöglicht sowohl die detailgetreue Wiedergabe der subgingivalen Präparations-

grenze als auch der Implantatposition. Außerdem werden die Relation zwischen Pfeilerzähnen und Implantaten in einem einzigen Abdruck wiedergegeben. Für den klinischen Gebrauch ist darauf zu achten, dass während der Zweitabformung eine gleichmäßige Druckverteilung auf die gesamte okklusale Fläche stattfindet. Nur so kann eine nahezu homogene Schichtstärke des Light Bodys und somit eine möglichst genaue Abformung erreicht werden. Außerdem sollte ein Light Body mit hoher Thixotropie verwendet werden, das heißt es sollte auf steigenden Druck mit einer sinkenden Viskosität reagieren. Aufgrund dieser Eigenschaft lässt sich auch das bessere Abschneiden der Materialien **Affinis** und **Provil** gegenüber **President** bei der Verwendung des offenen Löffels erklären.

Sind keine Implantate vorhanden und liegen subgingivale Präparationen vor, so liefert die Korrekturabformung gegenüber der Doppelmischabformung bzw. der Monophasentechnik die besseren, detailtreueren Ergebnisse (Hung et al., 1992). Diese Situation liegt meist bei Einzelkronen und konventionellen Brücken vor (Wöstmann, 1999a). Im Gegensatz dazu sollte bei der Abformung von Inlays, Teilkronen, Veneers und Adhäsivbrücken die Doppelmischabformung mit halbindividuellem Löffel oder die individuelle Einphasenabformung Anwendung finden. Diese bieten den Vorteil einer größeren Dimensionstreue auf Grund geringerer Verdrängungseffekte (Wöstmann, 1999a und b).

5 ZUSAMMENFASSUNG

Auch wenn die Herstellung eines mit der intraoralen Situation identischen Modells zurzeit noch nicht möglich ist, so sollte es sich doch jeder Behandler als Ziel setzen, eine nahezu originalgetreue Abformung der individuellen Situation anzufertigen. Sowohl in der regulären als auch in der Implantatprothetik stehen eine Vielzahl von Abformmethoden, -materialien und -löffel zur Verfügung, so dass für jede auftretende Situation eine oder mehrere entsprechende Kombinationsmöglichkeiten existieren.

Diese In-vitro-Studie untersuchte die Dimensionstreuung von 110 Modellen, welche durch elf verschiedene Abformverfahren entstanden. Die Fragestellungen waren,

1. ob ein signifikanter Unterschied zwischen der offenen und der geschlossenen Korrekturabformung sowie der individuellen Einphasenabformung besteht,
2. welches A-Silikon sich jeweils am besten für die offenen und die geschlossene Korrekturabformung eignet und
3. ob zwischen der Doppelmisch- und der geschlossenen Korrekturabformung ein signifikanter Unterschied nachweisbar ist.

Als Referenz diente ein metallenes Urmodell, von welchem auch die Abdrücke genommen wurden. Bei den geprüften Verfahren handelte es sich um die Doppelmisch-, die Korrektur- und die Einphasenabformung. Als Löffel wurden ein metallischer Serienabformlöffel, individuelle Löffel aus lichthärtendem Kunststoff und der offene **Abformlöffel für die Implantologie nach Helfgen**[®] verwendet. Die A-Silikone AFFINIS[™], PROVIL[®], PRESIDENT und Monopren[®] sowie der Polyether Impregum[®] kamen als Abdruckmaterialien zum Einsatz.

Mit der individuellen Einphasenabformung ließen sich erwartungsgemäß die dimensionstreuesten Modelle herstellen. Außerdem wiesen deren Ergebnisse die größte Reproduzierbarkeit auf.

Von besonderem Interesse war die Qualität der Abformungen, welche mit dem **Abformlöffel für die Implantologie nach Helfgen**[®] hergestellt wurden. Dieser Löffel bedeutet im Hinblick auf die gleichzeitige Abformung von präparierten Zähnen und Implantaten für Patienten, Behandler und Zahntechniker eine enorme Erleichterung. Ziel war es festzustellen, welche Auswirkungen der fehlende Deckel während der Zweitabformung auf die Dimensionstreuung des Modells hat. Die Ergebnisse des Löffels übertrafen zum großen

Teil sogar die des geschlossenen Serienlöffels, was durch eine stärkere und gleichmäßigere Verdrängung des Light Bodys während der Zweitabformung zu erklären ist. Eine mögliche Destabilisierung des Löffels durch den fehlenden Deckel konnte nicht nachgewiesen werden. PROVIL[®] lieferte für den offenen Löffel die besten Ergebnisse, beim geschlossenen Löffel erzielte PRESIDENT die größte Dimensionstreue.

Die Gegenüberstellung von Doppelmisch- und geschlossener Korrekturabformung ergab insgesamt keinen signifikanten Unterschied. Allerdings wies die Doppelmischabformung bei isolierter Betrachtung der Pfeilerhöhen das signifikant bessere Ergebnis auf. Durch die geschlossene Korrekturabformung wurden die Pfeiler erwartungsgemäß verkleinert dargestellt.

6 ANHANG

6.1 Originalmesswerte

Gruppe 1

Modell 1

0,000; -34,020; -34,007; -0,000
0,000; 11,013; 39,038; 50,005
0,000; 0,000; 0,016; 0,000
5,898; 4,924; 5,024; 5,772

Modell 2

0,000; -34,045; -34,056; -0,000
0,000; 10,981; 39,062; 50,034
0,000; 0,000; 0,016; 0,000
5,893; 4,917; 5,017; 5,773

Modell 3

0,000; -34,011; -34,011; -0,000
0,000; 11,015; 39,033; 50,022
0,000; 0,000; 0,012; 0,000
5,903; 4,925; 5,027; 5,770

Modell 4

0,000; -33,987; -33,994; 0,000
0,000; 10,977; 38,990; 49,986
0,000; 0,000; 0,015; 0,000
5,889; 4,913; 5,010; 5,749

Modell 5

0,000; -34,005; -34,021; -0,000
0,000; 10,972; 38,995; 49,984
0,000; 0,000; 0,025; 0,000
5,858; 4,893; 4,978; 5,747

Modell 6

0,000; -33,957; -33,995; -0,000
0,000; 10,954; 38,975; 49,988
0,000; 0,000; 0,030; 0,000
5,886; 4,929; 5,018; 5,777

Modell 7

0,000; -34,006; -34,006; -0,000
0,000; 10,987; 39,022; 49,995
0,000; 0,000; 0,021; 0,000
5,901; 4,918; 5,021; 5,769

Modell 8

0,000; -34,000; -33,988; -0,000
0,000; 11,025; 39,026; 49,998
0,000; 0,000; 0,008; 0,000
5,896; 4,867; 5,011; 5,753

Modell 9

0,000; -34,012; -34,013; -0,000
0,000; 11,002; 39,027; 50,013
0,000; 0,000; 0,023; 0,000
5,901; 4,921; 5,015; 5,773

Modell 10

0,000; -34,001; -33,994; -0,000
0,000; 10,991; 39,000; 49,976
0,000; 0,000; 0,024; 0,000
5,899; 4,923; 5,016; 5,765

Gruppe 2

Modell 11

0,000; -33,993; -33,999; -0,000
0,000; 10,994; 39,017; 49,998
0,000; 0,000; 0,010; 0,000
5,903; 4,906; 5,005; 5,759

Modell 12

0,000; -33,982; -34,012; -0,000
0,000; 10,980; 39,016; 50,014
0,000; 0,000; 0,012; 0,000
5,898; 4,910; 5,019; 5,771

Modell 13

0,000; -33,997; -34,016; -0,000
0,000; 10,993; 39,040; 50,012
0,000; 0,000; 0,013; 0,000
5,896; 4,905; 5,015; 5,766

Modell 14

0,000; -34,006; -33,999; -0,001
0,000; 11,007; 39,043; 50,023
0,000; 0,000; 0,029; 0,000
5,881; 4,897; 4,997; 5,739

