

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
(Prof. Dr. med. dent. R. Bürgers)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Die systemimmanente Abhängigkeit der
marginalen und internen Passgenauigkeit von
Material, Scantechnik und Evaluationsmethodik
bei der chairside-CAD/CAM-Fertigung von
Einzelkronen aus innovativen vollkeramischen
Werkstoffen**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
für Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Pia Stück [geb. Dittmann]

aus
Kassel

Göttingen 2022

Dekan: Prof. Dr. med. W. Brück

Betreuungsausschuss

Betreuer/in: Prof. Dr. med. dent. M. Rödiger

Ko-Betreuer/in: Prof. Dr. med. dent. M. Hülsmann

Prüfungskommission

Referent/in: Prof. Dr. med. dent. M. Rödiger

Ko-Referent/in: Prof. Dr. med. dent. M. Hülsmann

Drittreferent/in: Prof. Dr. T. Meyer

Datum der mündlichen Prüfung: 08.12.2022

Hiermit erkläre ich, die Dissertation mit dem Titel

"Die systemimmanente Abhängigkeit der marginalen und internen Passgenauigkeit von Material, Scantechnik und Evaluationsmethodik bei der chairside-CAD/CAM-Fertigung von Einzelkronen aus innovativen vollkeramischen Werkstoffen"

eigenständig angefertigt und keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

Göttingen, den 17.02.2022

(Unterschrift)

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	II
Tabellenverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	IV
1 Einleitung und Fragestellung	1
1.1 Literaturübersicht	3
1.1.1 Dentale Keramiken	3
1.1.1.1 Einteilung	4
1.1.1.2 Werkstoffkunde	5
1.1.1.3 Materialeigenschaften	7
1.1.1.4 Hybridkeramik (Vita Enamic®)	8
1.1.1.5 Glaskeramik (Vita Suprinity® PC)	9
1.1.2 Dentale Abformungen	11
1.1.2.1 Konventionelle Abformung	11
1.1.2.1.1 Abformmethodik/-technik	12
1.1.2.1.2 Abformmaterialien und deren Eigenschaften	12
1.1.2.2 Digitale Abformung	15
1.1.3 Dentale CAD/CAM-Systeme	17
1.1.3.1 Funktionsweise	17
1.1.3.2 Chairside- vs. Labside-Fertigung	17
1.1.3.3 Oberflächenscanner	18
1.1.3.3.1. Intraoralscanner	20
1.1.3.4 Digitalisierungsprozess	21
1.1.3.5 Fehlerquellen digitaler Systeme	21
1.1.3.6 Dentale Werkstoffe für CAD/CAM-Systeme	22
1.1.3.7 Aktuelle CAD/CAM-Systeme in der Zahnmedizin	25
1.1.3.7.1 CEREC	25
1.1.3.7.2 Cara	28
1.1.3.7.3 Lava	30
1.1.3.7.4 CARES	31
1.1.3.7.5 EVEREST / ARCTICA / LS3 / X500	32
1.1.4 Passgenauigkeit	34
1.1.4.1 Marginale Passgenauigkeit	35
1.1.4.2 Methodiken zur Ermittlung der Passgenauigkeit	36

2	Material und Methoden	39
2.1	Masterstümpfe	39
2.2	Herstellung der Kronengerüste	40
2.2.1	Pilotstudie	41
2.2.2	Scanprozess	42
2.2.3	CAD-Prozess	43
2.2.4	CAM-Prozess	44
2.3	Evaluation der Passgenauigkeit	46
2.3.1	Auflichttechnik	46
2.3.2	Replikatechnik	47
2.4	Messdatenerhebung	50
2.4.1	Vermessungssoftware Zeiss Axio Vision LE 4.8	51
2.4.2	Marginale Passgenauigkeit	52
2.4.3	Interne Passgenauigkeit	53
2.5	Statistische Methoden	54
2.5.1	Auswahl der statistischen Testverfahren	54
2.5.2	Darstellungsgrundlage für die deskriptive Statistik	55
2.5.3	Vergleich der Untersuchungsmethoden	56
3	Ergebnisse	57
3.1	Stichprobenumfang	57
3.2	Marginale Präzision ermittelt durch Auflichttechnik	58
3.3	Ergebnisse der Replikatechnik	60
3.3.1	Marginale Präzision ermittelt durch Replikatechnik	60
3.3.2	Interne Präzision ermittelt durch Replikatechnik	62
3.4	Korrelationsanalyse	64
3.5	Zusammenfassung der Ergebnisse	65
4	Diskussion	67
4.1	Diskussion der Methoden	67
4.1.1	Digitale Abformung	68
4.1.2	Herstellung und Verarbeitung der Silikon-Replika	69
4.1.3	Festlegung der Messpunkte in der Vermessungssoftware	71
4.1.4	Materialwahl	73
4.1.5	Beurteilung der Messmethodik	74
4.2	Diskussion der Ergebnisse	75
4.2.1	Digitale Abformung	75
4.2.2	Festlegung der Messpunkte in der Vermessungssoftware	76
4.2.3	Materialwahl	76
4.2.4	Ergebnisse im Kontext der aktuellen Studienlage	79
5	Zusammenfassung	83
6	Anhang	85
7	Literaturverzeichnis	86

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Einteilung vollkeramischer Systeme	4
Abbildung 2:	SPT-Diagramm für Zirkoniumdioxid	7
Abbildung 3:	Schematischer und mikroskopischer Aufbau von Hybridkeramik	9
Abbildung 4:	Mikroskopischer Vergleich zirkoniumdioxidverstärkter Lithiumsilikat- Glaskeramik (ZLS) mit herkömmlicher Lithiumdisilikatkeramik	10
Abbildung 5:	Einteilung der Abformmaterialien	13
Abbildung 6:	Chairside- und Labside-Fertigung	18
Abbildung 7:	Scankopf der Sirona CEREC Omnicam AC® und Bluecam AC®	27
Abbildung 8:	CEREC Scaneinheit und MCXL-Fräse	28
Abbildung 9:	Aufnahmeeinheit des Cara Trios™-Intraoralscanners und dessen Handstückvarianten	29
Abbildung 10:	Lava™ C.O.S-Aufnahmeeinheit und Intraoralscanner	30
Abbildung 11:	Aufnahmeeinheit, Intraoralscanner und Fräseinheit (C-Serie) der Straumann AG	32
Abbildung 12:	Intraoralscanner X500 der Firma KaVo	33
Abbildung 13:	Terminologie der Randmorphologie nach Holmes et al. 1989	35
Abbildung 14:	Arbeitsmodell Frasaco, Modellzahn 36 und Herstellungsparameter	39
Abbildung 15:	Studiendesign	40
Abbildung 16:	Vergleich der Oberflächenqualität mit/ohne „Extra Fine“-Einstellung	41
Abbildung 17:	Scanprozess	42
Abbildung 18:	CAD-Prozess mit Hilfe der Designsoftware CEREC SW 4.4.1	44
Abbildung 19:	Fixierungsapparatur für die Auflichttechnik	46
Abbildung 20:	Arbeitsschritte der Replikatechnik	49
Abbildung 21:	Schema der Schnittführung durch den Replikawürfel	49
Abbildung 22:	Mikroskopaufnahme für die Auflichtmethode	50
Abbildung 23:	Übersichtsaufnahme aller Messpunkte der Replikatechnik	51
Abbildung 24:	Mikroskopaufnahme für die Replikatechnik	51
Abbildung 25:	Objektträger mit standardisierter Mikrometerskala zur Kalibrierung der Vermessungssoftware	52
Abbildung 26:	Schema für eine Box-Plot-Darstellung	55
Abbildung 27:	Darstellung der marginalen Passgenauigkeit laut Auflichttechnik mittels Box-Plot-Grafik	58
Abbildung 28:	Darstellung der marginalen Passgenauigkeit laut Replikatechnik mittels Box-Plot-Grafik	60
Abbildung 29:	Darstellung der internen Passgenauigkeit laut Replikatechnik mittels Box-Plot-Grafik	62
Abbildung 30:	Streudiagramm zur Veranschaulichung der Korrelation zwischen Replika- und Auflichttechnik	64
Abbildung 31:	Streudiagramm der Korrelation zwischen beiden Methoden als Matrix	65

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Physikalische und mechanische Eigenschaften von Vita Enamic® und Vita Suprinity® PC	11
Tabelle 2: CAD-/CAM-kompatible zahntechnische Werkstoffe	23
Tabelle 3: Mittelwerte für Gesamtpassung, internen und marginalen Passung der vier unterschiedlichen Versuchsgruppen bei Verwendung der Replikatechnik	60
Tabelle 4: Interne Mittelwerte in Abhängigkeit von der Scanner-Material-Kombination	63
Tabelle 5: Aktuelle Untersuchungen zur marginalen Diskrepanz bei vollkeramischen Einzelzahnkronen	82
Tabelle 6: Mittelwerte für die internen Bereiche „axiale Wand“, „okklusale Fläche“ und den Übergangsbereich dazwischen	83

Abkürzungsverzeichnis

abs mg	absoluter marginaler Randspalt; entspricht der <i>absolute marginal discrepancy</i> nach Holmes (1989)
aot	<i>axio-occlusal transition area</i>
A-Silikon	additionsvernetzendes Silikon / <i>addition silicones</i>
aw	<i>axial wall</i>
aw max	größte Schichtstärke der axialen Wand
aw min	geringste Schichtstärke der axialen Wand
ca	<i>chamfer area</i>
CAD	<i>computer-aided design</i>
CAI	<i>computer-aided impressioning</i>
CAM	<i>computer-aided manufacturing</i>
CCD	<i>charge-coupled device</i>
CEREC	<i>chairside economical restoration of esthetic ceramics</i> oder <i>ceramic reconstruction</i>
CNC	<i>computerized numerical control</i>
C-Silikon	kondensationsvernetzendes Silikon / <i>condensation silicones</i>
DIN	Deutsches Institut für Normung
EN	Europäische Normen
et al.	lateinisch für „und andere“
HIP	<i>hot isostatic pressing</i> / <i>hot isostatic postcompaction</i>
IOS	Intraoralscanner
ISO	International Organization for Standardization
LED	<i>light-emitting diode</i>
mg	marginaler Randspalt; entspricht <i>marginal gap</i> nach Holmes (1989)
oa	<i>occlusal area</i>
PICN	<i>polymer-infiltrated ceramic-network materials</i>
PVS	Polyvinylsiloxane
SI-Einheit	International System of Units / internationales Einheitensystem für physikalische Größen
SPT-Diagramm	<i>strength-probability-time-diagram</i> / Festigkeit-Ausfallwahrscheinlichkeit-Lebensdauer-Diagramm
stl	<i>standard triangulation language</i>
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
tiff	<i>tagged image file format</i>
UDMA	Urethandimethacrylat
URW	unterkritisches Risswachstum o.a. Spannungsrisskorrosion
VMK	Vita-Metall-Keramik / Verblend-Metall-Keramik
ZLS	zirkoniumdioxidverstärktes Lithiumsilikat

1 Einleitung und Fragestellung

Die großflächige Reduktion von Zahnschichten oder aber der Verlust ganzer Zähne beeinflussen die oralen Funktionen und das Wohlbefinden der betroffenen Personen. Die Ursachen hierfür sind vielfältig. Eine traumatisch bedingte Funktionsbeeinträchtigung des stomatognathen Systems ist dabei genauso denkbar, wie die kariöse oder parodontologische Zerstörung der Zähne bzw. ihres Halteapparates. Folglich verändert sich das betroffene Kausystem pathologisch. Zahnkipfung, Zahnwanderung und Antagonistenelongation können die Folgen sein, die wiederum sowohl die statische als auch dynamische Okklusion negativ beeinflussen. Komplikationen bei der Nahrungsaufnahme, Sprachbildung und Ästhetik sind absehbar.

Ist die Defektgröße durch eine konservative direkte oder indirekte Füllungstherapie nicht mehr versorgbar, sollte die restaurative Zahnmedizin die genannten nachteiligen Auswirkungen abwenden (Davis et al. 2001; van Lierde et al. 2012). Dafür gab es in der traditionellen Zahnmedizin und Zahntechnik vor dem Aufkommen vollkeramischer Materialien und automatisierter, digitaler Verarbeitungsprozesse nur eine limitierte Anzahl an Behandlungsansätzen. Metalle, deren Werkstoffkombination mit anderen Materialien und die manuelle Verarbeitung im Dentallabor waren hierbei unumgänglich. Die Limitation in Ästhetik und Komfort wurde aus Mangel an Alternativen zeitweise akzeptiert bis die Zahnmedizin durch die Entwicklung computerunterstützter Therapieformen und moderner Materialien einen tiefgreifenden technischen Wandel erfuhr.

