

Aus der
Universitätsklinik für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde Tübingen
Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik

**Bruchlastverhalten von additiv, subtraktiv und
konventionell gefertigten Totalprothesen**

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

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

vorgelegt von

Zahel, Adrian

2023

Dekan: Professor Dr. B. Pichler
1. Berichterstatter: Privatdozentin Dr. E. M. Engel
2. Berichterstatter: Professor Dr. F. Rupp

Tag der Disputation: 24.03.2023

Gewidmet meinem Vater Richard, in Liebe und Dankbarkeit.

Inhaltsverzeichnis

ABBILDUNGSVERZEICHNIS	VII
TABELLENVERZEICHNIS	IX
1 EINLEITUNG	1
1.1 ZAHNLOSIGKEIT UND BEHANDLUNGSBEDARF ZAHNLOSER PATIENTEN	1
1.2 DIGITALE ZAHNHEILKUNDE IN DER TOTALPROTHETIK	2
1.2.1 <i>Materialien und Fertigungswege</i>	2
1.2.2 <i>Aktuelle Konzepte und Workflows digitaler Totalprothesen</i>	4
1.2.3 <i>Vor- und Nachteile CAD/CAM gestützter Fertigungswege</i>	5
1.2.4 <i>Behandlungsablauf bei konventionellen und digitalen Totalprothesen</i>	6
1.3 KOMPLIKATIONEN BEI TOTALPROTHESENTRÄGERN	10
1.3.1 <i>Klinische Beobachtungen</i>	10
1.3.2 <i>Werkstoffkundliche Eigenschaften verwendeter Materialien</i>	11
1.4 UNTERSUCHUNGSGEGENSTÄNDE DER VORLIEGENDEN STUDIE	12
1.5 PHYSIKALISCHE BESCHREIBUNG DES BRUCHTESTS	14
1.6 HAUPTZIELE UND NULLHYPOTHESEN	16
2 MATERIAL UND METHODEN	17
2.1 STUDIENABLAUF	17
2.2 EINTEILUNG DER PRÜFKÖRPER	18
2.3 ZAHNTECHNISCHE VORBEREITUNG	19
2.4 DATENSATZERSTELLUNG FÜR DIE TOTALPROTHESEN	20
2.4.1 <i>Datensatzmodifikation für die Zahnkränze</i>	22
2.5 FERTIGUNG DER PRÜFKÖRPER	23
2.5.1 <i>Okklusalschlüssel / Positionierungsbehelf</i>	23
2.5.2 <i>Konventionelle Totalprothesen (Kontrollgruppe)</i>	24
2.5.3 <i>Zahnkränze aus Composite-Kunststoff</i>	27
2.5.4 <i>Additiv gefertigte Prothesenbasen</i>	27
2.5.5 <i>Subtraktiv gefertigte Prothesenbasen</i>	29
2.5.6 <i>Verbindung von Prothesenbasis und Zahnkränzen/Prothesenzähnen</i>	30
2.6 VERGLEICH DER PRÜFKÖRPER AUF KONGRUENZ	31
2.6.1 <i>Maximale Abweichungen (Extremwerte)</i>	33
2.6.2 <i>Durchschnittliche Abweichungen (Mittelwerte)</i>	34
2.6.3 <i>Richtigkeit</i>	34
2.6.4 <i>Präzision</i>	34
2.6.5 <i>Genauigkeit</i>	35
2.7 BRUCHVERSUCHE	35

2.7.1	<i>Bruchlast und Kraft-Weg-Diagramme</i>	35
2.7.2	<i>Bruchanalyse</i>	37
2.7.3	<i>Reparierbarkeit der Totalprothesen</i>	38
2.8	STATISTISCHE AUSWERTUNG	39
3	ERGEBNISSE	42
3.1	KONGRUENZ DER TOTALPROTHESEN	42
3.1.1	<i>Maximale Abweichungen</i>	42
3.1.2	<i>Durchschnittliche Abweichungen</i>	43
3.1.3	<i>Richtigkeit</i>	44
3.1.4	<i>Präzision</i>	48
3.1.5	<i>Genauigkeit</i>	51
3.2	BRUCHLASTVERHALTEN DER TOTALPROTHESEN	53
3.2.1	<i>Bruchlast nach Prüfgruppen</i>	54
3.2.2	<i>Bruchlast nach Prothesenbasismaterial</i>	55
3.2.3	<i>Bruchlast nach Zahnkränzen / Prothesenzähnen</i>	56
3.2.4	<i>Widerstand gegen Biegebelastung</i>	58
3.3	BRUCHANALYSE	60
3.3.1	<i>Bruchort</i>	60
3.3.2	<i>Bruchart</i>	63
3.3.3	<i>Reparierbarkeit</i>	65
4	DISKUSSION	68
4.1	DISKUSSION VON MATERIAL UND METHODE	68
4.1.1	<i>Wahl einer idealisierten Totalprothese als Prüfkörper</i>	68
4.1.2	<i>Design der digitalen Totalprothese</i>	70
4.1.3	<i>Fertigung der Prüfkörper</i>	71
4.1.4	<i>Vergleich der Proben: Richtigkeit, Präzision, Genauigkeit</i>	73
4.1.5	<i>Diskussion des Versuchsaufbaus</i>	74
4.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	76
4.2.1	<i>Kongruenz der Totalprothesen</i>	76
4.2.2	<i>Erreichte Bruchlast</i>	81
4.2.3	<i>Widerstand gegen Biegebelastung</i>	83
4.2.4	<i>Bruchanalyse</i>	84
4.2.5	<i>Reparierbarkeit der Totalprothesen</i>	85
4.3	SCHLUSSFOLGERUNG	87
5	ZUSAMMENFASSUNG	89
6	LITERATURVERZEICHNIS	92
7	ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL	98

8	DANKSAGUNG	99
	ANHANG	100
	ZAHNTECHNISCHE WERKSTOFFE, LOT-NUMMERN	100
	TABELLEN, <i>p</i> -WERTE.....	103
	BILDANHANG.....	111

Abkürzungen

ANOVA	<i>Analysis of variance, dt. Varianzanalyse</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAM	<i>Computer Aided Manufacturing</i>
CNC	<i>Computerized Numerical Control</i>
DIN.....	<i>Deutsches Institut für Normung</i>
DLP	<i>Digital Light Processing</i>
EN.....	<i>Europäische Norm</i>
FDI	<i>Fédération Dentaire Internationale / World Dental Federation</i>
ISO.....	<i>International Organization for Standardization</i>
MW	<i>Mittelwert</i>
PMMA	<i>Polymethylmethacrylat</i>
RMS.....	<i>root mean square</i>
SLA	<i>Stereolithography apparatus</i>
STD.....	<i>Standardabweichung</i>

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Behandlungsablauf in der konventionellen Totalprothetik	7
Abbildung 2: Behandlungsabläufe in der digitalen Totalprothetik.....	8
Abbildung 3: Die Totalprothese als Prüfkörper.....	15
Abbildung 4: Ablauf der vorliegenden in-vitro Studie.....	17
Abbildung 5: Einteilung der Totalprothesen anhand der verwendeten Prothesenbasen und Prothesenzähne.....	18
Abbildung 6: Workflow der Probenherstellung.....	21
Abbildung 7: Links: digitalisierte Wachsaufstellung. Rechts: Mit der CAD-Software exocad 3.0 konstruierte Totalprothese.....	22
Abbildung 8: Positionierungshilfe/Okklusalschlüssel als STL-Datei	24
Abbildung 9: Herstellung der konventionellen Totalprothesen	25
Abbildung 10: Vorbereitung der Prothesenbasen für die additive Fertigung.....	28
Abbildung 11: Drei additiv gefertigte und gereinigte Totalprothesenbasen	29
Abbildung 12: Bauteile für die Abstützung der Totalprothesen in der Prüfvorrichtung	36
Abbildung 13: Versuchsaufbau.....	37
Abbildung 14: Beispiel eines Boxplot-Diagramms	40
Abbildung 15: Mittlere Abweichungen der Prüfgruppen, berechnet von der Oberflächen-Analyse- Software Geomagic Control X 2020.....	43
Abbildung 16: Boxplot-Diagramme der Richtigkeit nach Prüfgruppe.....	46
Abbildung 17: Exemplarische Falschfarbenvergleiche: A) KG01, B) AQ02, C) SG03, D) AH05.....	47
Abbildung 18: Detailansicht eines Falschfarbenvergleichs der Totalprothese KG01	48
Abbildung 19: Boxplot-Diagramme der Präzision nach Prüfgruppen	50
Abbildung 20: Die Genauigkeit der Prüfgruppen AH, SH und KG dargestellt im Streudiagramm.	51

Abbildung 21: Exemplarische Kraft-Weg-Diagramme jeder Prüfgruppe.	53
Abbildung 22: Boxplot-Diagramme der erreichten Bruchkräfte nach Gruppen.....	54
Abbildung 23: Erreichte Bruchkräfte nach Zahnkränzen / Prothesenzähnen	57
Abbildung 24: Steigung der Geraden der Kraft-Weg-Diagramme als Boxplot-Diagramme.....	59
Abbildung 25: Bruchorte der Totalprothesen mit entsprechenden Häufungen.....	61
Abbildung 26: Beispiele frakturierter Totalprothesen nach dem Bruchversuch.	62
Abbildung 27: Anteil der Bruchart nach Prüfgruppen.	64
Abbildung 28: Ein unvollständiger Prothesenbruch (Prüfkörper KG02).....	64
Abbildung 29: Ein Mischbruch am Beispiel des Prüfkörpers AG02.	65
Abbildung 30: Einschätzung der Reparierbarkeit der Totalprothesen.	66
Abbildung 31: Mittlere Anzahl entstandener Bruchfragmente, absteigend nach MW geordnet.	67
Abbildung 32: Totalprothesen der Gruppe KG nach durchgeführtem Bruchversuch.	111
Abbildung 33: Totalprothesen der Gruppe AG nach durchgeführtem Bruchversuch.	112
Abbildung 34: Totalprothesen der Gruppe AS nach durchgeführtem Bruchversuch.....	113
Abbildung 35: Totalprothesen der Gruppe AQ nach durchgeführtem Bruchversuch.	114
Abbildung 36: Totalprothesen der Gruppe AH nach durchgeführtem Bruchversuch.....	115
Abbildung 37: Totalprothesen der Gruppe SG nach durchgeführtem Bruchversuch.	116
Abbildung 38: Totalprothesen der Gruppe SSe nach durchgeführtem Bruchversuch.....	117
Abbildung 39: Totalprothesen der Gruppe SQ nach durchgeführtem Bruchversuch.	118
Abbildung 40: Totalprothesen der Gruppe SH nach durchgeführtem Bruchversuch.....	119

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: „Try-in“ (dt. Probe-) Prothesen verfügbarer Systeme auf dem Markt	9
Tabelle 2: Begriffe der Messgenauigkeit nach ISO 5725-1:1994-12	13
Tabelle 3: Abkürzungen für die Prüfkörpergruppen	19
Tabelle 4: Zahntechnische Arbeitsschritte bei der Verbindung zwischen Prothesenbasis und Prothesenzähnen	31
Tabelle 5: Erfasste Parameter in Geomagic Control X 2020	32
Tabelle 6: Zahntechnische Kriterien für die Reparierbarkeit der Totalprothesen	38
Tabelle 7: Maximal positive und negative Abweichungen (MW) mit STD	42
Tabelle 8: Shapiro-Wilk-W-Test auf Normalverteilung (Richtigkeit).....	44
Tabelle 9: Tukey-Kramer-Test auf Signifikanz (Richtigkeit).....	45
Tabelle 10: p -Werte Shapiro-Wilk-W-Test (Normalverteilung Präzision).....	48
Tabelle 11: MW und STD der Präzision nach Prüfgruppen.....	49
Tabelle 12: Kreuztabelle zur Darstellung statistischer Signifikanz der Präzision der Prüfgruppen (Wilcoxon-Test)	49
Tabelle 13: Bruchkräfte der Prüfgruppen nach MW geordnet (Tukey-Kramer-Test).....	55
Tabelle 14: MW und STD der Prothesenbasismaterialien (Bruchkraft)	56
Tabelle 15: Vergleiche für jedes Paar (Wilcoxon-Test)	56
Tabelle 16: MW und STD der Zahnkränze / Garniturzähne nach Bruchlast.....	57
Tabelle 17: Signifikanz nicht-parametrischer Vergleiche der Zahnkränze / Garniturzähne nach Bruchlast (Wilcoxon-Test)	58
Tabelle 18: MW und STD der Steigung der Geraden (Tukey-Kramer-Test).	59
Tabelle 19: Bruchorte ab einer Häufung von 50% mit dazugehörigen Bruchregionen.....	63
Tabelle 20: Verwendete zahntechnische Materialien mit dazugehörigen Arbeitsschritten.....	102
Tabelle 21: LOT-Nummern	102
Tabelle 22: Shapiro Wilk-W-Test Normalverteilung mittlere Abweichung nach Prüfgruppen.....	103
Tabelle 23: Shapiro-Wilk-W-Test Normalverteilung Bruchkraft nach Prüfgruppen.....	103
Tabelle 24: Shapiro-Wilk-W-Test Normalverteilung Steigung Gerade nach Prüfgruppen.....	103
Tabelle 25: Vergleich der mittleren Abweichung nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test).	104
Tabelle 26: p -Werte mittlere Abweichung nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test).....	105
Tabelle 27: p -Werte Bruchlast nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test)	106
Tabelle 28: p -Werte Steigung Kraft-Weg-Diagramme nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test).....	108
Tabelle 29: p -Werte Richtigkeit nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test).....	109
Tabelle 30: p -Werte Präzision nach Prüfgruppen (Wilcoxon-Test).....	110

1 Einleitung

1.1 Zahnlosigkeit und Behandlungsbedarf zahnloser Patienten

Als Hauptursache für Zahnverlust werden trotz intensiver Prophylaxemaßnahmen Karies und Parodontopathien angesehen [1]. Ihre relative Bedeutung als Treiber der Zahnlosigkeit unterscheidet sich jedoch zwischen Alters- und Bevölkerungsgruppen [2]. Unbezahnte Kiefer sind aufgrund des fehlenden physiologischen Reizes der Zähne auf den Knochen morphologischen Veränderungen ausgesetzt. Die Folge ist eine Resorption der Alveolarkämme und Kieferbasen mit immer schlechter werdendem Prothesenlager für Totalprothesen. Befindet sich ein Patient nicht in regelmäßiger zahnärztlicher Behandlung, kann sich aufgrund der Umbauprozesse eine Inkongruenz zwischen Mundschleimhaut sowie Kieferknochen und Prothesenbasis bilden, sofern dieser mit schleimhautgelagertem Zahnersatz versorgt ist. Hiermit geht zum einen eine Verschlechterung der Kauleistung, zum anderen eine übermäßige Materialermüdung des Prothesenkunststoffs durch fehlende basale Unterstützung einher. Druckstellen sowie eine unvorteilhafte Prothesenkinematik sind nicht selten [3].

In der zahnärztlichen Prothetik hat die Versorgung zahnloser Patienten mit Totalprothesen, trotz verbesserter Mundgesundheit, nach wie vor Bedeutung [1]. In der 5. Deutschen Mundgesundheitsstudie von 2016 sind 12,4 % der 65-jährigen bis 74-jährigen Senioren zahnlos, 1994 betrug der Anteil der Zahnlosen in dieser Gruppe noch 24,8 %. Bei pflegebedürftigen älteren Senioren (75- bis 100-Jährige) liegt der Anteil der Zahnlosigkeit bei 53,7 %, in der entsprechenden Altersgruppe ohne Pflegebedarf sind dies 32,8 % [4]. Diese beobachtete rückläufige Zahl zahnloser Patienten bedeutet jedoch nicht zwangsläufig, dass die Gesamtzahl hergestellter Totalprothesen sinkt. Die Datenlage hierzu ist nicht einheitlich. In einer Studie über die Folgen der sich verringern Zahnlosigkeit und deren Auswirkung auf die Zahl der Totalprothesenträger wurde gezeigt, dass in den Ländern Schweden, Großbritannien und Finnland die Anzahl der gefertigten Totalprothesen trotz des demographischen Wandels abnimmt [5]. Eine Untersuchung, die sich auf US-amerikanische Daten beruft, deutet hingegen auf eine zu erwartende Zunahme an Patienten, die eine oder zwei Totalprothesen benötigen (von 33,6 Millionen auf knapp 37,9 Millionen Totalprothesen im Zeitraum von 1991 bis 2020) [6].

1.2 Digitale Zahnheilkunde in der Totalprothetik

Frühe Versuche, eine totalprothetische Versorgung mit der CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) Technik zu ermöglichen, stammen von *Maeda et al.* aus dem Jahr 1994 [7]. Die Kieferkämme und Mundschleimhaut eines Patienten wurden hierbei mit einem Hochgeschwindigkeits-Laserscanner erfasst und Prothesenzähne virtuell positioniert. Die Produktion der Totalprothese erfolgte mit einem Laserlithografie-Drucker [7]. *Kawahata et al.* arbeiteten ebenfalls mit Laserscannern, um bereits vorhandene Totalprothesen eines Patienten zu digitalisieren. Duplikate dieser Prothesen wurden mithilfe des subtraktiven CAM-Verfahrens aus einem Wachsblock gewonnen [8]. Im Jahr 2009 wurde eine Studie durchgeführt, die die Umsetzbarkeit mittels im additiven Verfahren hergestellter Guss-Formen für die Fertigstellung der Totalprothesen untersuchte. Bei diesem Vorgehen war allerdings ein konventioneller Fertigungsanteil im Dentallabor obligat [9]. *Inokoshi et al.* evaluierten 2012 das additive Verfahren als Alternative zur Wachsaufstellung und ließen den klinischen Nutzen von „Try-in“-Totalprothesen (dt. anprobieren) in diesem Arbeitsschritt von Zahnärzten beurteilen [10]. *Bilgin et al.* entwickelten eine Methode, um additiv und subtraktiv gefertigte Zahnkränze in den Ablauf der Fertigung einer Totalprothese zu implementieren. Beide Fertigungsmethoden schienen hierbei vielversprechend [11].

Entsprechend der zunehmenden Digitalisierung in der Zahnheilkunde kann mittlerweile auch bei der klinischen Versorgung zahnloser Patienten auf den computergestützten Fertigungsprozess zurückgegriffen werden. Vielfältige Möglichkeiten stehen heutzutage in der digitalen Totalprothetik zur Verfügung [12-14]. Positives Patienten-Feedback sowie ein angemessenes Kosten-Aufwand-Verhältnis sind zudem vielversprechend [15, 16].

1.2.1 Materialien und Fertigungswege

Additive Fertigung

Das additive Verfahren wird auch als 3D-Druck oder Rapid-Prototyping bezeichnet [17, 18]. Bei diesem Prozess wird Material Schicht für Schicht aufgebaut, bis das gewünschte dreidimensionale Druckobjekt komplettiert ist. Bei der additiven Fertigung von Prothesenbasen haben sich im Wesentlichen das DLP (Digital Light Processing) sowie das SLA (Stereolithographie) Verfahren durchgesetzt. Hierbei ist das DLP Verfahren am weitesten verbreitet [19]. Beiden Verfahren ist gemeinsam, dass es zu einer

Aushärtung eines flüssigen, photosensitiven Kunstharzes (Epoxid) durch das Vorhandensein einer Lichtquelle kommt. Es handelt sich beim Epoxidharz um ein Photopolymer, das unter Bestrahlung mit (UV-)Licht durch Vernetzung aushärtet [20, 21]. Die stärkste UV-Absorption der hierfür verwendeten Photoinitiatoren liegt üblicherweise im Bereich zwischen 220 bis 350 nm [22]. Eine Studie zeigte, dass additive Prothesenbasenmaterialien bei adäquater Oberflächenbearbeitung eine günstige Reparierbarkeit vorweisen [23].

Systeme, welche das DLP-Verfahren anwenden, verfügen über einen digitalen Projektor als Lichtquelle, der unterhalb der Epoxidharz-Wanne angebracht ist [24]. Dieser entsendet UV-Licht auf einen Halbleiter, auf dem Mikrospiegel angeordnet sind. Das UV-Licht wird durch die Mikrospiegel umgelenkt und trifft durch den Glasboden der Wanne auf den Boden des Kunstharz-Tanks. Das Kunstharz ist auf die Wellenlänge des Projektors abgestimmt und polymerisiert aufgrund der Aktivierung von Photoinitiatoren. Dieses Verfahren ermöglicht es, mithilfe einer einmaligen Belichtung das gesamte Arbeitsfeld (in x/y Achse) zu polymerisieren [19, 25]. Es macht somit keinen Unterschied bzgl. der Fertigungsdauer, ob auf der Bauplattform eines DLP-Druckers ein oder mehrere Druckobjekte positioniert sind. Da eine hohe Genauigkeit der Prothesenbasen erreicht werden kann, wird DLP als vielversprechendes Verfahren für die Fertigung von Totalprothesenbasen angesehen [26].

Das SLA-Verfahren gilt als ursprüngliches (auf der Photopolymerisation basierendes) additives Fertigungsverfahren und wurde erstmals im Jahr 1986 kommerziell genutzt. Hierbei wird das Kunstharz nicht zeitgleich auf der gesamten Fläche der x/y-Achse polymerisiert. Es findet vielmehr eine lokalisierte, punktförmige Polymerisation durch einen (durch ein Raster laufenden) UV-Laser statt. Jeder Schritt der Bauplattform in z-Richtung baut das Werkstück um eine weitere Schicht auf. Je kleiner die Stufen sind (teilweise sind unter 50 µm möglich), desto höher ist folglich die Auflösung des gedruckten Objektes. Wie bei dem DLP-Verfahren ist auch bei diesem Verfahren eine nachträgliche UV-Belichtung für die Endhärtung des Druckobjektes nötig [25].

Subtraktive Fertigung

Im Bereich der digitalen Totalprothetik bedienen sich die meisten CAD/CAM Systeme nach wie vor dem subtraktiven (Fräs-)Prozess, obwohl additive Fertigungswege vermehrt Einzug in den klinischen Alltag finden [12, 27]. Dabei werden z.B. die Prothesenbasen mithilfe von CNC-(Computer numerical control)Maschinen (meist 5-Achs-

Fräsmaschinen) aus rosa eingefärbten monolithischen PMMA-(Polymethylmethacrylat)Scheiben (engl. blank) gefräst. Die Prothesenzähne können ebenso auf diesem Weg gefertigt werden. Nach dem Herauslösen der Fräsobjekte, deren Ausarbeitung und Politur, werden beide Bestandteile (Prothesenbasis und Prothesenzähne) mit einem geeigneten Fügemedium verklebt. Dies kann mithilfe herkömmlicher Kaltpolymerisate, Kunstharzen oder hierfür eigens entwickelter (methacrylatbasierter) Kleber geschehen. Es zeigte sich, dass der Fräsvorgang glatte Oberflächen ergab und dies zu einer Reduktion der Besiedelung durch Mikroorganismen führte [28].

1.2.2 Aktuelle Konzepte und Workflows digitaler Totalprothesen

Im additiven Bereich besteht die Fertigungsmöglichkeit u.a. mit dem FotoDent Denture System (Fa. Dreve Dentamid GmbH, Unna, Deutschland) und Dentca CAD/CAM Denture (Fa. Dentca Inc., Torrance, USA). Das Dentca System ist aktuell nur in den USA und in Kanada erhältlich [29]. Das Design einer digitalen Totalprothese mit einer dentalen CAD-Software (z.B. Exocad 3.0, Fa. Exocad GmbH, Darmstadt, Deutschland) und die anschließende Produktion mit einem Werkstoff freier Wahl ist möglich. Etablierte Materialien für die Fertigung additiver Totalprothesenbasen sind u.a. V-Print dentbase (Fa. Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland) sowie Freeprint denture (Fa. Dextax GmbH & Co. KG, Ettlingen, Deutschland). Die additive Fertigung mittels SLA-Druck ist mit dem Formlabs System (Fa. Formlabs Inc., Somerville, USA) möglich [30]. Bei den Systemen Dentca und Formlabs lassen sich sowohl die Prothesenbasis als auch die Prothesenzähne additiv fertigen.

Im Bereich der subtraktiv gefertigten Totalprothesen bedient sich das Ceramill Full Denture System (Fa. Amann Girsch GmbH, Pforzheim, Deutschland) der semi-digitalen Methode. Dies bedeutet, dass die Prothesenbasis zunächst aus Wachs gefräst wird. Die Prothesenzähne werden in einer Spezialhalterung an die Wachsbasis angepasst und mit der Wachsbasis verbunden. Anschließend wird die erhaltene Wachsaufstellung mit den in Dentallabors üblichen Methoden fertiggestellt. Eine Wachseinprobe ist bei der semi-digitalen Variante demnach problemlos durchführbar [31]. In der Gruppe der „voll“-digital subtraktiv gefertigten Totalprothesen wird zwischen zweiteiligen und einteiligen Konstruktionen unterschieden. Bei zweiteiligen Konstruktionen werden die Prothesenbasis sowie die hierauf zu platzierenden Prothesenzähne (Einzelzahn, Zahnkranz oder Zahnsegmente) aus einem zahnfarbenen PMMA- oder Com-

posite-Rohling gefräst. Beide Bestandteile werden dann mit einem geeigneten Füge-medium vereint. Vertreter dieser Verfahren sind z.B. das Vita Vionic System (Fa. Vita Zahnfabrik GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) und Ivoclar Digital Denture (Fa. Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland). Es besteht zudem die Möglichkeit, dem Patienten einteilige (monolithische), im subtraktiven Verfahren gefertigte Totalprothesen anzubieten. Hier finden sich u.a. die Systeme Ivotion (Fa. Ivoclar Vivadent) [32], AvaDent XCL-2 (AvaDent, Scottsdale USA) und Baltic Denture Systems (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Deutschland). Bei der einteiligen Fertigung werden sowohl die Prothesenbasis als auch die Prothesenzähne aus demselben Fräsblank gefertigt. Ein zusätzlicher Fügeprozess ist hierbei nicht nötig [12, 13, 18, 33]. Nicht-systemgebundene Werkstoffe für die subtraktive Fertigung sind z.B. Tizian PMMA Blank (Schütz Dental GmbH, Roßbach, Deutschland) und CORiTEC PMMA disc (prிடidenta GmbH, Leinfelden-Echterdingen, Deutschland).

1.2.3 Vor- und Nachteile CAD/CAM gestützter Fertigungswege

Zu den **Vorteilen** der CAD/CAM Fertigungsmethoden gehören:

- Weniger Behandlungssitzungen (im Durchschnitt 2,39 Sitzungen) als bei der herkömmlichen Herstellungsmethode [34]
- Verringerte Polymerisationsschrumpfung aufgrund der Verwendung industriell vorpolymerisierter PMMA Fräsblanks (subtraktive Fertigung) [13], hierdurch verbesserter adhäsiver Prothesenhalt
- Bessere Adaption der zur Kieferschleimhaut gerichteten Prothesenbasis im subtraktiven Verfahren im Vergleich zu herkömmlichen [35] und additiv [36] gefertigten Totalprothesenbasen
- Verringerter Risiko einer Besiedlung von Mikroorganismen auf Prothesenoberflächen aufgrund hoher Homogenität der Werkstoffe [28]
- Einfache Verfüg- und Speicherbarkeit der Konstruktions-Daten, potenziell erleichterte Wiederherstellung einer Prothese bei Verlust [37]
- Verringerte Gesamt- bzw. Laborkosten für die Versorgung von Patienten mittels digitaler Totalprothesen (subtraktiv gefertigt) [15, 38]
- Höhere Bruch- bzw. Biegefestigkeit der Prothesenbasen-Materialien (bei subtraktiver Fertigung) aufgrund industrieller (= standardisierter) Produktion [39-41]
- Teilweise erhöhte Materialdichte der digitalen Totalprothesen [27]

Als **Nachteile** der CAD/CAM Fertigungsmethoden werden gesehen:

- Die Funktionsabformung ist mit einer Intraoralkamera schwierig durchzuführen und erfolgt nach wie vor analog [13] oder über eine Unterfütterung mit anschließendem Scan der Funktionsränder und Überlagerung der erhaltenen Daten [42]
- Wachseinprobe nicht immer möglich (Ausnahme: AvaDent, Amman Girrbach Ceramill), digital gefertigte „Try-in“-Prothesen stellen einen erhöhten Kosten- und Zeitaufwand dar [12]
- Teilweise eingeschränkte Ästhetik (insbesondere bei additiv gefertigten Prothesenzähnen) im Vergleich zu herkömmlichen Garnitur-Prothesenzähnen
- Zum Teil auch eingeschränkte Funktion aufgrund geringerer patientenbezogener Anpassbarkeit mancher Systeme (z.B. beim Dentca System) [13]
- Teilweise keine individuelle Anpassung der Okklusionsebene an eine Referenzebene wie z.B. die Campersche Ebene möglich (AvaDent, Dentca) [13]
- Für prothetisch unerfahrenere Zahnärzte erschwerte Handhabung, da Behandlungssitzungen häufig komprimiert werden [13, 14, 33]

Der in der Literatur diskutierte Vorteil, dass digitale Totalprothesen (im Vergleich zu konventionell hergestellten Totalprothesen) geringere Mengen von Monomer freisetzen [12], konnte bereits widerlegt werden. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede bzgl. der Monomerfreisetzung [27].

1.2.4 Behandlungsablauf bei konventionellen und digitalen Totalprothesen

Der klassische Behandlungsablauf in der konventionellen zahnärztlichen Totalprothetik hat sich seit Jahrzehnten kaum verändert. Üblicherweise werden bei der Versorgung zahnloser Patienten mit Totalprothesen 5 Behandlungssitzungen benötigt [3, 43, 44]. Es empfiehlt sich jedoch, das klinische Vorgehen in der konventionellen Totalprothetik entsprechend der *Tübinger Schule* [45] zu modifizieren (s. Abbildung 1, S. 7).

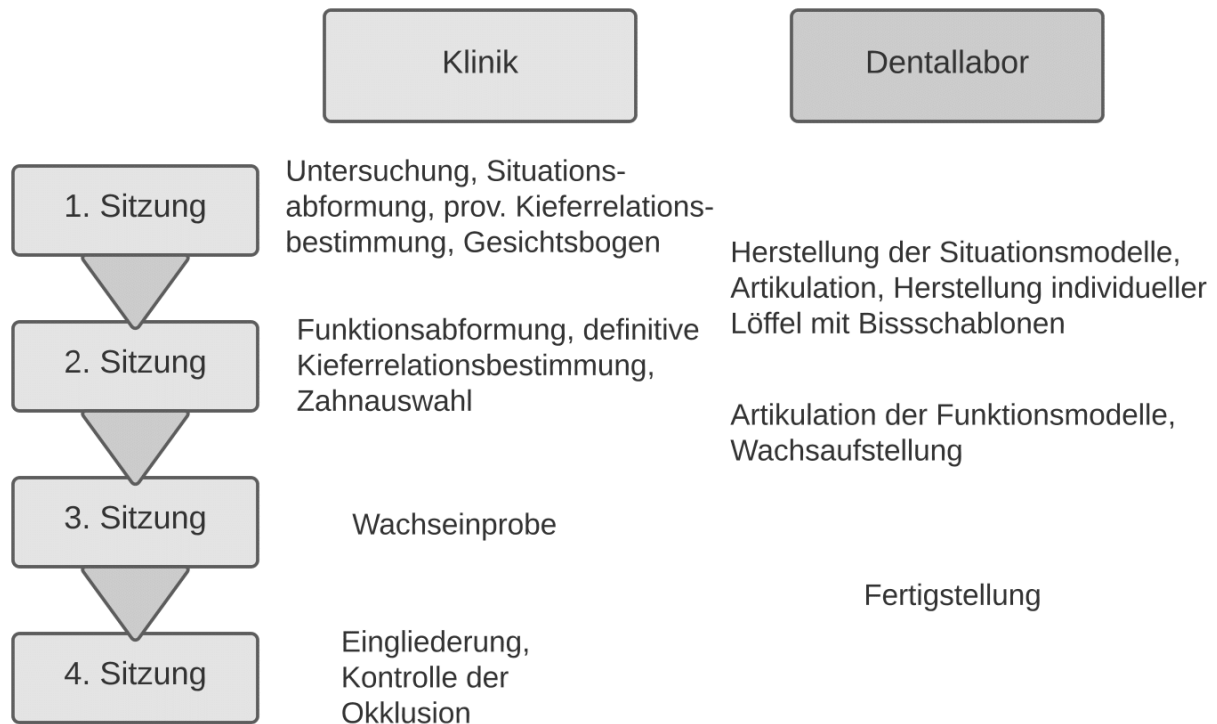


Abbildung 1: Behandlungsablauf in der konventionellen Totalprothetik nach der Tübinger Schule [45]

Hierbei werden die Funktionsabformung und die definitive Kieferrelationsbestimmung in einer gemeinsamen Sitzung durchgeführt. Die individuellen Löffel werden in diesem Fall nach der durchgeführten Funktionsabformung im Patientenmund miteinander verschlüsselt. Auf diesem Weg kann dem Patienten eine weitere Behandlungssitzung eingespart werden [45].

Als Vertreter der Workflows CAD/CAM gefertigter Totalprothesen werden im Folgenden die Vorgehensweisen der Systeme AvaDent, Dentca und Baltic Denture System (Merz Dental) nach *Steinmassl et al.* vorgestellt [14]. Zur besseren Übersicht und zum Vergleich werden jedoch nur die klinischen Arbeitsschritte verglichen (s. Abbildung 2, S. 8). Die Probe-Prothesen werden auch als „Try-in“ Prothesen (dt. anprobieren) bezeichnet. Sie werden als Alternative für die Wachs-Einprobe in unterschiedlicher Art angeboten (s. Tabelle 1, S. 9), sind aber im Behandlungsablauf nicht verpflichtend [12, 13, 46]. Dennoch sind sie, wenn der Mehrkosten- und Zeitaufwand akzeptabel ist, sowohl für den Behandler als auch für den Patienten sinnvoll und aus diversen Gründen (Kontrolle der Kieferrelation, Ästhetik, Phonetik, Funktion) zu empfehlen.

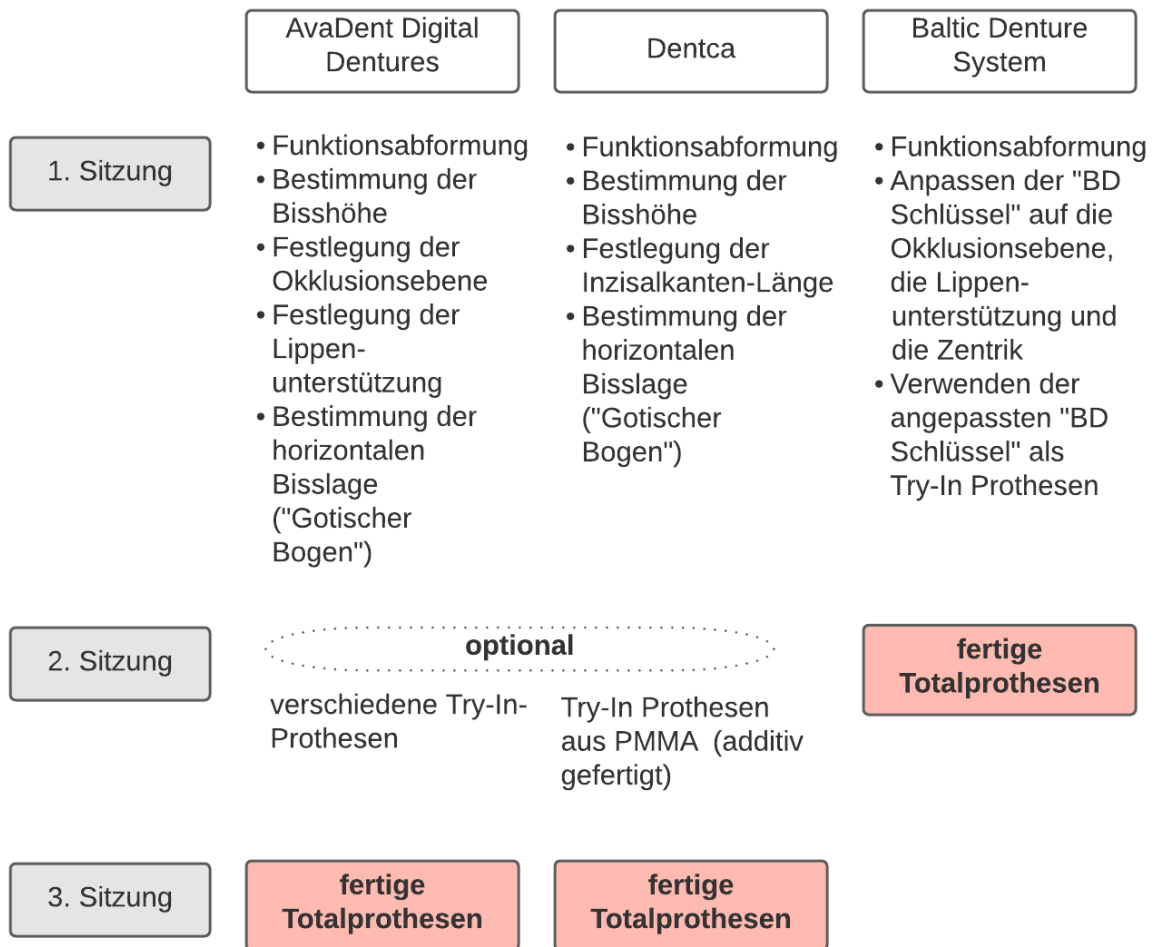


Abbildung 2: Behandlungsabläufe in der digitalen Totalprothetik nach Steinmassl et al. [14].

Als Basis für die *Funktionsabformung* dienen bei AvaDent individuell anpassbare (thermoplastische) Abformlöffel. Beim Dentca-System wird dies durch spezielle „Dentca trays“, welche in drei Standardgrößen verfügbar sind, erzielt. Das Baltic Denture System bedient sich hierfür der „BD keys“ (dt. Schlüssel). Dies sind vorgefertigte Totalprothesen-Rohlinge, verfügbar in verschiedenen Zahn- und Kiefergrößen. Nach der Auswahl geeigneter „BD keys“ werden diese unterfüttert und sind anschließend für die Funktionsabformung zu verwenden.

Für die Bestimmung der *Kieferrelation* verfügt das AvaDent System über ein sog. Anatomical measurement device (AMD), welches als Stützstiftregistrat dient. Die Oberkieferfront kann hierbei, falls gewünscht, durch eine glasklare Klebefolie visualisiert werden. Beim Dentca-System wird die Kieferrelation mit den „Dentca trays“ als Stützstiftregistrat (mit individuell anpassbarem Schreibstift) erfasst. Bei Baltic Denture erfolgt nach der Oberkieferabformung die Fixierung des Unterkiefers über das sog. Key-lock-System. Anschließend erfolgt die Funktionsabformung des Unterkiefers [13, 14].

digitales System	Try-in Prothese
	Biofunctional-Try-in (BTI): subtraktiv gefertigte, monochrome PMMA Totalprothese, verfügbar in allen Vita Zahnfarben
	Wagner-Try-in (WTI): gefräste Try-in Prothesenbasis, gefräste Frontzähne in Wachs aufgestellt, Wachswälle im Seitenzahnggebiet
AvaDent Digital Dentures	Front Try-in (FTI): gefräste Try-in Prothesenbasen, in Wachs aufgestellte Konfektionszähne
	Printed Try-in (PTI): additiv gefertigte Try-in Prothese
	Advanced Try-in (ATI): definitive Prothesenbasis (subtraktiv gefertigt), in Wachs aufgestellte Konfektionszähne
Baltic Denture System	Abform-Registrier-Behelfe („BD keys“)
Dentca	additiv gefertigte Try-in Prothese
Wieland Digital Denture	subtraktiv gefertigte (weiße) Monoblockprothese

Tabelle 1: „Try-in“ (dt. Probe-) Prothesen verfügbarer Systeme auf dem Markt [12, 13]

Schweiger et al. berichten zudem vom vielversprechenden Potential der virtuellen Wachseinprobe als letzten Schritt im rein digitalen Workflow. Diese kann die Try-in-Prothesen und somit eine ganze Behandlungssitzung ersetzen. Bei der digitalen Zahnaufstellung im Dentallabor wird das optisch gescannte Gesicht des Patienten berücksichtigt. Die Zahnaufstellung kann bei Bedarf anschließend angepasst werden [47].