Modell 15

0,000; -33,981; -33,977; -0,000
0,000; 10,953; 38,989; 49,971
0,000; 0,000; 0,018; 0,000
5,873; 4,903; 4,992; 5,739

Modell 16

0,000; -34,013; -34,013; -0,000
0,000; 10,991; 39,024; 49,990
0,000; 0,000; -0,001; 0,000
5,888; 4,919; 5,025; 5,763

Modell 17

0,000; -34,001; -33,996; -0,000
0,000; 10,959; 39,004; 50,012
0,000; 0,000; 0,024; 0,000
5,880; 4,916; 5,024; 5,784

Modell 18

0,000; -34,029; -34,025; -0,000
0,000; 10,996; 39,027; 50,008
0,000; 0,000; -0,000; 0,000
5,894; 4,899; 5,003; 5,749

Modell 19

0,000; -34,003; -34,016; -0,000
0,000; 10,965; 39,011; 49,967
0,000; 0,000; 0,018; 0,000
5,880; 4,903; 5,003; 5,725

Modell 20

0,000; -33,991; -34,004; -0,001
0,000; 10,976; 39,026; 50,013
0,000; 0,000; 0,005; 0,000
5,896; 4,905; 5,016; 5,764

Gruppe 3

Modell 21

0,000; -33,999; -33,986; -0,000
0,000; 10,984; 39,021; 49,966
0,000; 0,000; -0,008; 0,000
5,872; 4,908; 4,990; 5,737

Modell 22

0,000; -33,986; -33,978; -0,000
0,000; 10,999; 39,016; 49,978
0,000; 0,000; 0,011; 0,000
5,918; 4,926; 5,013; 5,785

Modell 23

0,000; -33,994; -33,993; -0,000
0,000; 10,981; 39,014; 49,976
0,000; 0,000; 0,017; 0,000
5,918; 4,926; 5,008; 5,783

Modell 24

0,000; -34,002; -33,995; 0,000
0,000; 10,973; 39,011; 50,011
0,000; 0,000; 0,007; 0,000
5,901; 4,932; 4,989; 5,761

Modell 25

0,000; -33,993; -34,003; 0,000
0,000; 10,971; 39,015; 50,010
0,000; 0,000; 0,041; 0,000
5,912; 4,914; 5,045; 5,767

Modell 26

0,000; -33,972; -33,994; 0,000
0,000; 10,990; 39,031; 50,025
0,000; 0,000; 0,011; 0,000
5,885; 4,922; 5,033; 5,744

Modell 27

0,000; -34,016; -34,025; 0,000
0,000; 11,010; 39,056; 50,029
0,000; 0,000; -0,005; 0,000
5,895; 4,919; 5,023; 5,781

Modell 28

0,000; -33,998; -33,988; 0,000
0,000; 10,982; 39,021; 49,999
0,000; 0,000; 0,003; 0,000
5,902; 4,930; 4,992; 5,755

Modell 29

0,000; -33,990; -34,000; -0,001
0,000; 10,994; 39,016; 49,997
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,904; 4,929; 5,027; 5,773

Modell 30

0,000; -33,980; -34,018; -0,003
0,000; 10,975; 39,030; 50,006
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,889; 4,912; 4,992; 5,771

Gruppe 4**Modell 31**

0,000; -34,014; -34,017; -0,000
0,000; 10,988; 39,031; 50,020
0,000; 0,000; 0,027; 0,000
5,898; 4,925; 5,027; 5,782

Modell 32

0,000; -33,998; -34,042; -0,000
0,000; 10,998; 39,046; 50,008
0,000; 0,000; 0,023; 0,000
5,901; 4,925; 5,026; 5,774

Modell 33

0,000; -33,973; -33,970; -0,000
0,000; 10,969; 38,991; 49,970
0,000; 0,000; 0,017; 0,000
5,899; 4,912; 5,009; 5,762

Modell 34

0,000; -33,979; -33,975; -0,000
0,000; 10,960; 38,986; 49,973
0,000; 0,000; 0,008; 0,000
5,880; 4,903; 5,011; 5,757

Modell 35

0,000; -34,018; -34,009; -0,000
0,000; 11,000; 39,020; 50,011
0,000; 0,000; 0,007; 0,000
5,913; 4,931; 5,029; 5,779

Modell 36

0,000; -34,004; -34,015; -0,000
0,000; 10,968; 39,001; 50,011
0,000; 0,000; 0,022; 0,000
5,898; 4,923; 5,013; 5,780

Modell 37

0,000; -34,038; -34,032; -0,000
0,000; 10,986; 39,033; 50,018
0,000; 0,000; 0,019; 0,000
5,913; 4,908; 5,027; 5,806

Modell 38

0,000; -34,023; -34,032; -0,000
0,000; 10,976; 39,015; 50,015
0,000; 0,000; 0,019; 0,000
5,907; 4,912; 5,006; 5,783

Modell 39

0,000; -34,007; -34,000; -0,000
0,000; 11,007; 39,034; 50,028
0,000; 0,000; 0,007; 0,000
5,913; 4,935; 5,035; 5,779

Modell 40

0,000; -34,038; -34,010; -0,000
0,000; 11,005; 39,023; 49,999
0,000; 0,000; 0,009; 0,000
5,906; 4,924; 5,024; 5,776

Gruppe 5

Modell 41

0,000; -33,984; -34,001; -0,000
0,000; 10,961; 38,976; 49,960
0,000; 0,000; 0,013; 0,000
5,889; 4,921; 5,027; 5,778

Modell 42

0,000; -34,021; -34,030; -0,000
0,000; 11,022; 39,051; 50,032
0,000; 0,000; 0,009; 0,000
5,895; 4,907; 4,993; 5,750

Modell 43

0,000; -33,999; -33,986; -0,001
0,000; 10,997; 39,019; 49,990
0,000; 0,000; 0,017; 0,000
5,899; 4,926; 5,028; 5,765

Modell 44

0,000; -33,992; -33,993; -0,000
0,000; 11,003; 39,035; 50,012
0,000; 0,000; 0,029; 0,000
5,888; 4,913; 5,013; 5,763

Modell 45

0,000; -33,996; -34,012; -0,001
0,000; 10,979; 39,029; 50,003
0,000; 0,000; -0,004; 0,000
5,884; 4,901; 5,022; 5,767

Modell 46

0,000; -33,996; -34,017; -0,000
0,000; 10,932; 38,968; 49,978
0,000; 0,000; 0,009; 0,000
5,889; 4,915; 5,031; 5,753

Modell 47

0,000; -33,993; -34,017; -0,000
0,000; 10,993; 39,039; 50,037
0,000; 0,000; -0,010; 0,000
5,917; 4,908; 5,035; 5,781

Modell 48

0,000; -34,002; -34,005; -0,000
0,000; 10,985; 39,023; 50,034
0,000; 0,000; 0,035; 0,000
5,899; 4,924; 5,017; 5,775

Modell 49

0,000; -33,981; -34,013; -0,000
0,000; 10,981; 39,035; 50,045
0,000; 0,000; 0,013; 0,000
5,892; 4,931; 5,036; 5,777

Modell 50

0,000; -34,010; -33,987; -0,001
0,000; 10,993; 39,006; 50,003
0,000; 0,000; 0,014; 0,000
5,912; 4,927; 5,026; 5,774

Gruppe 6

Modell 51

0,000; -33,994; -33,992; 0,000
0,000; 10,963; 38,979; 49,956
0,000; 0,000; 0,024; 0,000
5,904; 4,902; 5,000; 5,777

Modell 52

0,000; -33,986; -33,990; 0,000
0,000; 10,962; 38,987; 49,952
0,000; 0,000; 0,015; 0,000
5,906; 4,899; 5,007; 5,771

Modell 53

0,000; -33,986; -34,003; -0,000
0,000; 10,996; 39,028; 50,019
0,000; 0,000; 0,022; -0,000
5,886; 4,911; 5,021; 5,767

Modell 54

0,000; -34,019; -34,017; 0,000
0,000; 10,954; 38,994; 49,987
0,000; 0,000; 0,007; 0,000
5,927; 4,935; 5,019; 5,767