Heute sind die Akteure in Praxis und Labor in der Lage, durch den Einsatz innovativer Werkstoffe und Technologien, eine hochwertige ästhetische und nachhaltige Versorgung von Patient*innen zu ermöglichen. Die stetig wachsenden Ansprüche von Patient*innen und Behandelnden bezüglich der Ästhetik zahnärztlicher Restaurationen und dem beiderseitigen Behandlungskomfort führen auch weiterhin zu einer rasanten Entwicklung vollkeramischer Werkstoffe und forcieren den Einsatz von CAD/CAM-unterstützten Systemen im Behandlungsalltag.

Die Einführung eines digitalen Workflows ermöglicht neben einer zeitnahen und hochästhetischen Versorgung von Zahndefekten auch ein ökonomisches und effizientes Arbeiten des Behandelnden in der Praxis. Die defektorientierte Präparation der Zahnhartsubstanz kann somit in der gleichen Sitzung erfolgen wie die Fertigung der Keramikrestauration und deren Eingliederung im Mund der Patient*innen (Mörmann 2006).

Im Vergleich zu der konventionellen intraoralen Abformung und Herstellung der Prothetik im Dentallabor können durch den Einsatz digitaler Alternativen Ressourcen eingespart und Behandlungsabläufe optimiert werden (Christensen 2008; Ting-Shu und Jian 2015).

Außerdem belegt die etablierte Studienlage eine Verminderung der Fehleranfälligkeit digitaler Abformungen gegenüber konventionellen Abformungen, was in der Verkürzung der Prozesskette und deren simplen Kontroll- und Korrekturmöglichkeit begründet ist (Güth et al. 2010; Hmaidouch 2011; Kappert und Eichner 2008).

Die Defektversorgung mittels vollkeramischer Restaurationen hat viele Vorteile gegenüber der Verwendung altbewährter metallgestützter Prothetik. Keramik hat weder toxisches noch allergisches Potential, ist dementsprechend biokompatibel und die Plaqueanlagerung ist gering (Kelly et al. 1996). Daraus resultierend ist Vollkeramik der ideale Werkstoff für dentale Restaurationen. Ihre hohe intraorale Überlebensrate verdankt sie einem speziellen molekularen Strukturgefüge, welches diesem zahnfarbenem Material außerdem eine langfristige Farbstabilität und -echtheit garantiert.

Um hochfeste Oxidkeramiken jedoch verarbeiten zu können, war die Weiterentwicklung der Verarbeitungstechnik notwendig. Durch den Einsatz von CAD/CAM-basierenden Fräsmaschinen lassen sich neuartige Dentalkeramiken verarbeiten. Zum jetzigen Zeitpunkt gibt es eine Vielzahl von CAD/CAM-Systemen auf dem Markt.

Durch den Gebrauch unterschiedlicher CAD/CAM-Systeme differiert jedoch nachweislich die Passgenauigkeit der resultierenden Restauration (Kohorst et. al 2009; Vigolo und Fonzi 2008). Bei einer unzureichenden Passgenauigkeit besonders im marginalen Bereich der Versorgung kann es zur Entstehung von Sekundärkaries oder aber Gingivitiden und Parodontopathien und damit zum Restaurationsversagen kommen (Spiekermann 1986; Rehberg 1971).

Die Definition von Passgenauigkeit und deren wissenschaftliche Erhebung wurde in der Literatur bisher ausführlich behandelt, durch die Einführung computertomografischer Technik jedoch um ein dreidimensionales und nicht-destruktives Mittel erweitert (Han et al. 2016).

Es existieren sowohl unterschiedliche Untersuchungsmethoden als auch Lokalisationen für die Diskrepanzmessungen. Dies ist der Grund, in der vorliegenden *In-vitro*-Untersuchung zwei unterschiedliche Evaluationsmethodiken zu verwenden und deren Aussagekraft ebenfalls statistisch in den Kontext der aktuellen Studienlage einzuordnen.

Von wissenschaftlichem Interesse ist ebenso die Frage, inwiefern neuartige vollkeramische Werkstoffe und die Wahl des Intraoralscanners – als Teil des verwendeten CAD/CAM-Systems – Auswirkungen auf die Passgenauigkeit der gefertigten Restauration haben.

1.1 Literaturübersicht

1.1.1 Dentale Keramiken

Unter dem Begriff „Keramik“ werden alle Werkstoffe geführt, die laut Definition der Deutschen Keramischen Gesellschaft „anorganisch, nichtmetallisch, im Wasser schwer löslich und zu wenigstens 30% kristallin“ sind (Hennicke 1967). Sie werden durch den sog. „Sinterungsprozess“ hergestellt, bei dem poröse Werkstoffkörper durch eine Wärmebehandlung zwischen 700°C und 2000°C zu dichten Festkörpern mit charakteristischen werkstoffkundlichen Eigenschaften überführt werden (Tinschert und Natt 2007).

Diese Begriffsbestimmung muss aufgrund der Vielzahl möglicher industrieller und medizinischer Anwendungsbereiche von Keramik sehr allgemein gehalten werden und trifft daher auch für die zahllosen Keramiken der heutigen Dentalbranche zu.

Bereits 1896 konnte durch die Arbeit von Charles Henry Land die erste vollkeramische Krone unter dem Synonym „Jacketkrone“ entwickelt werden (Haas et al. 1988; Kappert und Eichner 2008). Land brannte dafür auf einen mit Platinfolie beschichteten stumpf Feldspatkeramik auf und etablierte somit für die nächsten Jahrzehnte eine praktikable Methode zur Herstellung von Keramikkrone. Schwachpunkt dieser vollkeramischen Versorgung war neben dem hohen Hartschubabtrag und dem ungenügenden Randschluss besonders die Bruchanfälligkeit der Restauration aufgrund der geringen Festigkeit der Keramik. Daher wurde sie ausschließlich im Frontzahnbereich angewandt (Hoffmann-Axthelm 1974).

Das von der Firma Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG entwickelte Metallkeramiksystem VMK[®], das Anfang der 1960er Jahre auf dem Markt erschien, behob diese Unzulänglichkeiten und löste die Jacketkrone nachhaltig ab. Aufgrund der akzeptablen Ästhetik, der mit Vollgusskrone vergleichbaren Passgenauigkeit und der immensen Stabilität dieses Systems, stellt es bis heute eine Alternative im Bereich großspanniger Seitenzahnbrücken dar (Bieniek und Spiekermann 1993).

Ende des 20. Jahrhunderts folgte die Entwicklung gießfähiger und pressbarer Keramiken, um eine vollkeramische Alternative mit größtmöglichem ästhetischem Potential anbieten zu können. Auch die Zusammensetzung der Dentalkeramiken wurde grundlegend überdacht und durch die Verwendung verschiedenster Zusätze anderer Werkstoffgruppen entstanden die sog. „Infiltrationskeramiken“ (Aluminiumoxid in Vita In-Ceram[®]) und das Zirkoniumdioxid als Hochleistungskeramik durch Beimischung von Yttriumoxid (Garvie et al. 1975; Beuer et al. 2011).

Hochfeste Oxidkeramiken können erst seit Verbreitung der CAD/CAM-Technologie Anfang der 2000er Jahre effizient verarbeitet und für restaurative Behandlungen verwendet werden. Dies erweiterte das Anwendungsspektrum zusätzlich um mehrgliedrige Brückenkonstruktionen, Implantatabutments, Primärteleskope und andere Geschiebe (Filser et al. 2002; Janda 2007; Pospiech 2002).

Die neueste Errungenschaft der Materialentwicklung auf dem Gebiet der Dentalkeramiken ist die sog. „Hybridkeramik“ (Vita Enamic®). Für diese Werkstoffklasse wurde die klassische Keramik mit Kunststoffelementen kombiniert, um die Vorzüge beider Materialien auszuschöpfen.

Jedes dieser Keramiksysteme hat ein spezifisches Indikationsgebiet und werkstoffeigene Vorteile bei der Verarbeitung und Anwendung. Sie lassen sich vielfältig kategorisieren, denn sie unterscheiden sich bezüglich Herstellungsverfahren, chemischer Zusammensetzung, klinischem Anwendungsbereich und dem jeweiligen Befestigungsverfahren.

1.1.1.1 Einteilung

Differenziert man die Dentalkeramiken nach ihrem chemischen Aufbau lassen sich zwei Hauptgruppen unterscheiden: die traditionellen Silikatkeramiken, die sich aus einer Glasphase mit eingelagerten Leuzitkristallen zusammensetzen, und die Oxidkeramiken, bei denen es sich um einphasige Metalloxide mit keinem bzw. geringem Glasanteil handelt (Abb. 1).

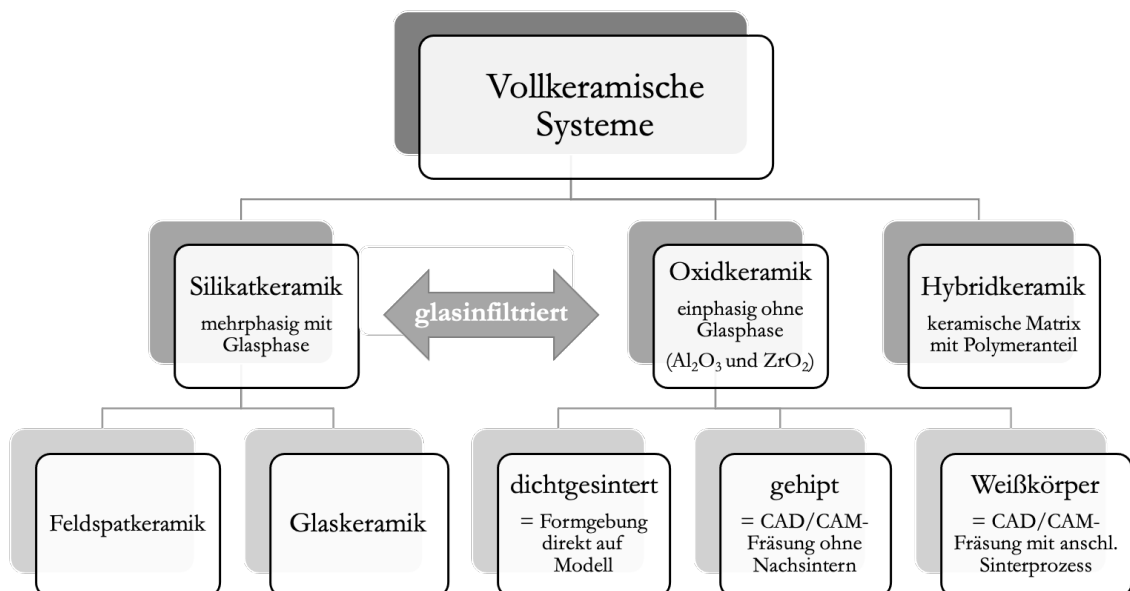


Abb. 1: Einteilung vollkeramischer Systeme nach ihrem chemischen Aufbau in Anlehnung an Pospiech (überarbeitete Darstellung nach Kern et al. 2015).

Die Silikatkeramiken bestehen aus Feldspat, Quarz und Kaolin und lassen sich streng genommen in Feldspatkeramik und Glaskeramik differenzieren. Beide Gruppen besitzen neben dem Keramik-Merkmal, dass sich Atome der kristallinen Phase regelmäßig anordnen, auch ein Glas-Merkmal. In dieser amorphen Phase, in der die Atome keine regelmäßigen Muster bilden oder einer festgelegten Ordnung unterworfen sind, sind „die kristallinen Partikel dispers verteilt eingelagert“ (Kunzelmann et al. 2010).

Während Feldspatkeramiken klassischerweise nur als Verblendkeramiken eingesetzt werden, ist der Indikationsbereich von Glaskeramiken, die durch ein Pressverfahren ihre finale Form erhalten, breit. Sofern es sich um Lithiumdisilikat-Keramiken handelt reicht er vom Veneer und der Frontzahnkrone bis hin zu dreigliedrigen Endpfeilerbrücken im Prämolarenbereich (Reich et al. 2008; Tinschert et al. 2006). Der Grund dafür ist die mit Lithium verstärkte Kristallstruktur. Das Verhältnis zwischen Kristall- und Glasanteil bestimmt dabei wesentlich die mechanischen und ästhetischen Eigenschaften der Materialien. Während ein hoher Kristallanteil die Festigkeit der Keramik und damit ihre mechanische Stabilität erhöht, verschlechtert er deren Transluzenz, und umgekehrt (Kelly 2004).

Oxidkeramiken haben eine kaum vorhandene bis fehlende Glasphase, daher können sie auch als einphasige Materialien bezeichnet werden und sind grundsätzlich wenig transluzent (Munz und Fett 1989). Sie bestehen aus Metalloxiden unedler Metalle und können in glasinfiltrierte oder dicht gesinterte Oxidkeramiken unterteilt werden.