Anders als beim herkömmlichen Ablauf werden bei den digitalen Verfahren einige Behandlungsschritte bereits in der ersten Sitzung durchgeführt. Es empfiehlt sich deshalb für unerfahrenere Zahnärzte z.B. das Dentca-System, da hier das Festlegen der Okklusionsebene oder die Lippenunterstützung automatisch anhand von Referenzpunkten (gescannte anatomische Strukturen in der Abformung) erfolgt [14]. In einer Studie wurden 15 Zahnmedizinstudenten nach der Durchführung einer digitalen (AvaDent Digital Dentures) sowie einer konventionellen totalprothetischen Versorgung befragt. Die digitalen Totalprothesen erzielten bei den Fragestellungen nach Einfachheit der Behandlung und zukünftigen Anwendung des Systems in eigener Praxis bessere Ergebnisse als die konventionellen Totalprothesen [16].

1.3 Komplikationen bei Totalprothesenträgern

1.3.1 Klinische Beobachtungen

Betrachtet man die Kaukräfte, die bei Totalprothesenträgern entstehen, sind diese geringer als bei Teilprothesen bzw. auf Implantaten verankerten Prothesen, aber dennoch beachtlich. Die gemessenen Maximalkräfte unterscheiden sich je nach Studie.

Haraldson et al. konnten maximale Kaukräfte von bis zu 160 N messen, bei vollbezahnten (männlichen) Patienten wurden im Vergleich Kräfte bis zu 650 N erfasst. Die Kraftmessdosen wurden in dieser Studie zwischen den Zahnreihen platziert [48]. *Falk* et. al maßen maximale (mittlere) Kaukräfte von 334 N im Zusammenhang mit totalprothetischen Versorgungen im Oberkiefer. Die höheren Kaufkräfte dieser Studie erklären sich durch die Platzierung der Kraftmessdosen innerhalb der Prothesenzähne: Hierdurch kam es nicht zum Wegrutschen der Totalprothesen [49]. Des Weiteren konnten *Müller* et al. Kaukräfte von bis 250 N messen, die im Bereich von Oberkiefertotalprothesen entstanden [50]. Es zeigte sich zudem, dass im Bereich des Kauzentrums der (Prä-)Molaren die Kaukräfte höher sind als im Bereich der Eckzähne bzw. Frontzähne [51].

In einer Studie von *Dorner* et al. wurde die Überlebenszeit von Totalprothesen bis zu ihrer Erneuerung ermittelt. Es zeigten sich mittlere Zeitspannen von 19,4 Jahren bei Oberkiefer-Totalprothesen und 15,8 Jahren bei Unterkiefer-Totalprothesen. Bei 5,8 % aller Patienten waren in diesen Zeiträumen Frakturen der Prothesenbasen zu verzeichnen [52].

Große Kaukräfte (Spannung im Material) und häufige Wechselbelastungen (sog. Lastspielzahl) führen zu abnehmender Bruchkraft bei Prothesenkunststoffen. Es kommt bei Acrylaten durch Rissbildung und -ausbreitung über einen längeren Zeitraum unweigerlich zur Ermüdung dieses Werkstoffs [53]. Klinisch konnte gezeigt werden, dass bei Frakturen von Teil- und Totalprothesen 71,4 % der Frakturen durch die Prothesenbasis erlitten. Die Gründe für Prothesenbrüche waren zu 80,4 % schlagebedingt (z.B. durch Herunterfallen) und zu 16,1 % kaukraftbedingt. Oberkiefer-Totalprothesen waren zu 22,3 % betroffen, Unterkiefer-Totalprothesen zu 17,9 % [54]. Median-Frakturen erwiesen sich zudem als die häufigste Frakturvariante von Totalprothesen (Oberkiefer: 46,87 %, Unterkiefer: 61,0 %) [55]. *Darbar* et al. befragten drei Dentallabors zu Frakturen verschiedener Arten dentaler Prothesen. In dieser Studie waren 29 % der durchgeführten Reparaturen mediane Frakturen, meistens bei Oberkiefertotalprothesen [56].

1.3.2 Werkstoffkundliche Eigenschaften verwendeter Materialien

Die mechanischen Eigenschaften von PMMA lassen sich durch die Polymerisation unter hohem Druck verbessern. Die erhöhte Bruchfestigkeit ist auf ein durch den Druck entstandenes höheres Molekulargewicht zurückzuführen [57]. Es zeigte sich ebenfalls, dass die Polymerisation methacrylat-basierter Komposite unter erhöhtem Druck (250 MPa) mit kombinierter Hitze (180 °C) zu erhöhter Biegefestigkeit, Bruchfestigkeit und Härte von ISO (International Organization for Standardization)-genormten Proben führt. Die Polymerisationsschrumpfung war zudem hierdurch verringert [58]. In einer Studie wurden genormte Proben unterschiedlicher Fertigungsverfahren (konventionell und CAM-gefräst) auf Bruchlast und Biegefestigkeit untersucht. Sie kam zum Ergebnis, dass im Vergleich zu konventionell gefertigten Proben die CAM-Proben höhere Biegefestigkeiten erreichten. Die künstliche Alterung wirkte sich negativ auf die mechanischen Eigenschaften beider Verfahren aus [39-41]. Genormte, additiv gefertigte Proben erreichten nicht die mechanischen Festigkeiten der subtraktiven und konventionellen Proben [41].

Nicht nur die Festigkeit von Prothesenbasenmaterialien, sondern auch die Verbindung von Prothesenbasis zu Prothesenzahn ist für die gesamte Stabilität von Totalprothesen von Bedeutung. Es zeigte sich, dass der Haftverbund von Prothesenzähnen zu herkömmlichem PMMA (Heißpolymerisat) höher ist als zu subtraktiv und additiv gefertigten Basismaterialien [59].

Für die Einschätzung der Stabilität von Totalprothesen eignen sich Festigkeitsprüfungen von genormten Prüfkörpern nur bedingt. Im Rahmen der Festigkeitsprüfung eines Bonding-Systems (Prothesenzahn zur Basis) wurde von *Häfele* et al. ein Bruchtest von Totalprothesen durchgeführt. Dieser ergab, dass die Bruchlast bei durchgehend gefrästen Zahnbögen am höchsten war, bei einzeln polymerisierten Konfektionszähnen am niedrigsten [60]. Eine weitere Studie untersuchte die Bruchfestigkeit von Oberkiefer-Prothesenbasen. Subtraktiv gefertigte Prothesenbasen konnten hierbei die höchsten Bruchwerte erreichen (bis zu 215 N), additiv und konventionell gefertigte Prothesenbasen erreichten niedrigere Bruchlasten [61].

1.4 Untersuchungsgegenstände der vorliegenden Studie

Zum Zeitpunkt des Beginns der vorliegenden Studie waren Arbeiten, die die Bruchlast von additiv, subtraktiv und konventionell gefertigten Totalprothesen vergleichen, nicht bekannt. Es geht zudem aus den in 1.3.2 beschriebenen Studien nicht hervor, ob und wie sichergestellt wurde, dass die Prüfkörper kongruent (zur Konstruktionsdatei und innerhalb einer Prüfgruppe) und somit die Ergebnisse vergleichbar waren. Zu Beginn der vorliegenden Arbeit wurde nach einer geeigneten „Standard“-Totalprothese gesucht. Der Entscheidung lagen vier grundsätzliche Überlegungen zugrunde:

- 1) Oberkiefer-Totalprothesen zeigen i.d.R. eine dünner werdende Prothesenbasis, insbesondere dorsal im Bereich des Gaumens. Unterkiefer-Totalprothesen zeigen hingegen eine eher gleichmäßige Prothesenbasis-Stärke. Der Einfluss unterschiedlich gestalteter Zahnsegmente auf die Stabilität einer gesamten Totalprothese ist hierdurch besser zu beurteilen.

- 2) Die Form einer Unterkiefer-Totalprothese hat eine geringere räumliche Komplexität, da sie prinzipiell einen U-förmigen Kunststoffkörper darstellt. Eine Oberkiefertotalprothese besitzt zusätzlich zur U-Form des Kiefers noch eine bogenförmige, palatinal verlaufende Kunststoffverbindung.

- 3) Die Polymerisationsschrumpfung ist im Bereich des Gaumens bei Oberkiefer-Totalprothesen, trotz Verwendung des Injektionsverfahrens, herstellungsbedingt erhöht [62]. Dies kann zu inkongruenten Prüfkörpern der konventionellen Kontrollgruppe und somit zu mangelnder Vergleichbarkeit der Ergebnisse im Bruchversuch führen.

- 4) Da die Prothesenbasen für die Erstellung der konventionellen Totalprothesen aus Wachs geätzt wurden, spielte die technische Umsetzbarkeit eine Rolle. Oberkiefer-Totalprothesenbasen sind (in dorso - cranialer Richtung) häufig höher als Unterkiefer-Totalprothesenbasen, Wachsblanks auf dem Markt aktuell nur bis 30 mm Höhe verfügbar.

Die Wahl des Materials für die Prothesenzähne fiel auf subtraktiv gefertigte CAM-gefräste Composite-Zahnsegmente sowie herkömmliche Garnitur-Prothesenzähne. Zum Zeitpunkt der Planung der vorliegenden Studie ergab sich aus der Literatur, dass additiv gefertigte Zähne noch nicht die Abrasionsstabilität und Ästhetik von fräsbaaren Werkstoffen oder Konfektionszähnen erreichen [61, 63].

In der vorliegenden Studie wurden idealisierte Unterkiefer-Totalprothesen als Prüfkörper verwendet. Vor der Durchführung der Bruchversuche wurden alle Totalprothesen auf ihre Kongruenz geprüft. Hierfür werden die Begriffe Richtigkeit, Präzision und Genauigkeit entsprechend der ISO 5725-1:1994-12 [64] angewendet:

	Definition	Bedeutung für die Studie
Richtigkeit (engl. trueness)	Abstand des Mittelwerts zum erwarteten Wert (Referenzwert). Kenngröße: quadratisches Mittel, RMS (engl. root mean square)	Übereinstimmung/Kongruenz der fertigen Totalprothese mit der digital konstruierten Totalprothese (Ist-Datei – Soll-Datei)
Präzision (engl. precision)	Streuung der erhaltenen Messwerte (um den Mittelwert) Kenngröße: RMS	Übereinstimmung der Totalprothesen innerhalb einer Prüfgruppe
Genauigkeit (engl. accuracy)	Abstand von Einzelwerten um den Referenzwert	Kombination aus Präzision und Richtigkeit

Tabelle 2: Begriffe der Messgenauigkeit nach ISO 5725-1:1994-12

In der Literatur wurde die Richtigkeit und die Präzision verschiedener Fertigungsverfahren im Bereich der digitalen Totalprothetik bereits untersucht [35, 36, 62, 65-69]. Es zeigte sich, dass die basale Passgenauigkeit einer aus Wachs gedruckten Totalprothese ähnlich genau einzustufen war wie bei einer konventionell hergestellten Wachsaufstellung [69]. Goodacre et al. kamen zu dem Ergebnis, dass eine subtraktiv gefertigte Prothesenbasis in Bezug auf die basale Passgenauigkeit konventionellen

Fertigungsmethoden überlegen war [35]. Eine weitere Studie wies nach, dass die Genauigkeit von im Injektionsverfahren hergestellten Totalprothesen niedriger war als bei digitalen Verfahren [70]. *Kalberer et al.* zeigten, dass subtraktiv gefertigte Prothesenbasen genauere Innenflächen als additiv gefertigte Prothesen aufwiesen und deshalb die subtraktive Fertigungsvariante bevorzugt werden sollte [36]. *Yoon et al.* zeigten ebenfalls, dass subtraktiv gegenüber additiv gefertigte Totalprothesen eine bessere Übereinstimmung zur CAD-Datei erreichten. Es stellte sich heraus, dass die subtraktiv gefertigten Prothesenbasen eine signifikant bessere Richtigkeit erreichten [68]. Bezüglich der Richtigkeit von additiv und subtraktiv gefertigten Totalprothesen-Oberflächen konnten die subtraktiven Basen in einer Studie von *You et al.* höhere Werte erzielen [71]. Eine weitere Studie ergab jedoch, dass (bezüglich der basalen Passung) additiv gefertigte Totalprothesenbasen eine höhere Richtigkeit erzielten [65]. Die Datenlage in der Literatur ist somit nicht eindeutig, es zeichnet sich jedoch mehrheitlich eine höhere Genauigkeit zu Gunsten der subtraktiv gefertigten Prothesenbasen ab, insbesondere im Vergleich zu konventionellen Fertigungsmethoden.

Die fertigungsbedingte Zahnbewegung bei der additiven Herstellung von Unterkiefer-Totalprothesen wurde u.a. von *Tasaka et al.* untersucht. Sie befand sich zwischen $-0,03$ mm und $+0,07$ mm im Vergleich zur Konstruktionsdatei [72]. Im Bereich der Prothesenzähne wurden in einer weiteren Studie (bei subtraktiver Fertigung der Prothesenbasis) Diskrepanzen von bis zu $+0,88$ mm gemessen. Es lag eine mittlere Abweichung von $0,5$ mm vor [73]. Die Kongruenz subtraktiv gefertigter Wachsprothesen sowie der jeweiligen (im Injektionsverfahren) fertiggestellten Totalprothesen zur Konstruktionsdatei wurde von *Stawarczyk et al.* untersucht. Es zeigte sich, dass die fertiggestellten Prothesen eine höhere Abweichung hatten als die Wachsaufstellungen. In der Gruppe fertiggestellter Unterkiefer-Totalprothesen wurden im okklusalen Seitenzahnbereich Abweichungen von bis zu $+1,17$ mm gemessen [67].

1.5 Physikalische Beschreibung des Bruchtests

Mechanische Belastung von Totalprothesen im Munde des Patienten zeigt sich hauptsächlich auf Biegung [53]. Ein geeigneter Versuchsaufbau, die Stabilität von Totalprothesen zu untersuchen, ist demnach ein Biege- bzw. Torsionsversuch (s. Abbildung 3, S. 15). Bei diesem Versuch wird die Durchbiegung eines Prüfkörpers in Abhängigkeit zur Belastung (Elastizität) untersucht. Erfährt ein Prüfkörper eine große Durchbiegung bei Belastung, ist seine Flexibilität hoch. Im Gegensatz hierzu verhält sich der E-Modul,

der für einen Werkstoff mittels genormter Prüfkörper erfasst wird. Im beschriebenen Fall ist dieser gering, da der E-Modul als Maß des Widerstands eines Prüfkörpers gegen Deformation zu verstehen ist.

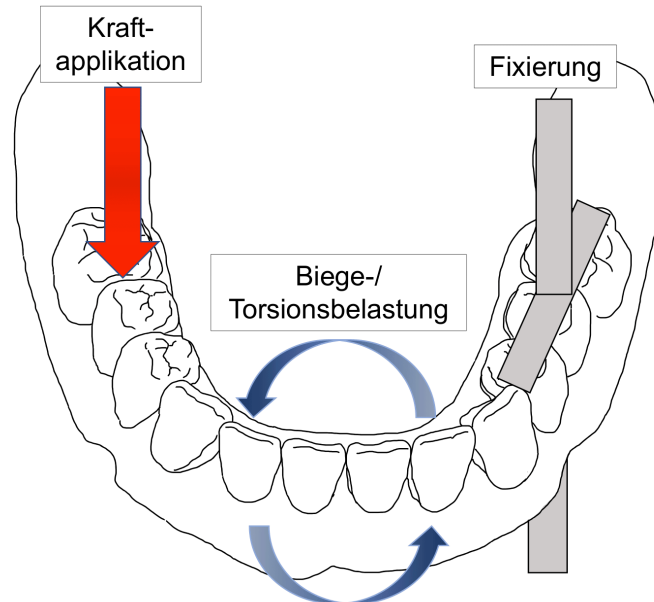


Abbildung 3: Die Totalprothese als Prüfkörper. Auf der freischwebenden Seite wird eine Prüfkraft angelegt (angelehnt an den 2-Punkt Biegeversuch). Der obere Teil des Prüfkörpers gerät unter Zugbelastung, der untere Teil unter Druckbelastung. Besonders im anterioren Bereich kommt es zu einer Biege- bzw. Torsionsbelastung.

Bei Acrylaten ist der E-Modul stets abhängig vom Polymerisationsgrad (Zahl der Ausgangsmoleküle im Makromolekül) [53]. Die Kraft, die an einem einseitig eingespannten Prüfkörper ansetzt, erzeugt vom Ort abhängige innere Spannungen. Im Inneren der Probe verläuft eine „neutrale Zone“, sie ist eine spannungsfreie Grenzfläche zwischen Druck- und Zug-Zone. Die Zerstörung einer Probe unter Biegebelastung erfolgt hauptsächlich von der unter Zug stehenden Oberfläche (hohe Belastung der Randfasern) [74]. Bei wegfallender Belastung kommt es zu Beginn zu einem Zurückstellen in die anfängliche Form. Wird weiter Kraft appliziert, schreitet die Durchbiegung fort; die Totalprothese wird über ihre „Elastizitätsgrenze“ hinaus durchgebogen. Die Elastizitätsgrenze ist per definitionem die angelegte Spannung, die einen genormten Prüfkörper im Zugversuch um 0,2% seiner Ausgangslänge deformiert (sog. 0,2% Dehngrenze). Wird diese Dehngrenze erreicht, so geht ein Prüfkörper von einer elastischen (= reversiblen) in eine plastische (= dauerhafte) Deformation über. Wird weiter Kraft appliziert, kommt es zwangsläufig zum Riss und/oder zum Bruch des Werkstücks [53, 74].

1.6 Hauptziele und Nullhypothesen

Die vorliegende Studie sollte dazu dienen, das Verhalten von klinisch einsetzbaren Totalprothesen bei typischer Belastung im Patientenmund zu untersuchen. Die digitalen Herstellungsverfahren wurden mit dem konventionellen Herstellungsverfahren verglichen, die Gruppe der konventionellen Totalprothesen diene hierbei als Referenzgruppe. Die Einflüsse der Prothesenbasenmaterialien sowie die Art/Segmentierung der verwendeten Prothesenzähne und Zahnkränze auf die Gesamtstabilität der Totalprothese wurden untersucht. Vor der Durchführung der Versuche wurde die erreichte Richtigkeit aller Prüfkörper (zur CAD-Datei) sowie ihre Präzision (innerhalb der Prüfgruppe) mittels einer Oberflächen-Analyse-Software ermittelt.

Folgende Nullhypothesen wurden für die vorliegende Studie aufgestellt:

- i.* Es existiert kein Unterschied bezüglich der Genauigkeit der gefertigten Totalprothesen. Die Messwerte für die Richtigkeit und die Präzision (RMS) ergeben für jeden Prüfkörper 0 mm. Diese sind somit untereinander und zur Referenz-(CAD-)Datei deckungsgleich.
- ii.* Die Mittelwerte maximaler positiver und negativer Abweichungen zur Referenz-(CAD-)Datei betragen $< 0,1$ mm (Toleranzbereich).
- iii.* Die erreichte Bruchlast (N) der Totalprothesen, ob konventionell, additiv oder subtraktiv gefertigt, ist anhand der Messergebnisse nicht voneinander zu unterscheiden. Der zurückgelegte Weg (mm) bei Biegebelastung bis zum Bruch sowie die Steigung der Kraft-Weg-Diagramme ($\frac{N}{mm}$) sind identisch.
- iv.* Alle Totalprothesen zeigen dasselbe Bruchmuster sowie denselben Bruchort. Es existiert kein Unterschied bezüglich der entstandenen Bruchfragmentanzahl. Jede Totalprothese ist nach erfolgtem Bruchversuch reparierbar.

2 Material und Methoden

2.1 Studienablauf

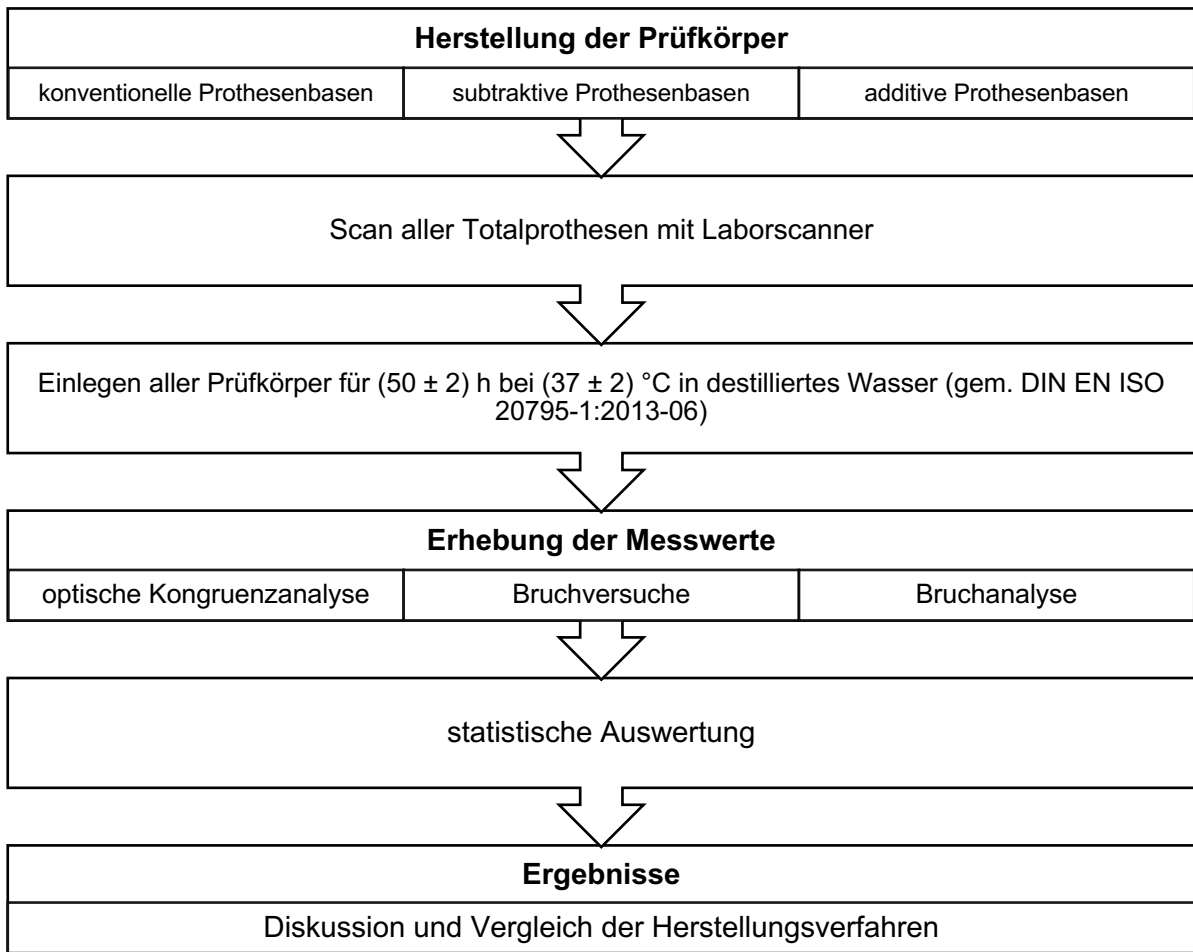


Abbildung 4: Ablauf der vorliegenden in-vitro Studie

Den Ablauf der vorliegenden Studie zeigt Abbildung 4. Zunächst wurden alle Prüfkörper gemäß ihrer Prüfgruppen (s. Abbildung 5, S. 18) fertiggestellt. Alle Totalprothesen wurden vom gleichen Zahnarzt/Zahntechniker gefertigt (Autor dieser Studie). Anschließend erfolgten die Digitalisierung aller Prüfkörper sowie die optische Kongruenzanalyse mittels Oberflächen-Analyse-Software. Es folgten die Bruch- bzw. Torsionsversuche mit anschließender Bruchanalyse. Nach der statistischen Auswertung wurden die Ergebnisse dokumentiert und anschließend diskutiert.

2.2 Einteilung der Prüfkörper

Es wurden 9 Prüfgruppen zu je 10 Prüfkörpern (fertig ausgearbeitete und klinisch einsetzbare Totalprothesen) entsprechend Abbildung 5 für diese Studie gefertigt. Jeweils 10 Totalprothesen der additiven Gruppe, der subtraktiven Gruppe und der konventionellen Gruppe wurden mit den Garnitur-Prothesenzähnen Tribos 501 (gebdi Dental GmbH, Engen, Deutschland) fertiggestellt. Weitere 6 Prüfgruppen setzten sich aus Totalprothesen mit unterschiedlich segmentierten Zahnkränzen zusammen.

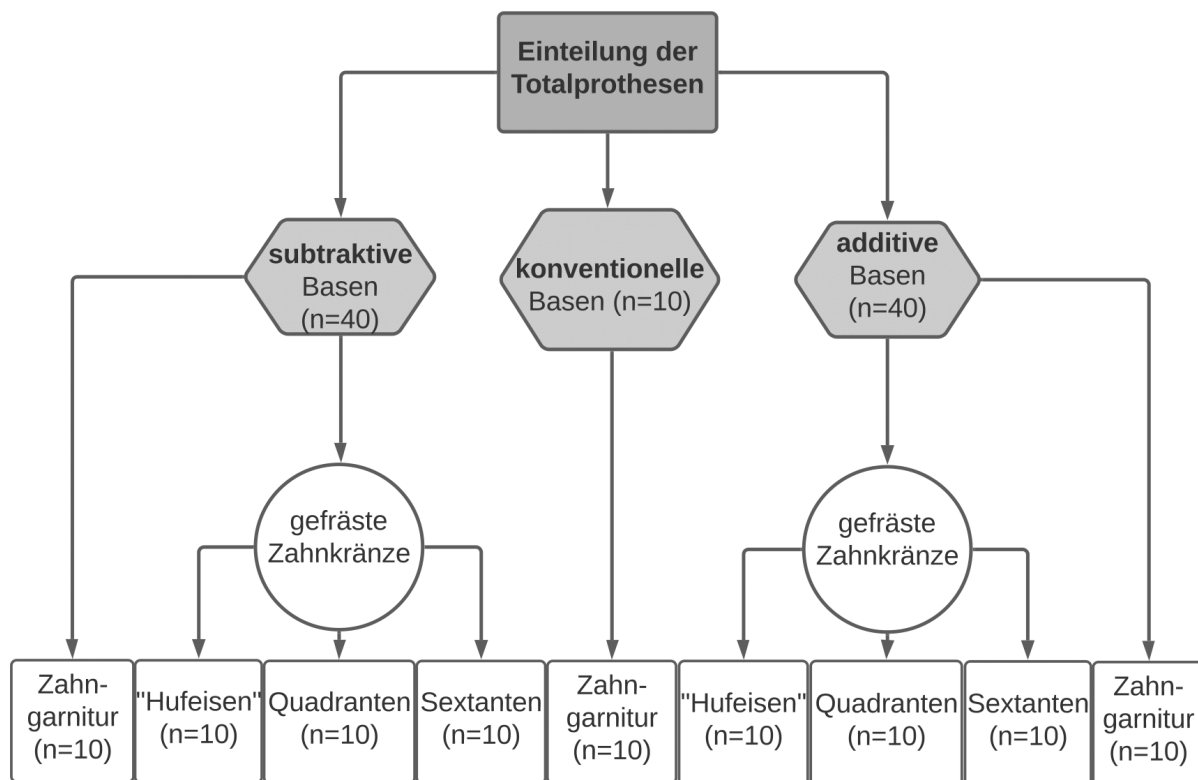


Abbildung 5: Einteilung der Totalprothesen anhand der verwendeten Prothesenbasen und Prothesenzähne. Es standen insgesamt $n = 90$ Totalprothesen für diese Studie zur Verfügung. Die konventionelle (Referenz-)Gruppe, unter Verwendung eines herkömmlichen Garnitur-Prothesenzahns, enthielt $n = 10$ Totalprothesen.

„Sextanten“ steht für einen zweifach segmentierten Zahnkranz (Segmente: 36–34, 33–43, 44–46). „Quadranten“ steht für einen einfach segmentierten Zahnkranz (Segmente 36–31 und 41–46). „Hufeisen“ bedeutet ein Verbund aller Zähne als Block ohne Segmentierung (36–46). Zusätzlich zu den Abkürzungen der Gruppen erfolgte eine Nummerierung jeder Probe, sodass sich von KG01 bis SH10 insgesamt $n = 90$ Proben ergaben. Für eine bessere Übersicht wurden zur Bezeichnung der Prüfgruppen folgende Abkürzungen verwendet (s. Tabelle 3, S. 19):

Abkürzung	entsprechende Prüfkörpergruppe
KG	Konventionell + Garniturzahn
AG	Additiv + Garniturzahn
AS	Additiv + Sextant
AQ	Additiv + Quadrant
AH	Additiv + Hufeisen
SG	Subtraktiv + Garniturzahn
SSe	Subtraktiv + Sextant
SQ	Subtraktiv + Quadrant
SH	Subtraktiv + Hufeisen

Tabelle 3: Abkürzungen für die Prüfkörpergruppen

2.3 Zahntechnische Vorbereitung

Das unbezahnte Oberkiefer- und Unterkiefermodell (Studienmodelle UB H, Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) wurde mittelwertig einartikuliert. Hierfür wurden diese auf kompatible Montageplatten gesetzt und auf Spaltfreiheit überprüft. Für die Artikulation der Modelle wurde der Arcon Artikulator Artex CR (Fa. Amann Girschbach GmbH, Pforzheim, Deutschland) verwendet. Bei diesem Artikulator handelt es sich um einen teiljustierbaren Mittelwertartikulator in Arcon-Bauweise. Es wurden folgende Einstellungen für die Artikulation programmiert: Bennet-Winkel 15°, horizontaler Kondylenbahnneigungswinkel 33°, Höhe des Inzisalstifts: ± 0 mm. Der Inzisalzeiger wurde eingesetzt und der Inzisastift auf dem Achsenkreuz des Inzisaltellers platziert. Als Bissregistrator für die Kieferrelation wurde ein zur Verfügung stehender Silikonbiss verwendet. Anhand dieser Unterlagen und Einstellungen wurden beide Modellen mit dem Artikulationsgips Snow White Plaster Typ 2 (Fa. KaVo, Biberach/Riß) einartikuliert. Nach dem Aushärten des Gipses wurde der Silikonbiss auf spannungs- und spaltfreie Passung geprüft. Zudem wurde eine sog. Split-Kontrolle, d.h. das Schließen des Artikulators samt Modellen – jedoch ohne Magnete in den Sockelplatten – durchgeführt. So konnte ein zahntechnischer Fehler bei der Artikulation ausgeschlossen werden. Um für die digitale Zahnaufstellung eine Orientierung zu haben, wurde zuvor eine Wachsaufstellung der Unterkiefer-Totalprothese durchgeführt. Diese wurde bei der Digitalisierung der Modelle als zusätzliches „Wax-Up“ eingescannt und diente als Hilfe bei der anschließenden virtuellen Zahnaufstellung.

Die Wachsaufstellung erfolgte anhand einer zuvor durchgeführten Modellanalyse. Die Kieferkammmittle und die tiefste Einziehung im Seitenzahnbereich (Kammprofil) wurden für das Kauzentrum markiert, die Kiefermitte wurde im Bereich der Lippen- bzw. Zungenbändchen festgelegt. Die Frontzahnstellung orientierte sich am sog. Bonwillkreis. Die Lage der Zahnhäse wurde durch die Position des Kieferkammes im Frontzahnbereich ermittelt, die Position der Labialflächen erhielt man durch die Anzeichnung des tiefsten Punktes der labialen Umschlagfalte (in der Ansicht von okklusal). Die Inzisalkanten der mittleren und lateralen Frontzähne sowie die Eckzahnspitzen standen auf Höhe der Okklusionsebene. Die Spee- und Wilson-Kurve (Neigung der Seitenzähne in transversaler und sagittaler Richtung) wurden in physiologischer Ausprägung berücksichtigt, die Zentralfissuren der Prämolaren und Molaren lagen auf Kieferkammmittle. Die linguale Begrenzung der Prämolaren und Molaren, die sog. Poundische Linie, wurde ebenfalls angezeichnet und respektiert [3, 44]. Anhand dieser Kriterien erfolgte die Wahl der Frontzähne LV2 und der Seitenzähne SMA der Zahngarnitur Tribos 501. Es musste darauf geachtet werden, dass die ausgewählte Prothesenzahngarnitur in der Zahnbibliothek der CAD-Software exocad 3.0 Galway (Fa. exocad GmbH, Darmstadt, Deutschland) hinterlegt war. Bei der Aufstellung der Seitenzähne wurde die Stopp-Linie eingehalten, die zweiten Molaren wurden aus diesem Grund nicht aufgestellt.

Für die Basis der Wachsaufstellung wurde ein üblicher lichthärtender Kunststoff verwendet (Löffelmaterial, Fa. Omnident mbH, Rodgau Nieder-Roden, Deutschland). Nach der Modellation und Polymerisation der Basis wurde diese auf Passung kontrolliert und die Garnitur-Prothesenzähne wie beschrieben anhand der angezeichneten Modellanalyse aufgestellt. Bei der Gestaltung der Prothesenbasis wurde auf eine anatomische Modellation des Zahnfleisches verzichtet. Mindeststärken der Prothesenbasis (≥ 2 mm) wurden nicht unterschritten.

2.4 Datensatzerstellung für die Totalprothesen

Die zahnlosen Modelle dienten als Arbeitsgrundlage für die Fertigung der Totalprothesen. Mithilfe des Laborscanners Ceramill Map 400 (Fa. Aman Girschbach, Pforzheim) wurden diese separat und im Scan-Fixator digitalisiert. Der Scanner ist in der Lage, Objekte mit einer Diskrepanz von ± 6 μm zu digitalisieren. Mit der CAD-Konstruktionssoftware exocad 3.0 Galway wurden Oberkiefer- und Unterkiefer-Totalprothesen konstruiert.

Die Totalprothesenbasen wurden additiv (D30 II, Fa. Rapidshape GmbH, Heimsheim, Deutschland), subtraktiv (R5, Fa. vhf camufacture AG, Ammerbuch) sowie konventionell gefertigt (s. Abbildung 6). Zum Erhalt einer Wachsauflage für das konventionelle Verfahren wurden die Prothesenbasen subtraktiv (K5+, Fa. vhf camufacture, Ammerbuch) aus Wachsrohlingen gefertigt.

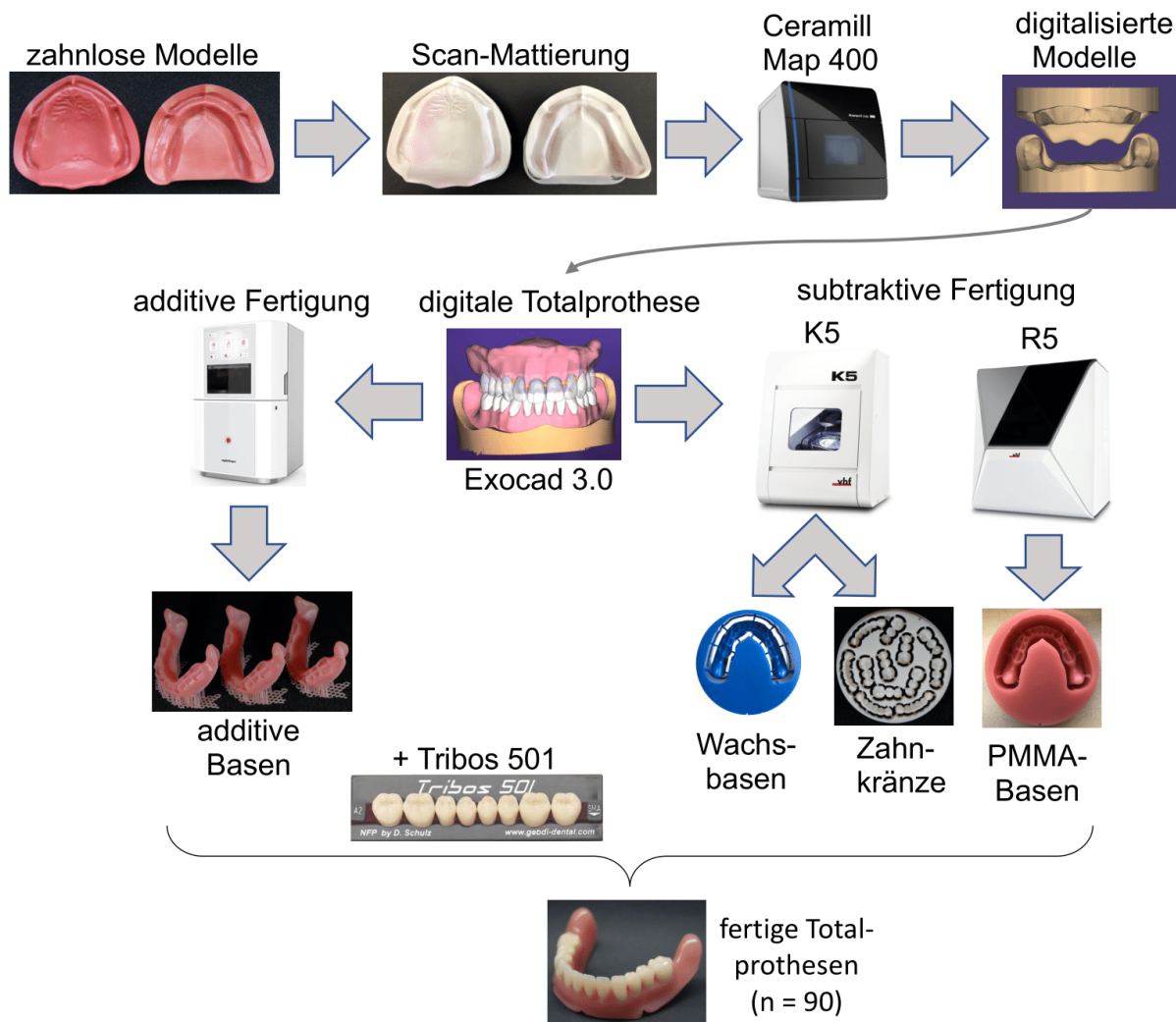


Abbildung 6: Workflow der Probenherstellung

Nachdem alle Arbeitsunterlagen digitalisiert waren, wurden die Prothesenzähne virtuell auf exakt die Position gestellt, die die eingescannte Wachsauflage vorgab (s. Abbildung 7, S. 22). Minimale Korrekturen der Zahnstellung erfolgten anhand der im Programm zuvor automatisch erstellten Modellanalyse. Nachdem die Zähne positioniert waren, wurde die Prothesenbasis an die Unterseite der Zähne angepasst. Der Klebespalt in den Zahnfächern, der später durch das Fügemedium aufgefüllt wurde, wurde auf 150 µm definiert. Dieser Klebespalt sollte unveränderlich sein und wurde für

jede digital gefertigte Prothesenbasis beibehalten. Unter sich gehende Bereiche, die eine korrekte Positionierung der Prothesenzähne negativ beeinflussen konnten, wurden virtuell ausgeblockt. Für die Form des Verbinder-Querschnitts wurde ein Dreieck gewählt. Im Seitenzahnbereich wurden diese im Bereich der natürlichen Kontaktpunkte der Molaren und Prämolaren positioniert. Im Frontzahnbereich wurden die Verbinder so gestaltet, dass sie das ästhetische Erscheinungsbild der Totalprothese nicht negativ beeinflussten. Hierfür wurden diese etwas weiter Richtung kaudal und lingual platziert. Jeder Prothesenzahn musste zirkulär (mindestens) 1 mm gefasst sein. Nach der Anpassung der Prothesenbasis an die basalen Bereiche der Prothesenzähne wurden die restlichen Bereiche der Totalprothese digital ausmodelliert. Die Mindeststärke von 2 mm durfte entsprechend der Herstellerangaben an keiner Stelle der Prothesenbasis unterschritten werden. Als Referenzdatei wurde eine Monoblockprothese gespeichert, die Verbinder zwischen den Prothesenzähnen waren bei dieser Konstruktion nicht vorhanden.