Modell 55

0,000; -34,015; -34,003; 0,000
0,000; 10,957; 39,008; 49,982
0,000; 0,000; 0,005; 0,000
5,918; 4,932; 5,028; 5,771

Modell 56

0,000; -34,000; -33,989; -0,001
0,000; 11,000; 39,019; 50,000
0,000; 0,000; 0,019; 0,000
5,908; 4,929; 5,030; 5,777

Modell 57

0,000; -34,014; -33,999; -0,000
0,000; 10,996; 39,037; 50,023
0,000; 0,000; 0,003; 0,000
5,888; 4,900; 5,014; 5,771

Modell 58

0,000; -33,988; -33,994; -0,000
0,000; 10,981; 39,011; 50,004
0,000; 0,000; 0,026; 0,000
5,896; 4,911; 5,011; 5,768

Modell 59

0,000; -34,031; -34,030; 0,000
0,000; 10,970; 39,016; 49,997
0,000; 0,000; 0,017; 0,000
5,915; 4,929; 5,020; 5,780

Modell 60

0,000; -33,995; -33,980; -0,001
0,000; 10,985; 38,990; 49,990
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,903; 4,926; 5,023; 5,769

Gruppe 7

Modell 61

0,000; -34,031; -34,018; -0,000
0,000; 10,979; 39,022; 50,010
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,905; 4,934; 5,031; 5,785

Modell 62

0,000; -33,993; -33,985; -0,000
0,000; 11,008; 39,021; 50,012
0,000; 0,000; 0,015; 0,000
5,905; 4,897; 5,019; 5,760

Modell 63

0,000; -33,993; -34,008; -0,000
0,000; 10,964; 38,982; 49,997
0,000; 0,000; 0,012; 0,000
5,898; 4,930; 5,023; 5,775

Modell 64

0,000; -33,993; -33,987; -0,000
0,000; 11,013; 39,011; 49,990
0,000; 0,000; 0,016; 0,000
5,900; 4,924; 5,015; 5,777

Modell 65

0,000; -34,016; -33,985; -0,000
0,000; 11,016; 39,034; 50,016
0,000; 0,000; 0,021; 0,000
5,872; 4,891; 5,006; 5,752

Modell 66

0,000; -34,000; -33,993; -0,000
0,000; 10,997; 39,031; 50,012
0,000; 0,000; 0,014; 0,000
5,900; 4,912; 5,017; 5,772

Modell 67

0,000; -34,010; -34,009; -0,000
0,000; 11,002; 39,032; 50,037
0,000; 0,000; 0,023; 0,000
5,904; 4,917; 5,012; 5,765

Modell 68

0,000; -34,025; -34,027; -0,000
0,000; 10,984; 39,017; 50,019
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,905; 4,933; 5,023; 5,774

Modell 69

0,000; -34,007; -33,998; -0,000
0,000; 10,986; 39,007; 49,993
0,000; 0,000; 0,003; 0,000
5,908; 4,926; 5,028; 5,777

Modell 70

0,000; -34,002; -33,966; -0,000
0,000; 11,001; 39,012; 50,009
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,899; 4,931; 5,025; 5,778

Gruppe 8

Modell 71

0,000; -33,982; -33,966; -0,000
0,000; 10,990; 39,013; 49,995
0,000; 0,000; 0,012; 0,000
5,909; 4,918; 5,009; 5,772

Modell 72

0,000; -34,014; -34,019; -0,000
0,000; 10,979; 39,025; 49,989
0,000; 0,000; 0,004; 0,000
5,897; 4,895; 5,023; 5,787

Modell 73

0,000; -34,008; -34,015; -0,000
0,000; 10,999; 39,029; 49,997
0,000; 0,000; -0,003; 0,000
5,901; 4,936; 5,030; 5,784

Modell 74

0,000; -33,995; -34,001; -0,000
0,000; 10,995; 39,014; 49,993
0,000; 0,000; 0,008; 0,000
5,891; 4,922; 5,019; 5,777

Modell 75

0,000; -34,013; -34,019; -0,000
0,000; 10,986; 39,016; 49,994
0,000; 0,000; -0,003; 0,000
5,896; 4,933; 5,028; 5,779

Modell 76

0,000; -33,999; -33,983; -0,000
0,000; 10,989; 39,012; 49,985
0,000; 0,000; 0,046; 0,000
5,885; 4,914; 5,005; 5,764

Modell 77

0,000; -34,007; -33,996; -0,001
0,000; 10,985; 39,028; 50,007
0,000; 0,000; 0,034; 0,000
5,909; 4,916; 5,011; 5,761

Modell 78

0,000; -34,012; -33,974; -0,000
0,000; 11,001; 39,011; 49,994
0,000; 0,000; 0,015; 0,000
5,891; 4,930; 5,018; 5,766

Modell 79

0,000; -33,996; -33,976; -0,000
0,000; 10,991; 39,015; 50,019
0,000; 0,000; 0,025; 0,000
5,900; 4,911; 5,017; 5,773

Modell 80

0,000; -34,001; -33,986; -0,000
0,000; 10,985; 39,013; 49,988
0,000; 0,000; 0,042; 0,000
5,882; 4,898; 5,007; 5,765

Gruppe 9

Modell 81

0,000; -33,972; -33,959; -0,000
0,000; 10,972; 39,007; 49,984
0,000; 0,000; -0,004; 0,000
5,923; 4,928; 5,008; 5,777

Modell 82

0,000; -33,964; -33,988; 0,000
0,000; 10,981; 39,002; 49,966
0,000; 0,000; 0,059; 0,000
5,895; 4,946; 5,021; 5,742

Modell 83

0,000; -33,995; -34,023; -0,000
0,000; 10,966; 39,010; 49,994
0,000; 0,000; 0,033; 0,000
5,881; 4,887; 5,006; 5,763

Modell 84

0,000; -34,011; -33,998; -0,000
0,000; 10,992; 39,035; 50,008
0,000; 0,000; 0,008; 0,000
5,889; 4,899; 5,019; 5,777

Modell 85

0,000; -34,003; -34,015; 0,000
0,000; 10,983; 39,036; 50,018
0,000; 0,000; 0,036; 0,000
5,901; 4,922; 5,021; 5,781

Modell 86

0,000; -34,002; -33,994; -0,000
0,000; 10,948; 38,977; 49,923
0,000; 0,000; -0,004; 0,000
5,885; 4,886; 4,982; 5,760

Modell 87

0,000; -33,993; -33,999; -0,001
0,000; 11,006; 39,051; 50,027
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,903; 4,930; 5,036; 5,770

Modell 88

0,000; -33,994; -33,998; -0,000
0,000; 10,995; 39,034; 49,985
0,000; 0,000; 0,044; 0,000
5,900; 4,931; 5,023; 5,794

Modell 89

0,000; -34,010; -34,025; -0,000
0,000; 10,974; 39,024; 50,004
0,000; 0,000; 0,009; 0,000
5,887; 4,895; 5,015; 5,777

Modell 90

0,000; -33,980; -33,968; -0,001
0,000; 10,987; 39,023; 50,010
0,000; 0,000; 0,019; 0,000
5,904; 4,932; 5,036; 5,771

Gruppe 10

Modell 91

0,000; -34,017; -34,008; -0,000
0,000; 10,990; 39,013; 50,004
0,000; 0,000; 0,028; 0,000
5,923; 4,931; 5,031; 5,787

Modell 92

0,000; -34,018; -34,003; -0,001
0,000; 11,006; 39,025; 50,012
0,000; 0,000; 0,006; 0,000
5,921; 4,934; 5,041; 5,787

Modell 93

0,000; -34,004; -34,000; -0,000
0,000; 11,002; 39,022; 50,016
0,000; 0,000; -0,002; 0,000
5,912; 4,921; 5,030; 5,791

Modell 94

0,000; -33,980; -33,992; -0,000
0,000; 10,994; 39,006; 50,003
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,909; 4,932; 5,029; 5,787

Modell 95

0,000; -33,998; -33,994; -0,000
0,000; 11,013; 39,045; 50,040
0,000; 0,000; 0,008; 0,000
5,915; 4,921; 5,034; 5,780