Ein wichtiger Vertreter dicht gesintertter Oxidkeramiken ist Zirkoniumdioxid. Es enthält ausschließlich Metalloxide in ihrer kristallinen Phase und keinerlei Glasanteile. Daher ist die mechanische Belastbarkeit dieses Materials außerordentlich hoch und es erreicht physikalische Werte, die mit NEM-Legierungen vergleichbar sind (Kappert und Krahl 2001). Auf molekularer Ebene kann dies mit den unterschiedlichen Modifikationen der Kristallite begründet werden. Je nach Temperatur ändert sich der Aufbau der Zirkoniumdioxid-Kristallite zwischen monokliner, tetragonaler und kubischer Form. Dabei ist die tetragonale Struktur die widerstandsfähigste Form und kann durch Zugabe von Yttriumoxid (Y_2O_3) stabilisiert werden.

Eine noch höhere Frakturfestigkeit und Risszähigkeit erreicht man durch die Nachbearbeitung der Keramikrohlinge bei 1000 bar und 50°C unter der Sintertemperatur (Mitov et al. 2011). Das Verfahren wird mit „HIP“ (Hot Isostatic Postcompaction) abgekürzt und führt zu einer irreversiblen Gefügeverdichtung.

1.1.1.2 Werkstoffkunde

Möchte man Materialeigenschaften jedoch objektivieren, müssen werkstoffkundliche Parameter nach standardisierten Normprüfungen (ISO, EN, DIN) reproduzierbar ermittelt werden können.

Die Biegefestigkeit gilt als wichtigster Parameter zur Abschätzung der Festigkeit eines Werkstoffes. Sie ist um das 8- bis 10-fache niedriger als die Druckfestigkeit und kann daher ursächlich für ein Restaurationsversagen sein. Ihre SI-Maßeinheit ist MPa. Abhängig ist die Biegefestigkeit von Größe und Anzahl der Oberflächen- sowie Volumendefekten innerhalb des Werkstoffes. Poren an der Oberfläche können das Auftreten von Risswachstum begünstigen, aber auch Defekte innerhalb des Gefüges können im feuchten Milieu die Gefügequalität negativ beeinflussen und dadurch die Biegefestigkeit verringern (Gernet et al. 2011). Mit einer fachgerechten Politur kann die Oberflächengüte verbessert werden, während das Brennen der Keramik die internen Porositäten mindert (Pospiech et al. 2004); das mindert die Wahrscheinlichkeit für Risswachstum und erhöht wiederum die Biegefestigkeit.

Keramik zeigt ein Spröbruchverhalten bei Spannungsbelastung über die Elastizitätsgrenze hinaus. Kann ein Werkstoff dieser Spannungsbelastung einen großen Widerstand entgegensetzen, ist die Elastizitätsgrenze hoch und das Elastizitätsmodul groß. Wie sich ein Werkstoff bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze jedoch verhält ist materialspezifisch. Keramiken beispielsweise brechen und verformen sich nicht plastisch, wie es Metalle tun. Ihr Elastizitätsmodul (E-Modul) kann im Gegensatz zu Metallen als hoch bezeichnet werden.

Die Härte von Werkstoffen ist definiert als Widerstand gegen Verformungen und kann daher aus dem E-Modul abgeleitet werden. Besitzt ein Werkstoff ein großes E-Modul, verfügt es auch über eine große Härte. Die Härte für keramische Werkstoffe wird in GPa angegeben und variiert unter den verschiedenen Keramikarten, weil die chemische Zusammensetzung differiert. Generell gilt jedoch: je größer die Härte, desto formstabiler und verschleißbeständiger ist die Restauration aus dem betreffenden Material (Zum Gahr 1987).

Unter Risszähigkeit versteht man die Fähigkeit keramischer Werkstoffe, dem Fortschreiten von Rissen innerhalb des Werkstoffgefüges entgegenzuwirken. Je ausgeprägter diese Fähigkeit, umso langsamer wächst ein Riss unter Zugspannung und desto besser die Langzeitfestigkeit (Pospiech et al. 2004).

Besonders Oxidkeramiken können auch aufgrund unterkritischen Risswachstums (URW) versagen. Dieser Begriff beschreibt das Phänomen, dass Keramiken bei wiederkehrender Belastung unterhalb ihrer Festigkeit im Beisein von Feuchtigkeit und ausgehend von einem kritischen Fehler im Gefüge, Risse entwickeln, die sich mit Dauer der Belastung erst langsam und dann immer schneller ausbreiten und letztendlich zum Versagen des Bauteils führen.

Ein sog. „SPT-Diagramm“ veranschaulicht den Zusammenhang zwischen Festigkeit (Strength), Überlebenswahrscheinlichkeit (Probability) und Lebensdauer (Time) unter Einbeziehung des unterkritischen Risswachstums (Abb. 2).

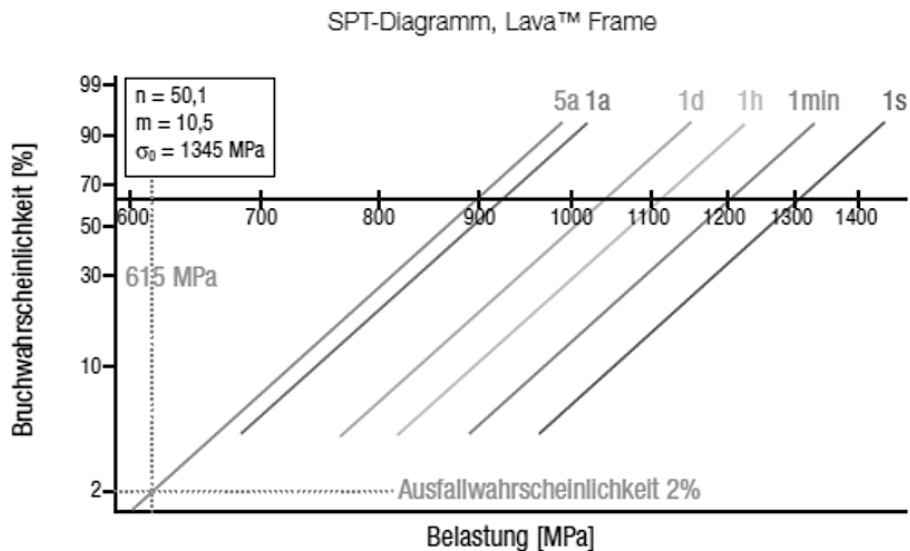


Abb. 2: SPT-Diagramm für Zirkoniumdioxid Lava™ Frame (3M ESPE AG, Seefeld). Die Festigkeit liegt bei 1345 MPa, der Weibull-Modul bei 10,5. Bei statischer Belastung von 615 MPa über 5 Jahre beträgt die Ausfallwahrscheinlichkeit nur 2% (Pospiech et al. 2004).

Die von Weibull postulierte Theorie, dass das schwächste Glied eines Gefüges zum Versagen des Werkstoffes führt, kann das Streuverhalten keramischer Materialien bezüglich ihres unterschiedlichen Belastungsversagens bei gleichen werkstoffkundlichen Parametern erklären (Gernet et al. 2011). Die Annahme schafft einen Zusammenhang zwischen Belastung und Bruchwahrscheinlichkeit (Weibull-Modul). Neben der Geometrie, Oberfläche und dem Volumen des Werkstückes, spielt auch die statistische Fehlerverteilung des Werkstoffgefüges in Form von Inhomogenitäten und die Belastungsart eine Rolle. Daraus schließt Holler (2003):

Je höher der Weibull-Modul liegt, umso homogener ist der Werkstoff – d.h. die „Defekte“ sind sehr gleichmäßig über das gesamte Volumen verteilt – und umso enger die Verteilungskurve der Festigkeitsstreuung.

1.1.1.3 Materialeigenschaften

In der modernen Zahnmedizin wird die Versorgung von Zahnlücken und Zahnhartsubstanzdefekten mittels vollkeramischer Restaurationen immer stärker von Patient*innen in Anspruch genommen (Lauer und Weigl 2005).

Dies lässt sich einerseits mit dem hervorragenden ästhetischen Erscheinungsbild und andererseits mit der hohen Biokompatibilität der Dentalkeramiken begründen. Sie haben weder toxisches noch allergisches Potential (Anusavice 2003) und die Plaqueanlagerung ist als gering anzusehen (Pospiech 2004; Rinke 2011). Dies gibt den keramikbasierenden Restaurationen einen bedeutenden prophylaktischen Vorteil gegenüber metallunterstützten Varianten. Ihre Röntgendichte, thermische Leitfähigkeit und Transluzenz ähnelt den natürlichen Zahnschmelzen. Mit ihrer hohen Farbstabilität und Mundbeständigkeit erreichen sie zufriedenstellende klinische Langzeitergebnisse (Luthardt et al. 2002; Pröbster und Henrich 1997).

Abhängig von der geplanten Restauration ist die Wahl der geeigneten Keramik entscheidend für den Erfolg der Versorgung. Während im Frontzahnbereich eine optimale ästhetische Gestaltung im Vordergrund steht, kann im Seitenzahngebiet zugunsten der hohen mechanischen Belastbarkeit auf eine ausgeprägte Transluzenz des Materials verzichtet werden. Klinisch haben sich für die Versorgung im Frontzahnbereich daher Lithiumdisilikat-Keramiken durchgesetzt, wobei monolithische Restaurationen im Seitenzahngebiet überwiegend aus Oxidkeramiken gefertigt werden (Pospiech et al. 2004).

Weiterhin gibt es die Möglichkeit, das opake Erscheinungsbild der Oxidkeramiken durch den Einsatz von Verblendmassen zu egalisieren (Janda 2007; Strub et al. 2011). Diese ästhetische Korrektur birgt jedoch die Gefahr des vorzeitigen Versagens der Restauration aufgrund von „Chipping“ oder „Delamination“. Bei dem Auftreten von Chipping handelt es sich um das Abplatzen der Verblendkeramik ohne Beteiligung der Grenzfläche zum Gerüst. Die Verblendung versagt somit kohäsiv, da der Zusammenhalt der Verblendmasse in sich gestört wurde. Tritt das Phänomen der Delamination auf, spricht man auch von adhäsivem Versagen, weil der dauerhafte Verbund zwischen Gerüst und Verblendung misslungen ist. (Schmitter et al. 2013; Silva et al. 2017).

Die Vor- und Nachteile des jeweiligen Materials und deren Gestaltungsform mit oder ohne Verblendung sollten daher in einer individuellen und patientenorientierten Kosten-Nutzen-Analyse abgewogen und den Patient*innen gegenüber erläutert werden.

1.1.1.4 Hybridkeramik (Vita Enamic®)

Sowohl dentale Keramiken als auch Komposite erfreuen sich großer Beliebtheit in der Zahnheilkunde und sind fester Bestandteil der Versorgung von Patient*innen bei Zahnhartsubstanzdefekten. Vollkeramische Restaurationen bieten eine hochästhetische und langlebige Möglichkeit der Defekttherapie, sind aber durch ihre geringe Elastizität und große Sprödigkeit relativ bruchgefährdet. Komposite hingegen erreichen keine große Endhärte und sind verhältnismäßig abrasionsunbeständig, können jedoch durch ein hohes Maß an Elastizität und Kraftabsorption überzeugen.

Die neuartigen Polymer-infiltrierten Dentalkeramiken (PICN), zu denen auch Vita Enamic® zählt, verbinden die Vorteile beider Werkstoffe miteinander. Diese Hybridkeramik besteht aus einer strukturgesinterten keramischen Matrix, die mit einem organischen Polymergemisch durchsetzt ist. Dabei findet die Durchdringung des porösen Keramikgerüsts mit einer Monomerflüssigkeit statt, die im anschließenden Herstellungsprozess zu verschiedenen Acrylatverbindungen auspolymerisiert wird (Abb. 3). Das Verhältnis Aluminiumoxid-haltiger Feldspatkeramik zu Polymerverbindung beträgt dabei 86/14 Gew.-% oder 75/25 Vol.-%. Der Polymeranteil enthält sowohl UDMA- als auch TEGDMA-Verbindungen.

Die Vorteile dieser Werkstoffverbindung resultieren in einem schmelzähnlichen Abrasionsverhalten, einer geringen Sprödigkeit und gleichzeitig hoher Kantenstabilität auch bei geringer Wandstärken der Restauration.

Die Materialblöcke sind für die Verarbeitung mit CAD/CAM-Systemen aufgrund der guten Schleifbarkeit geeignet und für die intraorale Befestigung mittels Adhäsivtechnik vorgesehen. Der Indikationsbereich erstreckt sich daher auf Front- und Seitenzahnkronen (auch implantatgetragen), Teilkronen, Inlays und Veneers. Brücken und Freierdversorgungen sind kontraindiziert.