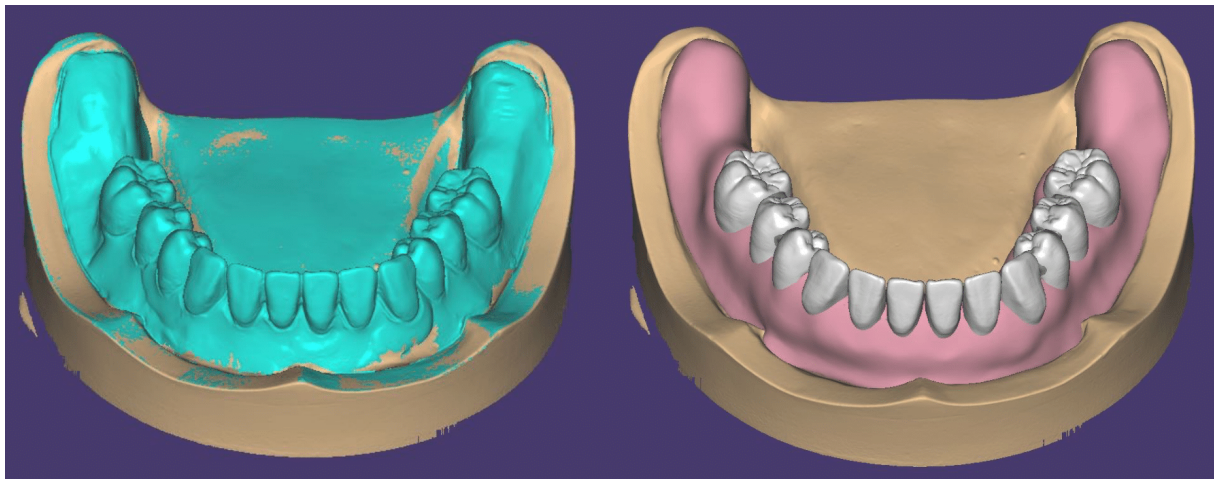


Abbildung 7: Links: digitalisierte Wachsauflage. Rechts: Mit der CAD-Software exocad 3.0 konstruierte Totalprothese. Die von Hand aufgestellten Garnitur-Prothesenzähne Tribos 501 sind in der Zahnbibliothek der Software hinterlegt. Somit war ein Positionieren entsprechend der Wachsauflage problemlos möglich.

2.4.1 Datensatzmodifikation für die Zahnkränze

Für die unterschiedlichen Zahnkränze – Zahnbogen („Hufeisen“), Quadrant, Sextant und einzelne Garnitur-Prothesenzähne – wurden die Verbinder je nach Segment entfernt oder belassen. Die Prothesenbasis wurde anschließend an die neu entstandenen

Zahnkränze adaptiert, ohne Veränderungen an der Größe des Klebespalts vorzunehmen. Auf diesem Weg konnte sichergestellt werden, dass dieser für alle Prüfkörper gleich war und die entstandenen Spalte durch zuvor entfernte Verbinder nicht durch das FügemitteI aufgefüllt wurden. Die angepassten Prothesenbasen sowie alle konstruierten Zahnkränze wurden als STL-Dateien exportiert und gesondert gespeichert. Da bei der Gruppe „Hufeisen“ alle Zähne miteinander verbunden waren, wurden für jeden Approximalraum Verbinder benötigt. Für die Gruppen mit Quadranten wurden die Prothesenbasis und der dazugehörige Zahnkranz minimal modifiziert: Nur der mediane Verbinder zwischen den Zähnen 31 und 41 aus der Gruppe „Hufeisen“ wurde entfernt. Für die Gruppen, die mit Sextanten gefertigt waren, erfolgte ebenfalls eine Modifikation der Zahnkränze: Die Konnektoren in den Approximalräumen der Zähne 33/34 sowie 43/44 wurden entfernt. Erneut erfolgte die Anpassung der Prothesenbasis an die drei entstandenen Segmente. Bei den mit Garniturzähnen konstruierten Gruppen wurden alle Verbinder entfernt und die Prothesenbasis an die einzeln stehenden Prothesenzähne angepasst. Die Mindeststärke der Prothesenbasis von 2 mm durfte weder basal der Garniturzähnen noch basal der Zahnkränze unterschritten werden.

2.5 Fertigung der Prüfkörper

In Tabelle 20 (S. 102, Anhang) sind alle zahntechnischen Werkstoffe und Materialien aufgeführt, die zur Herstellung der Totalprothesen benötigt wurden.

2.5.1 Okklusalschlüssel / Positionierungsbehelf

Für die Positionierung der Zahnkränze und Prothesenzähne auf den Totalprothesenbasen war ein hierfür individuell gefertigter Schlüssel/Positionierungsbehelf hilfreich. Dieser wurde mit der CAD-Software Netfabb Premium 2021 (Fa. Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA) konstruiert (s. Abbildung 8, S. 24). Die Produktion des Schlüssels erfolgte mittels additivem Verfahren (D30II, Fa. Rapid Shape, Heimsheim) aus demselben Material der additiven Prothesenbasen (V-Print dentbase, Fa. Voco, Cuxhaven).

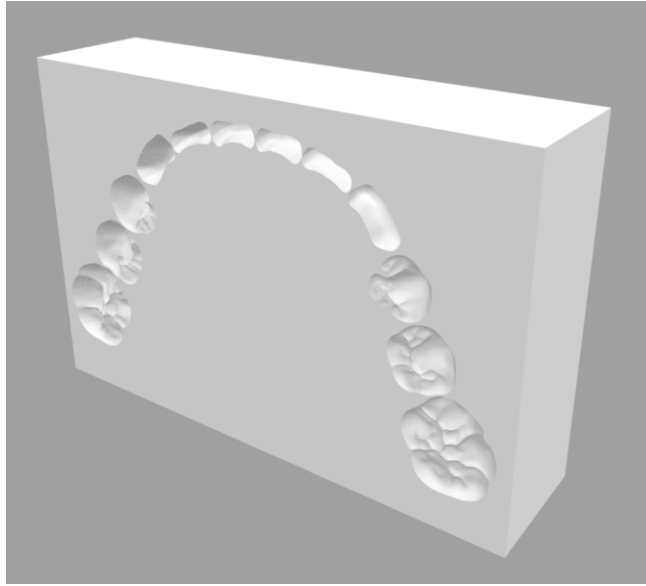


Abbildung 8: Positionierungshilfe/Okklusalschlüssel als STL-Datei

Der Okklusalschlüssel sicherte die Position der Zahnkränze und Einzelzähne zur Prothesenbasis sowie ihre Lage zueinander. Auf der Oberseite des Okklusalschlüssels befanden sich Aussparungen, um Federzwingen (Ergo 30 mm, Fa. wolcraft GmbH, Kempenich, Deutschland) aufzunehmen. Dies stellte zum einen eine höhere Reproduzierbarkeit sicher, da die Prothesenzähne stets mit gleicher Kraft und Krafrichtung auf die Prothesenbasis gedrückt wurden. Zum anderen vereinfachte es die zahntechnische Handhabung, da es beim Entfernen von Kleberüberschüssen nicht zum Verschieben der Zahnkränze/Prothesenzähne kam.

2.5.2 Konventionelle Totalprothesen (Kontrollgruppe)

Abbildung 9 (S. 25) zeigt eine Übersicht des Vorgehens bei der Fertigung der konventionellen Totalprothesen im Injektionsverfahren. Hierfür wurde das semi-digitale Verfahren angewendet und die erhaltene Wachsaufstellung mit dem Unipress System (Fa. Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) fertiggestellt. Bei diesem Verfahren polymerisiert der Prothesenkunststoff bei maximalem Drehmoment des Kolbens unter einem Druck von ca. 45 bar in einer Metallküvette [75].

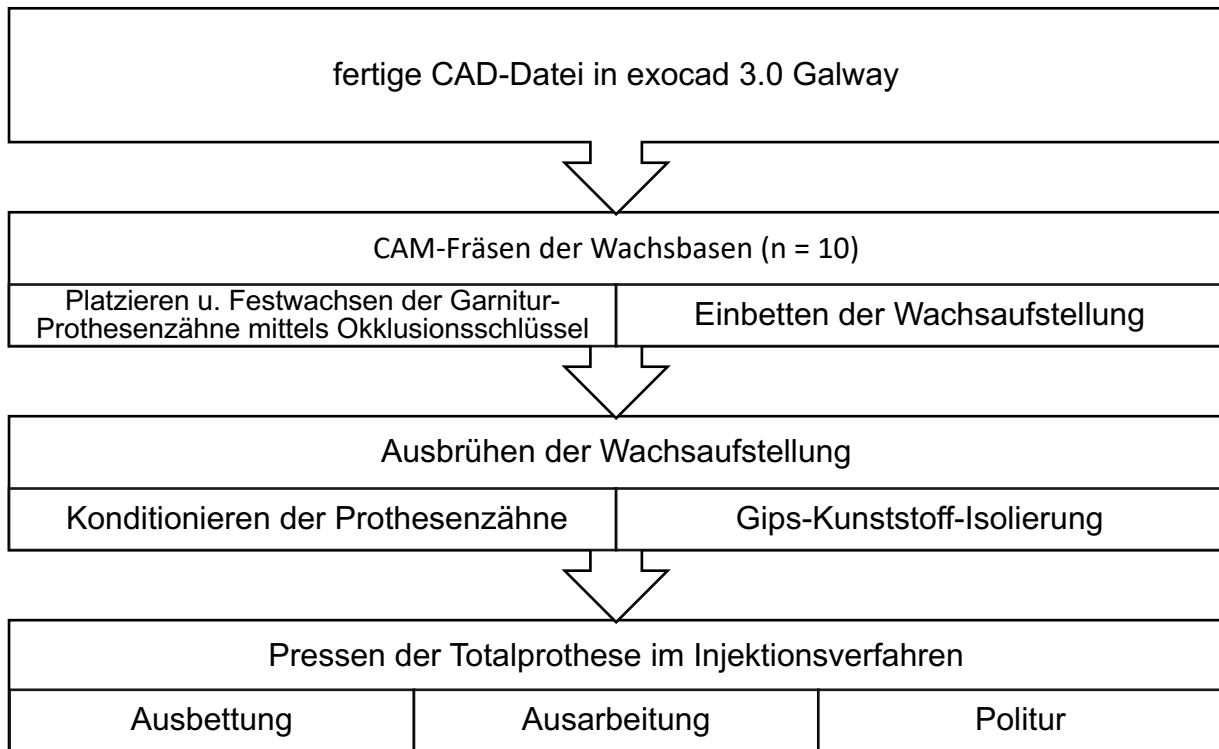


Abbildung 9: Herstellung der konventionellen Totalprothesen

Die Wachs-Prothesenbasen wurden aus den Wachs-Blanks blau, 30 mm (Fa. Yeti-Dental GmbH, Engen, Deutschland) mithilfe der CNC-Fräsmaschine K5+ (Fa. vhf, Amerbuch, Deutschland) gefertigt. Das Wachs dieser Rohlinge ist aufgrund hoher Schmelztemperatur fräsbar und hat aufgrund eines geringfügigen PMMA-Anteils eine sehr gute Kantenstabilität. Nach dem Herauslösen der Wachsbasen mit einem geeigneten rotierenden Instrument (Hartmetallfräser für die Wachs-Fräsung H364RA, Kommet-Dental, Lemgo, Deutschland) wurden die Stege vorsichtig entfernt. Anschließend erfolgte die Platzierung der Garnitur-Prothesenzähne Tribos 501 (Fa. gebdi Dental, Engen) in die für sie vorgesehenen Mulden der Wachsbasen. Um die korrekte Endposition der Garniturzähne sicherzustellen (diese zeigten eine rotations- und spannungsfreie Passung) wurde als Hilfe der Okklusionsschlüssel verwendet.

Spalte zwischen Wachsbasis und Prothesenzähnen wurden mit niedrighschmelzendem Wachs (Spezial Modellierwachs, Fa. gebdi Dental, Engen) aufgefüllt. Wachsüberschüsse wurden entfernt. Die fertige Wachsauflistung wurde anschließend auf ein Duplikat-Gipsmodell des Kunstharzmodells gesetzt. Hierfür wurde dieses mit der Silikon-Doubliermasse Dubisil abgeformt (Fa. Dreve Dentamid GmbH, Unna, Deutschland) und mit dem Klasse IV Superhartgips Vel-Mix Stone (Fa. Kerr GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) ausgegossen. Die Wachsauflistung samt Modell wurde mit

dem Klasse III Hartgips Moldano (Fa. Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) in das Küvettenunterteil eingebettet. Anschließend wurden zwei Zuflusskanäle mit Jet Wachs (Fa. Schütz Dental, Rosbach) im dorso-lingualen Bereich der Wachsaufstellung sowie ein Abflusskanal im medianen anterioren Bereich modelliert. Die vestibulären und oralen Zahnflächen wurden mit dem Zweikomponenten-Silikon twinduo (Fa. picodent GmbH, Wipperfürth, Deutschland) gefasst, Okklusal- bzw. Inzisalflächen wurden ausgespart. Dies ermöglichte anschließend das problemlose Entfernen und Einsetzen der Garniturzähne in die Küvettenoberseite. Nach dem Zusammenbau der Küvette erfolgte das kräftige Festziehen der Schrauben sowie das Befüllen der Oberseite mit Klasse III Gips. Nach dem Aushärten wurde die Küvette geöffnet und die Prothesenzähne entnommen. Diese wurden, nach der Reinigung mit dem Dampfstrahlgerät, basal mit dem 50 µm Strahlmittel Korox 50 Aluminium-Oxid (Fa. Bego GmbH, Bremen, Deutschland) konditioniert und erneut mit dem Dampfstrahlgerät gereinigt. Beide Küvettenseiten wurden für 15 Min. in ein handwarmes Wasserbad gelegt, mit Druckluft getrocknet und anschließend mit der Gips-Kunststoff-Isolierung Aislar (Fa. Kulzer, Hanau) bestrichen. Diese trocknete mindestens 10 Min., eine Pfützenbildung musste vermieden werden. Die konditionierten Garniturzähne wurden in die vorgesehenen Mulden der Küvettenoberseite gesetzt und mit einem kleinen Punkt Sekundenkleber (Fa. Omnident, Rodgau Nieder-Roden, Deutschland) fixiert. Hierdurch wurde ein Verrutschen der Prothesenzähne in Endposition durch den hohen Einpressdruck verhindert. Die Totalprothesen wurden mit dem für das Injektionsverfahren geeigneten Prothesenkunststoff (Kaltpolymerisat) PalaXpress (Fa. Kulzer, Hanau) gepresst. Hierfür wurde ein Kunststoffteig entsprechend Herstellerangaben im Pulver-Flüssigkeitsverhältnis 2:1 angerührt und bei matter (nicht mehr am Spatel klebender) Oberfläche gepresst. Nach der Pressung wurde 5 Min. gewartet, anschließend erfolgte die Entnahme der Küvette samt Federbolzen und das Polymerisieren in einem 55 °C temperierten Drucktopf für 30 Min. bei 2 bar. Anschließend wurde die Küvette 30 Min. auf Raumtemperatur abgekühlt und geöffnet. Überschüssiger Gips wurde entfernt und die Totalprothesen vorsichtig mit einem Kunststoffhammer ausgebettet. Die Presskanäle wurden mit rotierenden Instrumenten entfernt. Die weitere Ausarbeitung und Politur entsprach den restlichen Prüfgruppen (s. Tabelle 20, S. 102, Anhang).

2.5.3 Zahnkränze aus Composite-Kunststoff

Die subtraktiv im CAM-Verfahren gefertigten Zahnkränze wurden aus den Rohlingen CediTEC DT (Fa. Voco, Cuxhaven) in den Zahnfarben A2 und A3 und BL gefräst. Für das Positionieren der CAD-Objekte im Fräsblank und das Berechnen der Fräsbahnen wurde die Software Dental CAM V 7.08.00.P3 (Fa. vhf, Ammerbuch) angewendet. Die Software Dental CNC V 7.08.00.P3 wurde für die Steuerung der CNC-Fräsmaschine K5+ (beide Fa. vhf, Ammerbuch) durch den Rechner verwendet. Für die subtraktive Fertigung wurden geeignete Composite-Fräser verwendet (s. Tabelle 20, S. 102, Anhang), die vor Beginn des Fräsauftrags genügend Standzeit aufweisen mussten. Nach beendetem Fräsauftrag wurde der Blank aus der Maschine entnommen und mit Druckluft gereinigt. Mit dem geeigneten Hartmetall-Stichfräser HM515 (Fa. Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Deutschland) wurden die Fräsobjekte aus dem Blank entfernt und die Verbindungsstege verschliffen. Die Glättung der Oberflächen im Bereich der Verbindungsstege erfolgte mit dem feinverzahnten Hartmetallfräser H136EF (Fa. Komet Dental, Lemgo) und feinem Schleifpapier (S-U-Korundpapier, Schuler-Dental GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland). Die Vorpolutur und Politur der Zahnkränze erfolgte vor der Verklebung mit den Totalprothesenbasen (s. Tabelle 20, S. 102, Anhang).

2.5.4 Additiv gefertigte Prothesenbasen

Die Umsetzung der konstruierten CAD-Datei für die additiv gefertigten Prothesenbasen erfolgte mit dem 3D-Drucker D30 II (Fa. Rapidshape, Heimsheim) und dem Prothesenbasen-Material V-print dentbase (Fa. Voco, Cuxhaven). Zunächst wurden die konstruierten Dateien in die hierfür geeignete Slicing-Software Netfabb Premium 2021 (Fa. Autodesk, San Rafael, USA) geladen, um einen Druckauftrag mit den benötigten Unterstützungsstrukturen zu erstellen. Die Prothesenbasen wurden im 45° Winkel auf der Bauplattform positioniert, um den verfügbaren Platz auf der Bauplattform optimal auszunutzen. Hierdurch konnten bis zu drei Totalprothesenbasen pro Druckauftrag fertig gestellt werden. Es zeigte sich, dass sich die Biegefestigkeit von (ISO) Prüfkörpern, welche in diesem Winkel positioniert waren, im vertretbaren Bereich befand (im Vergleich zur Angulation von 0° und 90°) [76]. Als Vorlage für die Berechnung der Unterstützungsstrukturen wurde das in der Rapidshape-Engine verfügbare Supportskript „splint“ ausgewählt. Dieses beinhaltete das Erstellen konischer Stäbe mit der

Querschnittsform eines Kreuzes. Am Bauteil betrug die Breite 0,3 mm, an der Bauplattform 1,0 mm. Zusätzlich wurde eine Basisplatte in wabenförmiger Struktur direkt auf der Bauplattform generiert, um ein unkontrolliertes Abbrechen von Support-Stäben beim Entfernen der gedruckten Objekte zu verhindern (s. Abbildung 10).

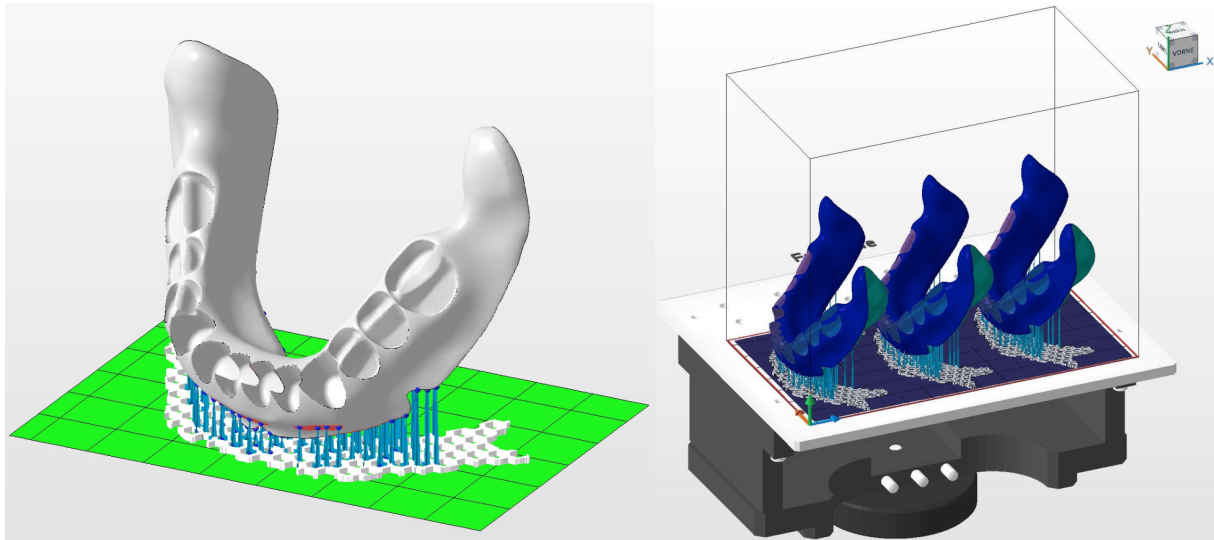


Abbildung 10: Vorbereitung der Prothesenbasen für die additive Fertigung. Links: Eine Prothesenbasis mit berechneten Unterstützungsstrukturen und einer Basisplatte im Slicing-Programm. Rechts: Fertiger Druckauftrag für den Rapidshape D30 II auf der virtuellen Bauplattform.

Abbildung 10 zeigt den fertigen Druckauftrag für die Umsetzung der STL-Datei in die physische Variante. Das Ergebnis der Produktion zeigt Abbildung 11 (S. 29). Nach der Produktion wurden die Druckobjekte gemäß Herstellerangaben weiterverarbeitet. Die Prothesenbasen wurden zweifach in einer Isopropanol-Lösung (Konzentration $\geq 98\%$) im Ultraschallbad gereinigt: In der Vorreinigung 3 Min., in der Hauptreinigung (gesondertes Isopropanol-Bad) 2 Min. Die Supportstrukturen wurden im Anschluss vorsichtig mit einer feinen Schere entfernt. Nach gründlichem Trocknen und einer Wartezeit von 15 Min. nach dem letzten Isopropanol-Kontakt wurden die Druckobjekte mit insgesamt 2 x 2000 Lichtblitzen des Blitzlichtgeräts Otoflash G171 (Fa. NK-Optik GmbH, Baierbrunn, Deutschland) ohne Schutzgas-Atmosphäre nachbelichtet. Die erzeugten Wellenlängen des Blitzlichts sind für eine optimale Polymerisation auf die Fotoinitiatoren des Kunstharzes abgestimmt.

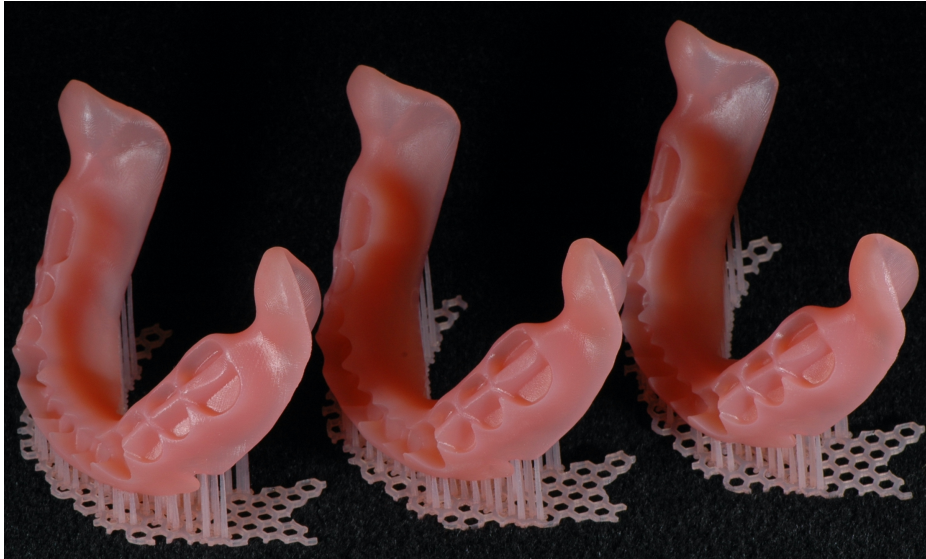


Abbildung 11: Drei additiv gefertigte und gereinigte Totalprothesenbasen

Vor dem Verkleben von Prothesenbasis und Prothesenzähnen erfolgte die vollständige Ausarbeitung und Politur. Nur Bereiche verstärkter Rauigkeit oder Unregelmäßigkeit (z.B. durch entfernte Unterstützungsstrukturen) wurden mit einem feinkörnigen Schleifpapier nachbearbeitet. Eine Vorpoltur mit Bimsstein und Ziegenhaarbürste erfolgte an für den Poliermotor schwer zu erreichenden Stellen per Technikerhandstück, z.B. lingual oder labial knapp oberhalb des Prothesenrandes. Anschließend erfolgte die Vorpoltur mit Bimsstein am Poliermotor, gefolgt von der Hochglanzpolitur mit einer trockenen, sauberen Leinenbürste (s. Tabelle 20, S. 102, Anhang). Die Zahnkränze wurden vor dem Verkleben einzeln in die hierfür vorgesehene Endposition gesetzt und (mit dem Okklusionsschlüssel) auf ihre Passung geprüft. Kleine Störstellen wurden mit einem geeigneten Hartmetallfräser an den Prothesenzähnen entfernt. Für die Detektion von Störstellen wurde bei Bedarf Okklusionsspray (O-Spray blau, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Deutschland) verwendet.

2.5.5 Subtraktiv gefertigte Prothesenbasen

Für das Positionieren der konstruierten Dateien im Fräsblank und das Berechnen der Fräsbahnen wurde die Software Dental CAM V 7.08.00.P3 (Fa. vhf, Ammerbuch) angewendet. Die Software Dental CNC V 7.08.00.P3 (Fa. vhf, Ammerbuch) wurde für die Steuerung der CNC-Fräsmaschine R5 durch den Computer verwendet. Die für die Fertigung der Prothesenbasen aus PMMA (Tizian PMMA blank rosa 30 mm, Fa. Schütz Dental, Rosbach) benötigten CAM-Hartmetallfräser sind Tabelle 20, S. 102

(Anhang) zu entnehmen. Alle Fräser mussten vor Beginn des Fräsvorgangs genügend Standzeit aufweisen, da es sonst aufgrund von Fräserabnutzung zu einer schlechteren Prothesenoberfläche oder sogar zu einem Bohrerbruch kommen konnte. Die Totalprothesenbasen wurden von der Fa. vhf camfacture AG (Ammerbuch, Deutschland) mit der CNC-Maschine R5 gefräst.

Die gefrästen Totalprothesenbasen wurden anschließend mit einem geeigneten rotierenden Instrument (HM515, Fa. Hager & Meisinger, Neuss) aus den Ronden herausgelöst. Die Stege wurden so minimal wie möglich mit Hartmetallfräsern verschliffen (verwendete Fräser s. Tabelle 20, S. 102, Anhang).

2.5.6 Verbindung von Prothesenbasis und Zahnkränzen/Prothesenzähnen

Das Polymerisieren bzw. Verkleben der Garniturzähne sowie der gefrästen Zahnkränze erfolgte entsprechend der Verarbeitungsanleitung des CediTEC Adhesive Befestigungssystem (Fa. Voco, Cuxhaven). Das Arbeitsprotokoll in Tabelle 4 (S.31) stellte eine einwandfreie Verbindung zwischen Prothesenbasis und Prothesenzahn sicher und galt für die additiv sowie subtraktiv gefertigten Totalprothesenbasen.

zahntechnischer Arbeitsschritt	
Vorbereitung	<ol style="list-style-type: none"> 1) Kontrolle der Passung Prothesenzahn zu Prothesenbasis, ggf. entfernen von Störstellen mit feinem Hartmetallfräser 2) Konditionieren von Prothesenbasis und Prothesenzahn: sandstrahlen mit 50 µm AlO₂ bei 2 bar Strahldruck 3) Gründliche Reinigung der gestrahlten Flächen mit einem Dampfstrahler, Trocknung mit ölfreier Druckluft
Verklebung	<ol style="list-style-type: none"> 1) Benetzen aller konditionierten Oberflächen mit Primer, alle Flächen müssen vollständig benetzt sein 2) Ablüften des Primers für mindestens 30 Sek. 3) Applikation von <i>CediTEC Adhesive</i> mit mitgelieferter Mischkanüle in die Zahnfächer (Verwerfen einer reiskorn-großen Anfangsmasse) 4) Einsetzen der Prothesenzähne/Zahnkränze in die vorgesehene Endposition

- 5) Entfernen überschüssigen Befestigungsmaterials mit einem geeigneten Instrument und/oder einem sauberen Zellstofftuch
- 6) Aufsetzen des Okklusionsschlüssels mit beiden Federzwingen, Kontrolle auf Endposition und Spaltfreiheit
- 7) Aushärten des Klebers bei 55 °C für 30 Min. bei 2 bar Druck im Drucktropf

Tabelle 4: Zahntechnische Arbeitsschritte bei der Verbindung zwischen Prothesenbasis und Prothesenzähnen

2.6 Vergleich der Prüfkörper auf Kongruenz

Die zur Mundhöhle gerichteten Oberflächen aller Totalprothesen wurden vor der Durchführung der Bruchversuche mittels Laborscanner Ceramill Map 400 (Fa. Amann Girrbach, Pforzheim) digitalisiert. Hierfür mussten diese für eine Mattierung mit dem Entspiegelungsspray 3D Scanspray (Fa. Helling GmbH, Heidgraben, Deutschland) besprüht werden. Um eine gleichmäßig dünne Spray-Schicht zu erzielen, wurde aus 20 cm Abstand mit kurzen Sprühstößen appliziert. Bei unzureichender Mattierung wurde maximal ein zweites Mal gesprüht, um eine zu große Schichtbildung durch Überlagerung von Scanspray zu vermeiden. Besonders in den konkaven Bereichen der Totalprothesen durfte sich keine Spray-Pfütze bilden. Für kleinflächiges Mattieren, z.B. disto-lingual im Bereich der Umschlagfalte, hat sich zusätzlich weißes Okklusionsspray bewährt, da die Sprühdose mit Applikationsröhrchen geliefert wird (O-Spray weiß, Fa. S&S Scheftner, Mainz, Deutschland). Hierdurch war präzises Applizieren des Sprays möglich, dieses wurde im Abstand von ca. 5 cm gesprüht. Alle generierten Einzelscans wurden im Anschluss virtuell zusammengefügt (engl. matching), im exocad 3.0 „Modell Creator“ bearbeitet (Löcher schließen bis 2 mm², Entfernung freischwebender Fragmente) und als STL-Datei abgespeichert. Anschließend wurde jede Probe mit der Analyse-Software Geomagic Control X 2020 (Fa. 3D Systems Inc., Rock Hill, USA) auf Kongruenz zur CAD-Ursprungsdatei und innerhalb der Prüfgruppe untersucht. Dies erlaubte eine Aussage über die erreichte Richtigkeit, Präzision und Genauigkeit der in dieser Studie angewendeten Herstellungsverfahren.

Die Ursprungs-(CAD)Datei „Monoblockprothese ohne Verbinder“ wurde als Soll-Datei definiert, jeder Prüfkörper wurde mit dieser Datei verglichen. Vor Beginn der Analyse wurde der für den Oberflächenvergleich relevante Bereich definiert. Da die Basalflächen der Totalprothesen nicht in diesen Vergleich mit einbezogen wurden, wurden diese ausgespart. Anschließend erfolgte die Positionierung der gescannten Prüfkörper in der Software mit der „Grundausrichtung“-Funktion. Für die optimale Ausrichtung wurde daraufhin der (voreingestellte) „Best-fit“ Algorithmus angewendet, erneut unter Beachtung vorher definierter Bereiche der Soll-Datei. Alle Modellvergleiche wurden mithilfe von Falschfarbendarstellungen visualisiert, die gesamte Farbskala deckte einen Bereich von + 1 mm bis – 1 mm ab. Die Fertigungstoleranz für die Proben (grüner Bereich) wurde im Bereich von – 0,1 mm bis + 0,1 mm definiert.

Für die Definition des Toleranzbereichs wurde sich an bestehender Literatur orientiert [66, 77]. Aufgrund der zahntechnischen Nach- und Bearbeitung der Proben wurde der Toleranzbereich in der vorliegenden Studie jedoch geringfügig erhöht (von $\pm 0,05$ mm [66] auf $\pm 0,1$ mm).

Für jeden Oberflächenvergleich wurde von der Software eine statistische Auswertung erstellt. Tabelle 5 beinhaltet die für die Probenvergleiche relevanten Parameter vom Geomagic Control X 2020.

Parameter	Bedeutung
RMS error (engl. Fehler) in mm	Maß für die Kongruenz der Totalprothesen (Richtigkeit und Präzision)
Mittelwert (MW) in mm	Klinisch relevante, durchschnittliche Abweichung zur Ursprungsdatei
Max. (+) und Max (–) Abweichung in mm	Beurteilung von Extremwerten eines Vergleichs zweier Dateien
Standardabweichung (STD)	Streuung der Messwerte um den Mittelwert

Tabelle 5: Erfasste Parameter in Geomagic Control X 2020

Der in der Messtechnik für die Bemaßung von Richtigkeit und Präzision üblicherweise erhobene Parameter ist die Wurzel der mittleren Fehlerquadratsumme (engl.: RMS error). Der RMS (dt. quadratisches Mittel) bezieht sich auf den quadratischen Mittelwert eines *einzelnen* Datensatzes. Der RMS error bezieht sich hingegen auf den quadratischen Mittelwert der Differenz *zweier* Datensätze. Er kann somit als allgemeine Methode zur Bewertung des Mittelwerts von Fehlern in einem identischen Koordinatensystem angesehen werden und wird deshalb auch als RMS error bezeichnet [66, 77]. Zur Vereinfachung wird fortan der RMS error (entsprechend der Benennung in der Software) als RMS bezeichnet. Niedrige Werte des RMS sprechen für eine hohe Kongruenz verglichener CAD-Dateien [78]. Für die Berechnung verwendet die Software folgende Gleichung:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_{R,i} - x_{T,i})^2}{n}} \quad (1)$$

In Gleichung (1) entspricht n der Anzahl der für den Vergleich von Datensätzen verwendeter Messpunkte. $x_{R,i}$ ist der i -ste Messpunkt auf der Soll-Datei (CAD-Datei) und $x_{T,i}$ entspricht dem Messpunkt auf dem Scan der zu vergleichenden Datei [66]. Für die Erfassung des RMS eines Oberflächen-Vergleichs zweier Datensätzen werden die Abstände für jeden Punkt auf einer Punktwolke der zu Vergleichenden Datei (Ist-Datei) gemessen und der Wert über die Gleichung (1) berechnet. Aus werkstoffkundlicher Sicht ist der Wert des RMS relevant, da er als Maß für die Kongruenz der Totalprothesen zur Ursprungsdatei (Richtigkeit) und innerhalb einer Gruppe (Präzision) geeignet ist. Klinisch interessieren ebenso die maximalen Abweichungen (Extremwerte) sowie die mittleren Abweichungen, da diese einfacher zu interpretieren sind.

2.6.1 Maximale Abweichungen (Extremwerte)

Jeder Vergleich der Totalprothesen zur CAD-Ursprungsdatei führte zur Berechnung eines maximal positiven und maximal negativen Werts (mm). Für jede Prüfgruppe wurde aus beiden Maximalwerten ein Mittelwert bestimmt. Dieser diente zum Vergleich der Gruppen untereinander. Besonders große Abweichungen (sowohl in die positive als auch in die negative Richtung) innerhalb einer Gruppe konnten auf einen reproduzierbaren Fehler bei der Fertigung deuten.

2.6.2 Durchschnittliche Abweichungen (Mittelwerte)

Die Software berechnete für jeden Probenvergleich aus allen Messpunkten, die auf der Oberfläche erfasst wurden, ein arithmetisches Mittel. Es handelte sich somit um den durchschnittlichen Abstand der Ist-Datei zur Soll-Datei (mm). Hierfür wurden aus den Werten der positiven Abweichung (in der Software als MTL + bezeichnet) und den Werten der negativen Abweichung (als MTL – bezeichnet) Durchschnittswerte gebildet. Die Mittelwerte geben in der Praxis Auskunft, wie die Abweichung der Totalprothesen nach der Fertigung einzuordnen ist und ob es im Vergleich zur Ursprungsdatei eher zu positiven oder zu negativen Abweichungen kam.

2.6.3 Richtigkeit

Für die Richtigkeit (Kongruenz zur Ursprungsdatei) eignet sich als quantitative Analyse der Parameter RMS. Für die qualitative Analyse und Visualisierung der Richtigkeit eignet sich der Falschfarbenvergleich. Diese im Bereich der optischen Messtechnik verwendeten Darstellungen geben einen schnellen Überblick über Abweichungen zweier vergleichener Bauteile und deren Richtung. Üblicherweise werden positive Abweichungen einer Überlagerung in den Farben gelb bis rot dargestellt, negative Abweichungen cyanfarben bis blau. Der Toleranzbereich (= Übereinstimmung von Dateien) wird grün dargestellt [66, 71].

2.6.4 Präzision

Nicht nur die Kongruenz bzw. Inkongruenz der hergestellten Totalprothesen zur Ausgangsdatei sind für Zahnarzt und Zahntechniker relevant. Fehler, die sich innerhalb eines Workflows/einer Gruppe wiederholen und reproduzierbar sind (deshalb auch als Wiederholgenauigkeit bezeichnet), können durch das Erfassen der Präzision gezeigt werden. So ist es möglich, dass eine Totalprothese zwar eine hohe Präzision erzielte, die Richtigkeit jedoch aufgrund von Inkongruenzen zur Soll-Datei verringert war. Für die Bestimmung der Präzision wurde innerhalb einer Gruppe jeder Prüfkörperscan mit jedem weiteren Scan verglichen. Auf diesem Weg erhielt man für die Präzision je Totalprothese 9 Messwerte. Ein 10. Messwert wurde nicht erhoben, da ein Scan nicht mit sich selbst verglichen werden konnte. Aus den Werten jeder Probe innerhalb ihrer Gruppe wurde wiederum ein Mittelwert des RMS für die gesamte Gruppe berechnet. Dieser stellte dann die erreichte Präzision einer gesamten Prüfgruppe dar.

2.6.5 Genauigkeit

Die erreichte Genauigkeit gefertigter Proben war eine Kombination der Messwerte aus Richtigkeit und Präzision. Um diese Wertebeziehung in einem Diagramm grafisch darzustellen, wurde ein Streu- bzw. Punktwolkendiagramm (mit Konturlinien) verwendet. Dieses zeigt die Datendichte beider Größen in einem gemeinsamen Koordinatensystem. Je näher sich die Punktwolken dem Ursprung nähern, desto genauer war die Fertigung der Totalprothesen dieser Prüfkörpergruppe.

2.7 Bruchversuche

2.7.1 Bruchlast und Kraft-Weg-Diagramme

Waren alle Totalprothesen fertiggestellt und digital erfasst, wurden diese für (50 ± 2) h bei (37 ± 2) °C gemäß DIN EN ISO 20795-1:2013-06 in ein Wasserbad gelegt [79]. Für die Durchführung der Bruchversuche wurden die Prüfkörper mit drei von okklusal kommenden Schrauben in eine geeignete Vorrichtung gespannt (s. Abbildung 13, S.37). Auf der (aus Patientensicht) linken Seite wurden die Totalprothesen großflächig basal und okklusal abgestützt. Die hierfür benötigten Bauteile wurden mit Netfabb Premium 2021 (Fa. Autodesk, San Rafael, USA) konstruiert (s. Abbildung 12, S. 36). Die basale Abstützung der Totalprothesen wurde bewusst nicht bis zur Einziehung der Prothesenbasis im Bereich des linken Wangenbändchens gelegt, da dies zur Bildung einer Sollbruchstelle führen konnte. Die Fertigung der Bauteile für die Abstützung erfolgte mit dem SLA-Drucker Form 2 und dem Druckmaterial Grey Resin (beide Fa. Formlabs Inc., Somerville, USA). Nach der Reinigung im Isopropanol-Bad und Trocknung der Druckobjekte wurden diese zahntechnisch nachbearbeitet. Kanten und Überhänge wurden mit den Hartmetallfräsern H77EF und H71EF entfernt (beide Komet Dental, Lemgo), um eine spaltfreie Passung der Bauteile zu den Totalprothesen sicherzustellen. Für das Einspannen in die Vorrichtung wurde ein Schraubenschlüssel mit einer Drehmomentbegrenzung von 1,0 Nm angewendet. Hierdurch konnte eine übermäßige Kraftapplikation ausgeschlossen und so eine identische Ausgangssituation für alle Bruchversuche sichergestellt werden. Die Vorrichtung wurde in der Universalprüfmaschine Z010 mit der Prüf-Software testXpert V12.0 (beide Fa. Zwick Roell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) spannungsfrei fixiert.