Modell 96

0,000; -33,990; -34,000; -0,000
0,000; 11,025; 39,041; 50,042
0,000; 0,000; 0,029; 0,000
5,917; 4,953; 5,031; 5,791

Modell 97

0,000; -33,972; -33,986; -0,000
0,000; 11,003; 39,019; 50,006
0,000; 0,000; 0,023; 0,000
5,904; 4,940; 5,030; 5,780

Modell 98

0,000; -34,022; -34,013; -0,000
0,000; 11,014; 39,019; 50,003
0,000; 0,000; 0,021; 0,000
5,912; 4,937; 5,027; 5,818

Modell 99

0,000; -34,009; -34,009; -0,000
0,000; 11,018; 39,046; 50,043
0,000; 0,000; 0,011; 0,000
5,909; 4,930; 5,030; 5,787

Modell 100

0,000; -33,994; -33,973; -0,000
0,000; 11,036; 39,049; 50,027
0,000; 0,000; 0,012; 0,000
5,912; 4,938; 5,034; 5,789

Gruppe 11

Modell 101

0,000; -33,992; -33,993; -0,001
0,000; 10,999; 39,014; 50,022
0,000; 0,000; 0,016; 0,000
5,906; 4,934; 5,016; 5,770

Modell 102

0,000; -33,988; -33,991; -0,000
0,000; 11,002; 39,023; 50,042
0,000; 0,000; 0,009; 0,000
5,891; 4,896; 5,012; 5,755

Modell 103

0,000; -34,026; -34,002; -0,000
0,000; 10,996; 38,994; 50,011
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,911; 4,938; 5,028; 5,812

Modell 104

0,000; -33,978; -34,002; -0,000
0,000; 11,000; 39,034; 50,035
0,000; 0,000; 0,027; 0,000
5,896; 4,972; 5,049; 5,786

Modell 105

0,000; -34,002; -33,980; -0,002
0,000; 11,015; 39,024; 50,027
0,000; 0,000; 0,017; 0,000
5,906; 4,940; 5,027; 5,772

Modell 106

0,000; -34,012; -34,035; -0,000
0,000; 11,010; 39,036; 50,020
0,000; 0,000; 0,025; 0,000
5,912; 4,943; 5,026; 5,815

Modell 107

0,000; -33,999; -34,000; -0,001
0,000; 11,002; 39,028; 50,015
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,913; 4,938; 5,025; 5,784

Modell 108

0,000; -34,009; -33,978; -0,001
0,000; 11,009; 39,025; 50,030
0,000; 0,000; 0,016; 0,000
5,921; 4,941; 5,040; 5,789

Modell 109

0,000; -33,981; -33,998; -0,000
0,000; 10,997; 39,008; 49,999
0,000; 0,000; 0,021; 0,000
5,905; 4,934; 5,033; 5,784

Modell 110

0,000; -34,007; -33,991; -0,001
0,000; 11,011; 39,012; 50,016
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,905; 4,939; 5,025; 5,779

Gruppe 12

Modell 111

0,000; -33,994; -33,993; -0,000
0,000; 10,998; 39,014; 50,005
0,000; 0,000; 0,013; 0,000
5,912; 4,929; 5,029; 5,784

Modell 112

0,000; -33,988; -33,985; -0,000
0,000; 10,996; 39,005; 49,999
0,000; 0,000; 0,015; 0,000
5,901; 4,929; 5,030; 5,782

Modell 113

0,000; -33,983; -33,982; -0,000
0,000; 10,985; 39,000; 50,000
0,000; 0,000; 0,014; 0,000
5,913; 4,933; 5,030; 5,785

Modell 114

0,000; -33,985; -33,983; -0,000
0,000; 10,987; 39,005; 49,995
0,000; 0,000; 0,021; 0,000
5,913; 4,938; 5,025; 5,781

Modell 115

0,000; -33,986; -33,982; -0,000
0,000; 10,982; 38,988; 49,999
0,000; 0,000; 0,017; 0,000
5,909; 4,934; 5,030; 5,783

Modell 116

0,000; -33,980; -33,985; -0,000
0,000; 10,980; 38,993; 49,999
0,000; 0,000; 0,014; 0,000
5,910; 4,934; 5,032; 5,780

Modell 117

0,000; -33,988; -33,985; -0,000
0,000; 10,985; 39,005; 50,000
0,000; 0,000; 0,015; 0,000
5,909; 4,933; 5,026; 5,779

Modell 118

0,000; -33,980; -33,996; -0,000
0,000; 10,979; 38,992; 49,997
0,000; 0,000; 0,020; 0,000
5,912; 4,937; 5,027; 5,781

Modell 119

0,000; -33,991; -33,991; -0,000
0,000; 10,992; 39,005; 50,002
0,000; 0,000; 0,015; 0,000
5,906; 4,932; 5,031; 5,779

Modell 120

0,000; -33,986; -33,985; -0,000
0,000; 10,987; 39,002; 49,997
0,000; 0,000; 0,019; 0,000
5,909; 4,934; 5,027; 5,779

6.2 Originalwerte Abstände und Höhen

Gruppe 1

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
1					
	Pfeilerabstand	50,005	28,025	35,771	35,739
	Pfeilerhöhe	5,898	4,924	5,024	5,772
2					
	Pfeilerabstand	50,034	28,082	35,785	35,787
	Pfeilerhöhe	5,893	4,917	5,017	5,773
3					
	Pfeilerabstand	50,022	28,019	35,764	35,749
	Pfeilerhöhe	5,903	4,925	5,027	5,77
4					
	Pfeilerabstand	49,987	28,013	35,729	35,735
	Pfeilerhöhe	5,889	4,913	5,01	5,749
5					
	Pfeilerabstand	49,985	28,024	35,744	35,76
	Pfeilerhöhe	5,858	4,893	4,978	5,747
6					
	Pfeilerabstand	49,989	28,021	35,693	35,741
	Pfeilerhöhe	5,886	4,929	5,018	5,777
7					
	Pfeilerabstand	49,995	28,036	35,751	35,74
	Pfeilerhöhe	5,901	4,918	5,021	5,769
8					
	Pfeilerabstand	49,998	28,001	35,758	35,723
	Pfeilerhöhe	5,896	4,867	5,011	5,753
9					
	Pfeilerabstand	50,013	28,025	35,76	35,75
	Pfeilerhöhe	5,901	4,921	5,015	5,773
10					
	Pfeilerabstand	49,976	28,009	35,747	35,729
	Pfeilerhöhe	5,899	4,923	5,016	5,765

Gruppe 2

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
11					
	Pfeilerabstand	49,999	28,024	35,74	35,736
	Pfeilerhöhe	5,903	4,906	5,005	5,759
12					
	Pfeilerabstand	50,014	28,037	35,725	35,753
	Pfeilerhöhe	5,898	4,91	5,019	5,771
13					
	Pfeilerabstand	50,013	28,047	35,744	35,749
	Pfeilerhöhe	5,896	4,905	5,015	5,766
14					
	Pfeilerabstand	50,024	28,036	35,757	35,735
	Pfeilerhöhe	5,881	4,897	4,997	5,739
15					
	Pfeilerabstand	49,971	28,035	35,716	35,715
	Pfeilerhöhe	5,873	4,903	4,992	5,739
16					
	Pfeilerabstand	49,99	28,034	35,758	35,744
	Pfeilerhöhe	5,888	4,919	5,025	5,763
17					
	Pfeilerabstand	50,012	28,046	35,737	35,741
	Pfeilerhöhe	5,88	4,916	5,024	5,784
18					
	Pfeilerabstand	50,008	28,032	35,775	35,76
	Pfeilerhöhe	5,894	4,899	5,003	5,749
19					
	Pfeilerabstand	49,967	28,047	35,74	35,744
	Pfeilerhöhe	5,88	4,903	5,003	5,725
20					
	Pfeilerabstand	50,013	28,05	35,733	35,742
	Pfeilerhöhe	5,896	4,905	5,016	5,764