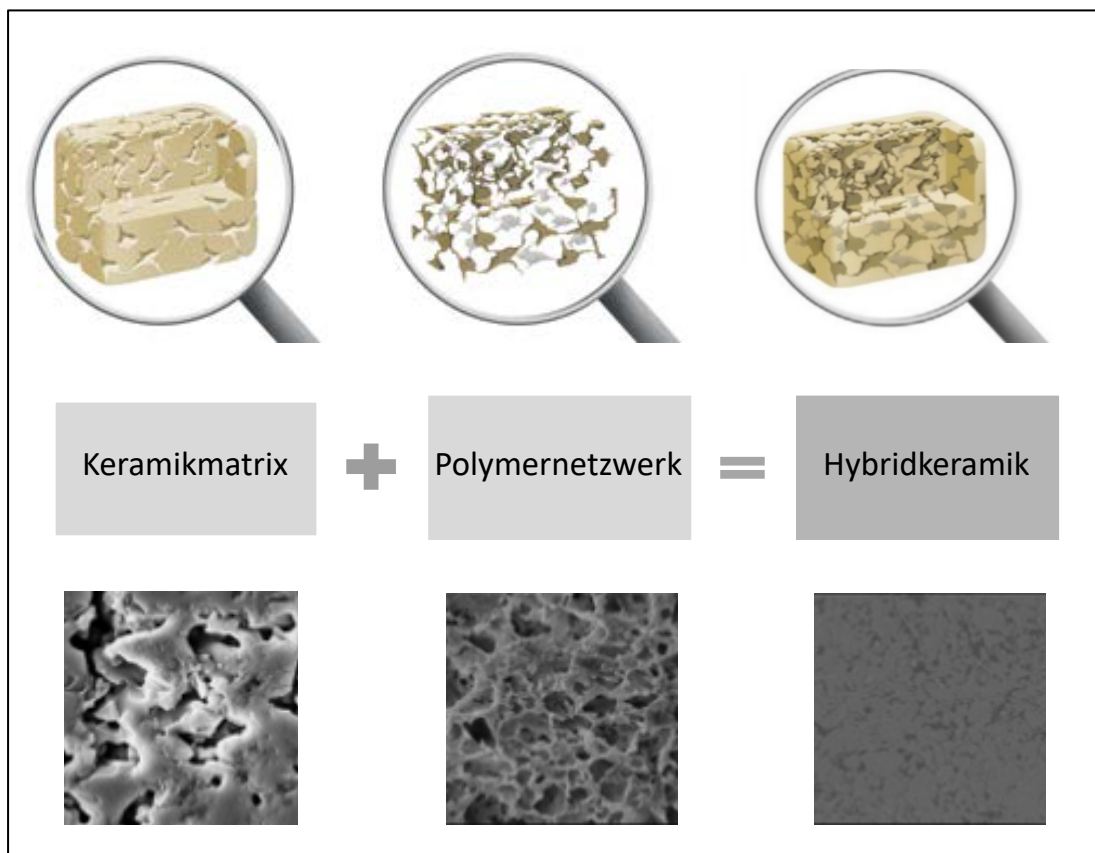


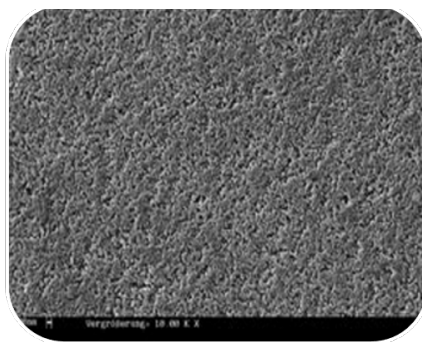
Abb. 3: Verdichtung der Keramikmatrix und Verringerung von Porosität durch Infiltrierung mit Polymernetzwerk. Mikroskopische Aufnahmen der angeschliffenen Oberfläche unter 5000facher Vergrößerung. Firmeninterne Untersuchung der VITA Materialentwicklung F&E, Bad Säckingen (Juli 2016).

1.1.1.5 Glaskeramik (Vita Suprinity® PC)

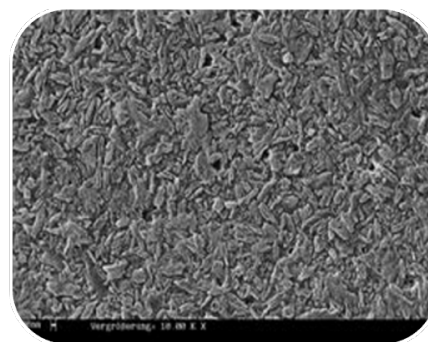
Durch die zunehmende Digitalisierung der Zahnmedizin und Zahntechnik seit Beginn des neuen Jahrtausends begann auch die Weiterentwicklung dentaler Werkstoffe unter dem Gesichtspunkt der CAD/CAM-gestützten Verarbeitbarkeit. Die Einführung dichtsinterbarer Oxidkeramiken um das Jahr 2002 korrelierte mit dem Entwicklungsstand der damaligen computergestützten Herstellungsverfahren. Zirkoniumdioxid etablierte sich absehbar schnell bei der Verwendung der damaligen CAD/CAM-Systeme, denn es konnte als Grünkörper hergestellt, als Weißkörper geätzt und im Anschluss seine vollständige Endhärte durch Dichtsintern erreichen.

Doch die hohe Opazität und enorme Festigkeit limitierten den Indikationsbereich auf das Seitenzahngelände. Die Notwendigkeit einer ästhetisch hochwertigen und trotzdem widerstandsfähigen Alternative für den Frontzahnbereich führte zu der Entwicklung von Glaskeramik auf Basis von Lithiumdisilikat.

Vor rund zehn Jahren ist es gelungen, diese beiden Werkstoffe miteinander zu verbinden und eine Zirkoniumdioxid-verstärkte Lithiumsilikat-Glaskeramik (ZLS) zu entwickeln (Abb. 4).



Vita Suprinity® PC
REM-Aufnahme
10.000-fache Vergrößerung



Lithiumdisilikat
REM-Aufnahme
10.000-fache Vergrößerung

Abb. 4: Durch die Anreicherung der Glaskeramik mit Zirkoniumdioxid und dem nachfolgenden Keimbildungsprozess entsteht bei der ZLS-Glaskeramik ein besonders feinkörniges Gefüge. Aus der technischen Dokumentation VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen.

Der Herstellungsprozess dieses innovativen Restaurationsmaterials beginnt mit der industriellen Formgebung des Rohlings. In diesem Glaszustand ist das Material aufgrund seiner Sprödigkeit für die maschinelle Bearbeitung ungeeignet. Aus diesem Grund erfolgt im zweiten Schritt die thermische Vorbehandlung zur initialen Keimbildung. Der Glasrohling erhält zunehmend keramische Eigenschaften, ist jedoch noch zeit- und kostensparend maschinell verarbeitbar. Nach Ausgestaltung der individuellen Form kann die finale Kristallisation in einer dentalen Brenneinheit beim Praxis- bzw. Laboranwender erfolgen.

Danach ist der Herstellungsprozess beendet und die endgültigen ästhetischen und physikalischen Eigenschaften erreicht.

Der Indikationsbereich ist umfangreich und umfasst die Herstellung von Kronen im Front- und Seitenzahnbereich, Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers sowie Einzelzahnversorgungen im Front- und Seitenzahnbereich auf Implantat-Abutments.

Tab. 1: Zusammenfassung der physikalischen und mechanischen Eigenschaften von Vita Enamic® und Vita Suprinity® PC

Parameter	Vita Enamic®	Vita Suprinity® PC
Biegefestigkeit [MPa]	150-160	180 (vorkristallisiert) 420 (nach Kristallisation)
E-Modul [GPa]	30	70
Härte [GPa]	2,5	6,4 (vorkristallisiert) 7 (nach Kristallisation)
Risszähigkeit [MPa√m]	1,5	2
Weibull-Modul	20	8,9
Transformationstemperatur	-	620 °C
Schmelztemperatur	-	800 °C

1.1.2 Dentale Abformungen

Die detailgetreue und dimensionsechte Abbildung der intraoralen Verhältnisse ist entscheidend für die Qualität der resultierenden Restauration.

Die Informationen über die Beschaffenheit und Ausprägung der einzelnen Bestandteile des Kauorgans sollen möglichst fehlerfrei und mit hoher Präzision an den Zahntechniker weitergegeben werden. Somit dient die Abformung, ob konventionell oder digital, als „Bindeglied zwischen zahnärztlicher und zahntechnischer Arbeit“ (Wöstmann 1999).

Entscheidet sich der Behandelnde für die Abformung im konventionellen Verfahren, kann er mithilfe plastisch-elastischer oder plastisch-starrer Materialien eine Negativform anfertigen, die durch die Befüllung mit einem Modellwerkstoff, meist Gips, die Positivform wiederherstellt (Issel und Marxkors 1973).

Wählt der Zahnarzt/die Zahnärztin die digitale Abformung kann der resultierende Datensatz entweder zur Herstellung eines plastischen Modells dienen oder zu einem virtuellen Modell digital weiterverarbeitet werden (Gernet et al. 2011).

1.1.2.1 Konventionelle Abformung

Die konventionelle Abformung basiert auf dem Prinzip, dass plastische Materialien, unterstützt durch einen Abformlöffel, nach dem Einbringen in die Mundhöhle durch chemische Prozesse in einen festen Zustand übergehen und dadurch den abzuformenden Bereich dreidimensional erfassen.

Trotz der Entwicklung digitaler Abformverfahren seit Ende der 1980er Jahre und deren rasanter Entwicklung in den vergangenen Jahren ist die konventionelle Abformung nach wie vor das Standardverfahren der täglichen Praxis. Denn sowohl die komplikationsarme Durchführung als auch die Qualität der resultierenden Restaurationen bei fachgerechter Anwendung sind durch eine Vielzahl von Studien hinlänglich belegt und die Methode selbst etabliert.

1.1.2.1.1 Abformmethodik /-technik

Eine Systematisierung der konventionellen Abformung ist auf Grundlage der Anzahl der verwendeten Materialien und der Häufigkeit ihrer intraoralen Applikation möglich.

Es existieren einphasige Verfahren, die wegen der Verwendung eines einzigen Materials auch nur einmal in den Mund der Patient*innen eingesetzt werden müssen. Sie sind also zugleich als „einzeitig“ zu betiteln. Die Situationsabformung mit Alginat oder ein Präzisionsabdruck mit Polyether sind Beispiele hierfür.

Verwendet man mehrere unterschiedliche Materialien spricht man von zwei- oder mehrphasigen Abformungen. Die verschiedenen Materialien können zeitgleich oder zeitversetzt in die Mundhöhle eingebracht werden. Man unterscheidet daher zwischen zweiphasig-einzeitigen und zweiphasig-zweizeitigen Abformverfahren (Körper 1995; Weber 2010).

In der Praxis repräsentiert die Doppelmischabformung mit Silikon ein zweiphasig-einzeitiges Vorgehen. Dabei werden die abzuformenden Bereiche intraoral durch ein niedrigvisköses Silikon umschichtet bevor der Abformlöffel, beschickt mit einem hochviskösen Silikon, in den Mund eingesetzt wird. Beide Materialien verbinden sich rückstandlos und irreversibel miteinander.

Ein Beispiel für die zweiphasig-zweizeitige Abformung ist die Korrekturabformung. Hierbei bindet das hochvisköse Silikon im Löffel erst vollständig im Mund ab, bevor es zurückgeschnitten und beschichtet mit einem niedrigviskösen Silikon erneut in die Mundhöhle eingebracht wird, um nun auch alle Details der relevanten Bereiche zu erfassen (Lehmann et. al 2012; Körper 1995; Weber 2010). Ein Vorteil dieses zweizeitigen Verfahrens liegt in der Reduktion der Menge des niedrigviskösen Korrekturmateriale, das eine stärkere Polymerisationsschrumpfung aufweist als das hochvisköse Material der Vorabformung. Dies verringert die Endkontraktion und Verzerrung (Nissan et al. 2002).

Weiterhin verursacht die Vorabformung einen erhöhten Abformdruck, der das Material der Korrekturphase durch dessen thixotrope Eigenschaften in den Sulkus treibt; eine subgingival gelegene Präparationsgrenze kann dadurch sicher erfasst werden (Marxkors 2000).

1.1.2.1.2 Abformmaterialien und deren Eigenschaften

Genaue Kenntnisse über die Eigenschaften der unterschiedlichen Abformmaterialien sind Voraussetzung für den Erfolg der konventionellen Abformung. Denn aus den materialspezifischen Eigenschaften ergeben sich potenzielle Fehlerquellen (Rubel 2007; Stewardson 2005).

Bei der Auswahl der Abformmaterialien sollte auch deren Indikationsbereich berücksichtigt werden; denn nicht jedes Material ist für jede Situation und sämtliche Patient*innen anwendbar (Kappert und Eichner 2005).

Grundsätzlich gilt jedoch, dass alle Materialien, die für eine intraorale Abformung in Frage kommen, weder toxisches noch allergenes Potential haben dürfen. Weiterhin sollte ihre Verarbeitung simpel und die Anschaffungs- sowie Anwendungskosten dem Aufwand und Ergebnis angemessen sein.