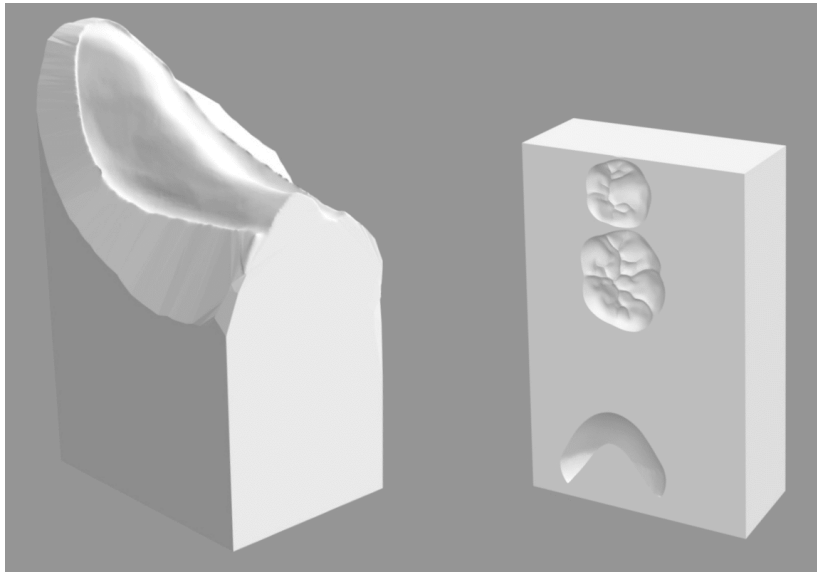


Abbildung 12: Bauteile für die Abstützung der Totalprothesen in der Prüfvorrichtung als STL-Dateien

An der nicht abgestützten Seite befand sich ein Metallstempel, der von okklusal kommend in vertikaler Richtung abgesenkt werden konnte. Dieser traf in der Region des zweiten Prämolaren bzw. ersten Molaren im Bereich des Kauzentrums auf die Prüfkörper (s. Abbildung 13, S. 37). Die Absenkgeschwindigkeit wurde auf $4 \frac{mm}{min}$ festgelegt. Die Kraftmessdose der Universalprüfmaschine erfasste die Kraft (N), die der Metallstempel auf die Totalprothese ausübte. Es wurde aufgezeichnet, bei welcher angelegten Kraft die Totalprothese brach bzw. ein Abfallen $\geq 60\%$ der momentan angelegten Kraft registriert wurde. Die Strecke, die der Metallstab zurücklegte, wurde ebenfalls aufgezeichnet. Mit diesen Informationen konnten Kraft-Weg-Diagramme berechnet werden, die die Durchbiegung der Proben und einwirkende Kraft zueinander darstellen. Die Prüfzeit von Beginn der Kraftausübung bis zum Prothesenbruch wurde ebenfalls aufgezeichnet. Die Daten dieser drei Parameter wurden nach den Versuchen in Excel 2019 (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) importiert und formatiert. Die Größen Kraft und Weg wurden in einem Diagramm dargestellt, es wurde zudem eine (lineare) Trendlinie berechnet. Die Steigung dieser Geraden wurde erhoben, sie gab die Höhe des Widerstands der Prüfkörper gegen die mechanische Biegebelastung an. Im linearen Teil der Kraft-Weg-Diagramme sind Kraft und Weg zueinander proportional. Eine große Steigung mit abruptem Kraftabfall bedeutete, dass sich ein Prüfkörper trotz hoher Kraftapplikation nur gering verformte und daraufhin schlagartig frakturierte.

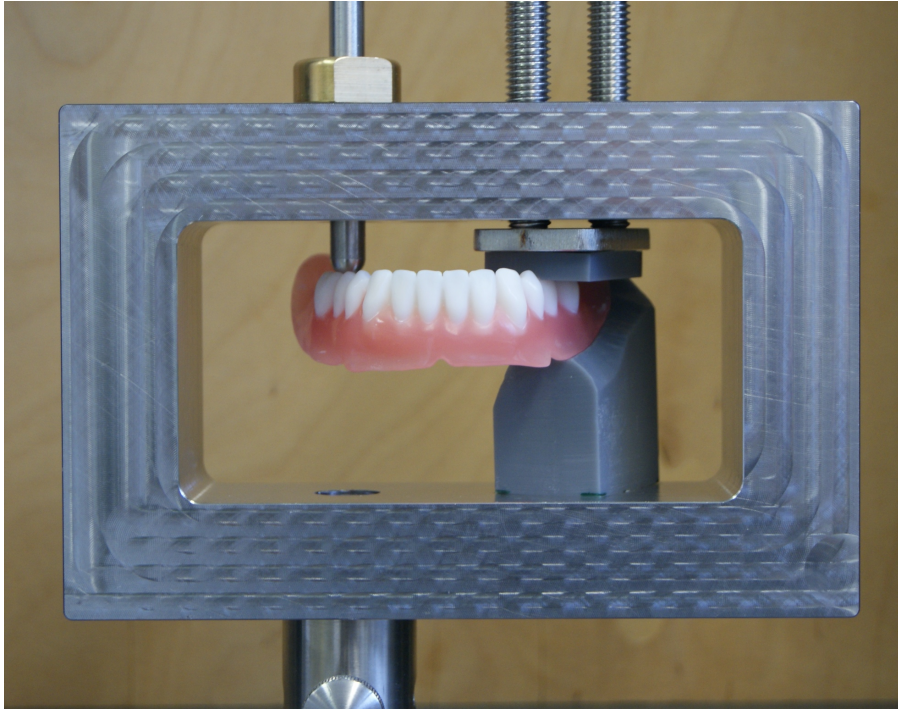


Abbildung 13: Versuchsaufbau. Die Totalprothese war mithilfe passender Bauteile und drei von okklusal kommenden Schrauben in der Prüfvorrichtung fixiert. Die Kraftapplikation erfolgte durch den Metallstempel auf der gegenüberliegenden Seite im Bereich des Kauzentrums.

2.7.2 Bruchanalyse

Nach den Bruchversuchen wurden die entstandenen Fragmente der Totalprothesen geordnet und untersucht. Es wurde die Anzahl der Fragmente (Einfragment- bzw. Mehrfragment-Fraktur) erfasst, ebenso die genaue Region des Bruchs. Beim Bruchverlauf wurde zwischen Brüchen durch die Prothesenbasis und/oder der Zahnkränze bzw. Prothesenzähne differenziert.

Die Totalprothesen wurden zudem auf das entstandene Bruchmuster untersucht. Beim *Adhäsivbruch* brach ein Prüfkörper direkt im oder am Klebespalt, d.h. das verwendete Fügemedium war das schwächste Glied im Gesamtsystem. Beim *Kohäsivbruch* ging der Bruchspalt nicht entlang des Klebespalt, sondern direkt durch den Werkstoff. Beim Mischbruch traten gemeinsame Eigenschaften beider Brucharten auf.

2.7.3 Reparierbarkeit der Totalprothesen

Jede Totalprothese wurde nach den Bruchversuchen auf ihre mögliche Reparierbarkeit im Dentallabor geprüft. Die Reparierbarkeit von Totalprothesen nach einem Bruch ist von den individuellen Fähigkeiten und der Erfahrung des Zahntechnikers abhängig. Hierfür wurden in Tabelle 6 folgende Kriterien definiert:

Kriterien <u>für</u> die Reparierbarkeit	Begründung
unvollständiger Totalprothesenbruch	Sprungreparatur einfach durchzuführen
problemloses Reponieren von Fragmenten möglich	Wiederherstellen der ursprünglichen Prothesenform möglich
Anzahl der Bruchstücke ≤ 3	Eine höhere Anzahl als 3 Bruchfragmente schafft zu große Ungenauigkeiten bei der Reparatur
Gerade Fraktur durch einen Prothesenzahn ohne weiteres Absplittern des Composites	Überschichtung/Verblendung des Composites ist möglich
Keine Fraktur durch die Zahnkränze in sagittaler Richtung	Eine Fraktur in sagittaler Richtung erhöht die Wahrscheinlichkeit okklusaler Ungenauigkeiten nach der Reparatur

Tabelle 6: Zahntechnische Kriterien für die Reparierbarkeit der Totalprothesen

Kam es beim Bruchversuch zu einem unvollständigen Prothesenbruch, führte dies automatisch zu einer sehr guten Reparierbarkeit, da diese im Dentallabor einfach umzusetzen ist (sog. Sprungreparatur). Kam es zur Fragmentbildung, wurde zunächst versucht, die entstandenen Fragmente spaltfrei zu reponieren. Dies gelang besonders gut, wenn die Prüfkörper in nur zwei Fragmente brachen. Analog des zahntechnischen Vorgehens wurde geprüft, ob es hierbei zu einer eindeutigen spannungs- und spaltfreien Passung kam. War dies nicht der Fall oder entstanden zu viele (zu kleine) Bruchfragmente, wurde die Totalprothese als nicht reparierbar eingestuft. In diesem Fall wäre eine Neuanfertigung der Totalprothese nötig.

2.8 Statistische Auswertung

Zur Ordnung und Organisation der erhaltenen Rohdaten der Universalprüfmaschine Z10 (Fa. Zwick Roell, Ulm) wurde die Software Excel 2019 (Fa. Microsoft, Redmond, WA, USA) verwendet. Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software JMP 16 (SAS Institute GmbH, Heidelberg, Deutschland). Aus den erhaltenen Messwerten wurden für jede Prüfgruppe der Mittelwert (MW) sowie die dazugehörige Standardabweichung (STD) berechnet und tabellarisch aufgeführt.

Um die Daten auf eine Normalverteilung zu prüfen, wurde als Anpassungstest der Shapiro-Wilk-W-Test angewendet. Für p -Werte $> 0,05$ wurde eine Normalverteilung der Messwerte angenommen. Um bei einer Normalverteilung auf statistische Signifikanz zu prüfen, wurde eine einfaktorische Varianz-Analyse (engl. one-way ANOVA) mit einem unabhängigen Faktor durchgeführt. Für den Mittelwertvergleich aller Gruppen wurde der Tukey-Kramer-Test durchgeführt. Ergaben sich bei diesem Test p -Werte $< 0,05$, wurde dieser als statistisch signifikant eingestuft. Ergab sich für den Shapiro-Wilk-W-Test keine Normalverteilung der Messwerte, wurde ein nichtparametrischer Vergleich (für jedes Paar) mittels Wilcoxon-Test durchgeführt. Ebenso wurden p -Werte $< 0,05$ als statistisch signifikant eingestuft. Ergaben sich bei den statistischen Tests auf Signifikanz p -Werte $< 0,01$, konnte von einem hochsignifikanten Ergebnis ausgegangen werden. Alle berechneten p -Werte sind im Anhang ab S. 103 tabellarisch aufgeführt.

Das Konfidenzintervall wurde in der vorliegenden Studie auf 95 % festgelegt. Es gibt an, dass zu einer 95%igen Wahrscheinlichkeit der wahre Wert innerhalb dieses festgelegten Intervalls liegt. Überschneiden sich Konfidenzintervalle von zwei Boxplot-Diagrammen, ist es wahrscheinlich, dass sich deren Mittelwerte *nicht* signifikant unterscheiden. Überschneiden sich Konfidenzintervalle kaum, kann der p -Wert dennoch eine Signifikanz aufweisen. In diesem Fall geht man von einem statistisch schwach signifikanten Wert bzw. einer Tendenz aus.

Für die grafische Darstellung der Ergebnisse, insbesondere bei Gruppenvergleichen, eignen sich die in der deskriptiven Statistik üblichen Boxplot-Diagramme. Diese werden auch Box-Whisker-Diagramme oder Kastendiagramme genannt und ermöglichen einen schnellen Überblick über die Verteilung von Messwerten.

Die Bestandteile eines Boxplot-Diagramms sind in Abbildung 14 gezeigt. „Min“ und „Max“ stehen für das Minimum und das Maximum der gemessenen Daten (Extremwerte) und definieren die Spannweite. Die Box ist mit diesen Begrenzungen über die sog. whisker (dt. Antennen) verbunden (W). Die Strecke zwischen dem ersten und dritten Quartil bildet die Box (B), in der sich 50 % aller Messwerte befinden.

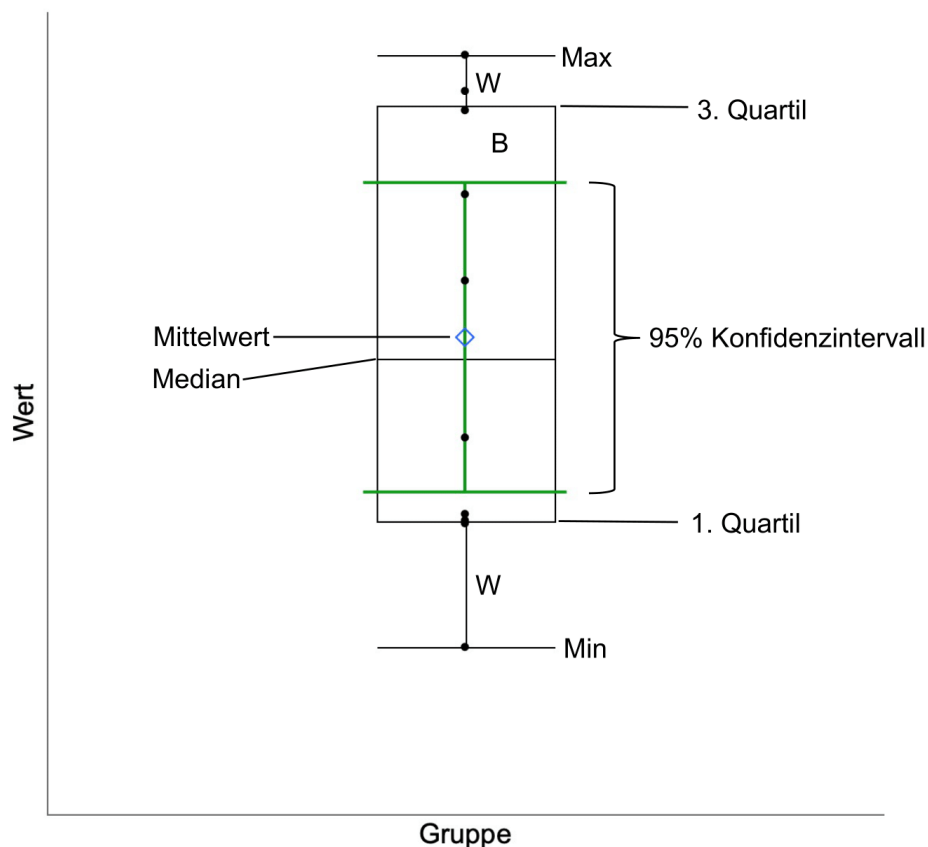


Abbildung 14: Beispiel eines Boxplot-Diagramms

Die Länge der Box wird auch Interquartilsabstand genannt und dient als Maß für die Streuung der Werte. Das erste Quartil entspricht dem 25. Perzentil, das dritte Quartil entspricht dem 75. Perzentil. Dies bedeutet, dass 25 % der Werte unterhalb und 75 % der Werte oberhalb des ersten Quartils liegen. Der in der Box quer gezeichnete Strich

steht für den Median. In der Werteverteilung sind 50 % der Messwerte größer, 50 % der Messwerte kleiner als der Median. Messwerte, die stärker als das 1,5-fache des Interquartilabstands abweichen, werden als Ausreißer bezeichnet und außerhalb der Whisker eingezeichnet. Sind keine Werte außerhalb des 1,5-fachen des Interquartilabstands vorhanden, wird die Länge der Whisker durch die Maximal- und Minimalwerte begrenzt.

Um eine Normalverteilung von Messwerten darzustellen, ist ein Boxplot-Diagramm nicht geeignet. Ebenso ist es weniger geeignet, um Häufungen von Messwerten zu visualisieren. Hierfür eignet sich als Darstellung das Histogramm, welches in dieser Studie ebenfalls verwendet wurde. Das Histogramm zeigt die (Häufigkeits-)Verteilung einer Variablen durch die Einteilung in Gruppen. Die erfasste Häufigkeit je Gruppe kann in absoluten oder in relativen Zahlen angegeben werden.

3 Ergebnisse

3.1 Kongruenz der Totalprothesen

3.1.1 Maximale Abweichungen

Die Messungen der maximal positiven und negativen Abweichung der verschiedenen Prüfgruppen zur CAD-Ursprungsdatei gibt die Tabelle 7 wieder.

Gruppe	MW Max. + (mm)	STD Max. + (mm)	MW Max. – (mm)	STD Max. – (mm)
SH	+ 0,472	± 0,044	– 0,466	± 0,048
AH	+ 0,483	± 0,032	– 0,478	± 0,032
SQ	+ 0,495	± 0,038	– 0,489	± 0,034
AG	+ 0,500	± 0,022	– 0,500	± 0,036
AS	+ 0,501	± 0,034	– 0,499	± 0,032
SSe	+ 0,516	± 0,035	– 0,512	± 0,040
SG	+ 0,526	± 0,027	– 0,521	± 0,028
AQ	+ 0,534	± 0,036	– 0,531	± 0,037
KG	+ 0,910	± 0,116	– 0,901	± 0,110

Tabelle 7: Maximal positive und negative Abweichungen (MW) mit STD

Weder die digitalen noch die konventionellen Totalprothesen konnten bzgl. der maximalen Abweichung zur Soll-Datei den definierten Toleranzbereich von $\pm 0,1$ mm einhalten. Der Shapiro-Wilk-W-Test ergab sowohl für die max. positiven Abweichungen als auch für die max. negativen Abweichungen p -Werte $> 0,05$. Somit waren die erhobenen Messwerte normalverteilt.

Für beide Parameter wurde der Tukey-Kramer-Test durchgeführt, beide Tests ergaben nur für die konventionelle Gruppe signifikante Unterschiede ($p < 0,0001$). Es zeigte sich hierbei, dass sich die extremen Abweichungen in die positive und negative Richtung nur bei Vergleichen mit der konventionellen Gruppe (KG) signifikant äußerten. Sowohl für die additiv als auch die subtraktiv gefertigten Gruppen ergaben sich p -Werte $> 0,05$. Demnach unterschieden sich bei den digitalen Herstellungsverfahren sowohl die positiven als auch die negativen maximalen Abweichungen zur CAD-Ursprungs-Datei nicht signifikant.

3.1.2 Durchschnittliche Abweichungen

Eine Analyse der mittleren Abweichung zur Ursprungsdatei (in der Software als MTL bezeichnet) mittels Shapiro-Wilk-W-Test ergab eine Normalverteilung der Messwerte aller Gruppen, da die p -Werte $> 0,05$ waren (s. Tabelle 22, S. 103, Anhang). Um statistisch signifikante Unterschiede der durchschnittlichen Abweichungen zu zeigen, wurde eine ANOVA durchgeführt mit anschließendem Vergleich der Mittelwerte aller Gruppen im Tukey-Kramer-Test (s. Tabelle 25, S. 104, Anhang). Die Boxplot-Diagramme in Abbildung 15 geben einen Überblick über die Datenlage bzgl. der mittleren Abweichung zur Ursprungs-(CAD-)Datei. Gruppen, die unterschiedliche Buchstaben tragen, unterschieden sich signifikant ($p < 0,05$). Eine Liste aller für die Gruppenvergleiche berechneten p -Werte findet sich in Tabelle 26 (S. 105, Anhang).

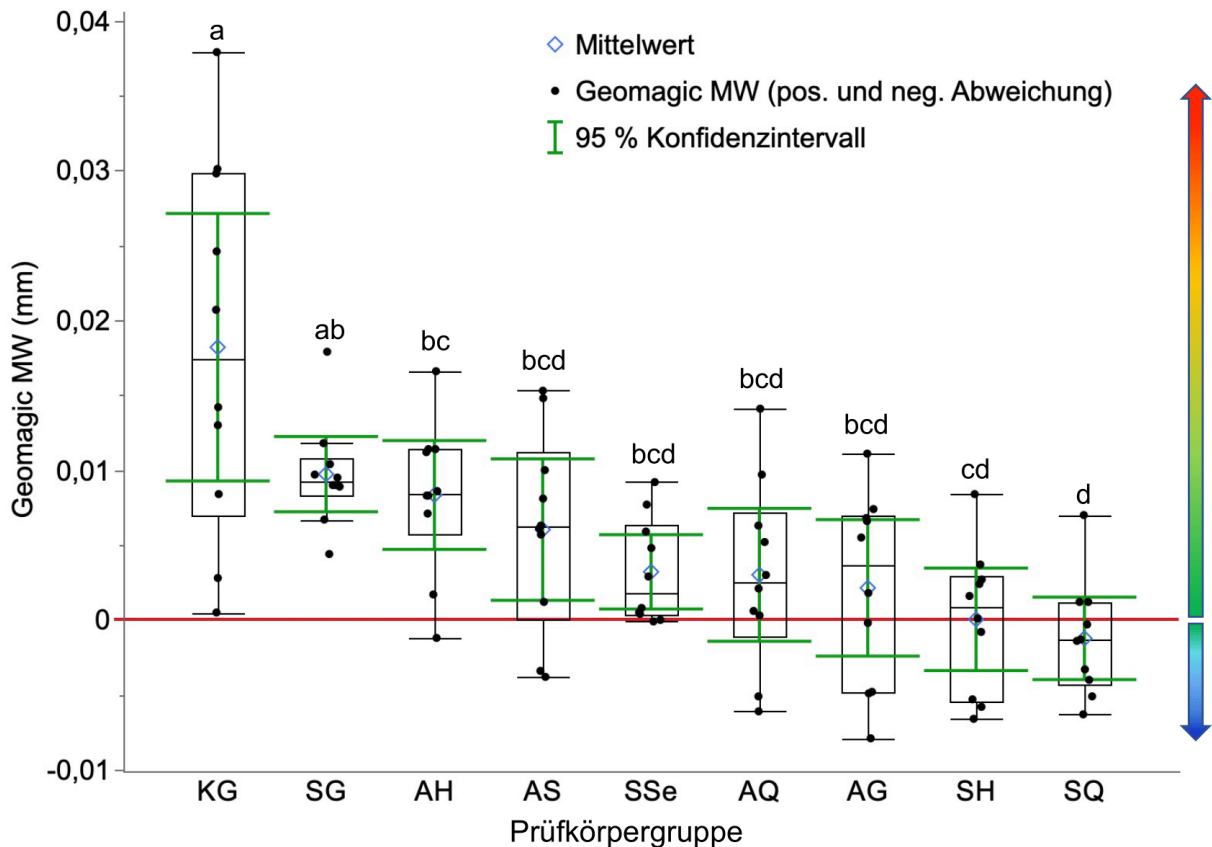


Abbildung 15: Mittlere Abweichungen der Prüfkörpergruppen, berechnet von der Oberflächen-Analyse-Software Geomagic Control X 2020. Die Boxplot-Diagramme sind nach MW absteigend geordnet. Die rote Linie auf Höhe 0 mm entspricht der Oberfläche der Referenz-(CAD-)Datei. Gruppen, die nicht über denselben Buchstaben verbunden sind, unterschieden sich signifikant.

Der Farbverlauf der Pfeile in Abbildung 15 (S. 43) visualisiert die Richtung der Abweichung entsprechend der definierten Farben in der Software (gelb bis rot: positive Abweichung, cyanfarben bis blau: negative Abweichung). Der Farbverlauf ist hierbei nicht maßstabsgetreu (vgl. 2.6: Kongruenz der Prüfkörper). Alle 90 Messwerte für die durchschnittliche Abweichung befanden sich im Bereich zwischen $-0,0079$ mm (Probe AG02) bis $+0,0379$ mm (Probe KG05). Die Mittelwerte der mittleren Abweichungen lagen zwischen $-0,0012$ mm (Gruppe SQ) und $+0,0182$ mm (Gruppe KG). Die Prüfgruppe KG zeigte signifikant größere Abweichungen (zur CAD-Datei) gegenüber allen weiteren Gruppen, außer gegenüber Gruppe SG ($p = 0,0877$). Jedoch ist im Gruppenvergleich KG – AH ($p = 0,0233$) und KG – AS ($p = 0,0017$) nur von einer schwachen Signifikanz auszugehen, die Konfidenzintervalle überschneiden sich geringfügig. Das Konfidenzintervall von Gruppe KG zeigt eine deutlich größere Spannweite verglichen zu den restlichen Gruppen. Der MW von Gruppe KG lag mit $+0,0182$ mm am stärksten im Positiven. Dies bedeutet, dass es durch die Fertigung im konventionellen Verfahren zu einer im Mittel größeren Totalprothese im Vergleich zur Referenzdatei kam. Bei Gruppe SQ kam es zu einem negativen MW ($-0,0012$ mm). Hierbei handelte es sich um die einzige Prüfgruppe, für die sich ein MW unter ± 0 mm ergab. Die mittlere Abweichung von Gruppe SH war sehr nahe an ± 0 mm. Die Totalprothesen dieser Gruppe zeigten demnach sehr geringe Abweichungen zur Soll-Oberfläche der Referenzdatei bzw. eine gleichmäßige Streuung positiver und negativer mittlerer Abweichungen.

3.1.3 Richtigkeit

Der Shapiro-Wilk-W-Test ergab für jede Gruppe p -Werte $> 0,05$ (s. Tabelle 8). Somit ergab für die Richtigkeit (RMS) der Totalprothesen eine Normalverteilung der Werte.

Gruppe	KG	AG	AS	AQ	AH
<i>p</i>-Wert	0,5859	0,6571	0,8158	0,6991	0,7682
Gruppe	SG	SSe	SQ	SH	
<i>p</i>-Wert	0,1554	0,3229	0,1972	0,9788	

Tabelle 8: Shapiro-Wilk-W-Test auf Normalverteilung (Richtigkeit)

Es wurde eine einfaktorielle ANOVA für die Richtigkeit nach Prüfkörpergruppen durchgeführt. Die Mittelwertvergleiche für alle Paare wurden mittels Tukey-Kramer-Test durchgeführt. Eine Liste der verglichenen Gruppen, Mittelwerte und Standardabweichungen zeigt Tabelle 9.

Prüfgruppen		MW RMS (mm)	STD (mm)
KG	<i>a</i>	0,207	± 0,023
AQ	<i>b</i>	0,113	± 0,012
SSe	<i>b c</i>	0,107	± 0,009
SQ	<i>b c</i>	0,104	± 0,010
AS	<i>b c</i>	0,104	± 0,007
SG	<i>b c</i>	0,098	± 0,008
AG	<i>b c</i>	0,098	± 0,007
SH	<i>b c</i>	0,098	± 0,011
AH	<i>c</i>	0,097	± 0,005

Tabelle 9: Tukey-Kramer-Test auf Signifikanz (Richtigkeit). Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Richtigkeit nach Prüfgruppen sind ebenfalls aufgelistet. Stufen, die nicht über den gleichen Buchstaben verbunden sind, unterschieden sich signifikant.

Alle vom Tukey-Kramer-Test berechneten p -Werte beinhaltet Tabelle 29 (S. 109, Anhang). Den niedrigsten Mittelwert bzgl. der Richtigkeit (entspricht der größten Kongruenz zur CAD-Datei) erreichte die Gruppe AH (0,097 mm). Dieser unterschied sich allerdings nur signifikant von Gruppe KG ($p < 0,0001$) sowie AQ ($p = 0,0343$). Im Vergleich AH – AQ ist von keiner hohen Signifikanz, sondern von einer Tendenz auszugehen.

Die konventionelle Gruppe erreichte signifikant höhere (= „schlechtere“) Messwerte als alle restlichen Gruppen. Für die Gruppenvergleiche zwischen SSe, SQ, AS, SG, AG und SH ergaben sich im Tukey-Kramer-Test p -Werte $> 0,05$. Diese unterschieden sich demnach untereinander nicht signifikant (vgl. Tabelle 9: *bc*).

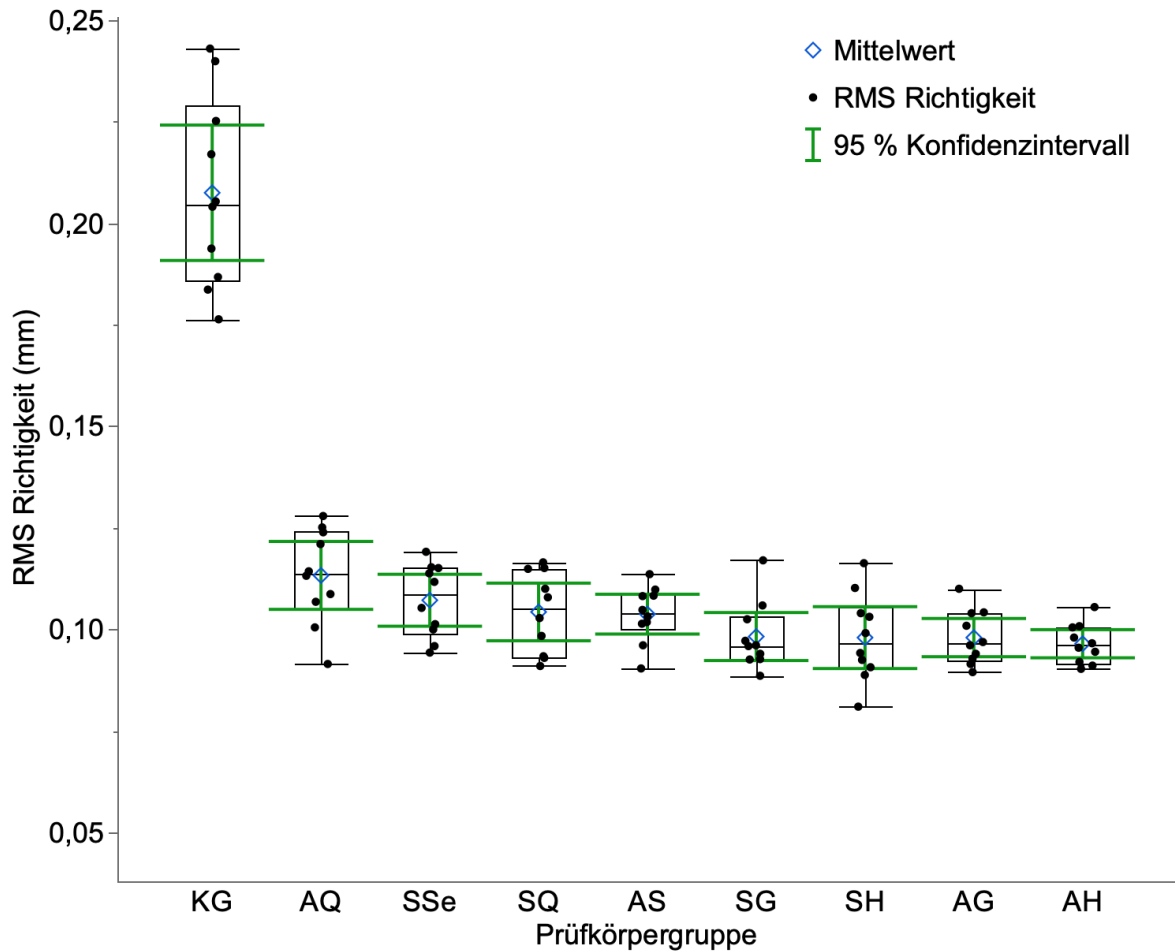


Abbildung 16: Boxplot-Diagramme der Richtigkeit nach Prüfkörpergruppe, absteigend nach MW geordnet

Für die Darstellung der Messwerte der Richtigkeit der Totalprothesen in Abbildung 16 wurden Boxplot-Diagramme gewählt. Die Gruppe KG erreichte die im Mittel höchsten Werte, ihre Kongruenz zur Ursprungs-CAD-Datei war statistisch signifikant geringer als bei den anderen Gruppen (vgl. Tabelle 9, S. 45). Die Datenstreuung der konventionellen Gruppe war aufgrund der Box-Länge größer als bei den restlichen Gruppen, insbesondere im Vergleich zu Gruppe AH. Bei der Gruppe AH waren sowohl die Spannweite als auch die Box-Länge gering, dies sprach für eine geringe Datenstreuung. Dies zeigte sich auch an der fast 5-fach höheren Standardabweichung der Gruppe KG verglichen mit Gruppe AH.

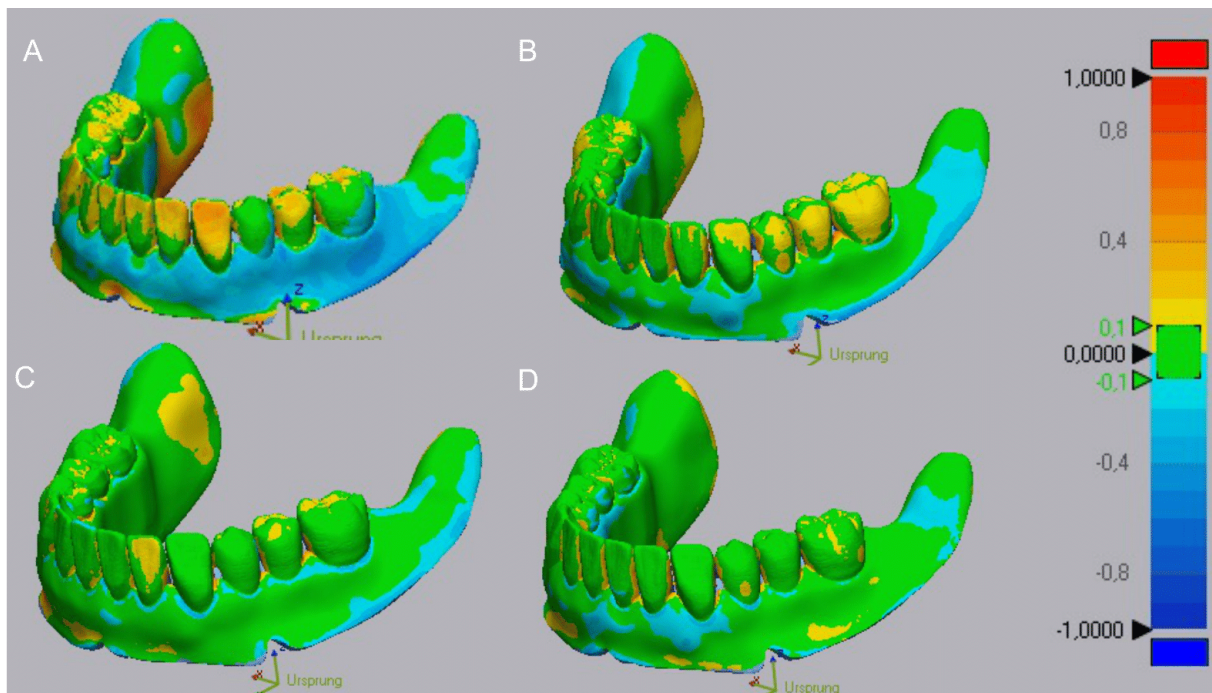


Abbildung 17: Exemplarische Falschfarbenvergleiche: A) KG01, B) AQ02, C) SG03, D) AH05

Abbildung 17 zeigt vier durchgeführte Falschfarbenvergleiche von Totalprothesen (Einzelproben) in einer Übersicht. Es wurde je ein exemplarischer Falschfarbenvergleich entsprechend Tukey-Kramer-Test ausgewählt (vgl. Tabelle 9, S. 45: *a, b, bc, c*).

Das Ergebnis bzgl. der Richtigkeit von Gruppe KG (*a*) unterschied sich hochsignifikant von den Totalprothesen der übrigen Prüfgruppen ($p < 0,0001$). Besonders im distolingualen Bereich zeigt Vergleich A (Prüfkörper KG01) verstärkt Inkongruenzen zur Ursprungs-CAD-Datei, ebenfalls im Bereich der Labialflächen der Frontzähne 31-41.

Vergleich B (Prüfkörper AQ02, *b*) zeigt vor allem positive Abweichungen im Bereich der Bukkalflächen der Seitenzähne im 3. und 4. Quadranten. Die Vergleiche C (Prüfkörper SG03, *bc*) und D (Prüfkörper AH05, *c*) zeigen weitestgehend grüne Flächen und wichen somit $\leq 0,1$ mm oder von der Referenz-Datei ab. Sie befanden sich somit größtenteils im definierten Toleranzbereich.

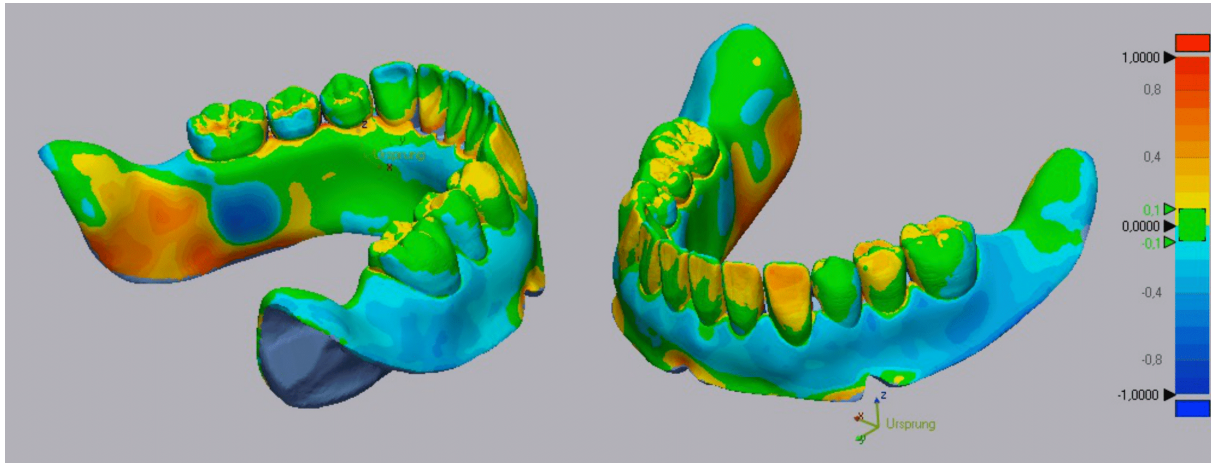


Abbildung 18: Detailansicht eines Falschfarbenvergleichs der Totalprothese KG01

Eine detaillierte Ansicht der Richtigkeit der konventionellen Gruppe zeigt der Falschfarbenvergleich in Abbildung 18. Im disto-lingualen Bereich des 3. und 4. Quadranten ist eine stark positive Abweichung von ca. + 0,8 mm bis + 1,0 mm zu verzeichnen. Zudem befindet sich in unmittelbarer Nähe (Regio Zahn 36 lingual) eine stark negative Abweichung von ca. – 0,9 mm. Es kam zu einer Diskrepanz im Bereich der Kauflächen (Zähne 35, 36, 45 und 46) von bis zu ca. + 0,7 mm in Richtung der Okklusionsebene.

3.1.4 Präzision

Für die Messwerte der Präzision der Totalprothesen wurde der Shapiro-Wilk-W-Test durchgeführt. Es ergab sich keine Normalverteilung, da für 4 Prüfgruppen der p -Wert $< 0,05$ war (s. Tabelle 10).

Gruppe	KG	AG	AS	AQ	AH
p-Wert	0,5570	0,6926	0,0004	0,9102	0,0166
Gruppe	SG	SSe	SQ	SH	
p-Wert	0,0218	0,9819	0,8172	0,0209	

Tabelle 10: p -Werte Shapiro-Wilk-W-Test (Normalverteilung Präzision)

Die MW und STD der Messwerte für die Präzision sind in Tabelle 11 aufgeführt. Die Gruppe SH erreichte die im Mittel höchste Präzision (RMS = 0,058 mm). Die Reproduzierbarkeit der Totalprothesen innerhalb dieser Gruppe war somit am höchsten.

Gruppe	Anzahl	MW RMS (mm)	STD (mm)
KG	10	0,146	± 0,013
SG	10	0,084	± 0,009
AG	10	0,080	± 0,038
AQ	10	0,076	± 0,005
AS	10	0,075	± 0,010
SQ	10	0,074	± 0,006
SSe	10	0,068	± 0,004
AH	10	0,063	± 0,006
SH	10	0,058	± 0,004

Tabelle 11: MW und STD der Präzision nach Prüfgruppen

Es wurde ein nichtparametrischer Test auf Signifikanz für jedes Paar mittels Wilcoxon-Test durchgeführt. Eine Übersicht über signifikante oder nicht signifikante Mittelwert-Vergleiche für die Präzision zeigt Tabelle 12.