Gruppe 3

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
21					
	Pfeilerabstand	49,966	28,038	35,742	35,713
	Pfeilerhöhe	5,872	4,908	4,99	5,737
22					
	Pfeilerabstand	49,978	28,017	35,736	35,711
	Pfeilerhöhe	5,918	4,926	5,013	5,785
23					
	Pfeilerabstand	49,977	28,032	35,737	35,725
	Pfeilerhöhe	5,918	4,926	5,008	5,783
24					
	Pfeilerabstand	50,011	28,037	35,742	35,738
	Pfeilerhöhe	5,901	4,932	4,989	5,761
25					
	Pfeilerabstand	50,01	28,045	35,733	35,743
	Pfeilerhöhe	5,912	4,914	5,045	5,767
26					
	Pfeilerabstand	50,026	28,042	35,719	35,735
	Pfeilerhöhe	5,885	4,922	5,033	5,744
27					
	Pfeilerabstand	50,029	28,046	35,767	35,759
	Pfeilerhöhe	5,895	4,919	5,023	5,781
28					
	Pfeilerabstand	49,999	28,039	35,741	35,725
	Pfeilerhöhe	5,902	4,93	4,992	5,755
29					
	Pfeilerabstand	49,997	28,022	35,737	35,736
	Pfeilerhöhe	5,904	4,929	5,027	5,773
30					
	Pfeilerabstand	50,006	28,056	35,722	35,75
	Pfeilerhöhe	5,889	4,912	4,992	5,771

Gruppe 4

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
31					
	Pfeilerabstand	50,02	28,044	35,758	35,755
	Pfeilerhöhe	5,898	4,925	5,027	5,782
32					
	Pfeilerabstand	50,008	28,048	35,746	35,771
	Pfeilerhöhe	5,901	4,925	5,026	5,774
33					
	Pfeilerabstand	49,97	28,022	35,713	35,708
	Pfeilerhöhe	5,899	4,912	5,009	5,762
34					
	Pfeilerabstand	49,974	28,026	35,716	35,715
	Pfeilerhöhe	5,88	4,903	5,011	5,757
35					
	Pfeilerabstand	50,011	28,02	35,766	35,749
	Pfeilerhöhe	5,913	4,931	5,029	5,779
36					
	Pfeilerabstand	50,011	28,033	35,743	35,76
	Pfeilerhöhe	5,898	4,923	5,013	5,78
37					
	Pfeilerabstand	50,018	28,047	35,782	35,769
	Pfeilerhöhe	5,913	4,908	5,027	5,806
38					
	Pfeilerabstand	50,016	28,039	35,764	35,773
	Pfeilerhöhe	5,907	4,912	5,006	5,783
39					
	Pfeilerabstand	50,028	28,027	35,757	35,74
	Pfeilerhöhe	5,913	4,935	5,035	5,779
40					
	Pfeilerabstand	49,999	28,018	35,786	35,745
	Pfeilerhöhe	5,906	4,924	5,024	5,776

Gruppe 5

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
41					
	Pfeilerabstand	49,96	28,016	35,721	35,739
	Pfeilerhöhe	5,889	4,921	5,027	5,778
42					
	Pfeilerabstand	50,032	28,029	35,776	35,766
	Pfeilerhöhe	5,895	4,907	4,993	5,75
43					
	Pfeilerabstand	49,99	28,022	35,746	35,72
	Pfeilerhöhe	5,899	4,926	5,028	5,765
44					
	Pfeilerabstand	50,012	28,032	35,742	35,728
	Pfeilerhöhe	5,888	4,913	5,013	5,763
45					
	Pfeilerabstand	50,003	28,05	35,738	35,746
	Pfeilerhöhe	5,884	4,901	5,022	5,767
46					
	Pfeilerabstand	49,978	28,037	35,724	35,761
	Pfeilerhöhe	5,889	4,915	5,031	5,753
47					
	Pfeilerabstand	50,037	28,046	35,741	35,759
	Pfeilerhöhe	5,917	4,908	5,035	5,781
48					
	Pfeilerabstand	50,035	28,039	35,745	35,75
	Pfeilerhöhe	5,899	4,924	5,017	5,775
49					
	Pfeilerabstand	50,045	28,055	35,724	35,758
	Pfeilerhöhe	5,892	4,931	5,036	5,777
50					
	Pfeilerabstand	50,003	28,014	35,756	35,729
	Pfeilerhöhe	5,912	4,927	5,026	5,774

Gruppe 6

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
51					
	Pfeilerabstand	49,956	28,015	35,732	35,728
	Pfeilerhöhe	5,904	4,902	5	5,777
52					
	Pfeilerabstand	49,952	28,025	35,724	35,722
	Pfeilerhöhe	5,906	4,899	5,007	5,771
53					
	Pfeilerabstand	50,019	28,032	35,734	35,743
	Pfeilerhöhe	5,886	4,911	5,021	5,767
54					
	Pfeilerabstand	49,988	28,04	35,753	35,757
	Pfeilerhöhe	5,927	4,935	5,019	5,767
55					
	Pfeilerabstand	49,982	28,051	35,75	35,738
	Pfeilerhöhe	5,918	4,932	5,028	5,771
56					
	Pfeilerabstand	50	28,019	35,748	35,725
	Pfeilerhöhe	5,908	4,929	5,03	5,777
57					
	Pfeilerabstand	50,023	28,042	35,761	35,738
	Pfeilerhöhe	5,888	4,9	5,014	5,771
58					
	Pfeilerabstand	50,004	28,031	35,731	35,734
	Pfeilerhöhe	5,896	4,911	5,011	5,768
59					
	Pfeilerabstand	49,998	28,046	35,769	35,765
	Pfeilerhöhe	5,915	4,929	5,02	5,78
60					
	Pfeilerabstand	49,99	28,006	35,739	35,723
	Pfeilerhöhe	5,903	4,926	5,023	5,769

Gruppe 7

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
61					
	Pfeilerabstand	50,01	28,043	35,771	35,756
	Pfeilerhöhe	5,905	4,934	5,031	5,785
62					
	Pfeilerabstand	50,013	28,013	35,745	35,725
	Pfeilerhöhe	5,905	4,897	5,019	5,76
63					
	Pfeilerabstand	49,997	28,019	35,73	35,755
	Pfeilerhöhe	5,898	4,93	5,023	5,775
64					
	Pfeilerabstand	49,99	27,998	35,746	35,724
	Pfeilerhöhe	5,9	4,924	5,015	5,777
65					
	Pfeilerabstand	50,016	28,018	35,769	35,723
	Pfeilerhöhe	5,872	4,891	5,006	5,752
66					
	Pfeilerabstand	50,012	28,035	35,747	35,73
	Pfeilerhöhe	5,9	4,912	5,017	5,772
67					
	Pfeilerabstand	50,037	28,03	35,759	35,752
	Pfeilerhöhe	5,904	4,917	5,012	5,765
68					
	Pfeilerabstand	50,019	28,033	35,767	35,769
	Pfeilerhöhe	5,905	4,933	5,023	5,774
69					
	Pfeilerabstand	49,993	28,021	35,751	35,736
	Pfeilerhöhe	5,908	4,926	5,028	5,777
70					
	Pfeilerabstand	50,009	28,011	35,75	35,709
	Pfeilerhöhe	5,899	4,931	5,025	5,778

Gruppe 8

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
71					
	Pfeilerabstand	49,995	28,023	35,729	35,705
	Pfeilerhöhe	5,909	4,918	5,009	5,772
72					
	Pfeilerabstand	49,989	28,046	35,756	35,75
	Pfeilerhöhe	5,897	4,895	5,023	5,787
73					
	Pfeilerabstand	49,998	28,031	35,755	35,747
	Pfeilerhöhe	5,901	4,936	5,03	5,784
74					
	Pfeilerabstand	49,993	28,019	35,742	35,737
	Pfeilerhöhe	5,891	4,922	5,019	5,777
75					
	Pfeilerabstand	49,994	28,031	35,756	35,754
	Pfeilerhöhe	5,896	4,933	5,028	5,779
76					
	Pfeilerabstand	49,985	28,022	35,745	35,718
	Pfeilerhöhe	5,885	4,914	5,005	5,764
77					
	Pfeilerabstand	50,007	28,043	35,751	35,731
	Pfeilerhöhe	5,909	4,916	5,011	5,761
78					
	Pfeilerabstand	49,995	28,01	35,76	35,713
	Pfeilerhöhe	5,891	4,93	5,018	5,766
79					
	Pfeilerabstand	50,019	28,025	35,742	35,72
	Pfeilerhöhe	5,9	4,911	5,017	5,773
80					
	Pfeilerabstand	49,989	28,029	35,745	35,721
	Pfeilerhöhe	5,882	4,898	5,007	5,765