Die übliche Einteilung von Abformmaterialien erfolgt aufgrund ihrer Eigenschaften im abgebundenen Zustand. Sie bleiben starr oder sind elastisch, wobei dieser Zustand reversibel oder irreversibel sein kann (Abb. 5).

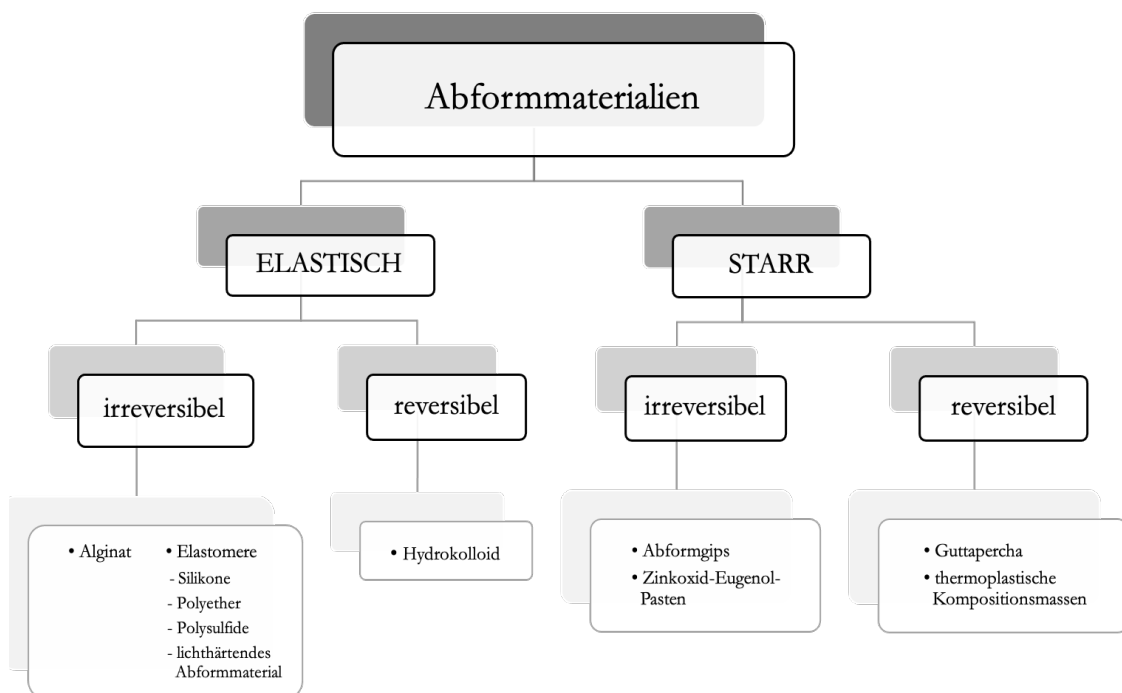


Abb. 5: Einteilung der Abformmaterialien

Da Silikone und Polyether aufgrund ihrer guten Abformergebnisse, leichten Handhabung und unkomplizierten Lagerung, anderen Abformmaterialien überlegen sind, werden sie in Zahnarztpraxen fast ausschließlich verwendet (Craig et al. 1990; Hamalian et al. 2011).

Die in der Zahnmedizin gebräuchlichen Silikone können in A- und C-Silikone unterteilt werden. C-Silikone (condensation silicones) sind kondensationsvernetzend, das bedeutet, dass diese Zwei-Komponenten-Materialien nach dem Anmischen unter Freisetzung von Alkohol aushärten. Die beschriebene Kondensationsreaktion bewirkt eine Kontraktion der Abformmasse (Marxkors und Meiners 2005).

Die A-Silikone (addition silicones) hingegen erreichen ihre Endhärte durch die namensgebende Additionspolymerisation, bei der keine Nebenprodukte entstehen (Anusavice et al. 2014). Terminale Vinylgruppen reagieren in Anwesenheit von Hexachlorplatinsäure als Katalysator mit Wasserstoffgruppen anderer Siloxan-Makromoleküle und bilden Äthylbrücken (Kappert und Eichner 2008). Sie sind im Hinblick auf eine mögliche Dimensionsänderung den C-Silikonem, aber auch anderen Abformwerkstoffen überlegen (Lacy et al. 1981; Mandikos 1998) und können nahezu unbegrenzt lange eingelagert werden. Darüber hinaus sind sie als elastomere Abformmaterialien in der Lage, durch ihre Flexibilität und ihr Rückstellungsvermögen auch unter sich gehende Bereiche ohne Informationsverlust präzise abbilden zu können (Marxkors und Meiners 2005).

A-Silikone, auch Polyvinylsiloxane (PVS) genannt, sind aufgrund ihrer molekularen Zusammensetzung hydrophob. Da auch bei sorgfältiger Trockenlegung im Mund von Patient*innen immer ein feuchtes Milieu herrscht – dafür sind die Aktivität der Speicheldrüsen und die Sulkusflüssigkeit verantwortlich – kann eine negative Beeinflussung der Wiedergabegenauigkeit nicht restlos ausgeschlossen werden. Diese ist jedoch von einer sorgfältigen Vorbereitung des Arbeitsfeldes durch den Behandelnden abhängig und impliziert eine adäquate Vermeidung von Flüssigkeitszutritt (Boening et al. 1998; Petrie et al. 2003; Pratten und Craig 1989).

Eine andere bekannte Komplikation bei der Arbeit mit Polyvinylsiloxanen ist die Beeinflussung der Abbindereaktion durch Sulfurverbindungen, die sowohl in latexhaltigen Produkten als auch in manchen Retraktionsfäden enthalten sind (Kahn und Donovan 1989; Noonan et al. 1985). Auch der Kontakt mit Methacrylat-Rückständen in der Sauerstoffinhibitionsschicht von Kompositfüllungen kann laut Hamalian et al. zur Inhibition der Abbindereaktion führen (2011).

Sind die aufgeführten Komplikationen beim Gebrauch von Silikonem auf ein Minimum zu reduzieren oder sogar auszuschließen, sind die Polyvinylsiloxane wegen ihrer überwiegend positiven physikalischen Eigenschaften Abformmaterialien erster Wahl.

Polyether sind formfeste aber elastische Abformmaterialien, die sich ebenfalls irreversibel durch eine Polyaddition zwischen Basis- und Katalysatorpaste vernetzen. Sie können die oralen Strukturen mit einer hohen Detailgenauigkeit wiedergeben und sind darüber hinaus so dimensionsstabil, dass sie sogar noch nach Jahren verwendbar sind (Chandra et al. 2000). Ihre Genauigkeit ist unter anderem abhängig von der Wahl des Abformlöffels (Steinhäuser-Andresen et al. 2011). Individuelle Abformlöffel erhöhen durch den zusätzlichen Staudruck und eine gleichmäßige Schichtstärke die Genauigkeit (Esders 2007).

Feuchtigkeit in Form von Speichel oder Blut hat keine Auswirkungen auf die Qualität einer Polyetherabformung, da Polyether verhältnismäßig „wasserfreundlich“ sind und nur eine geringe Hydrophobie aufweisen (Walker et al. 2005).

Die Desinfektion einer jeden Abformung ist obligat, kann jedoch bei der Verwendung von Polyethern negativen Einfluss auf deren Qualität haben (Jagger et al. 2004; Jeraphat und Panyawongkhanti 1991), weil ein Herauslösen von Weichmachern stattfindet, das zu einer Dimensionsveränderung führen kann (Manappallil 2003).

Nach dem vollständigen Abbinden der Polyether-Masse im Mund ist es situationsabhängig nur schwer möglich, den Abdruck aus dem Mund der Patient*innen wieder herauszulösen, weil die hohe Rissfestigkeit des Materials dies verhindert (Hamalian et al. 2011).

1.1.2.2 Digitale Abformung

Die Herstellung von passgenauem Zahnersatz setzt grundsätzlich eine möglichst exakte Abbildung der intraoralen Strukturen voraus und ist auf die detailgetreue Übermittlung dieser Informationen an den Zahntechniker angewiesen. Diese Anforderungen erfüllen digitale Abformverfahren und stellen heutzutage eine adäquate Alternative zu konventionellen Abformungen mit plastischen Materialien dar (Ting-Shu und Jian 2015). Es resultieren festsitzende Restaurationen, deren Passung mit den Ergebnissen der konventionellen Abformung vergleichbar sind (Brawek et al. 2013; Kim et al. 2013; Seelbach et al. 2013).

Die Möglichkeit zur digitalen Abformung in der Zahnmedizin resultiert aus der rasanten Entwicklung der Digitaltechnik seit Beginn der 1970er Jahre und wurde erstmals von dem Franzosen Duret in seiner Abhandlung „Empreinte Optique“ (Optische Abformung) 1973 schriftlich erwähnt. 1979 meldeten Heitlinger und Rödder für eine Vorrichtung zur Herstellung von Zahnersatz auf elektrooptischer Grundlage ein Patent an.

Die Entwicklung des CEREC-Systems durch Mörmann und Brandestini 1980 und dessen Markteinführung durch Siemens Dental (seit 1997 Sirona Dental, heute Dentsply Sirona) 1985, machte die digitale Abformung praxistauglich.

Spätestens seit dem Einsatz von Zirkoniumdioxid im dentalen Bereich Anfang dieses Jahrtausends, sind computergestützte Fertigungsverfahren auf Grundlage einer digitalen Abformung nötig, um diese Materialien entsprechend verarbeiten zu können (Tinschert und Natt 2007). Der digitale Workflow kann dabei an verschiedenen Stellen des Herstellungsprozesses beginnen (Fasbinder 2013; Lee et al. 2014):

Direkte intraorale Abformung

Indirekter Scan der Abformung

Indirekter Scan des Gipsmodells

Die direkte intraorale Abformung hat gegenüber dem konventionellen Vorgehen einen entscheidenden Vorteil. Die sofortige Darstellbarkeit der Präparation kann dem Behandelnden beim Erkennen möglicher Defizite in Bezug auf den Substanzabtrag, die Pfeilerparallelität und potentiell unter sich gehender Bereiche behilflich sein (Fasbinder 2013; Reich et al. 2013), um diese im Anschluss direkt zu korrigieren. Eine Wiederholung des gesamten Arbeitsschrittes wie bei der konventionellen Abformung ist deshalb nicht nötig (Zimmermann et al. 2015). Zusätzliche Termine für etwaige Nachkorrekturen entfallen (Lee und Gallucci 2013). Die digitale Abformung lässt sich in Form des Datensatzes ohne qualitative Einbußen und platzsparend archivieren und ist jederzeit u. a. im Zuge der Verlaufskontrolle oder für eine Neuanfertigung der Restauration verfügbar (Miyazaki et al. 2009; Reich et al. 2013).

Grundsätzlich kann die digitale Arbeitsweise die Kommunikation zwischen Zahntechniker*in und Zahnarzt/Zahnärztin vereinfachen, da Datensätze für beide simultan zur Verfügung stehen und bearbeitet werden können (Güth et al. 2010). Die Automatisierung der Arbeitsabläufe im Labor ermöglicht neben einer Kosten- und Zeitersparnis auch die kontinuierliche Qualitätskontrolle (Geiselhöringer und Holst 2009). Die Patient*innen profitieren ebenfalls von einem digitalen Workflow. Der Behandlungskomfort steigt, denn der Würgereiz und ein unangenehmer Geschmack durch Abformmassen werden durch die Verwendung eines Intraoralscanners vermieden (Wismeijer et al. 2014). Durch die computergestützte Darstellung der oralen Verhältnisse können Patient*innen in die Planung der Defektversorgung einbezogen werden. Dies verbessert das Verständnis bezüglich der Behandlungsnotwendigkeit und erhöht die Akzeptanz gegenüber der Restauration.

Doch es gibt auch Nachteile bei der Verwendung digitaler Systeme. Der wohl schwerwiegendste Nachteil der digitalen gegenüber der konventionellen Abformung ist die limitierte Anwendbarkeit bei subgingival gelegenen Präparationsgrenzen (Reich et al. 2013). Außerdem ist der Indikationsbereich der meisten intraoralen Scanner auf eine Restaurationsspanne von bis zu zwei Zwischengliedern limitiert; zahnlose Kiefer können derzeit noch nicht adäquat erfasst werden (Patzelt et al. 2013). Die Anfertigung von herausnehmbarem Zahnersatz ist daher auf den Einsatz konventioneller Abformverfahren angewiesen.

1.1.3 Dentale CAD/CAM-Systeme

In der modernen Zahnmedizin bedienen sich Zahnärzte und Zahntechniker immer häufiger computerunterstützter Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz. Die Abkürzung CAD/CAM (computer-aided design/ computer-aided manufacturing) bezeichnet die digitale Planung und Ausgestaltung eines Objektes, sowie dessen computergestützte, automatisierte Fertigung mittels Fräs- und Schleifmaschinen (Beuer et al. 2009). Da Restaurationen aus vollkeramischen Werkstoffen immer stärker nachgefragt werden (Conrad et al. 2007) und sie überwiegend nur auf dem digital-technologischen Wege hergestellt werden können, gewinnen CAD/CAM-Systeme seit Jahren an Bedeutung (Tinschert und Natt 2007).