Gruppe	KG	AG	AS	AQ	AH	SG	SSe	SQ	SH
KG		+	+	+	+	+	+	+	+
AG			+	+	+	∅	+	+	+
AS				∅	+	+	+	∅	+
AQ					+	+	+	∅	+
AH						+	+	+	+
SG							+	+	+
SSe								∅	+
SQ									+
SH									

Tabelle 12: Kreuztabelle zur Darstellung statistischer Signifikanz der Präzision der Prüfgruppen (Wilcoxon-Test). Paare der Felder mit dem Symbol „∅“ unterschieden sich *nicht* signifikant ($p > 0,05$). Paare mit dem Symbol „+“ unterschieden sich signifikant ($p < 0,05$). Eine vollständige Liste aller berechneten p -Werte befindet sich in Tabelle 30, S. 110, Anhang).

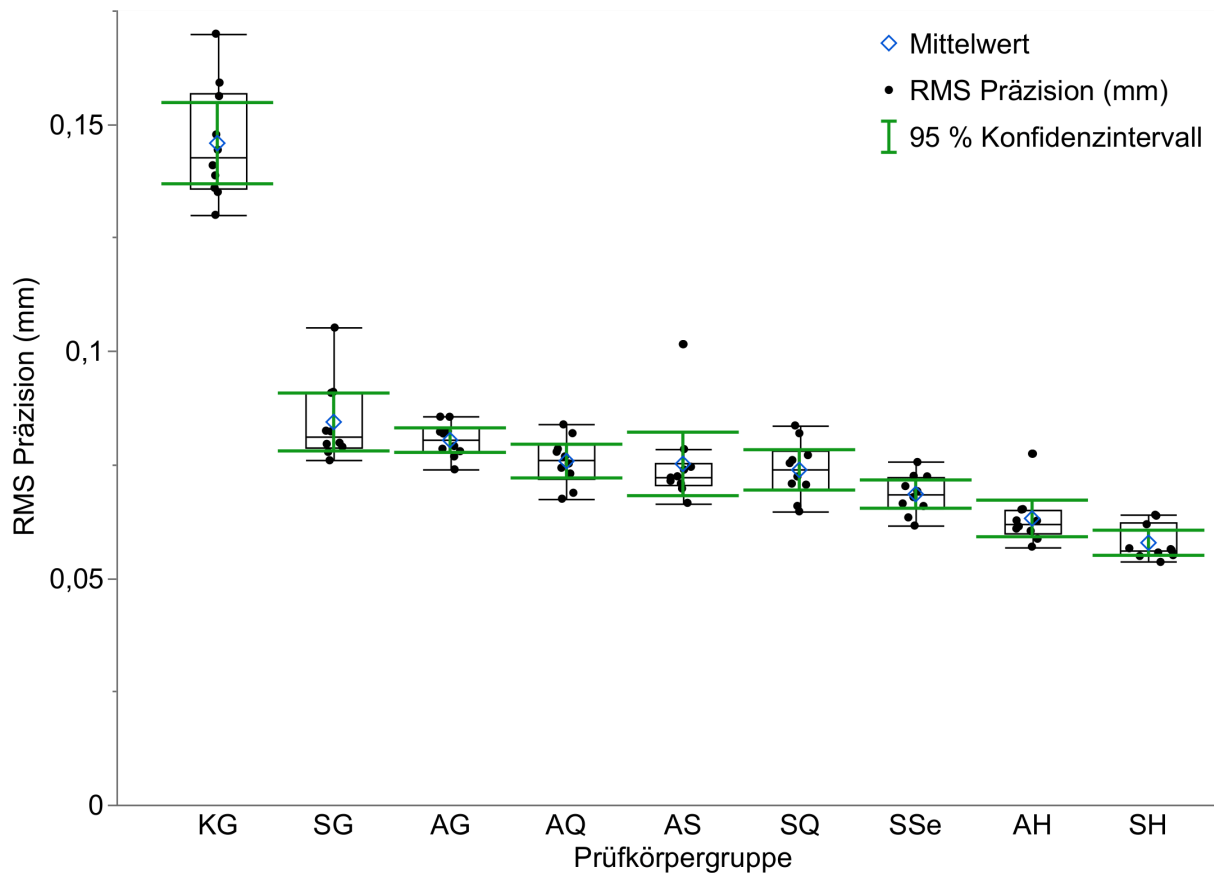


Abbildung 19: Boxplot-Diagramme der Präzision nach Prüfgruppen, absteigend nach MW geordnet

Eine Übersicht der Messwerte der Präzision geben die Boxplot-Diagramme in Abbildung 19. Die Prüfgruppe KG erreichte die höchsten Abweichungswerte bzgl. der Präzision, war also am wenigsten präzise (höhere Inkongruenz innerhalb der Gruppe). Bei den Gruppen AS und AH zeigten sich Ausreißermessungen, bei denen es sich um die Totalprothesen AS05 und AH01 handelte. Die im Mittel „beste“ Präzision konnte die Gruppe SH erreichen (RMS: 0,058 mm). Es zeigte sich, dass die Standardabweichung der konventionellen Gruppe (KG) bzgl. der Präzision geringer war als bzgl. der Richtigkeit (vgl. Tabelle 9, S. 45, STD Gruppe KG Richtigkeit: $\pm 0,023$ mm, STD Gruppe KG Präzision: $\pm 0,013$ mm). Die Streuung der Messerwerte war demnach innerhalb der konventionellen Gruppe (Präzision) geringer als im Vergleich zur Referenz-CAD-Datei (Richtigkeit). Bei den Gruppenvergleichen SSe – AS ($p = 0,0452$) sowie AQ – AG ($p = 0,0412$) kam es zu einer schwachen statistischen Signifikanz.

3.1.5 Genauigkeit

Abbildung 20 stellt die Beziehung der Parameter Richtigkeit und Präzision in einem gemeinsamen Koordinatensystem dar. Die erreichte Genauigkeit der gefertigten Prüfkörpergruppen lässt sich hierdurch direkt in einem gemeinsamen Koordinatensystem ablesen. Je geringer der Abstand der Punktwolken zum Ursprung, desto höher war die Genauigkeit. Aus Gründen der Übersicht wurden die zwei „genausten“ Wertebereiche der Gruppen SH (grün) und AH (orange) farblich hinterlegt. Die Werte der übrigen Gruppen überlagern sich im Streudiagramm stark und sind deshalb als einheitlich graue Messwerte eingetragen. Die rot eingefärbte Punktwolke der konventionellen Prüfgruppe befindet sich im Streudiagramm weiter vom Ursprung entfernt.

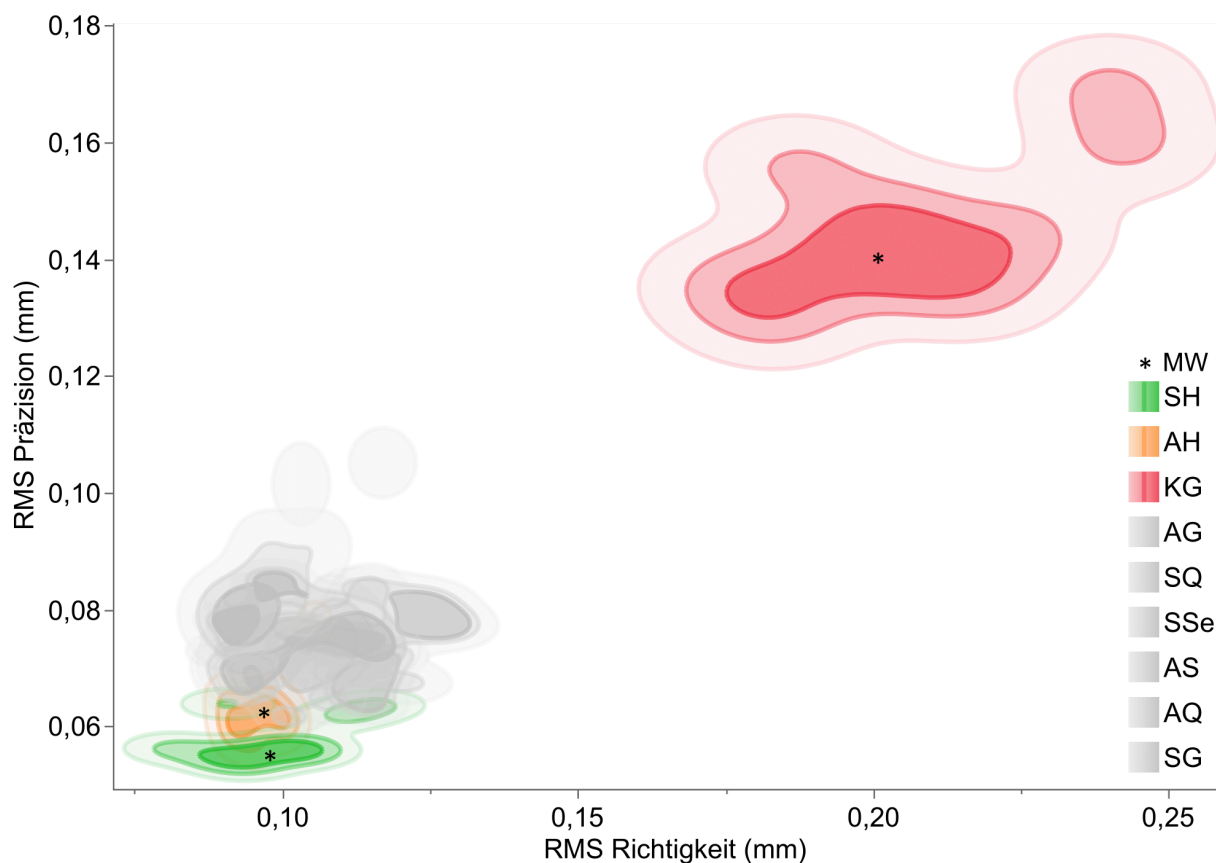


Abbildung 20: Die Genauigkeit der Prüfgruppen AH, SH und KG dargestellt im Streudiagramm. Je weiter sich die Werte dem Ursprung annähern, desto genauer waren die gefertigten Totalprothesen. Die Mittelwerte der jeweiligen Punktwolken sind an den Stern-Markierungen ablesbar.

Die konventionellen Totalprothesen erreichten die geringste Genauigkeit, da sie sowohl eine geringe Richtigkeit als auch eine geringe Präzision erzielten. Sie unterschieden sich hierbei bzgl. beider Parameter signifikant von den restlichen Gruppen (vgl. Tabelle 9, S. 45 und Tabelle 11, S. 49).

Die Prüfkörpergruppe SH erreichte die höchste Genauigkeit, unterschied sich jedoch von Gruppe AH nur bzgl. der Präzision signifikant ($p = 0,0211$). Die Ergebnisse für die Richtigkeit im Vergleich SH – AH ergaben keine signifikant unterschiedlichen Messwerte ($p = 1,000$). Aus Abbildung 20 (S. 51) geht hervor, dass sich die Verwendung unsegmentierter Zahnkränze („Hufeisen“) positiv auf die Genauigkeit der Totalprothesen auswirkte. Unabhängig vom Fertigungsverfahren des Prothesenbasismaterials konnten die Gruppen, welche mit durchgängigen Zahnkränzen versorgt waren, die höchste Genauigkeit erzielen.

3.2 Bruchlastverhalten der Totalprothesen

Für die Bruch- bzw. Torsionsversuche wurden von der Universalprüfmaschine für jede Totalprothese Messwerte für Kraft-Weg-Diagramme aufgezeichnet. Eine Übersicht typischer Kurvenverläufe zeigt Abbildung 21. Aus Übersichtsgründen ist jede Prüfkörpergruppe mit einer für sie exemplarischen Kurve vertreten.

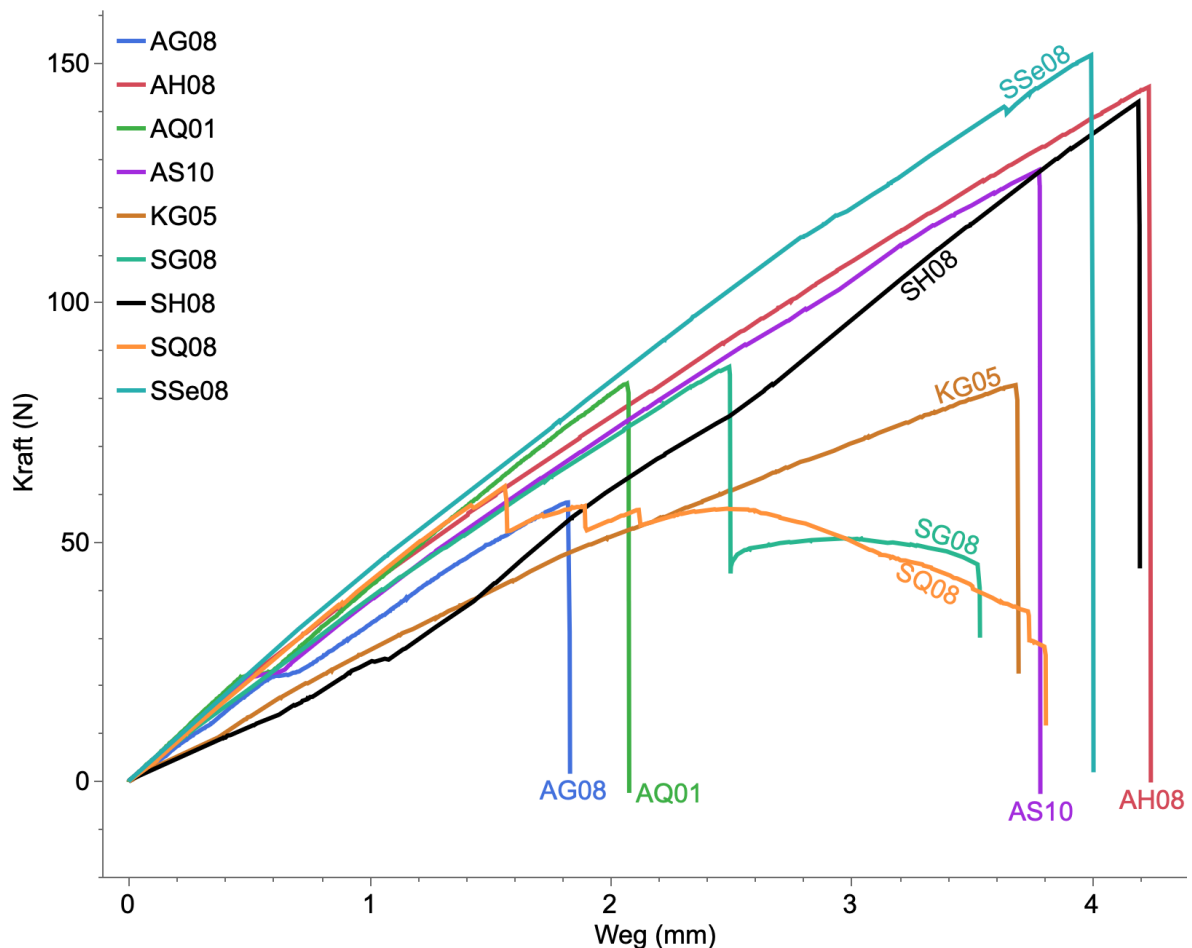


Abbildung 21: Exemplarische Kraft-Weg-Diagramme jeder Prüfgruppe. Zu beachten ist, dass es sich bei den dargestellten Kurven um Einzelproben handelt.

Für die Gruppen AG, AQ, AS, AH, KG, SSe und SH ergaben sich größtenteils linear verlaufende Kurven, deren Steigung bei Bruchlast schlagartig abfiel. Bei den Gruppen SQ und SG zeigte sich der Kurvenverlauf häufig nur zu Beginn linear. Ein oder mehrere Kraftabfälle, die jedoch nicht unter 60 % der angelegten Prüfkraft lagen, führten zu unregelmäßigen Kurvenverläufen (vgl. Prüfkörper SG08, SQ08). Der Weg, der von Beginn der Durchbiegung bis zum Bruch zurückgelegt wurde, unterschied sich zum Teil erheblich (vgl. Prüfkörper AG08 = 1,83 mm und AH08 = 4,24 mm).

3.2.1 Bruchlast nach Prüfgruppen

Die im Bruchversuch gemessenen Kräfte aller gefertigten Prüfkörpergruppen sind in Abbildung 22 nach Mittelwert geordnet in absteigender Reihenfolge dargestellt. Die digitalen Totalprothesen, welche mit Sextanten und „Hufeisen“ gefertigt waren, erzielten statistisch signifikant höhere Bruchlast-Messwerte, als die konventionell gefertigte Referenz-Gruppe (KG). Diese befand sich im mittleren Bruchkraftbereich, da 4 Gruppen signifikant höhere und 4 Gruppen niedrigere Werte erzielten. Die im Mittel niedrigsten Messwerte erreichte die Gruppe AG, es gab zur Gruppe SQ jedoch keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0,7720$).

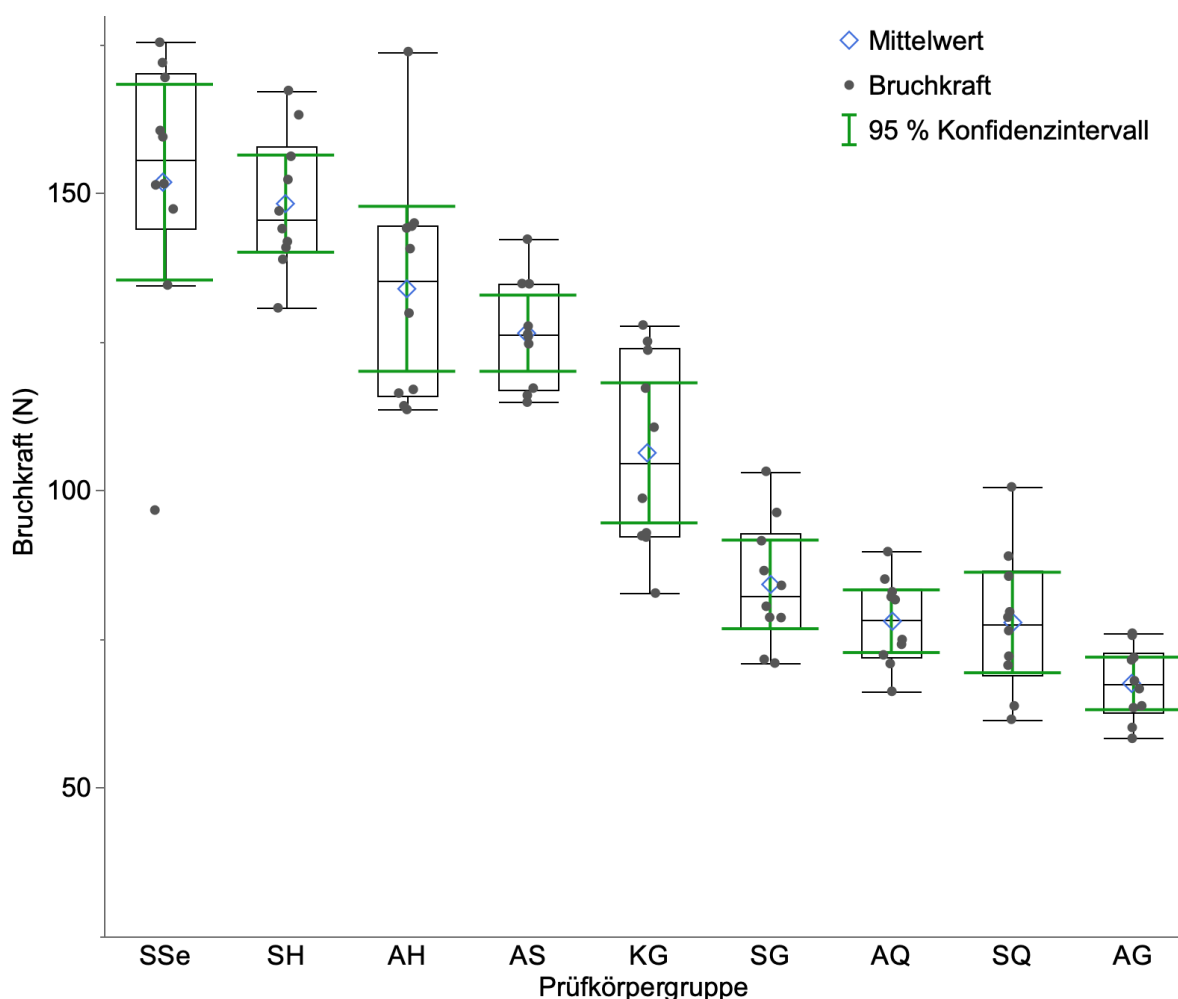


Abbildung 22: Boxplot-Diagramme der erreichten Bruchkräfte nach Gruppen

Der Shapiro-Wilk-W-Test ergab für jede Prüfgruppe eine Normalverteilung, da der berechnete p -Wert jeweils $> 0,05$ betrug (s. Tabelle 23, S.103, Anhang). Es wurde eine einfaktorielle ANOVA durchgeführt. Die MW und STD zeigt (Tabelle 13, S.55). Die

Prüfgruppe SSe erzielte mit 151,813 N den höchsten Mittelwert. Die Standardabweichung betrug $\pm 22,999$ N und war die größte aller Prüfgruppen. Die Streuung der Messwerte war somit am höchsten. Bei der Ausreißermessung in Gruppe SSe handelte es sich um den Prüfkörper SSe02, welcher eine Bruchkraft von 96,69 N erreichte. Die geringste STD erzielte Gruppe AG ($\pm 6,177$ N).

Für einen Vergleich aller Mittelwerte auf Signifikanz wurde der Tukey-Kramer-Test durchgeführt. Die Bruchlast der Prüfgruppen unterschied sich teilweise signifikant, dies zeigt Tabelle 13.

Gruppe		Anzahl Prüf- körper (n)	MW (N)	STD (N)
SSe	<i>a</i>	10	151,813	$\pm 22,999$
SH	<i>a</i>	10	148,204	$\pm 11,418$
AH	<i>a b</i>	10	133,886	$\pm 19,388$
AS	<i>b</i>	10	126,420	$\pm 8,957$
KG	<i>c</i>	10	106,301	$\pm 16,462$
SG	<i>d</i>	10	84,185	$\pm 10,415$
AQ	<i>d</i>	10	77,993	$\pm 7,364$
SQ	<i>d</i>	10	77,779	$\pm 11,813$
AG	<i>d</i>	10	67,535	$\pm 6,177$

Tabelle 13: Bruchkräfte der Prüfgruppen nach MW geordnet (Tukey-Kramer-Test). Stufen, die nicht über den gleichen Buchstaben verbunden sind, unterschieden sich signifikant. Eine vollständige Liste der für die Vergleiche berechneten *p*-Werte findet sich in Tabelle 27 (S. 106, Anhang).

3.2.2 Bruchlast nach Prothesenbasismaterial

Die Bruchkräfte nach Herstellungsverfahren bzw. Prothesenbasismaterialien wurden ebenfalls auf Normalverteilung und statistische Signifikanz untersucht. Der Shapiro-Wilk-Test ergab hierbei *p*-Werte $< 0,05$. Dies bedeutete, dass bei den Prothesenbasen für die Bruchlast keine Normalverteilung der Messwerte vorlag. Die Mittelwerte und Standardabweichungen sind Tabelle 14 (S. 56) zu entnehmen.

Prothesenbasis	Anzahl (n)	MW (N)	STD (N)
subtraktiv	40	115,495	± 37,921
konventionell	10	106,301	± 16,462
additiv	40	101,458	± 31,500

Tabelle 14: MW und STD der Prothesenbasismaterialien (Bruchkraft)

Es wurde ein nicht-parametrischer Vergleich mittels Wilcoxon-Test durchgeführt. Dieser ergab, dass sich bezüglich der erreichten Bruchlast als einziger Vergleich die beiden Kategorien subtraktiv und additiv signifikant unterschieden ($p = 0,0381$). Es handelte sich jedoch um keine hohe Signifikanz, sondern eher um eine Tendenz. Für die anderen beiden Vergleiche ergaben sich p -Werte $> 0,05$. Diese unterschieden sich somit nicht signifikant (s. Tabelle 15).

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
subtraktiv	additiv	0,0381
konventionell	additiv	0,4743
konventionell	subtraktiv	0,7618

Tabelle 15: Vergleiche für jedes Paar (Wilcoxon-Test)

3.2.3 Bruchlast nach Zahnkränzen / Prothesenzähnen

Der Zusammenhang verwendeter Zahnkränze bzw. Prothesenzähne und der erreichten Bruchkraft wurde ebenfalls statistisch ausgewertet. Der Shapiro-Wilk-W-Test ergab für die Gruppe der einzelnen Prothesen-Garniturzähne keine Normalverteilung. Somit wurde der Wilcoxon-Test durchgeführt. Dieser ergab für vier von sechs (nicht-parametrische) Vergleiche einen p -Wert < 0.0001 (s. Tabelle 17, S. 58). Die Mittelwerte und Standardabweichungen sind in Tabelle 16 (S. 57) aufgeführt. Eine Übersicht der erreichten Bruchkräfte der Totalprothesen in Abhängigkeit der verwendeten Prothesenzähne und Zahnkränze gibt Abbildung 23 (S. 57). Die mit Stern markierten Boxplot-Diagramme stehen für sich statistisch signifikant unterscheidende Prüfkörpergruppen. Gruppen, die mit Quadranten versorgt waren, erzielten die im Mittel niedrigsten Messwerte für die Bruchlast (77,886 N).

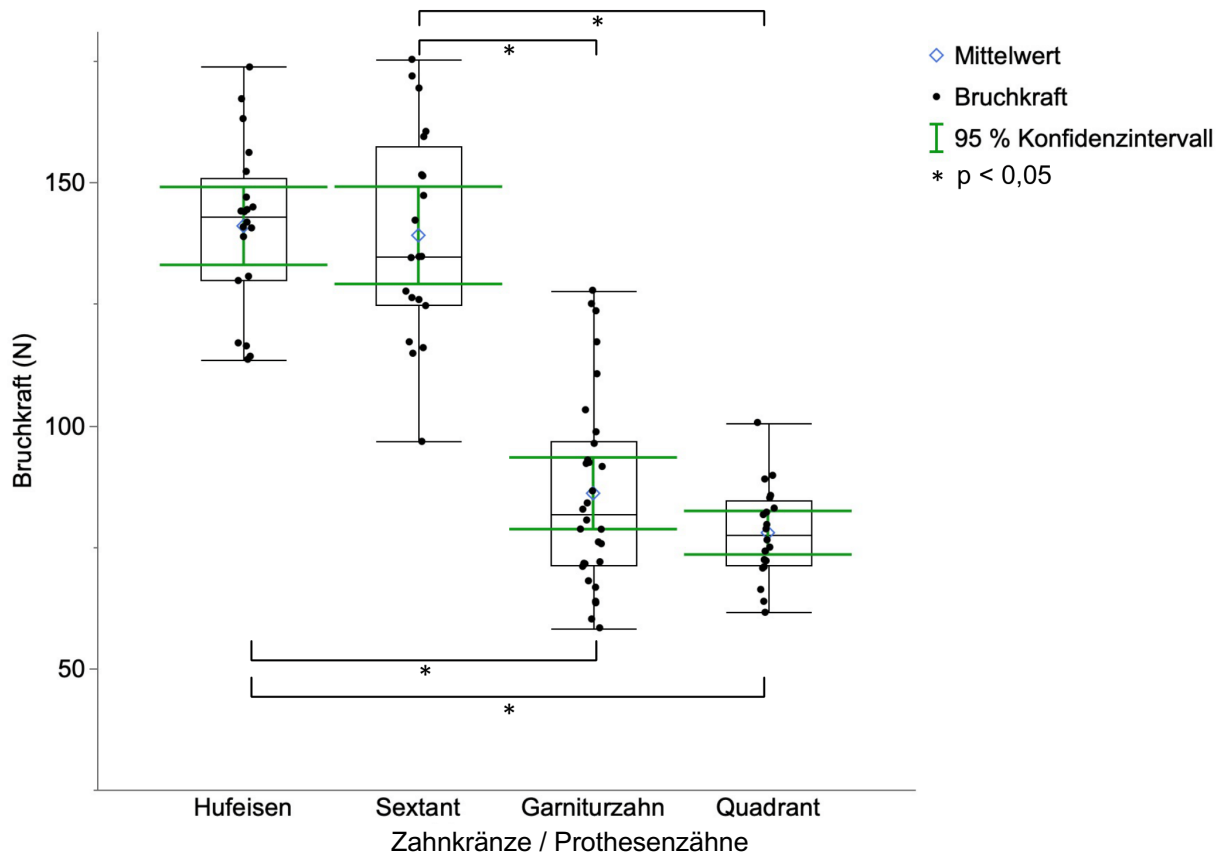


Abbildung 23: Erreichte Bruchkräfte nach Zahnkränzen / Prothesenzähnen

Abbildung 23 zeigt, dass sich die Konfidenzintervalle der Gruppen „Hufeisen“ und Sextant überschneiden. Somit unterschieden sich die Bruchkräfte dieser beiden Prüfgruppen mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht signifikant. Die Konfidenzintervalle der Gruppen Garniturzahn und Quadrant überschneiden sich untereinander ebenfalls; jedoch lagen sie deutlich unterhalb derjenigen von „Hufeisen“ und Sextant. Sie erreichten nur etwa die Hälfte der Bruchkräfte der Gruppen „Hufeisen“ und Sextant.

Zahnkränze / Prothesenzähne	Anzahl (n)	MW (N)	STD (N)
„Hufeisen“	20	141,045	± 17,139
Sextant	20	139,116	± 21,407
Garniturzahn	30	86,007	± 19,759
Quadrant	20	77,886	± 9,582

Tabelle 16: MW und STD der Zahnkränze / Garniturzähne nach Bruchlast

Gruppe	- Gruppe	p-Wert	Gruppe	- Gruppe	p-Wert
Hufeisen	Garniturzahn	< 0,0001	Sextant	Hufeisen	0,7764
Hufeisen	Quadrant	< 0,0001	Quadrant	Garniturzahn	0,2467
Sextant	Garniturzahn	< 0,0001			
Sextant	Quadrant	< 0,0001			

Tabelle 17: Signifikanz nicht-parametrischer Vergleiche der Zahnkränze / Garniturzähne nach Bruchlast (Wilcoxon-Test)

3.2.4 Widerstand gegen Biegebelastung

Biegebelastung nach Prüfgruppen

Als aussagekräftiger weiterer Parameter für die Bruchversuche wurde die Steigung der Geraden des Kraft-Weg-Diagramms für jede gefertigte Totalprothese bestimmt. Abbildung 24 (S. 59) zeigt die mittlere Steigung der Kraft-Weg-Diagramme als Boxplot-Diagramme. Die im Mittel größte Steigung erreichte die Gruppe SSe ($38,780 \frac{N}{mm}$). Jedoch kam es nicht zu einer statistisch signifikant höheren Steigung verglichen mit den Prüfgruppen SQ, SH, AH und AQ ($p > 0,05$). Prüfkörper der konventionellen Gruppe (KG) zeigten den geringsten Widerstand gegen Kraftapplikation, sie waren daher leichter durchzubiegen. Dies bedeutete eine größere Elastizität der konventionellen Gruppe. Die Gruppe SQ konnte bzgl. der Steifigkeit den im Mittel zweithöchsten Messwert erzielen ($38,133 \frac{N}{mm}$), sie zeigte bei der Bruchlast jedoch die im Mittel zweitniedrigsten Messwerte (vgl. Abbildung 22, S. 54). Bei den Ausreißermessungen handelte es sich um die Prüfkörper AH07 ($40,539 \frac{N}{mm}$) sowie SG01 ($21,802 \frac{N}{mm}$).

Der Shapiro-Wilk-W Test ergab für die Messwert-Verteilung der Steigung der Geraden für jede Gruppe p -Werte $> 0,05$. Es lag somit eine Normalverteilung vor (s. Tabelle 24, S. 103, Anhang). Um zu zeigen, ob es bei Kraftapplikation zu signifikant unterschiedlichen Widerständen kam, wurde eine einfaktorielle ANOVA durchgeführt. Für die Gruppen-Vergleiche wurde der Tukey-Kramer-Test durchgeführt. Eine Liste der Signifikanzen sowie die MW und STD zeigt Tabelle 18 (S. 59). Eine vollständige Liste aller vom Tukey-Kramer-Test berechneten p -Werte für die Steigung der Kraft-Weg-Diagramme zeigt (Tabelle 28, S. 108, Anhang).

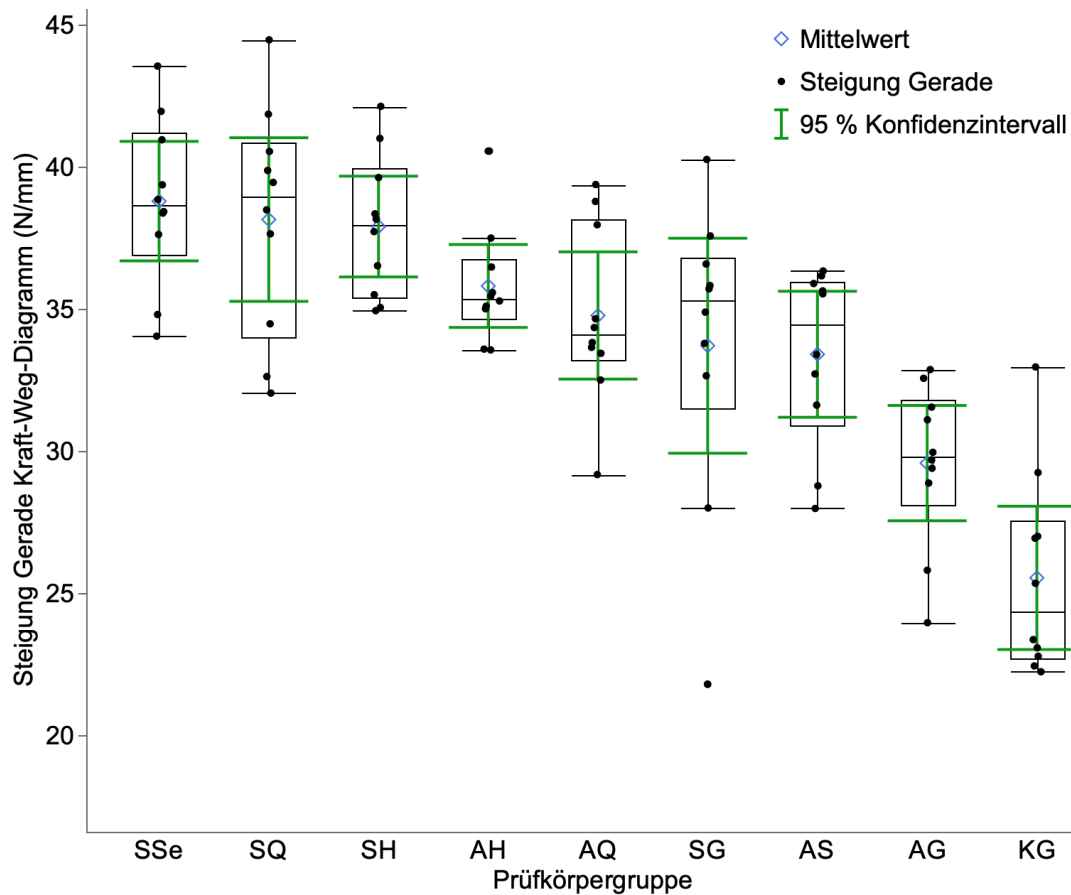


Abbildung 24: Steigung der Geraden der Kraft-Weg-Diagramme als Boxplot-Diagramme.

Gruppe	MW (N/mm)	STD (N)
SSe	38,780	± 2,936
SQ	38,133	± 4,019
SH	37,887	± 2,476
AH	35,798	± 2,037
AQ	34,762	± 3,125
SG	33,699	± 5,281
AS	33,398	± 3,096
AG	29,573	± 2,832
KG	25,541	± 3,520

Tabelle 18: MW und STD der Steigung der Geraden (Tukey-Kramer-Test). Stufen, die nicht über den selben Buchstaben verbunden sind, unterschieden sich signifikant.

Biegebelastung nach Prothesenbasismaterial

Eine Analyse der Messwerte der Biegebelastung nach Prothesenbasismaterial ergab keine Normalverteilung, da der Shapiro-Wilk-W-Test für die subtraktive Gruppe einen p -Wert $< 0,05$ ergab. Die Mittelwerte betragen für die subtraktiven Prothesenbasen $37,125 \frac{N}{mm}$, für die additiven Prothesenbasen $33,38 \frac{N}{mm}$ und für die konventionelle Gruppe $25,541 \frac{N}{mm}$. Nicht-parametrische Vergleiche im Wilcoxon-Test ergaben für jedes Paar $p < 0,0001$ (subtraktiv–konventionell, subtraktiv–additiv und additiv–konventionell). Die subtraktiv gefertigten Prothesenbasen erreichte somit signifikant höhere Widerstände gegen Biegebelastung gegenüber der additiven und konventionellen Gruppe. Die additive Gruppe erreichte signifikant höhere Messwerte gegenüber der konventionellen Gruppe.

3.3 Bruchanalyse

3.3.1 Bruchort

Das Histogramm in Abbildung 25 (S.61) zeigt auf der x-Achse, an welchem Ort die Prothesenbrüche stattfanden. Hierfür wurde auf der x-Achse das FDI (Fédération Dentaire Internationale) Schema aufgetragen. Die Anzahl der stattgefundenen Brüche ist rechts bzw. in den Balken des Histogramms aufgeführt. Zu beachten ist, dass „median“ für eine anatomische Ortsangabe, nicht für einen statistischen Parameter steht. Der mediane Bereich der Totalprothesen (Approximalraum der Zähne 31 und 41) mit den dort stattgefundenen Brüchen wird durch den Raum zwischen den beiden roten Linien dargestellt.

Bruchorte, die für sich stehen (z.B. „33“), weisen auf einen Frakturverlauf durch den Zahn hin. Bruchorte, die durch ein „/“ gekennzeichnet sind, weisen auf eine Fraktur zwischen zwei Zähnen (im Approximalraum) hin. Ein Prüfkörper konnte mehrere Frakturen aufweisen, somit war die Gesamtzahl der Bruchorte ggf. höher als die Gesamtzahl der hergestellten Totalprothesen. Doppelt genannte Zahlen (Einfragment- und Mehrfragment-Brüche) können für die Gesamtanzahl der an diesem Ort aufgetretenen Prothesenbrüchen addiert werden.

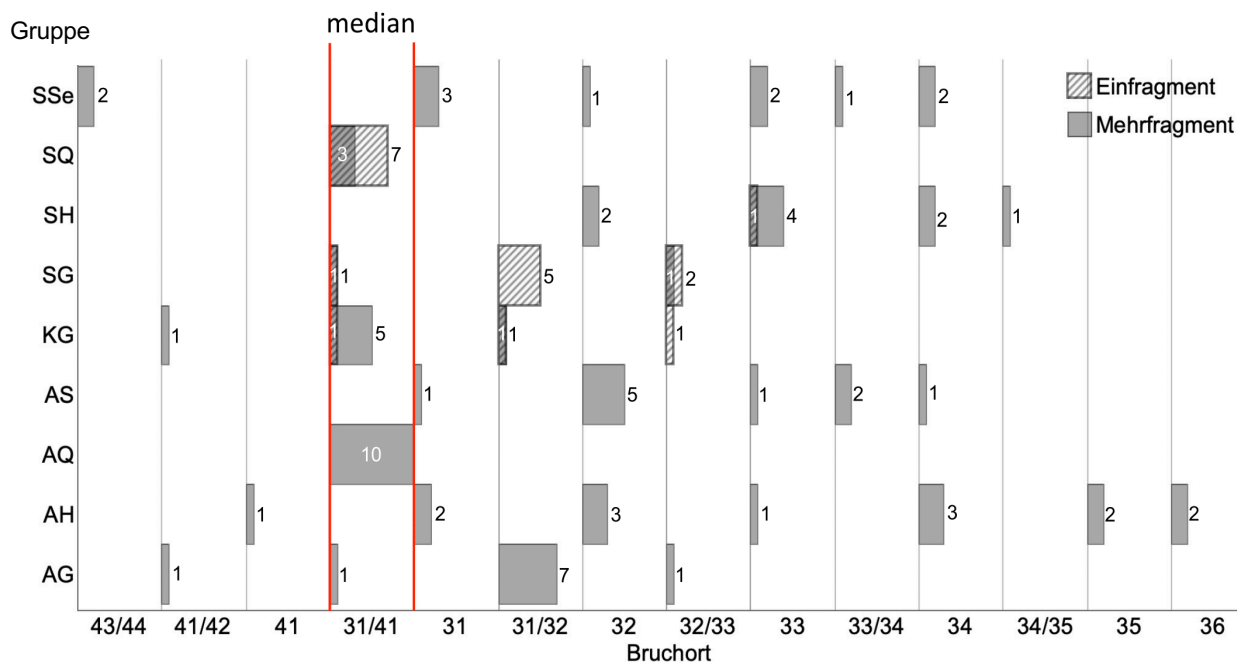


Abbildung 25: Bruchorte der Totalprothesen mit entsprechenden Häufungen

Nur die Prüfgruppen SQ, SG, SH und KG zeigten Einfragment-Frakturen (= unvollständige Brüche). Die meisten Einfragment-Frakturen erlitt Gruppe SG (n = 8), die Gruppe SQ erlitt ebenfalls häufig diese Art Brüche (n = 7). Die Gruppe SH erlitt nur einen Einfragment-Bruch (durch den Zahn 33).