Gruppe 9

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
81					
	Pfeilerabstand	49,985	28,035	35,714	35,697
	Pfeilerhöhe	5,923	4,928	5,008	5,777
82					
	Pfeilerabstand	49,966	28,021	35,708	35,719
	Pfeilerhöhe	5,895	4,946	5,021	5,742
83					
	Pfeilerabstand	49,994	28,044	35,734	35,759
	Pfeilerhöhe	5,881	4,887	5,006	5,763
84					
	Pfeilerabstand	50,009	28,043	35,757	35,733
	Pfeilerhöhe	5,889	4,899	5,019	5,777
85					
	Pfeilerabstand	50,019	28,053	35,746	35,751
	Pfeilerhöhe	5,901	4,922	5,021	5,781
86					
	Pfeilerabstand	49,924	28,029	35,735	35,721
	Pfeilerhöhe	5,885	4,886	4,982	5,76
87					
	Pfeilerabstand	50,027	28,045	35,744	35,733
	Pfeilerhöhe	5,903	4,93	5,036	5,77
88					
	Pfeilerabstand	49,985	28,039	35,741	35,726
	Pfeilerhöhe	5,9	4,931	5,023	5,794
89					
	Pfeilerabstand	50,004	28,051	35,751	35,76
	Pfeilerhöhe	5,887	4,895	5,015	5,777
90					
	Pfeilerabstand	50,01	28,036	35,726	35,707
	Pfeilerhöhe	5,904	4,932	5,036	5,771

Gruppe 10

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
91					
	Pfeilerabstand	50,004	28,024	35,762	35,747
	Pfeilerhöhe	5,923	4,931	5,031	5,787
92					
	Pfeilerabstand	50,012	28,019	35,768	35,741
	Pfeilerhöhe	5,921	4,934	5,041	5,787
93					
	Pfeilerabstand	50,017	28,02	35,753	35,741
	Pfeilerhöhe	5,912	4,921	5,03	5,791
94					
	Pfeilerabstand	50,003	28,011	35,728	35,734
	Pfeilerhöhe	5,909	4,932	5,029	5,787
95					
	Pfeilerabstand	50,04	28,033	35,751	35,735
	Pfeilerhöhe	5,915	4,921	5,034	5,78
96					
	Pfeilerabstand	50,043	28,016	35,746	35,743
	Pfeilerhöhe	5,917	4,953	5,031	5,791
97					
	Pfeilerabstand	50,006	28,017	35,722	35,725
	Pfeilerhöhe	5,904	4,94	5,03	5,78
98					
	Pfeilerabstand	50,003	28,005	35,774	35,751
	Pfeilerhöhe	5,912	4,937	5,027	5,818
99					
	Pfeilerabstand	50,043	28,029	35,762	35,75
	Pfeilerhöhe	5,909	4,93	5,03	5,787
100					
	Pfeilerabstand	50,028	28,013	35,754	35,71
	Pfeilerhöhe	5,912	4,938	5,034	5,789

Gruppe 11

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
Mod-Nr.					
101					
	Pfeilerabstand	50,022	28,015	35,741	35,738
	Pfeilerhöhe	5,906	4,934	5,016	5,77
102					
	Pfeilerabstand	50,042	28,021	35,739	35,739
	Pfeilerhöhe	5,891	4,896	5,012	5,755
103					
	Pfeilerabstand	50,011	27,999	35,772	35,751
	Pfeilerhöhe	5,911	4,938	5,028	5,812
104					
	Pfeilerabstand	50,035	28,034	35,726	35,744
	Pfeilerhöhe	5,896	4,972	5,049	5,786
105					
	Pfeilerabstand	50,027	28,009	35,755	35,723
	Pfeilerhöhe	5,906	4,94	5,027	5,772
106					
	Pfeilerabstand	50,02	28,026	35,763	35,772
	Pfeilerhöhe	5,912	4,943	5,026	5,815
107					
	Pfeilerabstand	50,016	28,027	35,748	35,738
	Pfeilerhöhe	5,913	4,938	5,025	5,784
108					
	Pfeilerabstand	50,031	28,015	35,76	35,723
	Pfeilerhöhe	5,921	4,941	5,04	5,789
109					
	Pfeilerabstand	49,999	28,011	35,73	35,738
	Pfeilerhöhe	5,905	4,934	5,033	5,784
110					
	Pfeilerabstand	50,016	28,002	35,758	35,733
	Pfeilerhöhe	5,905	4,939	5,025	5,779

Gruppe 12

	Pfeilerabstand	a14	a23	a12	a34
Mod-Nr.	Pfeilerhöhe	h1	h2	h3	h4
111					
	Pfeilerabstand	50,005	28,017	35,742	35,733
	Pfeilerhöhe	5,912	4,929	5,029	5,784
112					
	Pfeilerabstand	49,999	28,01	35,736	35,726
	Pfeilerhöhe	5,901	4,929	5,03	5,782
113					
	Pfeilerabstand	50	28,015	35,728	35,726
	Pfeilerhöhe	5,913	4,933	5,03	5,785
114					
	Pfeilerabstand	49,995	28,018	35,73	35,723
	Pfeilerhöhe	5,913	4,938	5,025	5,781
115					
	Pfeilerabstand	49,999	28,007	35,73	35,728
	Pfeilerhöhe	5,909	4,934	5,03	5,783
116					
	Pfeilerabstand	49,999	28,013	35,723	35,73
	Pfeilerhöhe	5,91	4,934	5,032	5,78
117					
	Pfeilerabstand	50	28,02	35,732	35,727
	Pfeilerhöhe	5,909	4,933	5,026	5,779
118					
	Pfeilerabstand	49,997	28,013	35,723	35,74
	Pfeilerhöhe	5,912	4,937	5,027	5,781
119					
	Pfeilerabstand	50,002	28,013	35,737	35,733
	Pfeilerhöhe	5,906	4,932	5,031	5,779
120					
	Pfeilerabstand	49,997	28,015	35,732	35,726
	Pfeilerhöhe	5,909	4,934	5,027	5,779

7 LITERATURVERZEICHNIS

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 347-359

Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: Clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 95-105

Anusavice KJ. Nonaqueous elastomeric impression materials. In: Phillips RW, Hrsg. *Phillip's science of dental materials*. Philadelphia: Saunders, 1996

Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992; 12: 112-121

Assif D, Marshak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 589-591

Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 216-222

Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 885-888

Balkenhol M, Rehmann P, Siemer A, Feger P, Wöstmann B. Die Präzisionsabformung: materialimmanente und verfahrenstechnische Einflussfaktoren - Teil 1: Dimensionstreue. *ZWR* 2005; 114: 43-47

Barrett MG, de Rijk WG, Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993; 2: 75-82

Behneke N, Behneke A. Implantatverankerter festsitzender Zahnersatz. In: Koeck B, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde. Band 5 Kronen- und Brückenprothetik. München - Stuttgart - Jena - Lübeck - Ulm: Urban & Fischer Verlag 1999: 289-321

Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, Evans G, Kent JN, Misiek DJ, Mendez AJ, Guerra L, Larsen H, Wood W, Worthington P. Prospective evaluation of implants connected to teeth. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17, 473-487

Bochers L. Modellwerkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und Verarbeitung. Heidelberg: Hüthing Verlag, 1996: 1-33

Bomberg TJ, Hatch RA, Hoffman W Jr. Impression material thickness in stock and custom trays. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 170-172