1.1.3.1 Funktionsweise

Für die Anwendung computerunterstützter Fertigungsverfahren in der Zahnmedizin müssen die physiologischen Informationen über die intraoralen Verhältnisse der Patient*innen in systemspezifische Datensätze überführt werden (Quaas et al. 2007; Tapie et al. 2015). Dafür können Anwender*innen entweder ein Gipsmodell bzw. eine konventionelle Abformung digitalisieren, oder aber direkte intraorale Aufnahmen der Gebiss- und Weichgewebeverhältnisse anfertigen (Lee et al. 2014).

Auf Basis dieser Informationen wird ein virtuelles Modell generiert, das den exakten Zustand der intraoralen Situation wiedergibt und somit das herkömmliche Meistermodell nachahmt. Die Konstruktion dentaler Restaurationen (CAD) erfolgt in den meisten Fällen automatisch durch die CAD-Software (Beuer et al. 2008; Quaas und Rudolph 2007). Das Werkstück erhält seine anatomisch korrekte Form durch Algorithmen, die u. a. auf dem mathematischen Prinzip der „Biogenerik“ nach Mehl et al. beruhen (2005). Mit der Übertragung der Konstruktionsdatei an die CAM-Software beginnt der letzte Verfahrensschritt, bei dem durch geeignete CNC-Maschinen das Werkstück aus einem Materialblock gefräst wird.

1.1.3.2 Chairside- vs. Labside-Fertigung

Die drei Komponenten aller gängigen, dentalen CAD/CAM-Systeme sind also Digitalisierungswerkzeug, CAD-Software und CAM-Hardware (Mehl et al. 2009). Befinden sich alle Komponenten beim Behandelnden, spricht man von einem „chairside“-System. Hierbei ist es möglich, die Präparation durch geeignete Intraoralscanner direkt an den Patient*innen zu digitalisieren (Beuer et al. 2008), die Restauration innerhalb der Praxis am Computer zu konstruieren und im Anschluss durch direkte Verfahren mittels Schleifeinheit zu produzieren (Tinschert und Natt 2007). Es entfällt der Arbeitsschritt der konventionellen Abformung und Modellherstellung (Mehl 2001). Erfolgt die Herstellung der Restauration indirekt im Dentallabor spricht man laut Breuer et al. (2008) von einer „labside“-Lösung (Abb. 6).

Die intraorale Situation wird hierbei mit konventioneller Abformung erfasst, sodass der Digitalisierungsprozess erst im Labor und somit extraoral erfolgt (Siervo et al. 1994).

Abschnitte der „labside“-Fertigung können darüber hinaus dezentral in einem industriellen Fräszentrum erfolgen (Kachalia und Geissberger 2010).

Vergleicht man beide Fertigungsmöglichkeiten miteinander, liegt die Vermutung nahe, die chairside-Fertigung wäre weniger fehleranfällig, da durch die Eliminierung der konventionellen Abformung und der Modellherstellung, werkstoffspezifische Fehlerquellen entfallen (Geiselhöringer und Holst 2009). Dies trifft für eine Vielzahl von Restaurationsarten v.a. Einzelzahnversorgungen auch zu, jedoch wird bislang noch von der Herstellung großspanniger Versorgungen auf Grundlage eines intraoralen Scans abgeraten (Mangano et al. 2017).

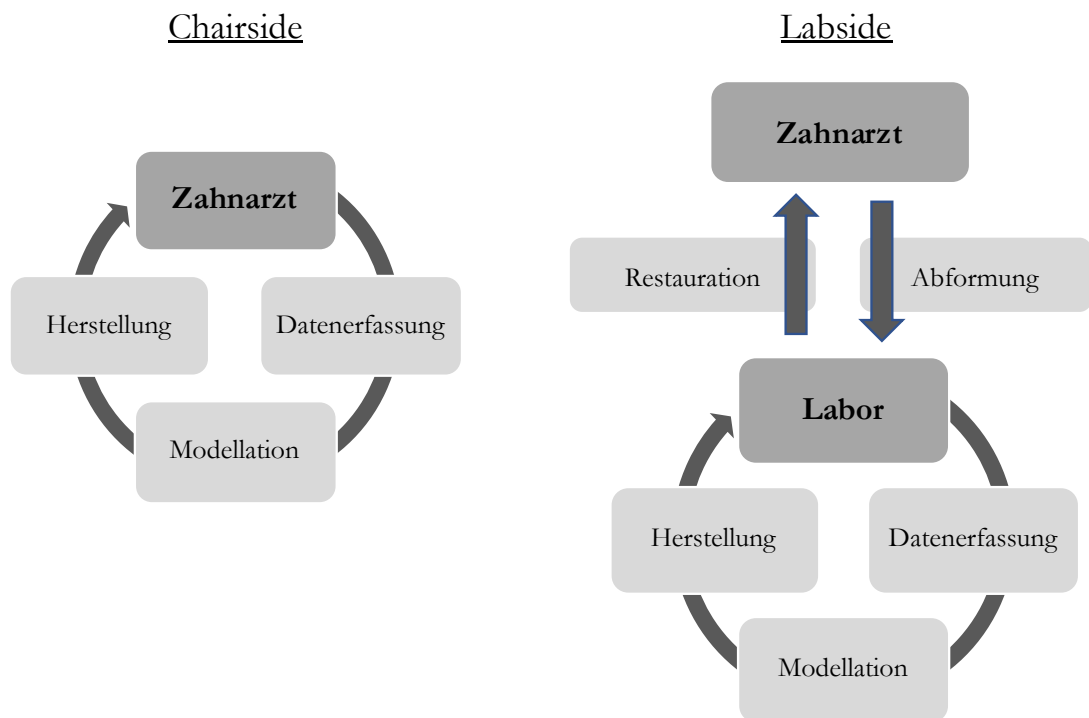


Abb. 6: Schematische Darstellung der Chairside- und Labside-Fertigung.

1.1.3.3 Oberflächenscanner

Bei der 3D-Digitalisierung von Objekten unterscheidet man die berührungslose Oberflächenerfassung und die optische Abtastung mit Hilfe von Kontaktscannern (Ireland et al. 2008).

Es handelt sich bei Kontaktscannern um mechanische Systeme, die mithilfe einer Messsonde Koordinaten bestimmen, die bestimmten Punkten auf der Objektoberfläche entsprechen. Sie bestehen aus Messsonde, der Maschine, die die Messsonde bewegt, und einem Computersystem mit zugehöriger Mess- und Steuerungssoftware. Die Position der Messspitzenspitze wird kontinuierlich in der x-, y- und z-Ebene bestimmt, während sie sich linear oder radial über die Objektoberfläche bewegt. Hierbei können nur harte Oberflächen abgetastet werden, da sich weiche Oberflächen durch den Kontakt mit der Sonde verformen oder abnutzen würden. Kontaktscanner sind daher für den Einsatz an Patient*innen nicht geeignet und kommen ausschließlich bei der labside-Fertigung zum Einsatz, wenn z.B. Gipsmodelle digital erfasst werden sollen. Die Ergebnisse mit Kontaktscannern sind sehr genau, ihre Arbeitsgeschwindigkeit jedoch verhältnismäßig langsam gegenüber optischen Systemen.

Systeme, die ein Objekt kontaktlos dreidimensional erfassen können, kommen in der Zahnmedizin häufig zum Einsatz. Man nennt sie kontaktlose Scanner. Ihre technische Funktionsweise kann variieren.

Beim herkömmlichen Laserscannen wird ein Laserstrahl von einem projizierenden Gerät auf die Oberfläche des zu scannenden Objekts geworfen und ein kameraähnliches Gerät (z.B. ein ladungsgekoppelter CCD-Sensor oder ein positionsempfindlicher Detektor) detektiert den entsprechenden Punkt auf der Objektoberfläche. Mittels mathematischer Triangulation kann die exakte Lage des Punktes berechnet werden, da die Position von Projektor und Kamera sowie der Winkel zwischen ihnen bekannt ist.

Die Scangenaugigkeit hängt hierbei direkt von der Bildqualität ab (Chen et al. 2000). Streulicht und Strahlreflexionen nehmen jedoch Einfluss auf die Bildqualität und sind selbst wiederum abhängig von der Oberflächenqualität und -beschaffenheit des Objekts. Dies kann eine Konditionierung der Zahnoberfläche oder eine Modulation des Modellmaterials nötig machen. Andere kontaktlose Systeme arbeiten mit der Fotogrammetrie; anstelle des Laserstrahls wird eine Serie von Fotografien aufgenommen, anhand derer Defokussierung, Schattierung und Skalierung Rückschlüsse über die dreidimensionale Form und Tiefe der Objektoberfläche gezogen werden können. Die Verarbeitung der analogen Signale erfolgt ebenfalls durch mathematische Triangulation.

Bei der Interferometrischen Technik bilden Interferenzlinien, entstanden durch die Überlagerung von Lichtwellen unterschiedlicher Wellenlänge, helle und dunkle Konturen auf der Objektoberfläche, die durch einen Sensor registriert werden (CEREC Omnicam AC[®] der Firma Dentsply Sirona Deutschland GmbH; CS 3500-Intraoralscanner von Carestream Dental LLC).

Bei der Structured-Light-Methode wird ein bekanntes Bild von zumeist mehreren hellen und dunklen Linien oder in Form eines Schachbrettes, auf die Oberfläche geworfen und wenn die Oberfläche nicht vollkommen flach ist, resultiert eine Deformation des Bildes. Das aufgenommene Bild wird mittels Computeralgorithmen analysiert und die Unterschiede zum Original dekodiert. Die Objektoberfläche kann dadurch rekonstruiert werden.

Die Moiré-Streifenprojektionsmethode ist eine Technik, bei der sowohl das projizierte als auch das reflektierte Licht durch ein Gitter geworfen wird und das entstehende Interferenzmuster mittels Triangulationsverfahren zur Oberflächenerfassung verwendet wird.

1.1.3.3.1 Intraoralscanner

Die direkte intraorale Digitalisierung präparierter Zähne durch die Nutzung eines Intraoralscanners bezeichnet man als CAI – computer-aided impressioning (Güth et al. 2010). Die Bauweise der gebräuchlichen Intraoralscanner ist durch die räumliche Begrenzung des Mundraumes limitiert und daher kompakt (Kühmstedt und Hintersehr 2008). Ein Intraoralscanner (IOS) besteht aus einem Handstück, dessen sog. „Scankopf“, der die Optik zur Datenerfassung enthält, und ist über ein Kabel mit einem Computer verbunden.

Bei allen auf dem Markt erhältlichen Intraoralscannern handelt es sich um kontaktlose Systeme, die sich jedoch im Aufnahmeprinzip maßgeblich voneinander unterscheiden.

Die Mehrheit der Scanner nutzt die optische Triangulation sowie die konfokale Mikroskopie. Es gibt jedoch auch Hersteller, deren Intraoralscanner mit dem sog. „Wavefront Sampling“ oder der optischen Koheränztomographie arbeiten.

Bei der Verwendung mancher optischer Systeme ist dabei die Anwendung eines Kontrastpuders obligat, damit Lichtreflexionen der zu scannenden Oberfläche vermieden werden und eine korrekte digital-optische Erfassung der intraoralen Situation möglich ist (Galhano et al. 2012). Laut Quaas et al. 2005 kann es jedoch aufgrund dieser Puderapplikation zu einer Abweichung der Messgenauigkeit von bis zu 55,6 µm kommen.

Die vorliegende Untersuchung sieht die Verwendung der CEREC Bluecam AC® und CEREC Omnicam AC® (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim) vor, die im Kapitel 2.3.7.1 näher behandelt werden.

1.1.3.4 Digitalisierungsprozess

Alle Informationen über Form und Größe der Oberfläche eines Scanobjektes werden durch den Intraoral- oder Laborscanner primär als Punktwolke erfasst, wobei jeder Punkt für eine Raumkoordinate steht (Ireland et al. 2008). Es existiert somit kein kontinuierlicher Datenstrom, sondern lediglich eine Akkumulation diskreter Datenpunkte, weshalb eine Software benötigt wird, um eine kontinuierliche, virtuelle Oberfläche zu erzeugen. In den meisten Fällen wird der hierfür benötigte Datensatz im .stl-Format (standard triangulation language) gespeichert (Quaas et al. 2007) und ist somit für andere Hard- und Software zugänglich. Das System kann als „offen“ bezeichnet werden, da Programme anderer Hersteller den Datensatz uneingeschränkt verwenden und zur Weiterverarbeitung nutzen können. Es sind aber auch Systeme auf dem Markt erhältlich, die die Scandaten zunächst verschlüsselt an ihre firmeneigenen Clouds versenden, sodass die Weiterverarbeitung nur systemintern erfolgen kann. Solche CAD/CAM-Systeme zählen zu den „geschlossenen“ Systemen. Ein offener STL-Datenexport an ein beliebiges CAD-Programm ist hierbei -wenn überhaupt- erst nach Export der Dateien aus der Plattform möglich.