Die Gruppe AH erlitt vier Mehrfragment-Frakturen in der Region, in der die Totalprothesen für den Bruchversuch eingespannt waren (im Bereich der Zähne 35 und 36). Die Gruppe SH erlitt eine Mehrfragment-Fraktur im Approximalbereich der Zähne 34 und 35. Prüfkörpergruppen, die mit Sextanten versorgt waren, zeigten unterschiedliche Bruchorte und Bruchhäufungen. Die Gruppe AS erlitt 50 % ihrer Frakturen durch den Zahn 32, die Gruppe SSe hingegen nur 10 % durch diesen Zahn. In den Prüfgruppen, welche mit Quadranten versorgt waren, kam es ausschließlich zu median-Brüchen: Die Totalprothesen frakturierten durch die Segmentierung an einer „Sollbruchstelle“ in der Region 31/41. Die Gruppe SQ erlitt 7 Einfragment-Frakturen, die Gruppe AQ zeigte hingegen ausschließlich Mehrfragment-Brüche (n = 10).

Die mit einzelnen Garniturzähnen gefertigten Totalprothesen zeigten unterschiedliche Bruchorte. Die Prüfkörper der Gruppe AG brachen als Mehrfragment-Frakturen zu 70 % in der Region 31/32. Auch die Gruppe SG brach ebenfalls gehäuft (zu 50 %) in dieser Region. Allerdings zeigten sich hier ausschließlich Einfragment-Frakturen. In dieser Gruppe wurde noch drei weitere Einfragment-Frakturen festgestellt, zwei Frakturen in der Region 32/33 und eine Median-Fraktur. In der Gruppe der konventionellen

Totalprothesen (KG) gab es eine Häufung von medianen Totalprothesenbrüchen (n = 6). Fünf der medianen Brüche waren Mehrfragment-Frakturen.



Abbildung 26: Beispiele frakturierter Totalprothesen nach dem Bruchversuch. A) Median-Bruch (AQ03), B) Paramedian-Bruch (AG03), C) Paramedian-Bruch mit drei Fragmenten (SH04), D) Paramedian-Bruch mit 6 Fragmenten (AS10).

Abbildung 26 zeigt exemplarisch frakturierte Totalprothesen nach durchgeführtem Bruchversuch. Es wurde je ein Vertreter für die Bruchregion gewählt (median [A] – paramedian [B]) sowie für eine erhöhte Anzahl an Bruchfragmenten (drei Fragmente [C], 6 Fragmente [D]). Gehäufte Bruchorte (auch unvollständige Einfragment-Prothesenbrüche) sind in Tabelle 19 (S. 63) aufgelistet. Eine Anzahl ab 50 % wurde als gehäuft definiert. Es zeigte sich, dass die meisten Brüche in der durchgeführten Studie im medianen und paramedian (aus Patientensicht) linken Bereich der Totalprothesen bis einschließlich Zahn 34 stattfanden.

Gruppe	Anteil (%)	Bruchort (FDI)	Bruchregion
AQ	100	31/41	median
SQ	100	31/41	median
AG	70	31/32	paramedian
KG	60	31/41	median
SG	50	31/32	paramedian
AS	50	32	paramedian
SH	50	33	paramedian

Tabelle 19: Bruchorte ab einer Häufung von 50% mit dazugehörigen Bruchregionen

3.3.2 Bruchart

Die Anteile der Prüfkörpergruppen an den jeweiligen Brucharten zeigt das Diagramm in Abbildung 27 (S. 64). Drei Gruppen wiesen zu 100 % dieselbe Bruchart auf: Die Gruppen AH, SH und AS erlitten ausschließlich kohäsiv-Brüche (durch die Prothesenbasis, nicht entlang des Fügespalts).

Die Gruppen SG und SQ zeigten zu 70 % (SQ) bzw. zu 80 % (SG) unvollständige Brüche, es handelte sich demnach um Einfragment-Frakturen. Diese Brüche entsprachen Totalprothesen, die bei der angelegten Kraft einen Kraftabfall ≥ 60 % erlitten, hierbei aber nicht vollständig frakturieren. Diese Frakturen zeigten sich in Form eines „Haarrisses“ (s. Stern-Markierung in Abbildung 28, S. 64).

Die Gruppe AG zeigte bei erreichter Bruchlast ausschließlich Mischbrüche, also Brüche mit adhäsivem (durch bzw. entlang des Klebespalts) und kohäsivem Anteil. Dies zeigt sich z.B. in der lingualen Ansicht eines Bruchstücks des Prüfkörpers AG02 in Abbildung 29 (S. 65).

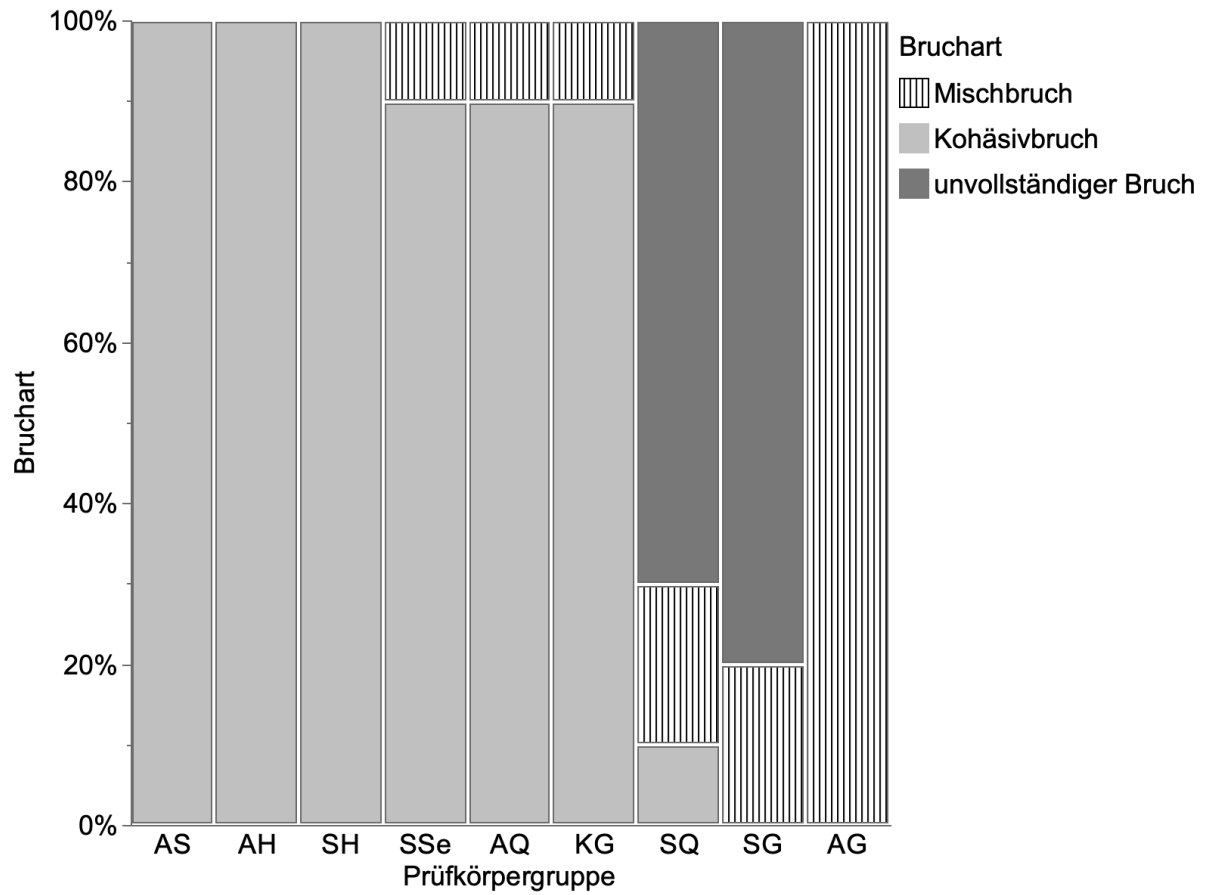


Abbildung 27: Anteil der Bruchart nach Prüfgruppen.



Abbildung 28: Ein unvollständiger Prothesenbruch (Prüfkörper KG02) stellte sich in Form eines Haarrisses dar (Stern-Markierung).



Abbildung 29: Ein Mischbruch am Beispiel des Prüfkörpers AG02. Das Fragment zeigt einen adhäsiven sowie einen kohäsiven Bruchanteil. Die Fraktur verlief teilweise entlang des Klebepalts an Zahn 33 (mesio-lingual), teilweise durch die Totalprothesenbasis.

3.3.3 Reparierbarkeit

Nach der Lokalisierung des Bruchorts und der Einstufung der Bruchart erfolgte die zahntechnische Einschätzung, ob der Prothesenbruch im Dentallabor nach etablierter Methodik reparierbar ist. Eine Übersicht über die Reparierbarkeit der Totalprothesen nach durchgeführtem Bruchversuch findet sich in Abbildung 30 (S. 66).

Die Prüfkörper der Gruppen SG und SQ zeigten nach der Einschätzung eine Reparierbarkeit von 100 %. Die konventionelle Gruppe KG erreichte einen Anteil der Reparierbarkeit von 80 %. Die Gruppe SH zeigte für keine der Totalprothesen nach durchgeführtem Bruchversuch eine Reparierbarkeit (0 %). Dies bedeutet, dass keine Totalprothese der Gruppe SH die in Tabelle 6 (S. 38) genannten Kriterien erfüllen konnte.

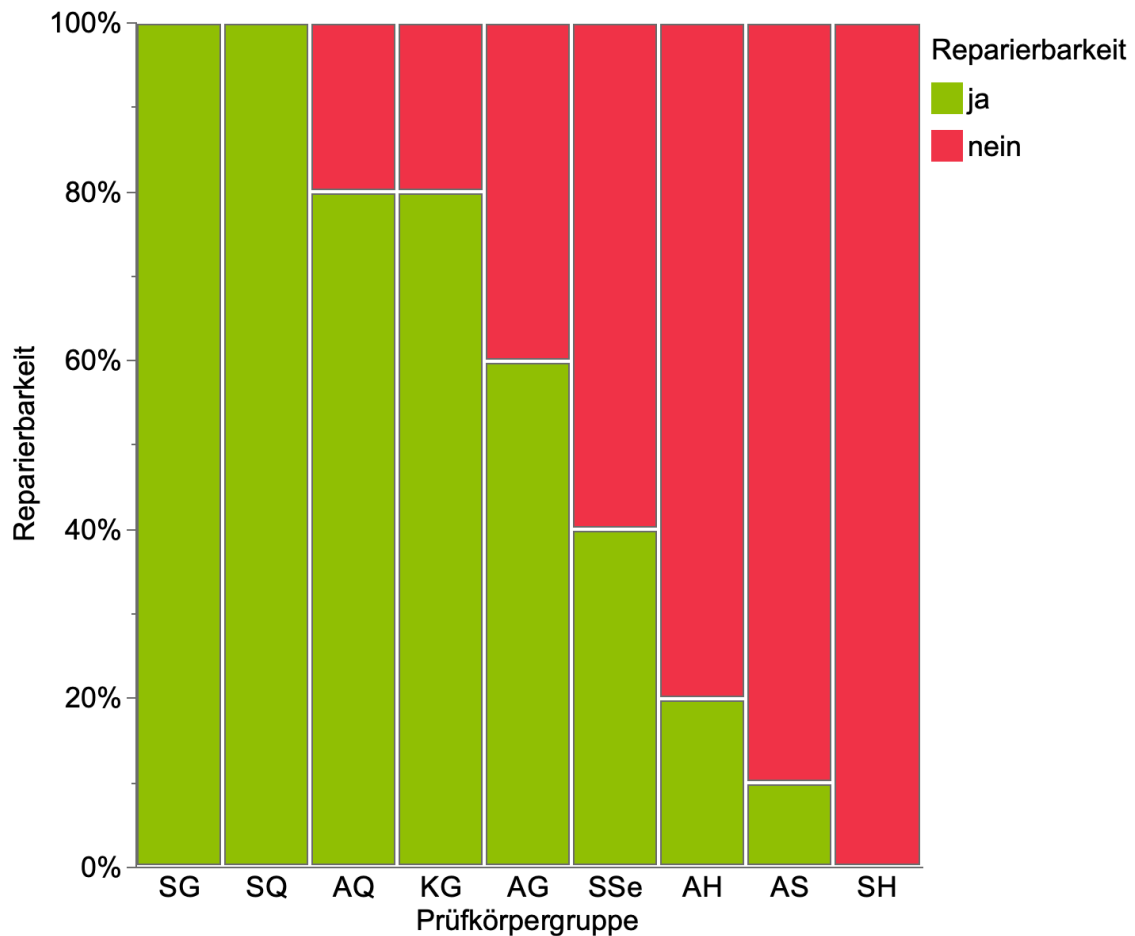


Abbildung 30: Einschätzung der Reparierbarkeit der Totalprothesen. Die Entscheidungs-Kriterien hierfür sind Tabelle 6 (S. 38) zu entnehmen.

Die Gruppe SSe zeigte eine vierfach höhere Reparierbarkeit als die Gruppe AS. Bei den mit einzelnen Garniturzähnen versorgten Totalprothesen konnten die Prüfkörper der Gruppe SG eine vollständige Reparierbarkeit (100 %) erzielen, bei den konventionellen Totalprothesen wurden 80 % als reparierbar eingestuft. Bei den additiv gefertigten Totalprothesen, die mit Garniturzähnen gefertigt waren, wurden 60 % als reparierbar eingestuft.

Abbildung 30 zeigt, dass sich ein Trend für eine bessere Reparierbarkeit der subtraktiven Prothesenbasen abzeichnete. Im direkten Vergleich der Gruppen (SG – AG, SQ – AQ, SSe – AS) konnten die subtraktiven Prothesenbasen höhere Prozentwerte für eine Reparierbarkeit erzielen. Nur im Vergleich AH – SH konnte die Gruppe additiv gefertigter Prothesenbasen einen höheren Prozentwert erzielen.

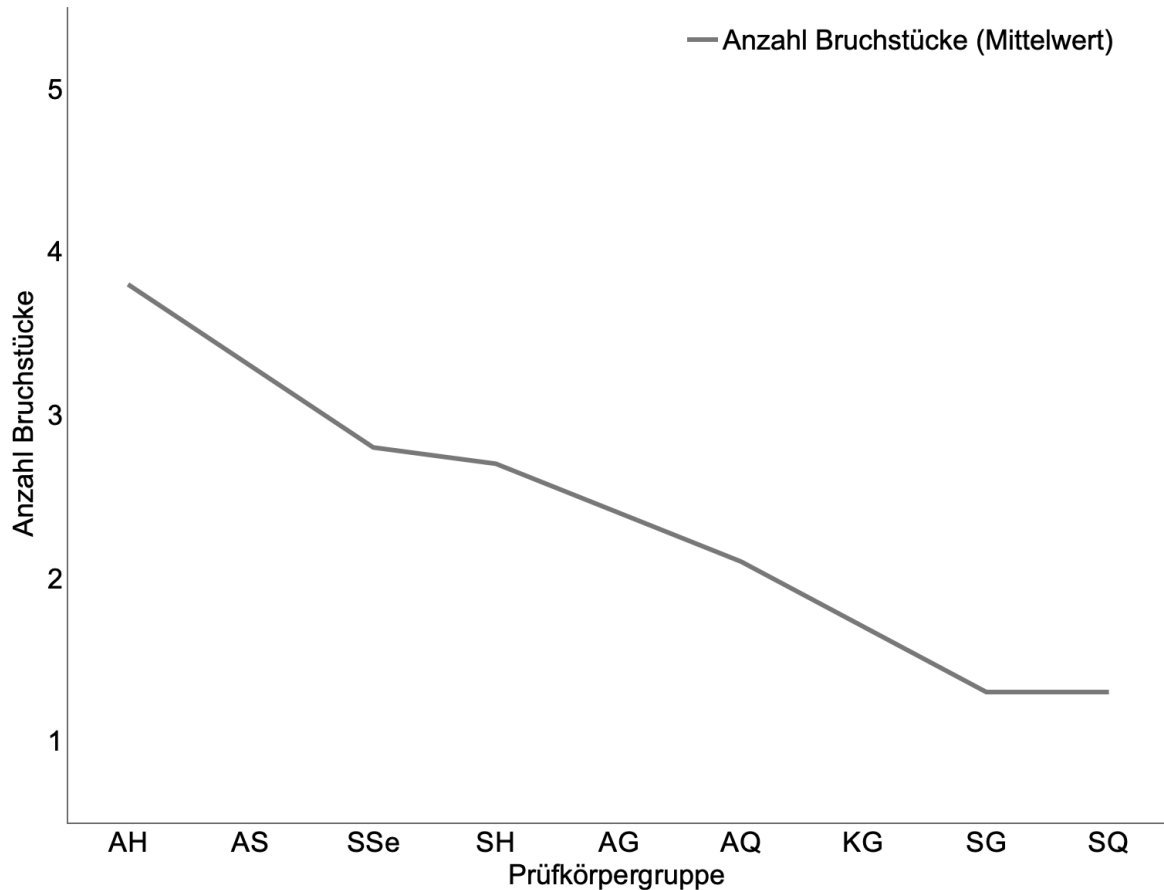


Abbildung 31: Mittlere Anzahl entstandener Bruchfragmente, absteigend nach MW geordnet.

Abbildung 31 stellt die mittlere Anzahl entstandener Bruchfragmente der jeweiligen Prüfgruppen als Kurve dar. Diese wurden in abfallender Reihenfolge geordnet. Die Gruppen AH (MW = 3,8 Bruchfragmente) und AS (MW = 3,3 Bruchfragmente) zeigten die höchste mittlere Anzahl an Fragmenten nach den Bruchversuchen. Die Gruppen SG und SQ zeigten die niedrigste mittlere Anzahl an Bruchfragmenten (beide im Mittel 1,3 Bruchfragmente). Dies korreliert mit einer sehr guten Reparierbarkeit dieser Gruppen von 100 % (vgl. Abbildung 30, S. 66), da eine geringe Fragmentzahl (≤ 3) u.a. als Voraussetzung für die Reparierbarkeit definiert wurde. Beide Prüfgruppen mit der niedrigsten Anzahl an Bruchfragmenten wurden mit subtraktiv gefertigten Prothesenbasen versorgt. Die konventionelle Prüfgruppe erzielte mit im Mittel 1,7 Bruchfragmenten den drittniedrigsten Wert, dieser korreliert ebenso mit einer guten Reparierbarkeit von 80 % (s. Abbildung 30, S. 66).

4 Diskussion

4.1 Diskussion von Material und Methode

4.1.1 Wahl einer idealisierten Totalprothese als Prüfkörper

Üblicherweise werden für werkstoffkundliche Untersuchungen und die Ermittlung von Werkstoffkennwerten (ISO-) genormte Prüfkörper verwendet [74]. Je komplizierter und unregelmäßiger die Form eines Prüfkörpers ist, desto schwerer ist die Interpretation der Ergebnisse nach werkstoffkundlichen Untersuchungen. Auch ist die Vergleichbarkeit zu anderen Proben eingeschränkt. Für den Biege- bzw. Torsionsversuch eignet sich deshalb eine Totalprothese mit möglichst geringer geometrischer Komplexität. Die idealisierte Unterkiefer-Totalprothese eignet sich für die vorliegende Studie, ihre Wahl sollte dennoch diskutiert werden.

Eine Oberkiefer-Totalprothese hat zusätzlich zur U-Form in horizontaler Richtung (Form des Kieferkamms) noch eine weitere Ausformung in vertikaler Richtung entlang des Gaumens. Ihre Grundform wurde deshalb komplexer als die einer Unterkiefer-Totalprothese eingestuft. Erfahrungswerte zeigen, dass im Oberkiefer die Prothesenbasis einen größeren (Masse-)Anteil am Volumen der gesamten Totalprothese einnimmt. Beim Fertigstellen einer Oberkiefer-Totalprothese ist i.d.R. mehr Kunststoff bereitzustellen als bei Unterkiefer-Totalprothesen. Es wurde schlussgefolgert, dass bei einer Unterkiefer-Totalprothese hierdurch das Verhältnis von Prothesenbasis zur den verwendeten Prothesenzähnen ausgewogener ist. Auf der Suche nach sich statistisch unterscheidenden Prüfgruppen ist ein ausgeglichenes Verhältnis zwischen Prothesenbasis und -Zähnen von Vorteil. Da das Bruchlastverhalten nach Prothesenbasismaterial und nach Prothesenzähnen/Zahnkränzen untersucht wurde, konnten die Ergebnisse hierdurch leichter beurteilt werden.

Bei der Herstellung der Totalprothesen wurde Wert daraufgelegt, möglichst identische Prüfkörper für den Versuch zur Verfügung zu haben. Besonders groß wurde in der Literatur die Polymerisationsschrumpfung im dorsalen Bereich von Oberkiefer-Totalprothesen beschrieben [62, 67]. Da bei Unterkiefer-Totalprothesen der (dorsale) Prothesenbereich erfahrungsgemäß weniger von der Polymerisationsschrumpfung betroffen ist, wirkte sich dies zusätzlich auf die Wahl des Unterkiefers aus. Da die konventionelle Gruppe im Injektionsverfahren hergestellt wurde, unterlag sie trotz hohem Fertigungsdruck [75] einer unvermeidbaren Polymerisationsschrumpfung. Der Kongruenz der konventionellen Proben waren hierdurch werkstoffkundliche Grenzen gesetzt.

Dennoch sollte die Wahl der Unterkiefer-Totalprothese nicht unkritisch gesehen werden. Betrachtet man die Häufigkeit frakturierter Totalprothesen im klinischen Alltag, zeigte sich in zwei (zeitlich deutlich auseinander liegenden) Studien, dass (mediane) Oberkiefer-Totalprothesenbrüche häufiger vorkamen als frakturierte Unterkiefer-Totalprothesen [54, 56]. Das beschriebene Verhältnis von der Prothesenbasis zu den Prothesenzähnen beruht zudem auf zahntechnischen Erfahrungen im Dentallabor. Es konnte in der Literatur keine Studie gefunden werden, die dies anhand von Daten bestätigt bzw. diesbezüglich signifikante Unterschiede nachwies. Ebenso ist die erwähnte Prüfkörpergeometrie als Argument für Unterkiefer-Totalprothesen zu diskutieren, da auch dies nicht durch Studien belegt wurde, sondern auf theoretischen Überlegungen beruht. Um die Limitierung der vorliegenden Studie zu beurteilen, müsste in einer weiteren Studie der Versuch mit Oberkiefer-Totalprothesen durchgeführt werden. Es würde sich ggf. zeigen, ob die Auswahl des Kiefers einen Einfluss auf das Bruchlastverhalten hat.

Zur Diskussion steht auch die Auswahl der zahnlosen Modelle, da diese die Ausdehnung und die Dicke der späteren Prothesenbasis maßgeblich (mit-)bestimmten. In dieser Studie wurden die unbezahnten harten Modelle der Fa. KaVo Dental (Biberach/Riß) ausgewählt, da ihre Anatomie als geeignet erachtet wurde und diese verfügbar waren. Besonders das Fehlen von unter sich gehenden Stellen und der harmonisch ausgeformte Unterkiefer ohne Einziehungen sprachen für diese Modelle. Dennoch ist denkbar, dass bei der Wahl eines anderen zahnlosen Modells, wie z.B. dem B-3 CSP (Fa. Frasaco GmbH, Tettngang, Deutschland) aufgrund der abweichenden Anatomie die Ergebnisse anders ausgefallen wären. Eine weitere Studie könnte die Fragestellung klären, ob die Wahl der Ausgangsmodelle einen entscheidenden Einfluss auf das Bruchlastverhalten von Totalprothesen hat.

Nach der Wahl des Kiefers, der zahnlosen Modelle und der Artikulation erfolgte die Zahnaufstellung. Die Entscheidung fiel hierbei auf den Garnitur-Prothesenzahn Tribos 501 (Fa. gebdi Dental, Engen), da dieser sowohl bzgl. der Form als auch der Größe geeignet war. Zudem erfüllte er das Kriterium, in der Zahnbibliothek der Software exocad 3.0 Galway für die digitale Aufstellung verfügbar zu sein. Die Auswahl einer alternativen Zahngarnitur mit anderer Anatomie, z.B. in labio-oraler Richtung (breitere Inzisalkanten), beeinflussen die Ergebnisse der Bruchversuche möglicherweise.

4.1.2 Design der digitalen Totalprothese

Das Design der digitalen Totalprothese erfolgte mit der CAD-Software exocad 3.0 Galway (Fa. exocad, Darmstadt). Als Grundlage hierfür dienten die gescannten zahnlosen Modelle, die Kieferrelation sowie die digitalisierte Wachsaufstellung. Für die digitale Aufstellung der Totalprothese wurden Parameter im Programm definiert, die auf Erfahrungswerten basierten, jedoch nicht explizit in der Literatur beschrieben wurden. Die Parameter (Dicke des Klebespalts, Mindeststärke der Prothesenbasis) haben möglicherweise signifikanten Einfluss auf die Messwerte.

Die Zahnkränze und Prothesenzähne durften basal nicht nachbearbeitet werden, da dies zu Ungenauigkeiten in der Endposition und einem ungleichmäßigen Klebespalt führen konnte. Bei der digitalen Aufstellung der Zähne wurde basal des Zahnes 33 die Kunststoffstärke der Prothesenbasis deshalb bis auf die Mindeststärke (2 mm) reduziert. Im zahntechnischen Alltag würde der Techniker die Garniturzähne ggf. basal beschleifen, um mehr Platz zur Verfügung zu haben – die Prothesenbasis wäre an dieser Stelle somit stärker. Eine stärkere Prothesenbasis könnte sich auf die Bruchlast auswirken.

Nach der Zahnaufstellung erfolgte das virtuelle Anpassen der Prothesenbasis an die Prothesenzähne. Hierfür mussten in der Software bestimmte Parameter definiert werden, an die sich im Voraus in Vorversuchen „herangearbeitet“ werden musste. Als für alle Zahnkränze und Prothesenzähne geeigneter Zahntaschenspalt bewährte sich eine Dimension von 150 μm . Dieser Klebespalt musste für alle verwendeten Prothesenzähne geeignet und gleich groß sein, d.h. das Positionieren des Einzelzahns sollte genauso problemlos gelingen wie das Positionieren der Zahnkränze (insbesondere der „Hufeisen“). Bei einem Klebespalt $< 150 \mu\text{m}$ passten die einzelnen Garniturzähne geringfügig besser, es war jedoch generell mehr Nacharbeit an allen Zahnkränzen nötig, um diese in Endposition zu bringen. Bei einem Klebespalt $> 150 \mu\text{m}$ passten die Zahnkränze (fast) ohne Nacharbeit, die Garniturzähne hatten jedoch „Spiel“ im Zahnfach. Es ergab sich als gemeinsamer Kompromiss ein Klebespalt von 150 μm . Die Größe des Klebespalts könnte jedoch eine Auswirkung auf das Bruchlastverhalten von Totalprothesen haben. In weiteren Studien sollte dieser Einfluss untersucht und eine Empfehlung für diesen Parameter ausgesprochen werden.

Im lingualen Bereich der Frontzähne kam es, bedingt durch das Prothesendesign, zu einer geringfügig stärkeren Fassung ($> 1 \text{ mm}$) der Zähne, da diese basal nicht gekürzt werden durften. Durch das stärkere Fassen der Frontzähne ist es möglich, dass der

Klebespalt in diesem Bereich 150 μm überschritt. Eine weitere Studie könnte diesen Einfluss eliminieren, indem die Frontzähne basal gekürzt werden. Es müsste allerdings streng darauf geachtet werden, dass sich die verwendeten Prothesenzähne hierdurch nicht in Form und Größe unterscheiden, da dies wiederum zu einer geringeren Vergleichbarkeit der Ergebnisse führen würde.

Auch bei der Segmentierung der Zahnkränze ist der Klebespalt Gegenstand der Diskussion. In dieser Studie wurden vier Arten von Segmentierungen angewendet. Als Einzelzahn wurde der Garnitur-Prothesenzahn verwendet. Für das Abspeichern unterschiedlicher Zahnkränze wurden in der CAD-Software nachträglich Verbinder hinzugefügt oder entfernt. Um den Klebespalt zwischen Prothesenbasis und Prothesenzahn nach dem Entfernen der Verbinder konstant auf 150 μm zu halten, musste das Anpassen der Prothesenbasis für jede Segmentart erneut erfolgen. Hätte man die Prothesenbasis z.B. nach dem Entfernen eines Verbinders zwischen Zahn 33 und Zahn 34 nicht an die aktualisierte Situation angepasst, wäre bei der Prothesenbasis der Gruppe Sextanten an dieser Stelle ein (deutlich) erhöhter Klebespalt. Dies würde zu einer mangelnden Vergleichbarkeit der Prüfkörper führen. Als Folge des Anpassens der Prothesenbasis ist festzustellen, dass sich hierdurch die Prothesenbasen im Bereich der Zahnfächer geringfügig unterscheiden. So hat eine Prothesenbasis der Gruppen AG und SG keine Aussparungen für Verbinder. Eine Prothesenbasis der Gruppen AH und SH hat jedoch in jedem Approximalraum Aussparungen. Eine künftige Studie könnte zum Ziel haben herauszufinden, welcher Faktor (angepasste Prothesenbasis oder angepasster Klebespalt) maßgeblich ist und ob dies einen signifikanten Einfluss auf das Bruchlastverhalten von Totalprothesen hat.

4.1.3 Fertigung der Prüfkörper

Die Fertigung der Prüfkörper hatte zum Ziel, möglichst identische Totalprothesen für die Versuche zu Verfügung zu stellen. Je höher die Übereinstimmung der Totalprothesen untereinander und je größer die Kongruenz zur Referenz-(CAD)Datei, desto besser war die Vergleichbarkeit der Ergebnisse. Für die Herstellung der konventionellen Totalprothesen wurde deshalb das semi-digitale Verfahren gewählt. Auf diesem Weg konnte am ehesten sichergestellt werden, dass die konventionell hergestellten Prothesenbasen eine Geometrie entsprechend der restlichen Gruppen zeigten. Es handelt sich bei diesem Verfahren jedoch nicht um ein rein konventionelles Verfahren, da hier ein beträchtlicher digitaler Fertigungsanteil besteht [12, 31]. Konventionell steht hier

für die übliche Fertigstellung einer Wachsaufstellung. Als Endergebnis liegt eine Totalprothese aus herkömmlichem Prothesenkunststoff (PMMA) mit Garnitur-Prothesenzähnen vor.

Für die Erstellung des Druckjobs der additiven Prothesenbasen wurde die Slicing-Software Netfabb Premium 2021 (Fa. Autodesk, San Rafael, USA) angewendet. Üblicherweise werden die Unterstützungsstrukturen für den 3D-Druck im Bereich der Zahnfächer einer Totalprothesenbasis positioniert [26, 61, 66]. Dies gewährleistet eine Basalfläche, die nahezu nicht (nach-)bearbeitet werden muss, da sie „unberührt“ bleibt. Aus klinischer Sicht ist diese Vorgehensweise zu empfehlen. Die Analyse der Basalflächen der Prothesen war jedoch nicht Teil dieser Studie, da dies in der Literatur schon mehrfach beschrieben wurde [35, 66, 68]. Die Stützstrukturen wurden in der vorliegenden Studie zum Teil auch auf die basalen Flächen der Prothesenbasen positioniert, um Störstellen bei der Positionierung/dem Verkleben der Prothesenzähne in das vorgesehene Zahnfach zu vermeiden. Störstellen führen ggf. zu einer Bisserrhöhung, da die Prothesenzähne nicht in Endposition gesetzt werden können. Jedoch ist bei diesem Vorgehen die Unversehrtheit der Basalflächen der Totalprothesen nicht garantiert.

Für das in dieser Studie angewendete Injektionsverfahren mussten Presskanäle an die Prothesenbasen modelliert werden. Hierbei kam es insbesondere zu drei problematischen Bereichen. Entsprechend der Herstellerempfehlung wurden zwei Zuflusskanäle für den Kunststoff im disto-lingualen Bereich der Totalprothesen angebracht, ein Abflusskanal wurde labial in der medianen Region modelliert [75]. Da der labiale Bereich der Totalprothesen für die Bruchversuche sehr relevant war, waren Ungenauigkeiten in dieser Region nicht erwünscht. Beim Ausarbeiten der konventionellen Totalprothesen war es in diesen Bereichen zahntechnisch kaum möglich, die Prothesenbasis auf exakt die Stärke zu bringen, die von der Ursprungsdatei vorgegeben war (vgl. Abbildung 18, S. 48). Das Anwenden eines Tastzirkels war aufgrund von Schrägflächen an der Innenseite (zum Kieferkamm hin) nicht hilfreich.

Fertigt man eine Totalprothese alternativ im Gießverfahren, ist der labiale Abflusskanal zwar verzichtbar, die beiden disto-lingualen Zuflusskanäle sind dennoch obligat. Allerdings sind im Gießverfahren die Polymerisationsschrumpfung und die Positionsänderung der Prothesenzähne erhöht [62]. Demnach ist die Genauigkeit im Gesamten möglicherweise niedriger als bei der Verwendung des Injektionsverfahrens. Weitere Studien können zeigen, ob und wie sich die Entscheidung für ein anderes konventionelles Fertigungsverfahren auf die erreichte Bruchlast von Totalprothesen auswirkt.

In der vorliegenden Studie wurden Totalprothesen aus drei Prothesenbasenmaterialien gefertigt. Für die Prothesenzähne kamen zwei Materialien zum Einsatz, zum einen die konventionellen Prothesenzähne Tribos 501 (Fa. gebdi Dental, Engen), zum anderen aus der Composite-Ronde CediTEC (Fa. Voco, Cuxhaven) CNC-gefräste Prothesenzähne. Für die Prothesenzähne wurde das additive Verfahren nicht angewendet, da zum Zeitpunkt der Studienplanung das subtraktiv gefertigte Material aufgrund besserer Eigenschaften (Abrasionsstabilität, Ästhetik) geeigneter erschien [37, 61, 63]. Im Bereich der digitalen Totalprothetik ist der Markt aktuell sehr innovativ. Eine Studie von *Chung et al.* zeigte, dass additive Materialien (DENTCA Denture Teeth, Fa. Dentca, Torrance, USA) für Prothesenzähne im Vergleich zu herkömmlichen Garnitur-Prothesenzähnen durchaus adäquate mechanische Eigenschaften vorwiesen [80]. Dieses Material ist allerdings aktuell (Stand 01.08.2021) nur in den USA und Kanada erhältlich. Jüngst gibt es zahnfarbene Kunstharze für die additive Fertigung, die die Medizinprodukt Kl. IIa Zulassung erhalten haben und somit als Prothesenzähne für Totalprothesen geeignet sind. Vertreter sind z.B. C&B MFH (Fa. NextDent B.V., Soesterberg, Niederlande) und Denture Teeth Resin (Fa. Formlabs, Somerville, USA). Der Einfluss additiv gefertigter Prothesenzähne auf die erreichte Genauigkeit und die mechanischen Eigenschaften von Totalprothesen ist sehr relevant und sollte in weiteren Studien untersucht werden.

4.1.4 Vergleich der Proben: Richtigkeit, Präzision, Genauigkeit

Durch die Beurteilung der Kongruenz der Totalprothesen sollte geprüft werden, welches Maß an Genauigkeit bei der Fertigung möglich war. Werkstücke werden bei händischer Aus- bzw. Verarbeitung zwangsläufig ungenauer als bei rein computergestützter Fertigung. Daher musste in der vorliegenden Studie davon ausgegangen werden, dass weniger gute Werte für den RMS (Richtigkeit und Präzision) erreicht werden konnten als bei Vergleichsstudien ohne handwerklichen Fertigungs-Anteil. Auch höhere positive und negative Abweichungen von der Referenz-Datei konnten erwartet werden. In der Literatur, die sich mit nicht händisch (nach-)bearbeiteten Werkstücken befasste, wurden zum Teil „bessere“ Messwerte für die Genauigkeit erreicht [66, 78]. In Studien wurden sowohl Vergleiche der Basalflächen [35, 66, 68], als auch der zur Mundhöhle gerichteten Flächen von Totalprothesen durchgeführt [62, 67]. Für eine zufriedenstellende Patientenversorgung müssen Ober- und Unterseite der Totalprothese eine korrekte Ausdehnung vorweisen. Da in dieser Studie die Genauigkeit der

Totalprothesen nach der zahntechnischen Fertigstellung untersucht werden sollte, fiel die Wahl der zu scannende Fläche auf die Oberseite der Totalprothesen. Eine weitere Studie könnte zusätzlich auch die Basalflächen der Proben in die Falschfarbenvergleiche miteinbeziehen und prüfen, ob dies die Messwerte signifikant beeinflusst.

4.1.5 Diskussion des Versuchsaufbaus

Um das Bruchlastverhalten der Totalprothesen beurteilen zu können, wurde für die vorliegende Studie eine geeignete Vorrichtung gewählt, die spannungsfrei in die Universalprüfmaschine eingesetzt werden konnte. Für die Konstruktion der Vorrichtung und die Positionierung der Totalprothesen wurde sich an in der Literatur bereits beschriebener Versuchsaufbauten orientiert [60, 61]. Um sicherzugehen, dass es durch die Krafteinwirkung der Prüfmaschine nicht zur Deformierung der Vorrichtung kommt, wurde ein monolithischer Rahmen aus Edelstahl ohne Verschraubungen oder sonstige Aussparungen gewählt (s. Abbildung 13, S. 37). Für das Einspannen der Totalprothesen in der Vorrichtung wurden hierfür konstruierte Bauteile verwendet, die die Prüfkörper sowohl basal als auch okklusal spannungs- und spaltfrei abstützten. Die Begrenzung der Abstützung wurde nicht in den Bereich der Einziehung der Prothesenbasis (entspricht klinisch dem linken Wangenbändchen) gesetzt, um die Bildung einer Sollbruchstelle zu verhindern. Um einen „Hebeleffekt“ bei der Abstützung in der Region 35 zu reduzieren, wurde die Kante mit einem rotierenden Instrument leicht abgerundet. Um Totalprothesen einer Biegebelastung auszusetzen, eignet sich der Versuchsaufbau dieser Studie. Aus klinischer Sicht ist dieser jedoch zu diskutieren, da es bei Totalprothesenträgern während des Kauvorgangs i.d.R. nicht zu einem gänzlich freischwebenden Prothesenanteil kommt. Vielmehr ist auch dieser Teil der Prothese (zumindest teilweise) noch vom Patientenkiefer abgestützt. Der Versuchsaufbau dieser Studie stellt somit eine Extremlastbelastung für die Totalprothesen dar, die im klinischen Alltag selten vorkommt. Dies ist bei der Bewertung der Ergebnisse zu berücksichtigen.