Böttger H. Erfahrungen mit Silikon-Abformmaterialien. *ZWR* 1962; 63: 616-619

Böttger H. Über die Abformung beschliffener Zahnstümpfe für Kronenarbeiten mit dem Doppelabdruckverfahren. *DDZ* 1965; 19: 63-66

Brägger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12, 26-34

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3: 81-100

Brånemark PI. Introduction to osseointegration. In: Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T, Hrsg. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. London: Quintessenz Verlag, 1985

Breeding LC, Dixon DL, Moseley JP. Custom impression trays: Part I - Mechanical properties. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 31-34

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* 1997; 77: 68-75

Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 250-255

Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 448-455

Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 219-223

Chee W, Jivraj S. Impression techniques for implant dentistry. *Br Dent J* 2006; 201: 429-432

Chee WW, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: A review of properties and techniques. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 728-732

Chee WW, Donovan TE. Fine detail reproduction of very high viscosity poly(vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont* 1989; 2: 368-370

Christensen GJ. Now is the time to change to custom impression trays. *J Am Dent Assoc* 1994; 125: 619-620

Craig RG. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res* 1988; 2: 51-64

Craig RG. Evaluation of an automatic mixing system for an addition silicone impression material. *J Am Dent Assoc* 1985; 110: 213-215

Crum RJ, Rooney GE. Alveolar bone loss in overdentures: a 5-year study. *J Prosthet Dent* 1978; 40: 610-613

Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Rest Dent* 1993;13: 540-549

Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 445-470

Dreyer-Jørgenson K. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 1958; 7: 461

Dumfahrt H, Schäffer H. Zum Dimensionsverhalten bei verschiedenen Abformverfahren mit gummielastischen Massen in der Inlay-, Kronen- und Brückentechnik. *Z Stomatol* 1987; 84: 231-239

Eames WB, Sieweke JC, Wallace SW, Rogers LB. Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy. *J Prosthet Dent* 1979; 41: 304-307

Eichner K. Präparation und Drehzahl. *Dtsch Zahnärztl Z* 1982; 37: 422

Eisenhauer R, Jung T. Parodontalbefunde an Ankerzähnen von Modellguß-Prothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1977; 32: 967

Ericsson I, Lekholm U, Brånemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol* 1986; 13: 307-312

Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 44: 4

Fenske C, Sadat-Khonsari MR, Dade E, Jüde HD, Gütschow F. Der Einfluß verschiedener Monophasenabformmaterialien auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen. ZWR 1998, 107: 749-752

Fenske C, Sadat-Khonsari MR, Jüde HD. Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen. Dtsch Zahnärztl Z 2001; 56: 35-38

Fränkel H, Fetzner A. Mathematik 1. Lehrbuch für ingenieurwissenschaftliche Studiengänge. Wien: Springer-Verlag GmbH, 2004

Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M, Stern N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. J Prosthet Dent 1994; 71: 1-6

Gerats R. Dimensionsverhalten von nach einer Doppelabdruckmethode mit gummielastischen Abdruckmaterialien hergestellten Prüfkörpern. Dtsch Zahnärztl Z 1963; 65: 146-152

Glockengießer J. Untersuchung zur Genauigkeit verschiedener Anformmethoden in Kombination verschiedener Abformmaterialien bei Verwendung des Brånemark®-Implantatsystems. Med. Diss., Philipps-Universität Marburg, 2003

Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 1990; 63: 12-15

Gunne J, Åstrand P, Ahlen K, Borg K, Olsson M. Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. Clin Oral Implants Res 1992; 3, 49-56

Habib AN, Shehata MT. The effect of the type and technique used for impression making on the accuracy of elastomeric impression materials. Egypt Dent J 1995; 41: 1409-1416

Harndt R. Kinematographische Untersuchungen zum hochtourigen Bohren. Dtsch Zahnärztl Z 1984; 39: 274

Hassfurth U. Vergleichende Darstellung zweier Implantatabformungstechniken an Hand in vitro Abformung eines Implantatmodells. Med. Diss., Justus-Liebig-Universität Gießen, 2000

Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. J Prosthet Dent 2000; 83: 555-561

Hohmann A, Hielscher W. Lehrbuch der Zahntechnik, Band 3 Werkstofftechnik. Berlin: Quintessenz Verlag GmbH, 2003

Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. J Prosthet Dent 1992; 67: 583-589

Idris B, Houston F, Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. J Prosthet Dent 1995; 74: 535-541

Ishida K. Accuracy of complete dental arch impressions and stone casts using a three-dimensional measurement system. Effects on accuracy of rubber impression materials and trays. Dent Jpn (Tokyo) 1990; 27: 73-79

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11: 620-625

Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 635-640

Jemt T, Lekholm, U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 303-311

Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 314-325

Jemt T. Three-dimensional distortion of gold alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 557-564

Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 151-158

Johnson GH, Craig RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 197-203

Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 484-490

Johnson GH, Drennon DG. Clinical evaluation of detail reproduction of elastomeric impression materials. *J Dent Res* 1987; 66: 331

Karl M, Wichmann MG, Graef F, Heckmann SM. Brückenspannweite und Befestigungsart als Determinanten der Spannungsentwicklung implantatgetragener Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 2004; 59: 316-321

Kerschbaum T. Normierter Kronenrand? Eine Analyse aus klinischer Sicht. In: Walther W, Heners M, Hrsg. *Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde - Anspruch und Wirklichkeit*. Heidelberg: Hüthig Verlag, 1995

Klötzer WT. Die traumatische Schädigung der Pulpa bei der Überkronung. Dtsch Zahnärztl Z 1984; 39: 791

Koeck B, Wagner W. Einleitung. In:Koeck B, Wagner W, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde. Band 13 Implantologie. München: Urban & Fischer, 2004: 2-7

Koniaris A. Vergleich von derzeit gebräuchlichen Abformmaterialien und -techniken mithilfe eines Sulcus-Fluid-Modells. Med. Diss., Justus-Liebig-Universität Gießen, 1999

König M, Rehmann P, Wöstmann B. Abformung in der Implantologie. ZWR 2006; 115: 560-568

Körber E, Lehmann KM. Vergleichende Untersuchungen bei Abdruckmaterialien für Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 1969; 24: 791

Kratochvil FJ, Davidson PN, Guijt J. Five-year survey of treatment with removable partial dentures. Part I. J Prosthet Dent 1982; 48: 237-244

Kuypers W, Lauter J. Mathematik Sekundarstufe II. Analytische Geometrie und lineare Algebra. Berlin: Cornelsen Verlag, 1993

Lacy AM, Fukui H, Bellman T, Jendresen MD. Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: Polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. J Prosthet Dent 1981; 45, 329-333

Lehmann KM, Hellwig E. Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. München - Wien - Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1993

Lehmann KM, Zettel R, Gente M. Die Paßgenauigkeit von Gußkörpern in Abhängigkeit von Abformung und Modell sowie gußtechnischen Parametern. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 473

Lentrodt J. Einführung und Standortbestimmung zur Implantologie. In: Franke J., Hrsg. Der heutige Stand in der Implantologie. Ein Symposium. München - Wien: Hanser Verlag, 1980: 11-20

Lewinstein I. The ratio between vertical and horizontal changes of impressions. J Oral Rehabil 1993; 20: 107-114

Linke BA, Nicholls JI, Faucher RR. Distortion analysis of stone casts made from impression materials. J Prosthet Dent 1985; 54: 794-802

Linkow LI. The blade vent-A new dimension in endosseous implantology. Dent Concepts 1968; 11: 3-12

Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. Int J Prosthodont 1993; 6: 377-383

Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A. Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. Clin Oral Implants Res 1991; 2: 1-19

Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. Aust Dent J 1998; 43: 428-434

Mantovani AV, Stephano CB, Roselino RF, Roselino RB, Campos GM. Evaluation of cervical discrepancy of gold crowns in stone dies from various impression materials. Rev Odontol Univ Sao Paulo 1990; 4: 31-37

Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2005

Marxkors R. Der Randschluß von Gußkronen. Dtsch Zahnärztl Z 1980; 35: 913-915

Millstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 645-648

Morgano SM, Milot P, Ducharme P, Rose L. Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 333-340

Moseley JP, Dixon DL, Breeding LC. Custom impression trays. Part III: A stress distribution model. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 532-538

Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 357-361

Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 161-165

Noack T, Balkenhol M, Wöstmann B. Möglichkeiten und Grenzen der Doppelmischabformung bei prothetischer Versorgung. *ZWR* 2004; 10: 451-454

Odman PA, Jemt TM. Accuracy of impression materials in a semi-clinical model. *Dent Mater* 1988; 4: 64-67

Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 497-506

Olsson M, Gunne J, Åstrand P, Borg K. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Impl Res* 1995; 6: 114-121

Palmer RM, Howe LC, Palmer PJ. A prospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16, 302-307

Pesun IJ, Mayclin T. Troubleshooting vinyl polysiloxane impressions. *Northwest Dent* 1999; 78: 29-32

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 448-457

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Schepers E, Calberson L, Theuniers G, Ghyselen J, De Mars G. The cumulative failure rate of the Brånemark system in the overdentures, the fixed partial, and the fixed full prostheses design: A prospective study on 1273 fixtures. *J Head Neck Pathol* 1991; 10: 43

Rehmann P, Noack T, Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B. Die Heavy-Body-Wash-Technik als Abformverfahren in der Implantatprothetik. *ZWR* 2006; 115: 325-328

Richter EJ, Wyndorps P, Lambert S, Klöppel H. Quantitative Messung der Verankerungsfestigkeit von Zähnen und Implantaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 50: 204-209

Richter EJ. Prothetische Versorgung. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. *Praxis der Zahnheilkunde, Band 13 Implantologie*. München - Jena - Lübeck - Ulm: Urban & Fischer 2004: 236-283

Rosenbauer KA. *Klinische Anatomie der Kopf- und Halsregion für Zahnmediziner*. Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 1998

Rueda LJ, Sy-Munoz JT, Naylor WP, Goodacre CJ, Swartz ML. The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 367-373

Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Taylor WG. Effect of impression tray design and impression technique upon the accuracy of stone casts produced from a putty-wash polyvinyl siloxane impression material. *J Dent* 1991; 19: 283-289

Schäfer IM. Periimplantäre und parodontale Knochenveränderungen bei der Freiland-Verbundbrücke in der Funktionsphase. Med. Diss., Universität zu Tübingen, 2002

Schröder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. Allgemeine Grundlagen und ITI-System. In: Schröder A, Sutter F, Buser D, Hrsg. Orale Implantologie. Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 1994

Schulte W. Implants and the periodontium. Int Dent J 1995; 45: 16-26

Schwalm CA, Smith DE, Erickson JD. A clinical study of patients 1 to 2 years after placement of removable partial dentures. J Prosthet Dent 1977; 38: 380-391

Schwickerath H. Konfektionierte und individuelle Löffel. Zahnärztl Mitt 1980; 70: 466-470

Shillingburg HT. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. London: Quintessence Publishing Co Ltd, 1981

Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1990; 63: 444-447

Takahashi H, Finger WJ. Effects of the setting stage on the accuracy of double-mix impressions made with addition-curing silicone. J Prosthet Dent 1994; 72: 78-84

Takeshita F, Matsushita Y, Ayukawa Y, Suetsugu T. Fractures of hydroxyapatite-coated blade implants connected with natural teeth. A histological study using SEM, light microscopy, and an image processing system. J Periodontol 1996; 67: 86-92

Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. Int J Prosthodont 1993; 6: 346-363

Thongthammachat S, Moore BK, Barco MTII, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont* 2002; 11: 98-108

Tjan AH, Nemetz H, Nguyen LT, Contino R. Effect of tray space on the accuracy of monophasic polyvinylsiloxane impressions. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 19-28

Tolman DE, Laney WR. Tissue-integrated prosthesis complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 477-484

Trost D. Korrekturabformung versus Doppelmischabformung in Abhängigkeit der Präparationsform und der Eröffnung des Sulcus mittels Gingivektomie und Retraktionsfäden zur besseren Darstellung der Präparationsgrenze bei festsitzenden prothetischen Konstruktionen. Med. Diss., Justus-Liebig-Universität Gießen, 2001

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Master cast accuracy in single-tooth implant replacement cases: an in vitro comparison. A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 455-460

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 186-192

Viohl J. Abformwerkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1 Grundlagen und Verarbeitung. Heidelberg: Hüthing Verlag, 1996: 273-302

Watzek G, Mailath-Pokorny G. Zahnärztliche Implantate In: Schwenzer N, Ehrenfeld M, Hrsg. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Band 3 Zahnärztliche Chirurgie. Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, 2000: 127-168

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 167-178

Wee AG, Schneider RL, Aquilino SA, Huff TL, Lindquist TJ, Williamson DL. Evaluation of the accuracy of solid implant casts. J Prosthodont 1998; 7: 161-169

Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. J Prosthet Dent 2000; 83: 323-331

Williams PT, Jackson DG, Bergman W. An evaluation of the time-dependent dimensional stability of eleven elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 1984; 52: 120-125

Wirz J, Jaeger K, Schmidli F. Light-polymerized materials for custom impression trays. Int J Prosthodont 1990; 3: 64-71

Wirz J. Moderne Elastomere--Wichtige physikalische Eigenschaften. Teil II: Elastische Rückstellung und Volumenverhalten. Quintessenz 1989; 40, 1151-1156

Wöstmann B, Dohle A, Rettberg S. Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 679-682

Wöstmann B. Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. Zahnärztl Mitt 1999a; 10: 40-49

Wöstmann B. Abformung und Modellherstellung In: Koeck B, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde. Band 5 Kronen- und Brückenprothetik. München - Stuttgart - Jena - Lübeck - Ulm: Urban & Fischer Verlag 1999b: 135-165

Wöstmann B. 2002: Abformtechniken in der Implantologie. [http://www.zahnaerzte-in-sachsen.de/projekt/zablatt.nsf/8314183fbfee3881c125694c00373ff6/0c54aeff833f2a0bc1256c3d00328c33/\\$FILE/Abformtechniken%20in%20der%20Implantologie.pdf](http://www.zahnaerzte-in-sachsen.de/projekt/zablatt.nsf/8314183fbfee3881c125694c00373ff6/0c54aeff833f2a0bc1256c3d00328c33/$FILE/Abformtechniken%20in%20der%20Implantologie.pdf)
(23.09.02)

Wöstmann B, Hassfurth U, Balkenhol M, Ferger P. Influence of Impression Technique and Material on the Transfer Accuracy of the Implant Position onto the Working Cast. J Dent Res 2003; 82 (Spec Iss A): 315

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg 1965; 19: 515

8 DANKSAGUNG

Zunächst möchte ich mich bei Herrn Privatdozent Dr. Ernst-Heinrich Helfgen für die Überlassung des interessanten Themas und die freundliche und qualifizierte Betreuung während der gesamten Arbeit herzlich bedanken.

Außerdem gilt mein Dank der Firma Schweickhardt für die Bereitstellung des **Abformlöffels für die Implantologie nach Helfgen®**.

Herr Diplom-Physiker Grüner programmierte die Software zur Vermessung der Modelle, fertigte den Großteil der technischen Zeichnungen an und fotografierte die verwendeten Geräte. Dafür und für seine stete Hilfe mit Rat und Tat möchte ich mich in besonderem Maße bedanken.

Weiterhin danke ich Frau Diplommathematikerin Manuela Bogdanow für die Unterstützung hinsichtlich der statistischen Auswertung der Daten.

Meiner Mutter, Frau Renate Hirschfelder, danke ich ganz herzlich für die Hilfe beim Verfassen der *Mathematischen Erklärungen* und ihre stete Unterstützung.

Bei meinem Bruder Markus und meinem Freund René möchte ich besonders für ihre Motivation und ständige Unterstützung danken, ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Meiner Freundin Dr. Dominique Kunert gilt mein Dank für ihre große Hilfe und Geduld während der Korrektur der Arbeit.