Betrachtet man die CAD/CAM-Technologie isoliert im Rahmen der Zahnmedizin bzw. der Dentalindustrie ist es sinnvoll, Scansysteme nicht nur nach ihrer technischen Funktionsweise, sondern auch nach dem zugrundeliegenden Aufnahmeprinzip zu unterteilen. Handelt es sich um Einzelaufnahme oder Videoaufnahme, einen farbgetreuen oder monochromen Scan, ist die Konditionierung der Zahn-/Modelloberfläche vor dem Scan notwendig.

1.1.3.5 Fehlerquellen digitaler Systeme

Ausgangspunkt für die Arbeit mit dentalen CAD/CAM-Systemen ist der präparierte Zahn mit seiner individuellen und komplexen Morphologie, die im ersten Schritt der Prozesskette digitalisiert werden soll (Persson et al. 2006). Dafür nötig sind sog. „Intraoralscanner“, die durch lichteoptische Verfahren alle zugänglichen Bereiche im Mundraum von Patient*innen erfassen. Es gilt, eine Genauigkeit für digitale Datensätze von $<10\ \mu\text{m}$ an der Präparationsgrenze zu erreichen (Klein und Weck 2000).

Da Intraoralscanner nur die Teile der Objektoberflächen digitalisieren können, die der verwendeten Technologie optisch zugänglich sind, ergibt sich für den Behandelnden die Notwendigkeit, die Präparationsgrenze adäquat freizulegen und für eine optimale Trockenlegung des Scanfelds zu sorgen (Fasbinder 2013). Ein Speichelfilm auf dem Scanobjekt hat im Gegensatz zu Restaurationsmaterialien jeglicher Art nämlich Einfluss auf die Genauigkeit der digitalen Abformung (Kurz et al. 2015).

Auch Abweichungen von der, durch den Hersteller empfohlenen, Scanstrategie führen zu Ungenauigkeiten im digitalen Datensatz. Umgekehrt kann jedoch eine Verbesserung der Genauigkeit mit zunehmender Erfahrung und Standardisierung der Bewegungsmuster der Behandelnden beim Scanprozess erwartet werden (Ender und Mehl 2013).

Ein anderes Problem stellt die Verrechnung der Einzelzahnaufnahmen zu einem virtuellen Modell dar, auch „Matching“ genannt. Die Überlagerungsfläche zweier Bilder muss dabei eine gewisse Größe haben, um ein fehlerfreies Matching zu gewährleisten. Ist sie zu klein, kann dies Ungenauigkeiten von bis zu 17,2 µm verursachen (Rudolph et al. 2002).

Die Dekalibrierung des CAD/CAM-Systems hat zusätzlich negativen Einfluss auf die Genauigkeit der digitalen Abformung und sollte durch regelmäßige Systemkalibrierung der Anwender*innen vermieden werden (Rehmann et al. 2017).

1.1.3.6 Dentale Werkstoffe für CAD/CAM-Systeme

Durch den schnellen technischen Fortschritt im Bereich der CAD/CAM-Systeme beschleunigt sich gleichzeitig auch die Entwicklung neuer Restorationswerkstoffe für die computergestützte Verarbeitung (Johnson 2012).

Die Anforderungen an diese neue Generation von indirekten Restorationsmaterialien unterscheiden sich jedoch nicht von den Ansprüchen an die seit Jahrzehnten bewährten dentalen Werkstoffklassen. Biokompatibilität, Ästhetik, Widerstandsfähigkeit gegenüber mechanischen, thermischen und chemischen Einflüssen und ein angemessenes Abrasionsverhalten sind nach wie vor Qualitätsmerkmale potentieller CAD/CAM-Materialien (Schweiger und Beuer 2008).

Da deren Güte jedoch durch die industrielle Vorfertigung nicht mehr von der Techniksensitivität des Zahntechnikers abhängig sind, können Fehler in der Verarbeitungskette vermieden werden.

Darüber hinaus birgt der Einsatz der modernen CAD/CAM-Technologie die Chance, Laborzeiten zu minimieren, die Kosteneffektivität zu maximieren und eine konstante Qualitätskontrolle zu gewährleisten (Miyazaki et al. 2009).

Teilweise sind die Werkstoffe grundlegend neuartig, teils basieren sie auf herkömmlichen Keramiken oder Metallen aus der zahntechnischen Guss- bzw. Presstechnik (Poticny und Klim 2010).

Die folgende Einteilung (

Tab. 2) verschafft einen Überblick.

Tab. 2: CAD/CAM-kompatible zahntechnische Werkstoffe.

Metallische Werkstoffe	Titan	NEM-Legierungen	EM-Legierungen	
Polymerwerkstoffe	PMMA	Komposite (UDMA-/BisGMA-haltig)	PEEK	Resin-Nano-Keramik
Keramische Werkstoffe	Feldspatkeramik	Glaskeramiken - leuzitverstärkt - Lithiumdisilikat - Lithiumdisilikat (zirkoniumdioxidverstärkt)	Polykristalline Oxidkeramiken - Al ₂ O ₃ - ZrO ₂	Hybridkeramik

Bei CAD/CAM-gebräuchlichen metallischen Werkstoffen handelt es sich meist um Titan oder NEM-Legierungen, aus denen Kronen- und Brückengerüste, sowie individuelle Implantatabutments hergestellt werden.

Insbesondere im Fall von Implantatversorgungen, die selbst zum Großteil aus Titan bestehen, sollte die Herstellung der Suprakonstruktionen ebenfalls aus Titan angestrebt werden, da man so die Werkstoffvielfalt eindämmen könnte und die Werkstoffkorrosion unerheblich wäre (Pospiech 2014).

Da die meisten CAD/CAM-Systeme subtraktiv arbeiten, d.h. die Restauration durch spanabhebenden Substanzabtrag aus einem Materialblock fertigen, geht dabei bis zu 80% des Materials verloren (Beuer et al. 2008; Hohmann und Hielscher 2012; Pott et al. 2012; Jorge et al. 2013). Edelmetalllegierungen sind daher aus wirtschaftlicher Sicht weniger für diese CAD/CAM-Verfahren geeignet.

Edelmetalle werden deshalb entweder im additiven Lasersinterverfahren oder durch die sog. „CAD/CAST-Methode“ verarbeitet. Dabei dient die CAD-Konstruktion als Grundlage für eine Kunststoffrestauration, die im Anschluss im Vakuum-Druckgussverfahren in der Lost-Wax-Technik vergossen wird.

Der Indikationsbereich von Polymerwerkstoffen d.h. Kunststoffen in der CAD/CAM-Fertigung ist groß. Lichthärtende Polymere werden in additiven Herstellungsverfahren zu Schienen, Gussgerüsten oder Bohrschablonen verarbeitet. Auch die digitale Herstellung von Totalprothetik ist bereits möglich und soll in den kommenden Jahren im klinischen Alltag etabliert werden (Deak und Marinello 2015; Edelhoff und Beuer 2014).

Weitaus gebräuchlicher ist der Einsatz von fräsbaaren Kunststoffen wie Kompositen, faserverstärkten Polyamiden oder Polymethylmethacrylaten (PMMA) jedoch bei der Anfertigung von Provisorien (Beuer et al. 2015; Pott et al. 2012). Deren Größe ist mittlerweile nicht mehr nur auf Einzelzahnkronen oder dreigliedrige Brücken limitiert, sondern kann auch darüber hinausgehen (Fasbinder 2010). Vorteilhaft erweist sich die Tatsache, dass der generierte Datensatz auch für die Herstellung der definitiven Versorgung zu einem späteren Zeitpunkt verwendet werden kann.

Polyetheretherketone (PEEK) spielen auch als permanente Gerüstmaterialien für Implantat- oder Brückenkonstruktionen eine Rolle (Schwitalla und Müller 2013; Liebermann et al. 2016); deren Oberflächenbehandlung und Herstellungsprozess hat jedoch signifikanten Einfluss auf die finalen mechanischen Eigenschaften des Materials und sollte deswegen ausschließlich den Herstellerangaben entsprechend erfolgen (Stawarczyk et al. 2015).

Aufgrund ihrer chemischen Grundstruktur lassen sich keramische Werkstoffe für die CAD/CAM-Technik nach Pospiech et al. (2004) in Silikatkeramiken und Oxidkeramiken einteilen.

Während Silikatkeramiken durch eine glasreiche Matrix und ihren mehrphasigen Aufbau charakterisiert sind („high-glass-content“), haben die einphasigen und einkomponentigen Oxidkeramiken geringe bis keine Glasanteile („low-glass-content“).

Generell gilt das Prinzip: ein hoher Glasanteil verbessert die Ästhetik durch erhöhte Transluzenz, ein hoher Fülleranteil steigert die mechanischen Eigenschaften (Helvey 2014). Dies führt zu materialspezifischen Indikationsbereichen, die Kappert und Krahl (2001) oder Conrad et al. (2007) für die unterschiedlichen Gruppen von Dentalkeramiken erfasst haben.

Zu den Silikatkeramiken zählen neben den herkömmlichen Feldspatkeramiken auch die leuzitverstärkten Glaskeramiken und die Lithiumdisilikate, die im vorgesinterten Zustand gefräst und danach auskristallisiert werden müssen (Hajtó 2013). Lithiumdisilikatkeramiken wurden 2005 auf dem Dentalmarkt eingeführt und durch die Modifizierung mit Zirkoniumdioxid 2013 weiterentwickelt und optimiert (Vita Zahnfabrik Rauter GmbH & Co. KG).

Die Oxidkeramiken teilen sich hingegen in polykristalline und glasinfiltrierte Vertreter auf und bestehen größtenteils aus Aluminiumoxid (Al_2O_3) oder Zirkoniumdioxid (ZrO_2).

In den letzten Jahren wurde jedoch auch ein Werkstoff entwickelt, der in keine bisherige Kategorie eingeordnet werden kann; die Hybridkeramik. Sie basiert auf einer dualen Keramik-Polymer-Netzwerkstruktur, durch die sich die ästhetischen und biologischen Vorteile der Keramik mit den elastischen Eigenschaften der Kunststoffe verbinden lassen (Richter 2013; Güß und Horvath 2013).

Dies äußert sich in der Fähigkeit der Hybridkeramik, hohe Kaufkräfte zu kompensieren ohne zu frakturieren. Außerdem weisen diese innovativen Materialien ein schmelzähnliches Abrasionsverhalten auf und können dadurch als zahnschonend bezeichnet werden (Mörmann 2013).

Für diese Untersuchung wurde eine zirkoniumdioxidverstärkte Lithiumsilikat-Glaskeramik (Vita Suprinity® PC) und eine Hybridkeramik, zusammengesetzt aus einem Feldspatkeramikgitter und einem Polymernetzwerk aus UDMA und TEGMA (Vita Enamic®), verwendet.

1.1.3.7 Aktuelle CAD/CAM-Systeme in der Zahnmedizin

Zahlreiche CAD/CAM-Systeme unterschiedlicher Hersteller sind (Stand 2020) auf dem Markt verfügbar und bedienen die individuellen Anforderungen ihrer Anwender*innen. Sie finden sowohl in der Zahnarztpraxis als auch im Dentallabor Anwendung. In Deutschland setzen erst 15-20% der Zahnärzte Intraoralscanner ein, während 75% der Dentallabore mit Scansystemen zur digitalen Datenerfassung arbeiten (Gadola 2018). Die Praxen, die digital abformen, stellen jedoch auch in über 60% der Fälle eigenständig die prothetische Versorgung durch Chairside-Systeme her (Henry 2016). Dies liegt u. a. an der intuitiven Bedienung der Systeme und dem benutzerfreundlichen digitalen Workflow, der durch die Behandelnden mittlerweile auch delegiert werden kann und andererseits an der Eignung der digitalen Systeme, die Präparation unmittelbar bezüglich ihrer prothetischen Versorgbarkeit beurteilen zu können (Felber 2014; Poticny und Klim 2010). Patient*innen profitieren von ausgezeichneten werkstoffkundlichen Eigenschaften der industriell gefertigten Materialblanks aus Hochleistungswerkstoffen, deren mechanischen Charakteristika – insbesondere bezüglich Abrasivität und Festigkeit (Hohmann und Hielscher 2012) – denen der herkömmlichen dentalen Werkstoffe überlegen sind.

Die Tatsache, dass von ca. 1,8 Millionen hergestellten vollkeramischen Restaurationen 41% auf CAD/CAM-Basis hergestellt wurden, zeigt, dass diese Technologie im Praxis- und Laboralltag vollständig etabliert ist und in Zukunft tendenziell sogar noch stärker verwendet werden wird (Weber et al. 2008; Rudolph et al. 2003).