Bei der Biegebelastung wurde die Kraft gemessen, bei der es zur Fraktur der Proben bzw. zu einem 60 %igen Abfall der angelegten Kraft kam. Eine Beurteilung der mechanischen Leistungsfähigkeit von konventionellen und digitalen Totalprothesen war in dieser Fragestellung hierdurch möglich. Der Faktor der Alterung von Prothesenmaterialien im Patientenmund wurde in dieser Studie nicht berücksichtigt, da dies technisch aufgrund der Probengröße nicht möglich war. Als Verfahren der künstlichen Alterung kommt hierfür das sog. Thermocycling in Betracht. In der Literatur wurde dies bereits als negativer Einflussfaktor auf die Biegefestigkeit von Prothesenbasenmaterialien beschrieben [81]. In einer Studie von *Choi et al.* wurde gezeigt, dass die künstliche Alterung bzgl. des Verbundes eines Prothesenzahns zu subtraktiv und additiv gefertigten Prothesenbasen keinen signifikanten Einfluss hatte. Die Proben mit konventionell gefertigten Prothesenbasen erfuhren in dieser Studie jedoch einen signifikanten Einfluss bei künstlicher Alterung [59]. Weitere Studien sollten untersuchen, ob die künstliche Alterung einen (negativen) Einfluss auf das Bruchlastverhalten von fertig ausgearbeiteten, klinisch einsetzbaren Totalprothesen hat.

Zur Vorbereitung der Bruchversuche in der Universalprüfmaschine wurden alle Prüfkörper entsprechend DIN EN ISO 20795-1:2013-06 für 50 ± 2 h in (destilliertes) Wasser gelegt [79]. Aufgrund der Größe und Positionierung der Vorrichtung war es nicht möglich, den Versuch selbst in temperiertem Wasser durchzuführen. Die Proben wurden für die Bruchversuche nicht abgetrocknet, um noch Restfeuchtigkeit (entsprechend der Situation im Patientenmund) zu belassen. Für die Zeit zwischen der Entnahme der Proben aus dem Wasserbad und der Durchführung der Versuche wurden ca. 2 Minuten benötigt. Die Versuchsdurchführung im Wasserbad könnte jedoch Einfluss auf die erreichte Bruchlast der Prüfkörper haben.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Kongruenz der Totalprothesen

Die Oberflächenvergleiche der Totalprothesen wurden aus zwei Gründen durchgeführt. Zum einen sollte beurteilt werden, ob es möglich war, Totalprothesen herzustellen, die identisch zur konstruierten Referenz-CAD-Datei waren. Darüber hinaus sollte geprüft werden, ob die Totalprothesen für den Bruchversuch einheitlich dimensioniert waren und falls nicht, wo Ungenauigkeiten waren und ob sich diese auf die Ergebnisse auswirkten. Die Nullhypothese (*i.*), dass die Messwerte des RMS bei allen Prüfkörpergruppen 0 mm ergeben, konnte widerlegt werden. Es zeigte sich, dass keine der in dieser Studie gefertigten Totalprothesen (absolut) deckungsgleich zur Referenz-Datei und innerhalb ihrer Prüfgruppe waren.

Eine einheitliche Dimensionierung von Prüfkörpern ist allgemein von hoher Relevanz in der Werkstoffprüfung, besonders für eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse. Deshalb müssen alle Proben, die z.B. nach der Norm DIN EN ISO 20795-1:2013 für Prothesenkunststoffe geprüft werden, bestimmte Maße vorweisen (64 mm x 10,0 ± 0,2 mm x 3,3 ± 0,2 mm) [79]. Am vorgeschlagenen Toleranzbereich von ± 0,2 mm konnte sich auch in dieser Studie orientiert werden. Die gesamte Spannweite der Skala für die Falschfarbenvergleiche wurde in der Software auf ± 1,0 mm definiert, da diese in der Literatur für Oberflächenvergleiche in der digitalen Totalprothetik bereits angewendet wurde [66, 67]. Es finden sich auch Studien, die die Skala auf ± 0,5 mm definiert haben [62]. Diese Skala wurde in der vorliegenden Studie nicht gewählt, da bei einigen Gruppen die Messwerte der maximal positiven und negativen Abweichungen außerhalb von ± 0,5 mm lagen. Da für die konventionelle Gruppe Abweichungen von – 0,901 mm bis + 0,909 mm gemessen wurden, wurde eine Skala von ± 1,0 mm gewählt (s. Abbildung 18 rechts, S. 48).

Die Mittelwerte der maximalen (+) und (–) Abweichung widerlegten die Nullhypothese (*ii.*), da sie > 0,1 mm betragen (vgl. Tabelle 7, S.42). Alle Prüfgruppen zeigten Extremwerte, die auch größer als die vorgegebenen ± 0,2 mm der ISO-Norm waren. Bei den konventionellen Totalprothesen waren signifikant größere Abweichungen als bei den digital gefertigten Gruppen messbar. Dies lässt sich mit den Ergebnissen anderer Studien vereinbaren, die ähnliche maximale Abweichungen beim konventionellen Injektionsverfahren messen konnten [62, 67].

Unkovskiy et al. berichten von einer mittleren maximalen Abweichung im Bereich von $-0,402$ mm bis $+0,573$ mm bei additiv im DLP Verfahren gefertigten Totalprothesenbasen (Fertigungswinkel Druckobjekte ebenso 45°) [66]. Obwohl in dieser Studie unbearbeitete Oberkiefer-Totalprothesenbasen basal vermessen wurden, sind die Ergebnisse vereinbar mit den Messwerten der vorliegenden Studie. Für die digitalen Totalprothesen ergaben sich in der vorliegenden Studie maximale Abweichungen im Bereich von $-0,466$ mm bis $+0,534$ mm. Dies zeigt, dass die maximalen Abweichungen der digital gefertigten Proben trotz der Fügung mehrerer Bauteile sowie der zahntechnischen Ausarbeitung im Mittel nicht höher waren.

Der grüne (als kongruent eingestufte) Bereich der Falschfarbenvergleiche wurde in der vorliegenden Studie auf $\pm 0,1$ mm festgelegt. Für aussagekräftige Falschfarbenvergleiche eignete sich dieser Bereich, da er fein zwischen Oberflächen-Abweichungen unterscheidet. Hätte man den Toleranzbereich auf $\pm 0,2$ mm gesetzt, wie er z.B. in der ISO-Norm für Prothesenkunststoffe vorgegeben ist, wäre aus den Falschfarbenvergleichen weniger Information ablesbar. In diesem Fall wäre in Abbildung 17 (S. 47) nicht erkennbar, dass die Seitenzähne der Totalprothese B (AQ02) im dritten Quadranten eine stärkere Abweichung in transversaler Richtung zeigten als die Frontzähne. Eine Aussage über die mittleren Abweichungen der Totalprothesen zur CAD-Datei ermöglicht Abbildung 15 (S. 43). Totalprothesen mit additiven und subtraktiven Prothesenbasen, die mit Garniturzähnen versehen waren, zeigten hierbei keine signifikant höheren positiven oder negativen Abweichungen verglichen zu den restlichen Gruppen. Da jeder Garniturzahn einzeln platziert und verklebt werden musste, ist dies bemerkenswert und spricht für die Qualität der Anwendung eines Übertragungsschlüssels. Seine Konstruktion und Produktion bedeuten zwar einen erhöhten Kosten- und Zeitaufwand, wird aber empfohlen. Das Anbringen von Presskanälen führte bei der konventionellen Gruppe vermutlich dazu, dass die Totalprothesen dieser Prüfgruppe im Mittel „größer“ waren als die CAD-Referenz-Datei. Klinisch lässt sich dies so interpretieren, dass durch diesen Fertigungsweg größere Totalprothesen entstanden, hauptsächlich bedingt durch Ungenauigkeiten des Fertigstellungsverfahrens. Die erhaltenen Messwerte für die mittlere Abweichung der Totalprothesen waren insgesamt niedriger als in einer Vergleichsstudie gemessen wurde [66]. Dies könnte damit zusammenhängen, dass in der vorliegenden Studie die zum Kiefer gerichtete Prothesenseite nicht berücksichtigt wurde.

Da sich für die mittlere Abweichung einer Totalprothese zu CAD-Datei positive und negative Abweichungen ausgleichen können, sind diesbezügliche Messwerte vorsichtig zu interpretieren. So ist es denkbar, dass z.B. eine konventionell hergestellte Totalprothese stark positive Abweichungen im disto-lingualen Raum (aufgrund der Presskanäle) zeigt, im anterioren Bereich jedoch verstärkt negative Abweichungen. Die Analyse-Software berechnet einen Mittelwert, der nahe an ± 0 mm sein kann. Man könnte meinen, dass diese Totalprothese ein gutes Ergebnis erzielte; in Wahrheit kann diese aber durchaus deutliche Abweichungen zeigen.

Betrachtet man die okklusale Abweichung von ca. + 0,2 mm einer Totalprothese der Gruppe SG (Prüfkörper SG03, s. Abbildung 17, S. 47), war diese geringer als die in der Studie von *Kanazawa et al.* gemessenen + 0,88 mm [73]. In dieser Vergleichsstudie wurde die Prothesenbasis ebenfalls subtraktiv gefertigt und mit Garnitur-Prothesenzähnen versorgt. Die geringere okklusale Abweichung in der vorliegenden Studie spricht erneut für die Qualität der Anwendung eines Übertragungsschlüssels mit dazugehöriger Kraftapplikation durch Federzwingen. Ein Vergleich zu einer weiteren Studie bzgl. der okklusalen Abweichungen von im Injektionsverfahren fertiggestellten (konventionellen) Unterkiefer-Totalprothesen ist möglich. Dieser zeigt, dass die Abweichung der fertiggestellten Totalprothesen in okklusaler Richtung ungefähr in derselben Größenordnung einzustufen war. In der vorliegenden Studie betrug die okklusale Abweichung der Region der Zähne 36 und 46 ca. + 0,7 mm; *Stawarczyk et al.* berichteten von einer Diskrepanz im Bereich von + 0,4 mm bis + 1,17 mm [67]. Es bestätigte sich, dass eine fertigungsbedingte Bisserrhöhung im konventionellen (Injektions-)Verfahren unvermeidbar ist.

Klinisch bedeutet dies, dass der Zahnarzt beim Eingliedern der Totalprothesen okklusal einschleifen muss. Das Einschleifen hängt davon ab, ob einzelne Vorkontakte vorhanden sind, also kein gleichmäßiger Seitenzahnkontakt vorliegt. Kontakte, die auf Propulsionsflächen liegen, sollten ebenfalls entfernt werden, da diese die A-Linie (im Oberkiefer) kompromittieren können. Auch sollte eingeschliffen werden, wenn keine bilaterale Führung vorliegt. Ist die Bisserrhöhung in der Vertikalen im Gesamten zu groß, empfiehlt sich jedoch eine Remontage.

Abbildung 16 (S. 46) veranschaulicht die Messwerte zur Richtigkeit der gefertigten Prüfkörpergruppen. Die Gruppe der konventionellen Totalprothesen erreichte signifikant höhere Werte für den RMS, ihre Richtigkeit war demnach gegenüber aller restlichen Gruppen geringer. Auch dies war vermutlich auf die Art der Fertigstellung zurückzuführen. Einige Bereiche der Totalprothesen der Gruppe KG zeigten größere Abweichungen zur Ursprungsdatei, insbesondere disto-lingual, wo die Zuführkanäle des Injektions-Systems angebracht waren. Aufgrund rauerer und unebener Oberflächen des gepressten Kunststoffes war generell mehr Politur für eine klinische Einsetzbarkeit nötig. Dies zeigt sich in Abbildung 18 (S. 48) an den im Falschfarbenvergleich blau und cyanfarben dargestellten Vestibularflächen.

Gegenüber der Gruppe AQ konnte die Gruppe AH eine signifikant höhere Richtigkeit erreichen. Es zeigte sich hierbei, dass bei Totalprothesen, die mit einem unsegmentierten Zahnkranz konstruiert waren, allgemein „gute“ Werte für die Richtigkeit gemessen werden konnten. Das Verkleben unsegmentierter Zahnbögen ermöglichte die Herstellung von Totalprothesen, die eine sehr gute Kongruenz zur CAD-Datei zeigten.

Da die Referenz-CAD-Datei eine Totalprothese ohne Verbinder war, ist dies hervorzuheben – das Hinzufügen von Verbindern verminderte die Kongruenz zur Referenz-Datei demnach nicht maßgeblich. Die Prüfgruppen SG und AG erreichten jedoch dieselben „guten“ Messwerte bzgl. der Richtigkeit wie die Gruppen mit unsegmentierten Zahnbögen. Dies war bemerkenswert, da erneut festzustellen ist, dass bei diesen Gruppen trotz des verhältnismäßig hohen Anteils an zahntechnischer Handarbeit (jeder Garniturzahn musste einzeln positioniert und verklebt werden) nahezu dieselben Werte für die Kongruenz zur Ursprungsdatei erreicht werden konnten. Dies könnte an der geringen Auswirkung kleiner Verarbeitungsfehlern bei der Verklebung begründet sein: wurde die Klebposition eines Einzelzahnes nicht optimal gefunden, wirkte sich dies weniger negativ auf die gesamte Richtigkeit einer Totalprothese aus. Wurde jedoch ein größeres Zahnsegment bei der Verklebung nicht optimal positioniert, so konnte dies größere Auswirkungen haben.

Dass im direkten Vergleich die additiven und subtraktiven Prothesenbasen (AG – SG) einen identischen RMS erzielten, widerspricht sich mit den Ergebnissen anderer Studien. Es wurde in der Literatur gezeigt, dass subtraktive Prothesenbasen eine höhere Richtigkeit als additive Prothesenbasen erzielten [36, 68]. Da jedoch die Kongruenz zur Kieferschleimhaut untersucht wurde, ist der Vergleich zur vorliegenden Studie nur

eingeschränkt möglich. Aufgrund der händischen zahntechnischen Aus- und Verarbeitung der Totalprothesen in der vorliegenden Studie ist es denkbar, dass sich die in anderen Studien beschriebene höhere Richtigkeit der subtraktiven Prothesenbasen nichtmehr signifikant äußerte.

Nicht nur die Kongruenz der Proben zur Referenz-CAD-Datei, sondern auch die Übereinstimmung der Proben untereinander (Präzision) wurde in der vorliegenden Studie untersucht. Dies erlaubte eine Aussage über das Maß der Reproduzierbarkeit/Wiederholbarkeit der Proben. Ein ungenauer Verarbeitungsprozess, der sich für Totalprothesen innerhalb einer Gruppe wiederholte, führte möglicherweise zu einer hohen Präzision. Die Richtigkeit der Proben war in diesem Fall allerdings geringer. Die konventionelle Gruppe erreichte bzgl. der Präzision „schlechtere“ Messwerte. Die Übereinstimmung der Totalprothesen innerhalb dieser Prüfgruppe war signifikant niedriger als bei den digital gefertigten Totalprothesen. Dies lag am ehesten am Fertigstellungsverfahren und an den bereits genannten Arbeitsschritten, die beim semi-digitalen Verfahren nötig waren. In dieser Gruppe unterschied sich demnach jede Totalprothese von der nächsten (minimal, aber messbar). Innerhalb der übrigen Gruppen gab es bzgl. der Präzision mehr Signifikanzunterschiede als bzgl. der Richtigkeit. Die Gruppe SH zeigte die höchste Übereinstimmung der Totalprothesen innerhalb der Gruppe. Aber nicht nur bei den subtraktiven, sondern auch bei den additiven Prothesenbasen zeigte die Verwendung eines unsegmentierten Zahnkranzes die besten Ergebnisse. Das Vereinen von nur zwei Bauteilen wirkte sich positiv auf die erreichte Präzision aus. Die Verwendung von Einzelzähnen führte zu einer geringeren Präzision gegenüber den restlichen Gruppen (außer Gruppe KG). Dies war auf die Tatsache zurückzuführen, dass die Verarbeitung vieler Einzelteile zu einer verminderten Wiederholbarkeit der Proben innerhalb einer Prüfgruppe führte. Da für die Berechnung der Präzision innerhalb einer Prüfgruppe alle Scans untereinander verglichen wurden, äußerten sich hohe Messwerte einzelner Totalprothesen besonders. Dies führte zu Ausreißern der Prüfkörper AS05 und AH01 in Abbildung 19 (S. 50).

Zusammenfassend ist für die Kongruenz der gefertigten Prüfkörper festzustellen, dass die konventionellen Totalprothesen wie erwartet die „schlechteren“ Messwerte erreichten. Diese Ergebnisse sind zu vereinbaren mit Studien von *Goodacre et al.* und *Lee et al.* Sie wiesen ebenso nach, dass die Genauigkeit eines konventionellen Verfahrens (Injektionsverfahren) geringer war als beim subtraktiven (CAM-)Verfahren [35, 70].

Bzgl. aller in der vorliegenden Studie untersuchten Parameter (Extremwerte, durchschnittliche Abweichung, Richtigkeit, Präzision, Genauigkeit) erreichte die konventionelle Gruppe signifikant inkongruentere Messwerte als die digitalen Prüfgruppen. Dies war vermutlich auf die Verwendung des Press-Systems, Ungenauigkeiten im Bereich der Zuführkanäle des PMMA, die Polymerisationsschrumpfung und das händische Ausarbeiten der Proben zurückzuführen. Wie Abbildung 25 (S. 61) zeigt, brach jedoch keine Totalprothese in disto-lingualen Bereich. 60 % der konventionellen Proben brachen im medianen Bereich, an dem Ungenauigkeiten zu verzeichnen waren – jedoch in geringerem Ausmaß als an den Zuführkanälen. Abschließend ist festzustellen, dass alle gefertigten Proben als genau genug eingestuft wurden, um vergleichbare Ergebnisse für die Bruchversuche zu liefern. Sie hielten jedoch nicht den in der ISO-Norm geforderten Toleranzbereich von $< 0,2$ mm für genormte Prüfkörper ein.

4.2.2 Erreichte Bruchlast

In der vorliegenden Studie wurde untersucht, ob digital gefertigte Totalprothesen dieselbe oder eine höhere Bruchlast erreichten als konventionell gefertigte Totalprothesen. Es zeigte sich anhand der Messwerte, dass die Prüfgruppe SSe den im Mittel höchsten Messwert (> 150 N) erzielen konnte. Der Mittelwert unterschied sich jedoch nicht signifikant von den Gruppen mit unsegmentierten Zahnkränzen (SH und AH). Die Bruchkräfte der konventionellen Gruppe befanden sich im mittleren Bereich aller Gruppen. Vier Prüfkörpergruppen konnten signifikant besser abschließen (SSe, SH, AS, AH), vier Gruppen erzielten signifikant niedrigere Werte (SQ, SG, AQ, AG). Das konventionelle Prothesenbasismaterial konnte jedoch im direkten Vergleich zu den digitalen Gruppen mit Garniturzähnen (SG und AG) signifikant höhere Bruchwerte erzielen. Es muss hierbei allerdings berücksichtigt werden, dass bei der konventionellen Fertigung kein Fügemaaterial benötigt wurde. Da bei der Bruchlast nach Prüfgruppen insgesamt unterschiedlich hohe Bruchlasten berechnet wurden (s. Tabelle 13, S.55), wurde die Nullhypothese (*iii.*) widerlegt.

Beim Gruppenvergleich subtraktiver und additiver Prothesenbasen wurde ein niedrig signifikanter Wert zu Gunsten der subtraktiven Basen berechnet, jedoch wurde kein signifikanter Unterschied beim Vergleich digitaler zur konventionellen Prothesenbasen ermittelt. Die Vergleiche SH-AH, SG-AG und SQ-AQ (gleiche Zahnkränze/Prothesenzähne, unterschiedliche Prothesenbasen) waren nicht signifikant. Dies sprach für einen eher geringen Einfluss der Fertigungsart der Prothesenbasis auf die Bruchlast der

Totalprothesen. Man kann davon ausgehen, dass sich die höhere Bruchlast der subtraktiven Prothesenbasen nur bei der Verwendung von Sextanten als Zahnkränze äußerte. Diese Zahnkränze wirkten sich, trotz zweifacher Segmentierung, vorteilhaft auf die mechanischen Eigenschaften der Totalprothesen aus.

Ein Vergleich zur Studie von *Bünemann et al.*, bei der Oberkiefer-Totalprothesenbasen einem Biegeversuch ausgesetzt wurden, ist möglich. Diese Studie zeigte, dass nahezu alle subtraktiven und additiven Prothesenbasen höhere Bruchlasten erreichten als konventionell (im Injektionsverfahren) gefertigte Prothesenbasen [61]. Bei der vorliegenden Studie ergab sich jedoch, dass die konventionellen Totalprothesen keine signifikant niedrigere Bruchlast gegenüber digitalen Totalprothesen erzielten. Bei den Ergebnissen ist zu berücksichtigen, dass in der vorliegenden Studie klinisch einsetzbare Totalprothesen untersucht wurden und nicht nur Totalprothesen-Basen.

Die Unterscheidung nach Prothesenzähnen/Zahnkränzen bzgl. der Bruchlast zeigte hingegen deutlichere Unterschiede. Gruppen, die mit einem durchgehenden Zahnkranz („Hufeisen“) versehen waren, erreichten im Mittel die höchsten Bruchwerte. Sie unterschieden sich allerdings nicht von Prüfgruppen, die mit Sextanten versehen waren. Die zweifache Unterbrechung des Zahnbogens durch die Segmentierung hatte somit keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Gesamtstabilität der Totalprothesen. Dies ist nur zum Teil mit der Studie von *Häfele et al.* zu vereinbaren, in der der unsegmentierte Zahnbogen zwar ebenfalls hohe Messwerte erzielte, gegenüber den restlichen Prothesenzähnen aber klar zu bevorzugen sei [60].

In Abbildung 25 (S. 61) sind die Häufungen der Bruchorte aufgeführt. Es zeigte sich hierbei, dass bei den Totalprothesen mit Sextanten nur drei von 20 Proben im Bereich der Segmentierung brachen (einmal in der Region 33/34 und zweimal in der Region 43/44). Diese schien somit keine Schwachstelle darzustellen, was sich auch an den hohen Messwerten für die Bruchlast zeigte. Die mediane Segmentierung bei den Quadranten führte jedoch zu signifikant niedrigeren Bruchwerten. Bei der Torsionsbelastung von Totalprothesen mit Quadranten brachen *alle* Proben median. Die jeweiligen Segmente hielten der Belastung stand und die Prothesenbasis brach immer zwischen Zahn 31 und Zahn 41. Die subtraktiven und additiven Prothesenbasen brachen hierbei im Mittel bei sehr ähnlichen Werten (beide ~ 78 N) – dies bestärkt die Erkenntnis, dass die Herstellungsart der (digitalen) Prothesenbasen weniger relevant für die erreichte Bruchlast war, als das Design der Zahnkränze.

Somit lässt sich für die Bruchlast schlussfolgern, dass der Konstruktion der Zahnkränze die größte Bedeutung zukam. Das Herstellungsverfahren der digitalen Prothesenbasen beeinflusste die erreichte Bruchlast nur leicht zugunsten des subtraktiven Prothesenbasenmaterials. Die Zahnkränze „Hufeisen“ und Sextanten erreichten eine signifikant höhere Bruchlast als die Quadranten und einzelnen Garniturzähne. Dies könnte daran liegen, dass die Sextanten ihre Segmentierung nicht in Regionen hatten, die als Schwachstellen für die Totalprothesen im Bruchversuch anzusehen waren (insbesondere median). Es kann an dieser Stelle ein Zahnkranz empfohlen werden, der keine mediane Segmentierung besitzt. In der Literatur werden aktuell (keramikunterstützte) Hybrid-Werkstoffe im Bereich der additiven Fertigung von definitivem Zahnersatz beschrieben, die sowohl hohe Bruchwerte als auch eine sehr gute Ästhetik zeigen [82]. Die Anwendung dieser Werkstoffe für die Fertigung von Zahnkränzen ist denkbar. Die Frage, ob die Verwendung dieser innovativen additiven Materialien eine positive Auswirkung auf mechanische Eigenschaften von klinisch einsetzbaren Totalprothesen hat, sollte in weiteren Untersuchungen geklärt werden.

4.2.3 Widerstand gegen Biegebelastung

Für die Beurteilung des Widerstands gegen Biegebelastung waren nicht allein die von der Universalprüfmaschine gemessenen absoluten Bruchwerte von Relevanz. Die Berechnung der Steigung der Kraft-Weg-Diagramme erlaubte eine Aussage über die Höhe des Widerstands, den die Totalprothesen gegen Kraftapplikation aufbringen konnten (Steifigkeit). Entsprechend der Ergebnisse bzgl. der Bruchlast konnte die Gruppe SSe beim Widerstand gegen Biegebelastung den im Mittel höchsten Messwert erreichen. Die Gruppe SQ unterschied sich jedoch nicht signifikant von der Gruppe SSe. Es lässt sich schlussfolgern, dass sich subtraktiv gefertigte Prothesenbasen positiv auf die mechanischen Eigenschaften auswirkten, da die drei Prüfgruppen mit den höchsten Biegefestigkeitswerten aus subtraktiven Prothesenbasen gefertigt waren. Die konventionell gefertigten Totalprothesen erreichten die niedrigsten Messwerte für die Steigungen der Kraft-Weg-Diagramme, sie waren signifikant geringer gegenüber allen restlichen Prüfgruppen (außer Gruppe AG). Die von den Herstellern deklarierten Biegefestigkeiten der Prothesenbasenmaterialien nach DIN EN ISO 20795-1:2013 betragen für den konventionellen Prothesenkunststoff $75 \frac{N}{mm^2}$. Für das additive Druckmaterial werden $90 \frac{N}{mm^2}$ deklariert, für das subtraktive Material $91 \frac{N}{mm^2}$. Diese Werte sind

mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie vereinbar, denn die konventionelle Gruppe erreichte einen (signifikant) geringeren Widerstand gegen mechanische Biegebelastung (gegenüber der subtraktiven und additiven Gruppe). Die Nullhypothese (iii.) konnte somit erneut widerlegt werden. Es ergibt sich hieraus die Erkenntnis, dass digital gefertigte Totalprothesen generell „steifer“ als konventionell gefertigte Totalprothesen waren. Die geringere Steifigkeit bedeutete jedoch nicht, dass die absoluten Bruchwerte der konventionellen Gruppe signifikant niedriger waren. In der Literatur wurde bereits gezeigt, dass herkömmlicher Prothesenkunststoff von Totalprothesen durch die Beimischung von (z.B. 5 %) Zirkoniumdioxid-Nanopartikel (ohne künstliche Alterung) signifikant höhere Biegefestigkeiten erreichte [83]. Es zeigte sich auch, dass sich eine Glasfaserverstärkung in herkömmlichem PMMA positiv auf die Biegefestigkeit auswirkte [84]. Weitere Studien könnten untersuchen, ob eine Verstärkung von Prothesenkunststoffen (ebenfalls im Bereich der additiven Fertigung) zu einer erhöhten Bruchlast von Totalprothesen führt.

4.2.4 Bruchanalyse

Für die Beurteilung von Lokalisation und Häufung der Bruchorte sowie der entstandenen Fragmentanzahl eignet sich Abbildung 25 (S. 61). Die Nullhypothese (iv.) wurde widerlegt, da im Allgemeinen eine Verteilung von Bruchorten festgestellt wurde (z.B. AH: 7 Bruchorte, SSe: 6 Bruchorte, AS: 5 Bruchorte). Totalprothesen mit unsegmentierten Zahnkränzen und Sextanten wiesen eine höhere Streuung von Bruchorten auf – dies könnte auf die Sprödhheit des für die Zahnkränze verwendeten Composite-Werkstoffs zurückzuführen sein.

Bei den subtraktiv gefertigten Prothesenbasen kam es gehäuft (bei 16 Prüfkörpern) zu Einfragment-Frakturen, die Totalprothesen zeigten hierbei einen (Haar-)Riss. Die Gruppe der additiv gefertigten Prothesenbasen zeigten keine Einfragment-Frakturen, dies spricht ebenso für eine Sprödhheit des additiven Basenmaterials. Es kam hierbei häufig zu einem „Splittern“ zum Zeitpunkt der Fraktur. Es zeichnete sich ab, dass es bei additiv gefertigten Prothesenbasen verstärkt zur Bildung vieler Bruchfragmente, verglichen zu den subtraktiven Prothesenbasen, kam.

In einer Studie von *Choudhary et al.* ergab sich für den Anteil medianer Frakturen von Unterkiefer-Totalprothesen bei einer untersuchten Kohorte von 200 Totalprothesenträgern 61 % [55]. Dies stimmt nahezu mit dem in der vorliegenden Studie berechneten Wert von 60 % an medianen Frakturen der konventionellen Gruppe überein und spricht

für den klinischen Bezug des Versuchsaufbaus. Es zeigte sich auch, dass es bei Verwendung digital gefertigter Prothesenbasen mit einzelnen Garniturzähnen eher zu Paramedian-brüchen kam. Die Tatsache, dass eine Verklebung stattgefunden hat, führte somit zu anderen Bruchorten, als bei konventionellen Totalprothesen in vitro und in vivo beobachtet wurde.

Eine Analyse der Bruchart zeigte, ob es sich um einen Kohäsiv-, Adhäsiv- oder um einen Mischbruch handelte. Da es bei keiner Totalprothese zu einer reinen Fraktur durch/entlang des Klebspalts kam, konnte bei keiner Probe ein reiner Adhäsivbruch festgestellt werden. Es zeigten sich jedoch Brüche, die adhäsive und kohäsive Anteile aufwiesen und entsprechend als Mischbrüche eingestuft wurden. Die Gruppe AG beispielsweise erlitt ausschließlich Mischbrüche, bei diesen Frakturen war immer ein Versagen des Fügmittels zu beobachten. Die Gruppe SG zeigte hingegen nur zu 20 % Mischbrüche. Es lässt sich an dieser Stelle ein Vergleich zu dem von *Choi et. al* beschriebenen niedrigeren Haftverbund zwischen additiv gefertigter Prothesenbasis und dem mit ihr verklebten (additiv gefertigten) Prothesenzahn herstellen [59]. Dies muss allerdings kritisch gesehen werden, da der einzelne Prothesenzahn in der vorliegenden Studie nicht additiv gefertigt wurde, sondern ein herkömmlicher Garniturzahn verwendet wurde. Weitere Studien sollten den Haftverbund von subtraktiv gefertigten Prothesenzähnen zu additiv und subtraktiv gefertigten Basen-Materialien untersuchen. Sie könnten einen Zusammenhang zwischen der Bruchfestigkeit von klinisch einsetzbaren Totalprothesen und dem Haftverbund beider Werkstoffe prüfen. Da die Art eines Bruchs und die Anzahl der Fragmente wesentlich über die Reparierbarkeit einer Totalprothese entscheidet, soll dies im nächsten Kapitel detaillierter diskutiert werden.

4.2.5 Reparierbarkeit der Totalprothesen

In der Praxis folgt nach einer Fraktur die Frage der Reparierbarkeit der Totalprothese. Diese ist für den Patienten sowie den Zahnarzt von hoher Relevanz. Für die dichotome Einteilung aller Totalprothesen in „reparierbar“ oder „nicht reparierbar“ wurde in Abbildung 30 (S. 66) versucht, konkrete Kriterien zu finden. Diese sind jedoch zu diskutieren. Das Reponieren von Bruchfragmenten gelingt im Allgemeinen besonders gut, je weniger Fragmente entstanden sind. Die Entscheidung, dass eine Fragmentanzahl ≤ 3 zu einer Reparierbarkeit führt, trifft in den meisten, jedoch nicht zwingend in allen Fällen zu. Lässt sich ein viertes Fragment einwandfrei reponieren, ist eine Totalprothese

je nach Fragmentgröße und -form ggf. dennoch reparierbar. Ebenso war die Ausgangssituation bei einer „geraden“ Fraktur durch den Composite-Zahnkranz günstiger und wurde aus diesem Grund als Kriterium für die Reparierbarkeit aufgeführt. Bei guten Fertigkeiten des Zahntechnikers (und suffizienter Reposition) ist möglicherweise auch eine quer verlaufende Fraktur durch den Zahnkranz reparierbar. Unter Berücksichtigung dieser Argumente wäre für einige Totalprothesen die Einordnung *für* eine Reparierbarkeit erfolgt – die erreichten Prozentzahlen wären entsprechend höher ausgefallen.

In der Literatur wurde sich bereits mit der Thematik beschäftigt, wo genau die Vorteile der digitalen Totalprothetik liegen. Das Argument der einfachen Reproduzierbarkeit von Totalprothesen nach Verlust oder keiner Reparierbarkeit [13] ist berechtigt, muss aber diskutiert werden. Bei einer nötigen Neuanfertigung einer Totalprothese kann mithilfe der aktuellen digitalen Möglichkeiten in verhältnismäßig kurzer Zeit eine Kopie einer bereits getragenen und als Datensatz vorhandenen Totalprothese hergestellt werden. Ein Patient muss sich daher nicht auf einen gänzlich neu angefertigten Zahnersatz einstellen [37]. Da bei älteren Patienten die Neuroplastizität und die stereognostischen Fähigkeiten häufig herabgesetzt sind [85], ist eine komplette Neuanfertigung einer Totalprothese jedoch nicht immer die bessere Alternative [45]. In der Praxis ist dieses Phänomen bekannt, wenn Patienten mit bereits getragenen, insuffizienten Prothesen scheinbar besser zurecht kommen als mit neu angefertigtem Zahnersatz [86]. Es ist anzumerken, dass in der Praxis nicht zu leichtfertig eine zuvor als Datensatz gespeicherte Totalprothese neu produziert und diese dem Patienten ohne weitere Diagnostik und Funktionsprüfung eingegliedert werden sollte.

Die Abnutzung der Ersatzzähne, an welche sich das stomatognathe System im Normalfall über eine längere Zeit adaptiert, spielt dabei eine Rolle. Werden einem Patienten neue – digital „replizierte“ – Totalprothesen mit unbenutzten Prothesenzähnen eingegliedert, kann es ggf. zu okklusalen Interferenzen mit folgenden Beschwerden im Kiefergelenk und der Kaumuskulatur kommen. Anatomische Veränderungen, die durchaus in kurzer Zeitspanne stattfinden können, dürfen zudem nicht vernachlässigt werden. Hierdurch kann es zum einen zu mangelnder Passgenauigkeit zwischen Totalprothesenbasis und der Kieferschleimhaut kommen. Zum anderen können Umbauprozesse im Kiefergelenk im Laufe der Zeit zu einer veränderten Kieferrelation führen. Wird dies nicht oder nur unzureichend berücksichtigt, kann es zu Störungen in der

Okklusion und dem Kiefergelenk kommen. Auch ist denkbar, dass sich Patienten an die „neuen“ Totalprothesen nicht gewöhnen, da sie die gewohnten muskulären Bahnen nicht mehr finden. Eine ausgiebige Funktionsanalyse mit Kontrolle der Okklusion in Statik und Dynamik [3, 45] ist somit im Bereich der digitalen Totalprothetik genauso unverzichtbar wie bei der konventionellen Vorgehensweise.

4.3 Schlussfolgerung

Im Rahmen der Limitierungen der vorliegenden Studie wurden alle Nullhypothesen (*i. – iv.*) widerlegt. Folgende Kernaussagen lassen sich schlussfolgern:

- Keine der Totalprothesen erreichte nach der Fertigung eine vollständige Kongruenz zur Ursprungs-CAD-Datei (Richtigkeit) bzw. innerhalb ihrer Gruppe (Präzision). Die konventionellen Totalprothesen waren jedoch signifikant inkongruenter als die restlichen Prüfgruppen, trotz Anwendung des semi-digitalen Verfahrens und des Positionierungsschlüssels. Dies bestätigte, dass bei vermehrter zahntechnischer Handarbeit nicht die Genauigkeit computergestützter, digitaler Methoden erzielt werden kann.
- Die erreichte Bruchlast der untersuchten Prüfgruppen war nicht identisch. Die Gruppe SSe konnte die (im Mittel) höchsten Messwerte für die Bruchlast erreichen. Da bei den Sextanten zwei Segmentierungen vorhanden waren, ist dieses Ergebnis bemerkenswert. Die Prüfgruppen, die mit einem unsegmentierten Zahnkranz („Hufeisen“) konstruiert waren, erreichten hohe Bruchkräfte, unabhängig ob die Prothesenbasis additiv oder subtraktiv gefertigt war. Es lag bzgl. der Bruchlast kein signifikanter Unterschied bei den Prüfgruppen SSe, SH und AH vor. Die Prüfgruppe AS erreichte jedoch eine signifikant niedrigere Bruchlast gegenüber den Gruppen SSe und SH.
- Die Konstruktion der Zahnkränze war am ehesten das entscheidende Element für das Erreichen einer hohen Bruchlast. Bei der Unterscheidung der Bruchkraft nach Zahnkränzen/Prothesenzähnen zeigten sich signifikante Unterschiede zu Gunsten der Zahnkränze („Hufeisen“) und der Sextanten. Vergleicht man die digitalen Prothesenbasen, ergab sich tendenziell eine höhere Bruchlast zugunsten der subtraktiven Totalprothesenbasen.

- Die konventionell gefertigten Totalprothesen erreichten Bruchkräfte, die im mittleren Bereich einzuordnen waren. Es zeigte sich, dass beide Gruppen der mit Garniturzähnen und Quadranten versorgen digitalen Totalprothesen (additive und subtraktive Prothesenbasen) „schlechter“ abschlossen als die konventionelle Gruppe.
- Bezüglich des Widerstandes gegen Biegebelastung erzielten Prüfgruppen mit subtraktiv gefertigten Totalprothesenbasen signifikant höhere Messwerte. Dies zeigt, dass sich der hohe Biegemodul dieses Materials in der genormten Werkstoffprüfung auch in den Ergebnissen der vorliegenden Studie bemerkbar machte.
- Bei der Fraktur der Totalprothesen kam es zu unterschiedlichen Brucharten: Kohäsivbrüche waren hierbei am weitesten verbreitet (Fraktur durch den Werkstoff, nicht entlang des Fügespalt). Die Gruppen SQ und SG zeigten hohe Anteile an unvollständigen Brüchen, die Gruppe AG zeigte ausschließlich Mischbrüche.
- Die Reparierbarkeit von digitalen Totalprothesen, welche mit Garniturzähnen und Quadranten gefertigt waren, ist generell gut. Digitale Totalprothesen mit Sextanten und „Hufeisen“ sind nach einer Fraktur schlecht zu reparieren. Die konventionellen Totalprothesen erreichten eine hohe Reparierbarkeit von 80 %.

Die Ergebnisse zeigen, dass mit der konventionellen Vorgehensweise immer noch eine suffiziente Patientenversorgung zu gewährleisten ist. Trotz des Trends im Bereich der zahnärztlichen (Total-)Prothetik, Prozesse zu digitalisieren, sollte dies nicht vergessen werden. Die Wahl des Workflows und der verwendeten Materialien müssen individuell auf den Patienten und auch auf die Fertigkeiten des Zahntechnikers und des Behandlers zugeschnitten sein. Trotz der vermehrten Digitalisierung und Anwendung neu verfügbarer Hochleistungsmaterialien sollte der Patient nach wie vor mit seinen Wünschen und Vorstellungen im Mittelpunkt der zahnärztlichen Behandlung stehen. Die Möglichkeiten der digitalen Zahnmedizin sind hierbei als Werkzeug zu verstehen; die Reduktion und Verkürzung von Behandlungssitzungen sollte nicht allein im Vordergrund stehen. Auf diesem Weg kann der komplexen Aufgabe der prothetischen Rehabilitation eines zahnlosen Patienten gerecht werden.

5 Zusammenfassung

Ziele: Die vorliegende Studie sollte herausfinden, ob es einen Unterschied des Bruchlastverhaltens digital gefertigter im Vergleich zu konventionellen Totalprothesen gab. Es sollte zudem der Einfluss von Art und Segmentierung der verwendeten Zahnkränze auf die Bruchlast untersucht werden. Hierfür wurden 9 Prüfgruppen mit je 10 Unterkiefer-Totalprothesen gefertigt. Da für eine gute Vergleichbarkeit der Bruchlast-Ergebnisse die Geometrie der Prüfkörper möglichst identisch sein musste, wurde die Kongruenz der digital und konventionell gefertigten Totalprothesen zur CAD-Konstruktionsdatei und innerhalb ihrer Gruppe untersucht.

Material & Methoden: Die CAD-Datei für die Totalprothesen wurde mit der Software exocad 3.0 Galway (Fa. exocad, Darmstadt) erstellt. Die hierfür benötigten Unterlagen (zahnlose einartikulierte Modelle, Wachsaufstellung) wurden zuvor mit dem Modellscanner Ceramill Map 400 (Fa. Ammann Girrbach, Pforzheim) digitalisiert. Die konventionellen Totalprothesen dienten als Referenz-Gruppe, es wurden die Garnitur-Prothesenzähne Tribos 501 (Fa. gebdi Dental, Engen) verwendet. Für die digitalen Totalprothesen wurden die Zahnkränze Sextanten (Segmente: 36-34, 33-43, 44-46), Quadranten (36-31, 41-46) und Zahnbögen ohne Segmentierung („Hufeisen“) aus Composite-Blanks (Fa. Voco, Cuxhaven) subtraktiv mit der CNC Fräse K5+ (Fa. vhf, Ammerbuch) gefräst. Für den Erhalt möglichst kongruenter Totalprothesen wurden die konventionellen Prothesenbasen (subtraktiv) aus Wachsblanks (Fa. Yeti Dental, Engen) gefertigt und als Wachsaufstellungen komplettiert (semi-digitales Verfahren). Diese wurden, um die Polymerisationsschrumpfung zu minimieren, im Injektionsverfahren fertig gestellt und entsprechend der restlichen Prüfgruppen ausgearbeitet. Die 8 weiteren Prüfgruppen setzten sich aus 4 Gruppen mit additiv gefertigten Prothesenbasen aus V-Print dentbase (Fa. Voco, Cuxhaven) und 4 Gruppen mit subtraktiv gefertigten Prothesenbasen aus Tizian PMMA rosa (Fa. Schütz Dental, Rosbach) zusammen. Die Zahnkränze und einzelnen Prothesenzähne wurden mittels CediTEC Adhesive (Fa. Voco, Cuxhaven) mit den Prothesenbasen verklebt und alle Totalprothesen entsprechend den Anforderungen der klinischen Einsetzbarkeit ausgearbeitet. Für einen Vergleich aller Prüfkörper zur CAD-Datei (Richtigkeit) und innerhalb ihrer Gruppe (Präzision) wurden die zur Mundhöhle gerichteten Flächen digitalisiert und ihre Kongruenz mit der Analyse-Software Geomagic Control X 2020 (Fa. 3D Systems, Rock Hill, USA) ausgewertet. Zur quantitativen Analyse wurde hierfür das quadratische Mittel (engl. root mean square) erhoben. Zur qualitativen Analyse der Kongruenz eigneten sich

Falschfarbendarstellungen. Für die Bruchversuche wurden die Totalprothesen in einer geeigneten Vorrichtung einseitig fixiert und auf der gegenüberliegenden freischwebenden Seite mit einem Metallstempel im Bereich des ersten Molaren belastet. Die applizierte Kraft und die zurückgelegte Durchbiegung bis zur Fraktur wurden mit der Universalprüfmaschine Z010 (Fa. Zwick Roell, Ulm) aufgezeichnet.

Ergebnisse: Es zeigte sich, dass die konventionelle Gruppe signifikant niedrigere Messwerte bzgl. der Richtigkeit gegenüber allen digital gefertigten Totalprothesen erzielte. Auch innerhalb ihrer Gruppe waren die konventionellen Totalprothesen signifikant inkongruenter. Die im Mittel höchsten Werte bzgl. der Präzision erzielten die Gruppen mit einer subtraktiven Prothesenbasis und unsegmentierten Zahnkränzen. Die im Mittel beste Richtigkeit erzielten Totalprothesen mit additiver Prothesenbasis und unsegmentierten Zahnkränzen. Bzgl. der Richtigkeit unterschied sich diese Gruppe jedoch nicht signifikant von den weiteren digitalen Gruppen (außer von der Gruppe mit additiver Prothesenbasis und Quadranten). Insgesamt wurde die Kongruenz aller gefertigten Totalprothesen als ausreichend für eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse im Bruchlast-Versuch eingestuft.

Die Bruchversuche ergaben, dass die Gruppen mit subtraktiven Prothesenbasen und Zahnbögen (148,20 N ± 11,42) sowie Sextanten (151,81 N ± 23,00) gemeinsam mit der Gruppe additiver Prothesenbasen und Zahnbögen (133,89 N ± 19,39) eine signifikant höhere Bruchlast erzielten als alle restlichen Prüfgruppen. Bei der Unterscheidung additiv gefertigter Prothesenbasen (101,46 N ± 31,50 N) im Vergleich zu subtraktiv gefertigten Prothesenbasen (115,50 N ± 37,92 N) ergab sich ein signifikanter Wert. Bei der additiven Fertigung von Prothesenbasen konnte somit (noch) nicht die Stabilität industriell gefertigter PMMA Rohlinge erreicht werden. Der hohe Biegemodul des subtraktiven Prothesenbasenmaterials ($91 \frac{N}{mm^2}$) spiegelte sich in einem signifikant höherem Widerstand ($p < 0,0001$) auf Biegebelastung gegenüber der Gruppen mit additiven und konventionellen Totalprothesenbasen wider. Die konventionell gefertigten Totalprothesen befanden sich bzgl. der erreichten Bruchkräfte im mittleren Feld aller Prüfgruppen (106,30 N ± 16,46). Vergleiche der Bruchlast bzgl. verwendeter Zahnkränze/Prothesenzähne (z.B. Zahnbogen: 141,05 N ± 17,14 – Garniturzahn: 86,01 N ± 19,76) ergaben signifikante Unterschiede. Sowohl Totalprothesen mit unsegmentierten, als auch mit zweifach segmentierten Zahnbögen erreichten höhere Bruchkräfte als mit einzelnen Prothesenzähnen. Kohäsivbrüche waren bei den Bruchtypen am weitesten verbreitet (Fraktur durch den Werkstoff, nicht entlang des Fügspaltes). Die

Gruppen SQ und SG zeigten hohe Anteile an unvollständigen Brüchen, was klinisch einem Haar-Riss entspricht. Die Gruppe AG zeigte ausschließlich Mischbrüche (kohäsive und adhäsive Anteile). Digitale Totalprothesen, welche mit Garniturzähnen und Quadranten gefertigt waren, waren generell gut reparierbar. Digitale Totalprothesen mit zweifach- und unsegmentierten Zahnbögen waren nach einer Fraktur generell schlecht zu reparieren, da es aufgrund des spröden Composites häufig zur Splitterung im Bereich der Zahnkränze kam. Die konventionellen Totalprothesen erreichten eine gute Reparierbarkeit von 80 %.

Diskussion: Im Rahmen der Limitierungen dieser Studie zeigte sich, dass in der zahnärztlichen Totalprothetik die digitalen Fertigungswege eine höhere Genauigkeit erzielten, als die angewendete konventionelle Fertigungsmethode (Injektionsverfahren). Dies war vermutlich auf die für die Kunststoffinjektion nötigen Presskanäle sowie dem erhöhten zahntechnischen Aufwand beim Ausarbeiten dieser Gruppe zurückzuführen. Die Präzision war bei den digitalen Totalprothesen mit unsegmentierten Zahnbögen höher als bei der Verwendung herkömmlicher Garniturzähne. An dieser Stelle zeigte sich der Vorteil der Verwendung von Zahnsegmenten, da hierdurch im Gegensatz zu Einzelzähnen (trotz Positionierungsbehelf) weniger Ungenauigkeiten beim Verkleben entstanden.

Aus den Ergebnissen der Bruchversuche ließ sich schlussfolgern, dass für die mechanische Stabilität der Totalprothesen die Konstruktion der Zahnkränze die größte Bedeutung hatte. Das Herstellungsverfahren der Prothesenbasen beeinflusste die erreichte Bruchlast nur leicht (zugunsten der subtraktiven Fertigung). Die Verwendung von Sextanten wirkte sich trotz Segmentierung *nicht* negativ auf die erzielte Bruchlast der Totalprothesen aus, sie kann als Zahnkranz daher empfohlen werden. Ihr Vorteil liegt u.a. in der Möglichkeit, für die Frontzähne einer Totalprothese einen alternativen, z.B. ästhetischeren oder andersfarbigen (Composite-)Werkstoff zu verwenden. Der Vorteil der Anwendung eines unsegmentierten Zahnkranzes liegt in den ebenso hohen Genauigkeits- und Bruchlast-Messwerten sowie der einfachen zahntechnischen Handhabung bei der Fertigung der Totalprothese im Dentallabor.

6 Literaturverzeichnis

1. Zitzmann, N.U., *Die Folgen der Zahnlosigkeit für das Individuum*. Dtsch Zahnärztl Z., 2004. **59**: p. 617-625.
2. Haworth, S. et al., *Tooth loss is a complex measure of oral disease: Determinants and methodological considerations*. Community Dent Oral Epidemiol., 2018. **46**(6): p. 555-562.
3. Strub, J.R. et al., *Curriculum Prothetik*. 4 ed. Vol. 3. 2011, Kpt. 39: Einführung in die Totalprothetik, p. 843-845. Quintessence Publishing: Berlin.
4. Jordan, R.A. and W. Micheelis, *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V)*, Institut der Deutschen Zahnärzte 2016. Deutscher Zahnärzte Verlag: Köln.
5. Mojon, P. et al., *The impact of falling rates of edentulism*. Int J Prosthodont., 2004. **17**(4): p. 434-40.
6. Douglass, C.W. et al., *Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020?* J Prosthet Dent., 2002. **87**(1): p. 5-8.
7. Maeda, Y. et al., *A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures*. Int J Prosthodont., 1994. **7**(1): p. 17-21.
8. Kawahata, N. et al., *Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM*. J Oral Rehabil., 1997. **24**: p. 540-548.
9. Sun, Y. et al., *Study on CAD & RP for removable complete denture*. Comput Methods Programs Biomed., 2009. **93**(3): p. 266-272.
10. Inokoshi, M. et al., *Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping*. Dent Mater J., 2012. **31**(1): p. 40-46.
11. Bilgin, M.S. et al., *Fabricating Complete Dentures with CAD/CAM and RP Technologies*. J Prosthodont., 2015. **24**(7): p. 576-579.
12. Schweiger, J. et al., *Systematik und Konzepte zur digitalen Herstellung von Totalprothesen - Chancen und Risiken*. Int J Comput Dent., 2018. **21**(1): p. 41-56.
13. Grunert, I. et al., *Digitale Totalprothesen – Möglichkeiten und Grenzen*. Zahnmedizin up2date, 2019. **13**: p. 199-215.
14. Steinmassl, P.-A. et al., *Evaluation of currently available CAD/CAM Denture Systems*. Int J Prosthodont., 2017. **30**(2): p. 116-122.
15. Srinivasan, M. et al., *CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study*. J Dent., 2019. **80**: p. 75-79.
16. Kattadiyil, M.T. et al., *Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting*. J Prosthet Dent., 2015. **114**(6): p. 818-825.

17. Bilgin, M.S. et al., *A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication*. Eur J Dent., 2015. **10**(02): p. 286-291.
18. Anadioti, E. et al., *3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review*. BMC Oral Health., 2020. **20**(1): p. 343.
19. Kessler, A. et al., *3D Printing in Dentistry – State of the Art*. Oper Dent., 2020. **45**(1): p. 30-40.
20. Hoyle, C.E. and J.F. Kinstle, *Photocurable Coatings*. 1 ed. 1990, Kpt. 1: Radiation curing of polymeric materials, p. 1-16. American Chemical Society: Washington, D.C.
21. Ligon, S.C. et al., *Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing*. Chem Rev., 2017. **117**(15): p. 10212-10290.
22. Crivello, J.V. and E. Reichmanis, *Photopolymer materials and processes for advanced technologies*. Chem. Mater., 2014. **26**(1): p. 533-548.
23. Li, P. et al., *Repairability of a 3D printed denture base polymer: Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength*. J Mech Behav Biomed Mater., 2021. **114**.
24. Gebhardt, A. et al., *3D Drucken. Grundlagen und Anwendung des Additive Manufacturing (AM)*. 2 ed. 2016, Kpt. 2: Additive Fertigungsverfahren/3D-Drucken, p. 44. Carl Hanser Verlag: München.
25. Stansbury, J.W. and M.J. Idacavage, *3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities*. Dent Mater., 2016. **32**(1): p. 54-64.
26. Jin, M.-C. et al., *The effect of build angle on the tissue surface adaptation of maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing*. J Prosthet Dent., 2020. **123**(3): p. 473-482.
27. Steinmassl, P.-A. et al., *Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures?* Clin Oral Investig., 2017. **21**(5): p. 1679-1705.
28. Al-Fouzan, A.F. et al., *Adherence of Candida to complete denture surfaces in vitro: A comparison of conventional and CAD/CAM complete dentures*. J Adv Prosthodont., 2017. **9**(5): p. 402-408.
29. WhipMix Corp. *Dentca Denture Resin*. [Webseite], Abruf: 04.09.2021, Zugriff: <https://www.whipmix.com/products/dentca-denture-resin/>.
30. Formlabs. *3D Printed Digital Dentures*. [Webseite], Abruf: 16.07.2021, Zugriff: <https://dental.formlabs.com/indications/digital-dentures/>.

31. Wimmer, T. et al., *Complete denture fabrication supported by CAD/CAM*. J Prosthet Dent., 2016. **115**(5): p. 541-6.
32. IvoclarVivadent GmbH. *Abnehmbare Prothetik: Ivotion Denture System*. [Webseite], Abruf: 25.06.2021, Zugriff: <https://www.ivoclardigital.com/de/zahntechniker/material/abnehmbare-prothetik>.
33. Baba, N.Z. et al., *Current techniques in CAD/CAM denture fabrication*. Gen Dent., 2016. **64**(6): p. 23-28.
34. Saponaro, P.C. et al., *Clinical performance of CAD/CAM-fabricated complete dentures: A cross-sectional study*. J Prosthet Dent., 2016. **116**(3): p. 431-435.
35. Goodacre, B.J. et al., *Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques*. J Prosthet Dent., 2016. **116**(2): p. 249-256.
36. Kalberer, N. et al., *CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness*. J Prosthet Dent., 2019. **121**(4): p. 637-643.
37. Krämer-Fernandez, P. et al., *Herstellung von Kopie- und Reiseprothesen*. Quintessenz Zahntechnik, 2020. **46**(7): p. 732-743.
38. Arakawa, I. et al., *Clinical outcomes and costs of conventional and digital complete dentures in a university clinic: A retrospective study*. J Prosthet Dent., 2021.
39. Arslan, M. et al., *Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures*. Int J Comput Dent., 2018. **21**(1): p. 31-40.
40. Aguirre, B.C. et al., *Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods*. J Prosthet Dent., 2020. **123**(4): p. 641-646.
41. Prpić, V. et al., *Comparison of mechanical properties of 3D-printed, CAD/CAM, and conventional denture base materials*. J Prosthodont., 2020. **29**(6): p. 524-528.
42. Unkovskiy, A. et al., *Intraoral scanning to fabricate complete dentures with functional borders: a proof-of-concept case report*. BMC Oral Health., 2019. **19**(1).
43. Weber, T., *Memorix Zahnmedizin*. 3 ed. 2017, Kpt. 14: Restaurative Zahnheilkunde, p. 513. Georg Thieme Verlag: Stuttgart.
44. Hohmann, A. and W. Hielscher, *Lehrbuch der Zahntechnik*. 5 ed. Vol. 2. 2004, Kpt. 8: Totale Prothese, p. 243. Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin.

45. Setz, J. and E. Engel, *Die Totalprothese. Klinischer Leitfaden*. 1 ed. 2003. Ellwangen (Jagst): Ivoclar Vivadent GmbH.
46. AvaDent. *AvaDent Clinical Protocols*. [Webseite], Abruf: 11.03.2021, Zugriff: <https://www.avadent.com/clinical/>.
47. Schweiger, J. et al., *Virtual evaluation for CAD-CAM-fabricated complete dentures*. J Prosthet Dent., 2017. **117**(1): p. 28-33.
48. Haraldson, T. et al., *Bite force and oral function in complete denture wearers*. J Oral Rehabil., 1979. **6**(1): p. 41-48.
49. Falk, H. et al., *Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures*. Int J Oral Maxillofac Implants., 1989. **4**(1): p. 55-62.
50. Müller, F. et al., *Maximum bite force after the replacement of complete dentures*. Gerodontology, 2001. **18**(1): p. 58-62.
51. Fontijn-Tekamp, F.A. et al., *Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions*. J Dent Res., 2000. **79**(7): p. 1519-24.
52. Dorner, S. et al., *Clinical performance of complete dentures: a retrospective study*. Int J Prosthodont., 2010. **23**(5): p. 410-417.
53. Marxkors, R. et al., *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 6 ed. 2008, Kpt. 15: Basiswerkstoffe, p. 116-118. Deutscher Zahnärzte Verlag: Köln.
54. El-Sheikh, A.M. and S.B. Al-Zahrani, *Causes of denture fracture: A survey*. Saudi Dent J, 2006. **18**(3): p. 149-154.
55. Choudhary, S., *Complete denture fracture - a proposed classification system and its incidence in National Capital Region population: A survey*. J Indian Prosthodont Soc., 2019. **19**(4): p. 307-312.
56. Darbar, U. et al., *Denture fracture – a survey*. Br Dent J., 1994. **176**(9): p. 342-5.
57. Murakami, N. et al., *Effect of high-pressure polymerization on mechanical properties of PMMA denture base resin*. J Mech Behav Biomed Mater., 2013: p. 98-104.
58. Nguyen, J.-F. et al., *Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization*. Dent Mater., 2012. **28**(5): p. 529-34.
59. Choi, J.J.E. et al., *Bond strength of denture teeth to heat-cured, CAD/CAM and 3D printed denture acrylics*. J Prosthodont, 2020. **29**(5): p. 415-421.
60. Häfele, C., *Entwicklung und Prüfung des IvoBase CAD Bond Systems*, in *Report Nr. 23: Digital Denture*. 23 ed. 2019, p. 25-26. Ivoclar Vivadent AG: Schaan, Liechtenstein.

61. Bünemann, J. et al., *Digitale Totalprothetik: Praktikabilität, Abrasionsstabilität und Bruchfestigkeit*. Quintessenz Zahntechnik, 2019. **45**(9): p. 1160-1161.
62. Goodacre, B.J. et al., *Comparison of denture tooth movement between CAD-CAM and conventional fabrication techniques*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(1): p. 108-115.
63. Cha, H.-S. et al., *Wear resistance of 3D-printed denture tooth resin opposing zirconia and metal antagonists*. J Prosthet Dent., 2020. **124**(3).
64. International Organization for Standardization, *ISO 5725-1:1994-12 Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - Part 1: General principles and definitions*. ISO Geneva: 1994.
65. Hwang, H.-J. et al., *Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing*. J Prosthet Dent. **121**(1): p. 110-117.
66. Unkovskiy, A. et al., *Stereolithography vs. Direct Light Processing for Rapid Manufacturing of Complete Denture Bases/ An In Vitro Accuracy Analysis*. J Clin Med., 2021. **10**(5).
67. Stawarczyk, B. et al., *Accuracy of Digitally Fabricated Wax Denture Bases and Conventional Completed Complete Dentures*. Dent J (Basel), 2017. **5**(4): p. 36.
68. Yoon, H.-I. et al., *Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing*. J Prosthet Dent., 2018. **120**(6): p. 919-926.
69. Chen, H. et al., *Quantitative Evaluation of Tissue Surface Adaption of CAD-Designed and 3D Printed Wax Pattern of Maxillary Complete Denture*. Biomed Res Int., 2015.
70. Lee, S. et al., *Comparing accuracy of denture bases fabricated by injection molding, CAD/CAM milling, and rapid prototyping method*. J Adv Prosthodont., 2019. **11**(1): p. 55-64.
71. You, S.-M. et al., *Evaluation of trueness in a denture base fabricated by using CAD-CAM systems and adaptation to the socketed surface of denture base: An in vitro study*. J Prosthet Dent., 2020.
72. Tasaka, A. et al., *Comparison of artificial tooth position in dentures fabricated by heat curing and additive manufacturing*. Aust Dent J., 2021. **66**(2): p. 182-187.
73. Kanazawa, M. et al., *Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures*. Dent Mater J., 2011. **30**(1): p. 93-96.
74. Läßle, V., *Einführung in die Festigkeitslehre*. 2 ed. 2008, Kpt. 2: Grundbelastungsarten, p. 37-38. Springer Vieweg Verlag: Wiesbaden.

75. Schütz Dental GmbH. *Perfekte Kunststoffprothesen im Injektionsverfahren: Einfach, schnell, besser.* [Webseite], Abruf: 10.12.2021, Zugriff: https://www.schuetz-dental.de/media/pdf/73/7f/3a/875707_unipress_prospekt_deutsch.pdf.
76. Shim, J.S. et al., *Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations.* J Prosthet Dent., 2020. **124**(4): p. 468-475.
77. Jeong, Y.-G. et al., *Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method.* J Adv Prosthodont, 2018. **10**(3): p. 245-251.
78. Choi, J.-W. et al., *Three-dimensional evaluation on accuracy of conventional and milled gypsum models and 3D printed photopolymer models.* Materials (Basel), 2019. **12**(21): p. 3499.
79. Deutsches Institut für Normung e.V., *DIN EN ISO 20795-1:2013-06 Zahnheilkunde – Kunststoffe – Teil 1: Prothesenkunststoffe.* ed. 2013. Beuth Verlag GmbH: Berlin.
80. Chung, Y.-J. et al., *3D printing of resin material for denture artificial teeth: chipping and indirect tensile fracture resistance.* Materials (Basel). 2018. **11**(10): p. 1798.
81. Machado, A.L. et al., *Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins.* Gerodontology, 2012. **29**(2): p. 318-323.
82. Schweiger, J. et al., *3-D-Druck von definitivem Zahnersatz.* Quintessenz Zahntechnik, 2021. **47**(4): p. 374-381.
83. Zidan, S. et al., *Evaluation of equivalent flexural strength for complete removable dentures made of zirconia-impregnated PMMA nanocomposites.* Materials (Basel), 2020. **13**(11): p. 2580.
84. Jaikumar, A.R. et al., *Comparison of flexural strength in three types of denture base resins: An in vitro study.* J Pharm Bioallied Sci., 2015. **7**(6): p. 461-464.
85. Jacobs, R. et al., *Oral stereognosis: a review of the literature.* Clin Oral Investig., 1998. **2**(1): p. 3-10.
86. Ikebe, K. et al., *Association between oral stereognostic ability and masticatory performance in aged complete denture wearers.* Int J Prosthodont., 2007. **20**(3): p. 245-50.

7 Erklärung zum Eigenanteil

Die vorliegende Dissertation wurde unter Betreuung von Priv.-Doz. Dr. med. dent. Eva Engel (Ärztliche Direktorin) an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik des ZZMK der Universitätsklinik Tübingen durchgeführt.

Hiermit erkläre ich, Adrian Zahel, geb. am 27.06.1990, diese selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe angefertigt zu haben. Es wurden keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet.

Die Konzeption der Studie erfolgte zusammen mit Msc. Ariadne Röhler, ZA Pablo Krämer Fernandez und Msc Sebastian Spintzyk. Sowohl die Versuche an der Universalprüfmaschine als auch die statistische Auswertung der Daten erfolgte eigenständig durch mich unter Anleitung von Ariadne Röhler und Priv.-Doz. Dr. med. dent. Eva Engel.

Die subtraktiv hergestellten Totalprothesenbasen wurden von der Fa. vhf camfacture AG in Ammerbuch, Deutschland, gefertigt. Die Kongruenzanalysen und Falschfarbenvergleiche mit der Software Geomagic Control X 2020 erfolgten eigenständig durch mich unter Anleitung von Maite Aretxabaleta Msc. sowie Dr. med. dent. Alexey Unkovskiy.

Tübingen, den 16.08.2022

Adrian Zahel

8 Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei PD Dr. Eva Engel für das entgegengebrachte Vertrauen, die freundliche Überlassung des Themas und die Durchsicht der Arbeit bedanken. Mein Dank soll auch über diese Dissertation hinaus für die hervorragende studentische Ausbildung am Lehrstuhl für zahnärztliche Prothetik und Propädeutik in Tübingen gehen. Für ihre konstruktiven Beiträge zur Erstellung dieser Arbeit bedanke ich mich auch bei OÄ Dr. Andrea Klink. Prof. Dr. Frank Rupp danke ich für die Möglichkeit, diese Arbeit bei ihm in der Abteilung und den Räumlichkeiten der MWT (Medizinische Werkstoffwissenschaften und Technologie) durchzuführen.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Ariadne, Pablo und Sebastian. Ohne euer Engagement, die Unterstützung und vielen Tipps hätte ich diese Arbeit nicht erstellen können. Auch bedanke ich mich bei Alexey und Maite, die mich im Umgang mit der Oberflächen-Analysesoftware hochkompetent beraten haben. Ein weiterer Dank soll an das gesamte Zahntechnik-Team des Dentallabors des ZZMK Tübingen gehen, das mich sehr freundlich aufnahm und mir in den Monaten der Probenherstellung stets mit Rat zur Seite stand.

Großer Dank für die Unterstützung seitens der Dentalindustrie geht an Hr. Dipl.-Ing. (FH) Björn Höppe (Fa. vhf camfacture AG, Ammerbuch), Hr. Msc. Markus Nordmann, (Fa. VOCO GmbH, Cuxhaven), Hr. Michael Stock (Fa. Schütz Dental GmbH, Rosbach), Hr. ZTM Stephan Berger (Fa. Kulzer GmbH, Hanau) und Fr. Teresa Leotta (Fa. gebdi Dental GmbH, Engen). Nicht nur Ihre großzügige Unterstützung mit zahntechnischen Werkstoffen, sondern auch die Anregungen bei der Erstellung dieser Arbeit haben mir sehr geholfen.

Meiner Familie, insbesondere meiner lieben Mutter, möchte ich für die bedingungslose Unterstützung – auch außerhalb von Studium und Promotion – danken. Nina, ich danke dir, dass du für mich da warst. Zu guter Letzt geht ein Dank an meine guten Freunde Fabian, Philipp und Friedrich. Auf euch konnte ich mich all die Jahre immer verlassen.

Anhang

Zahntechnische Werkstoffe, LOT-Nummern

Arbeitsschritt	Werkstoff	Hersteller
Artikulation der Modelle	Snow White Plaster	Kerr GmbH
Herstellung Duplikatform	Dubisil	Dreve Dentamid GmbH
Herstellung Duplikatmodell	Vel-Mix Stone, rosa	Kerr GmbH
Kanalwachs für die Presskanäle	UniPress Jet Wachs	Schütz Dental GmbH
Fassung der Garniturzähne	picodent twinduo Silikon	picodent GmbH
Gips-Gips-Isolierung	Vaseline, weiß	Bombastus AG
Einbetten Gipsmodell, Überbetten Wachsaufstellung	Moldano, blau	Kulzer GmbH
Konditionierung (Sandstrahlen)	Korox 50	Bego GmbH & Co. KG
Kunststoff-Gips-Isolierung	Aislar	Kulzer GmbH
PMMA (Injektionsverfahren)	PalaXpress	Kulzer GmbH
Kunstharz (additive Fertigung)	V-print dentbase	Voco GmbH
PMMA Ronde (subtraktive Fertigung)	Tizian Blank PMMA, 98 mm, rosa	Schütz Dental GmbH
Wachs-Ronde (subtraktive Fertigung)	CAD/CAM Wachs-Blanks blau, 98,5 mm	Yeti Dentalprodukte GmbH
CAM Fräsung	Einzahnfräser 2,5 mm (Wachs + PMMA) Vorfräser 2 mm (Wachs + PMMA) Feinschlichter 1 mm (Wachs + PMMA) Universalfräser 0,6 mm (für Wachs, PMMA, Composite) Zweizahn-Fräser 1 mm (für Nano-Composite)	Schütz Dental GmbH

	Zweizahn-Fräser 2 mm (für Nano-Composite)	
Garnitur-Prothesenzahn	Tribos 501 Garniturzahn (FZ: LV2, SZ: SMA)	gebdi Dental GmbH
Zahnkränze	CediTEC DT (BL) A2, A3 Composite-Blank 98 mm, 20 mm Höhe	Voco GmbH
Verklebung der Zahnkränze u. Prothesenzähne	CediTEC System (Primer, Adhäsiv)	Voco GmbH
Abtrennen der Presskanäle	Diamant Trennscheibe 6911 H	Komet Dental (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG)
Abtrennen der Wachsverbinder bei semi-digitaler Fertigung	Wachsfräser H364RA	Komet Dental (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG)
Kunststoffbearbeitung	Hartmetallfräser - H136EF - H251EF - H77EF - H79EF - H71EF	Komet Dental (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG)
Glätten von Kunststoffoberflächen	S-U-Korundpapier (Körnung K 180)	Schuler-Dental GmbH & Co. KG
Poliermittel Vorpolitur	Steribim super	Bego GmbH
Poliermittel	Bimsstein-Polierpaste (Kunststoff- und Metallpolitur)	Bredent GmbH
Politur mit Techniker-Handstück	Rundbürste Ziegenhaar weiß, doppelter Besatz	Bredent GmbH
Politur, Polierbürste schmal	Slim No. 788-100	Renfert GmbH
Politur, Polierbürste breit	Abraso-Soft Acryl	Bredent GmbH
Hochglanzpolitur	Hochglanz-Schwabbel Acryl	Bredent GmbH

Hochglanzpoliermittel	Abraso-Starglanz Polierpaste	Bredent GmbH
Mattierung für optischen Scan	3D Laser-Scanspray	Helling GmbH
Mattierung für optischen Scan	O-Spray Okklusionsspray, weiß	S&S Scheftner GmbH
Reinigung des Druckobjekts	Isopropanol	unbekannt

Tabelle 20: Verwendete zahntechnische Materialien mit dazugehörigen Arbeitsschritten

Werkstoff	LOT-Nr.
Garnitur-Prothesenzähne	Frontzahn-Garnitur (LV2, A3): 2102
Tribos 501	Seitenzahn-Garnitur (SMA, A3): 2048
Prothesenkunststoff	Pulver (PMMA): K010137
PalaXpress	Flüssigkeit (Methylmethacrylat): K010231
Wachs-Blanks semi-digitales Verfahren	44944919
Kunstharz (additive Fertigung) V-Print dentbase	2101818
PMMA Blank rosa (subtraktive Fertigung) Tizian	2020005145 (1x), 2020005564 (15x), 2020006599 (24x)
Composite-Blanks CediTEC DT	A2: 2052305 (2x), 2047411, 2052200, 2106561 A3: 2051089, 2112506, 2110298, 2110507 BL: 2101464 (2x), 2048432 (2x), 2041168, 2101639, 2102166, 2109254
Befestigungssystem CediTEC	Primer: 2052336 Adhesive: 2004487
CAM-Fräser Tizian Cut	(REF-Nummern) 2,5 mm: 523678 2,0 mm: 523676, 523685 1,0 mm: 523675, 523684 0,6 mm: 523707

Tabelle 21: LOT-Nummern

Tabellen, p -Werte

Gruppe	KG	AG	AS	AQ	AH
p -Wert	0,8072	0,4414	0,4890	0,9116	0,4594

Gruppe	SG	SSe	SQ	SH
p -Wert	0,1145	0,0813	0,5629	0,5390

Tabelle 22: Shapiro Wilk-W-Test Normalverteilung mittlere Abweichung nach Prüfgruppen

Gruppe	KG	AG	AS	AQ	AH
p -Wert	0,2172	0,6557	0,5435	0,8173	0,1151

Gruppe	SG	SSe	SQ	SH
p -Wert	0,7004	0,0579	0,8974	0,8365

Tabelle 23: Shapiro-Wilk-W-Test Normalverteilung Bruchkraft nach Prüfgruppen

Gruppe	KG	AG	AS	AQ	AH
p -Wert	0,0933	0,2954	0,0627	0,4140	0,0806

Gruppe	SG	SSe	SQ	SH
p -Wert	0,1258	0,8320	0,6914	0,5438

Tabelle 24: Shapiro-Wilk-W-Test Normalverteilung Steigung Gerade nach Prüfgruppen

Gruppe	Anzahl (n)	MW (mm)	SDT (mm)
KG <i>a</i>	10	0,018	± 0,012
SG <i>a b</i>	10	0,010	± 0,004
AH <i>b c</i>	10	0,008	± 0,005
AS <i>b c d</i>	10	0,006	± 0,007
SSe <i>b c d</i>	10	0,003	± 0,003
AQ <i>b c d</i>	10	0,003	± 0,006
AG <i>b c d</i>	10	0,002	± 0,006
SH <i>c d</i>	10	0,000	± 0,005
SQ <i>d</i>	10	-0,001	± 0,004

Tabelle 25: Vergleich der mittleren Abweichung nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test). Stufen, die nicht über den gleichen Buchstaben verbunden sind, unterschieden sich signifikant.

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
KG	SQ	< 0,0001
KG	SH	< 0,0001
KG	AG	< 0,0001
KG	AQ	< 0,0001
KG	SSe	< 0,0001
KG	AS	0,0017
SG	SQ	0,0071
KG	AH	0,0233
SG	SH	0,0278
AH	SQ	0,0313
KG	SG	0,0877
AH	SH	0,1014
SG	AG	0,1785
AS	SQ	0,2264
SG	AQ	0,3221
SG	SSe	0,3626
AH	AG	0,4322
AS	SH	0,4804
AH	AQ	0,6365
AH	SSe	0,6828

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
SSe	SQ	0,8247
AQ	SQ	0,8584
AS	AG	0,9078
SG	AS	0,9293
AG	SQ	0,9582
SSe	SH	0,9709
AS	AQ	0,9783
AQ	SH	0,9805
AS	SSe	0,9859
AH	AS	0,9963
AG	SH	0,9981
SG	AH	0,9999
SH	SQ	1,0000
SSe	AG	1,0000
AQ	AG	1,0000
SSe	AQ	1,0000

Tabelle 26: p-Werte mittlere Abweichung nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test)

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
SSe	AG	< 0,0001
SH	AG	< 0,0001
SSe	SQ	< 0,0001
SSe	AQ	< 0,0001
SH	SQ	< 0,0001
SH	AQ	< 0,0001
SSe	SG	< 0,0001
AH	AG	< 0,0001
SH	SG	< 0,0001
AS	AG	< 0,0001
AH	SQ	< 0,0001
AH	AQ	< 0,0001
AH	SG	< 0,0001

AS	SQ	< 0,0001
AS	AQ	< 0,0001
SSe	KG	< 0,0001
AS	SG	< 0,0001
SH	KG	< 0,0001
KG	AG	< 0,0001
KG	SQ	0,0005
KG	AQ	0,0006
AH	KG	0,0009
SSe	AS	0,0030
KG	SG	0,0167
SH	AS	0,0196
AS	KG	0,0424
SSe	AH	0,1055
SG	AG	0,1687
SH	AH	0,3478
AQ	AG	0,7518
SQ	AG	0,7720
AH	AS	0,9531
SG	SQ	0,9813
SG	AQ	0,9849
SSe	SH	0,9997
AQ	SQ	1,0000

Tabelle 27: p -Werte Bruchlast nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test)

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
SSe	KG	< 0,0001
SQ	KG	< 0,0001
SH	KG	< 0,0001
AH	KG	< 0,0001
AQ	KG	< 0,0001
SSe	AG	< 0,0001
SQ	AG	< 0,0001
SH	AG	< 0,0001
SG	KG	< 0,0001
AS	KG	< 0,0001
AH	AG	0,0028
SSe	AS	0,0171
AQ	AG	0,0250
SSe	SG	0,0306
SQ	AS	0,0576
SH	AS	0,0874
SQ	SG	0,0955
SH	SG	0,1400
SG	AG	0,1536
AG	KG	0,1757
SSe	AQ	0,1792
AS	AG	0,2326
SQ	AQ	0,3960
SH	AQ	0,5016
SSe	AH	0,5658
AH	AS	0,8082
SQ	AH	0,8305
AH	SG	0,8985
SH	AH	0,9012
AQ	AS	0,9922
AQ	SG	0,9986
AH	AQ	0,9988
SSe	SH	0,9996

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
SSe	SQ	1,0000
SG	AS	1,0000
SQ	SH	1,0000

Tabelle 28: p-Werte Steigung Kraft-Weg-Diagramme nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test)

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
KG	AH	< 0,0001
KG	AG	< 0,0001
KG	SH	< 0,0001
KG	SG	< 0,0001
KG	AS	< 0,0001
KG	SQ	< 0,0001
KG	SSe	< 0,0001
KG	AQ	< 0,0001
AQ	AH	0,0343
AQ	AG	0,0764
AQ	SH	0,0764
AQ	SG	0,0869
SSe	AH	0,4704
AQ	AS	0,6264
SSe	AG	0,6710
SSe	SH	0,6710
AQ	SQ	0,6966
SSe	SG	0,7042
SQ	AH	0,8301
AS	AH	0,8790
SQ	AG	0,9430
SQ	SH	0,9430
AQ	SSe	0,9525
SQ	SG	0,9551
AS	AG	0,9660
AS	SH	0,9660

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
AS	SG	0,9742
SSe	AS	0,9990
SSe	SQ	0,9997
SG	AH	1,0000
AG	AH	1,0000
SH	AH	1,0000
SQ	AS	1,0000
SG	AG	1,0000
SG	SH	1,0000
SH	AG	1,0000

Tabelle 29: p-Werte Richtigkeit nach Prüfgruppen (Tukey-Kramer-Test)

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
KG	AH	0,0002
KG	AQ	0,0002
KG	AS	0,0002
KG	AG	0,0002
SQ	SH	0,0002
SG	AH	0,0002
SSe	SH	0,0008
AQ	AH	0,0010
AS	AH	0,0017
SQ	AH	0,0028
SG	AS	0,0036
SSe	AH	0,0113
SG	AQ	0,0140
SQ	AS	0,9698
SG	AG	0,3847
SQ	AQ	0,4274
AS	AQ	0,2413
SSe	SQ	0,0640
SSe	AS	0,0452

Gruppe	- Gruppe	p-Wert
AQ	AG	0,0412
SH	AH	0,0211
SQ	AG	0,0173
SQ	SG	0,0073
SSe	AQ	0,0073
AS	AG	0,0073
AH	AG	0,0003
SG	KG	0,0002
SH	AG	0,0002
SH	AQ	0,0002
SH	AS	0,0002
SH	KG	0,0002
SH	SG	0,0002
SQ	KG	0,0002
SSe	AG	0,0002
SSe	KG	0,0002
SSe	SG	0,0002

Tabelle 30: p-Werte Präzision nach Prüfgruppen (Wilcoxon-Test)

Bildanhang



Abbildung 32: Totalprothesen der Gruppe KG nach durchgeführtem Bruchversuch. KG01 (obere Reihe links) bis KG10 (untere Reihe rechts)



Abbildung 33: Totalprothesen der Gruppe AG nach durchgeführtem Bruchversuch. AG01 (obere Reihe links) bis AG10 (untere Reihe rechts)



Abbildung 34: Totalprothesen der Gruppe AS nach durchgeführtem Bruchversuch. AS01 (obere Reihe links) bis AS10 (untere Reihe rechts)



Abbildung 35: Totalprothesen der Gruppe AQ nach durchgeführtem Bruchversuch. AQ01 (obere Reihe links) bis AQ10 (untere Reihe rechts)



Abbildung 36: Totalprothesen der Gruppe AH nach durchgeführtem Bruchversuch. AH01 (obere Reihe links) bis AH10 (untere Reihe rechts)



Abbildung 37: Totalprothesen der Gruppe SG nach durchgeführtem Bruchversuch. SG01 (obere Reihe links) bis AG10 (untere Reihe rechts)



Abbildung 38: Totalprothesen der Gruppe SSe nach durchgeführtem Bruchversuch. SSe01 (obere Reihe links) bis SSe10 (untere Reihe rechts)



Abbildung 39: Totalprothesen der Gruppe SQ nach durchgeführtem Bruchversuch. SQ01 (obere Reihe links) bis SQ10 (untere Reihe rechts)



Abbildung 40: Totalprothesen der Gruppe SH nach durchgeführtem Bruchversuch. SH01 (obere Reihe links) bis SH10 (untere Reihe rechts)