1.1.3.7.1 CEREC (Sirona, Bensheim)

Der Begriff CEREC steht für „Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics“ oder auch „Ceramic Reconstruction“. Es bezeichnet eine CAD/CAM-basierende Methode der Firma Dentsply Sirona Deutschland GmbH zur Herstellung zahnmedizinischer Restaurationen. Die Intention hinter der 1980 durch Werner H. Mörmann und Marco Brandestini an der Universität Zürich entwickelten Erfindung war die zeitsparende und individuelle Herstellung vollkeramischen Zahnersatzes direkt an der zahnärztlichen Behandlungseinheit.

In einer Sitzung sollte neben der Präparation der behandlungsbedürftigen Zähne auch die digitale Abformung, dreidimensionale Konstruktion und computergestützte Herstellung der Versorgung sowie deren intraorale Eingliederung erfolgen (Otto und Schneider 2008). Dies konnte erstmals 1985 realisiert werden und macht das CEREC-System damit zum weltweit ersten CAD/CAM-System, das in der Zahnmedizin Anwendung fand (Mörmann 1988).

Da bei der noch recht experimentellen CEREC 1-Version lediglich eine Schleifscheibe, angetrieben durch ein Wasserrad, zur subtraktiven Fertigung benutzt wurde, war das Indikationsgebiet auf Inlays und Veneers begrenzt. Die Qualität der resultierenden Werkstücke war jedoch zu Anfang nicht zufriedenstellend. Die mangelhafte Gestaltung der Kauflächen minderte die Qualität der Inlays immens, während das spärliche Angebot schleifbarer Keramiken, darunter Vita Mark I (eine sehr harte und spröde Feldspatkeramik) keine optimalen ästhetischen Ergebnisse im Fall von Frontzahnversorgungen zuließ. Dies führte zu einer zeitnahen Überarbeitung des Systems. Das Folgeprodukt, CEREC 2, besaß im Gegensatz zu seinem Vorgänger neben der Schleifscheibe auch einen zylinderförmigen Diamanten, durch den komplexere Formen hergestellt werden konnten. Dies erweiterte das Fertigungsspektrum um Kronen und Onlays. Im Jahr 2000 mit Fortschreiten der Computertechnologie ergab sich die Notwendigkeit für einen Umstieg auf Windows. Zeitgleich wurden die Schleifscheibe durch einen zweiten Schleifstift ersetzt und die Aufnahmeeinheit von der Schleifeinheit getrennt; CEREC 3 wurde auf dem Markt eingeführt.

2003 war es durch ein Softwareupdate erstmals möglich, zahnmedizinische Restaurationen auf Grundlage eines 3D-Modells virtuell zu konstruieren. Durch die Entwicklung der Schleifmaschinengeneration MCXL 2007 und der Umstellung der Aufnahmetechnologie auf kurzweiliges, blaues Licht in Form der CEREC Bluecam AC[®] 2009 verbesserte sich die Aufnahmegenaugigkeit zusehends. Eine Messgenauigkeit von 19 µm für Einzelaufnahmen und 35 µm für Quadrantenaufnahmen konnte laut Untersuchung von Mehl et al. (2009), Wolf und Bindl (2009) und Tobias (2010) erreicht werden. Dies entspricht den damals erhältlichen hochauflösenden extraoralen Referenzscannern.

Die Kauflächengestaltung wurde durch die Entwicklung der Biogenerik verbessert (Mehl et al. 2005) und die Option zur simultanen Herstellung mehrerer Restaurationen in einem Arbeitsprozess ist seit der Einführung der Software-Version CEREC 4.0 möglich.

Als im Jahr 2012 die CEREC Omnicam AC[®] eingeführt wurde, war die Vorbereitung des Präparationsgebietes mit Titandioxid-haltigem Kontrastpuder, welches bei der CEREC Bluecam AC[®] zwingend verwendet werden musste, obsolet. Das puderfreie und fließende Aufnahmeverfahren der CEREC Omnicam AC[®] war neben der farbgetreuen Darstellung im 3D-Modell die wichtigste Errungenschaft dieser neuen IOS-Generation (Abb. 7).

Mit den verbesserten Schleifalgorithmen der CEREC-Software 4.4 aus 2015 und der Ausstattung der 4-motorigen MCXL-Fräse mit extrafeinen Schleifwerkzeugen steigerte sich die Präzision der resultierenden Werkstücke außerdem (Abb. 8).

Die aktuellste Neuerung zu Anfang dieses Jahres betrifft die Aufnahmeeinheit. Aufgrund der verbesserten Handhabung und des schnelleren Scanvorgangs bei verbesserter Genauigkeit soll die 2019 vorgestellte CEREC Primescan AC[®]-Intraoralkamera die Qualität der maschinell gefertigten Restaurationen weiterhin optimieren. Die aktuelle Studienlage belegt dieses Bestreben. Für die Richtigkeit von Teilbogen- und Complete-Arch-Aufnahmen liefert der CEREC Primescan AC[®]-IOS bereits Genauigkeiten, die mit herkömmlichen Abdruckmethoden zu vergleichen sind (Ender et al. 2019; Schmidt et al. 2020). Die CEREC Primescan AC[®] ist der Omnicam AC[®] bezüglich ihrer Übertragungsgenauigkeit sowohl in Richtigkeit als auch Präzision bei der Complete-Arch-Aufnahme deutlich überlegen (Passos et al. 2019; Zimmermann et al. 2015).

Die Sirona Primescan AC[®] zeichnet sich durch die Ausstattung hochauflösender Sensoren aus, die mittels kurzweiligem Licht und optischer Hochfrequenzanalyse bis zu einer Millionen Bildpunkte pro Sekunde erfassen und verrechnen können.

Dies ermöglicht die digitale Abformung auch bei subgingivalen oder besonders tiefen Präparationen (bis zu 20 mm). Zahnlose oder mit Implantaten versorgte, unbezahnte Kiefer können genauso präzise erfasst werden, wie Weichgewebe (z.B. Gaumen oder Frenulum). Ein offener Datentransport sorgt neben dem modularen Konzept der Systemkomponenten für eine hohe Flexibilität der Benutzer.



Abb. 7: Scankopf der Sirona CEREC Omnicam AC[®] (links) und der CEREC Bluecam AC[®] (rechts).



Abb. 8: CEREC Aufnahmeeinheit für den CAD/CAM-Vorgang inkl. entsprechender Intraoralkamera (links) und MCXL-Fräse für die subtraktive Fertigung der Restauration (rechts).

1.1.3.7.2 Cara (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau)

Der digitale Workflow, der durch die Systemkomponenten der Firma Heraeus Kulzer GmbH (Hanau) realisiert werden soll, beginnt ebenfalls mit dem Einsatz eines Intraoralscanners. Die Firma bietet zwei unterschiedliche Scanner für den intraoralen Gebrauch an, die auf verschiedenen Aufnahmeprinzipien beruhen. Während der bereits 2012 eingeführte Cara Trios™-IOS (Abb. 9) die zu erfassenden Bereiche auf Grundlage der konfokalen Mikroskopie digitalisiert, benutzt der Ende 2018 entwickelte und 2019 auf dem Markt eingeführte Cara i500™-Scanner die Motion-Capture-Technologie.

Das Prinzip der konfokalen Mikroskopie beruht auf der Lichtemission roten LED-Lichtes, welches geradlinig und aus verschiedenen Richtungen auf den aufzunehmenden Bereich geworfen, dann reflektiert und durch einen Sensor am Austrittspunkt der Lichtstrahlen wieder detektiert wird. Durch rasterartiges Verschieben des Brennpunktes über die Objektoberfläche werden Bilder verschiedener Tiefenschärfe und Lichtintensität registriert, deren Verrechnung ein dreidimensionales Bild ergibt. Im Idealfall resultieren Aufnahmen mit einer Auflösung von $1\ \mu\text{m}$ (Meschede 2015), was klinisch jedoch nicht realisierbar ist.

Innerhalb der Mundhöhle liegt die Aufnahmegenauigkeit des Cara Trios™ in Abhängigkeit der zu scannenden Situation bei höchstens $15,2\pm 0,8\ \mu\text{m}$. Dabei nimmt der mathematische Fehler bezüglich Richtigkeit und Präzision von Einzelzahnaufnahmen über die Erfassung von teilbezahnten Kiefern bis hin zur Digitalisierung unbezahnter Kiefer zu (Mangano et al. 2017).

Das Motion-Capture-Verfahren des Cara i500™-Intraoralscanners, der mit zwei Aufnahmekameras unterschiedlicher räumlicher Anordnung ausgestattet ist, beruht grundsätzlich auf dem Prinzip der Triangulation, ist jedoch gegenüber der herkömmlichen Technologie aufgrund der zwei Aufnahmeeinheiten wesentlich schneller. Nach der Lichtemission und -detektion werden signifikante Bildpunkte durch die Software erkannt und deren Lageänderung während des Scanvorgangs registriert. Die räumliche Veränderung dieser sog. „Marker“ ermöglicht es dem System ein Muster zu erkennen und dieses in Form eines dreidimensionalen Modells wiederzugeben (Hipp 2003). Sowohl die Richtigkeit als auch die Präzision der Aufnahmen haben sich im Gegensatz zum Vorgängermodell Cara Trios™ verbessert und betragen für die Erfassung von Einzelzahnpräparationen zwischen 3,2 und 5,3 µm *in vitro* (Park et al. 2018).

Beide Intraoralkameras decken ein breites Anwendungsspektrum ab und können auch zu kieferorthopädischen sowie -chirurgischen Planungen herangezogen werden.

Ist die Aufnahme durch eine der beiden IOS beendet, schließt sich der CAM-Prozess an. Dies kann durch die firmeneigene, subtraktive Schleifeinheit Cara Mill™ erfolgen, oder aber herstellerunabhängig durch offenen STL-Export an andere Fertigungsgeräte bzw. -anbieter weitergegeben werden.



Abb. 9: Die Aufnahmeeinheit des Cara Trios™-Intraoralscanners (links) mit den beiden verfügbaren Handstückmodifikationen; Griffform oben rechts und Stiftform unten rechts.

1.1.3.7.3 Lava (3M ESPE AG, Seefeld)

Auch die 3M ESPE AG (Seefeld) bietet seit 2008 mit dem Intraoralscanner Lava™ C.O.S (Chairside Oral Scanner) die Möglichkeit zur intraoralen Abformung an (Abb. 10). Dieser funktioniert auf Basis der 3D-In-Motion-Technologie. Durch dieses Prinzip ist es nicht mehr notwendig, die Kamera starr über dem Objektfeld zu positionieren. Die Anwender*innen können die Zahnreihe stattdessen in fließenden Bewegungen abscannen, wobei ungefähr 20 3D-Datensätze pro Sekunde bzw. 2400 Datensätze pro Kieferbogen generiert werden.

Die CAD-Software verrechnet diese Datensätze zu einem digitalen Modell. Das Indikationsgebiet ist vielfältig und auch für die implantologische Arbeit geeignet.

Als Bestandteil der Lava™-Produktionskette, sind die durch den Lava™ C.O.S-IOS generierten Daten jedoch nicht in andere Systeme exportierbar, sondern werden über die Lava™ Connect-Schnittstelle an kooperierende Fräszentren weitergeleitet, über die der CAM-Prozess abgewickelt wird.

Dies schränkt die Unabhängigkeit und den Spielraum der Anwender*innen bezüglich der Laborwahl ein.



Abb. 10: Lava™ C.O.S-Hardware für die digitale intraorale Abformung. Sie basiert auf dem Prinzip des „active wavefront sampling“. 3M ESPE AG hat diese Technologie als „3D-in-Motion-Technologie“ bezeichnet.

1.1.3.7.4 CARES® (Straumann GmbH, Freiburg)

Die Straumann GmbH als Anbieter zahnmedizinischer Digitaltechnik hat ihre Produktpalette in den letzten Jahren am beträchtlichsten erweitert. Neben Intraoral- und Laborscannern werden CNC-Maschinen zur subtraktiven und additiven Fertigung angeboten. Diese Fräsmaschinen bzw. 3D-Drucker können chairside bzw. labside verwendet werden; auch zentral gefräste CAD/CAM-Prothetik ist durch firmeneigene Fräszentren realisierbar. Die hardwarekompatiblen Materialien, sowie die Software für das Prothetik-Design und die computergeführte Chirurgie stellt das Unternehmen den Anwender*innen selbst zur Verfügung.

Bekannt geworden als Hersteller von Implantaten und Implantatzubehör liegt nun also der Fokus auf der Bereitstellung ganzer Systeme zur Herstellung zahnmedizinischer Restaurationen. Unter dem Pseudonym „CARES®“ führt Straumann GmbH verschiedene Produktreihen, die auf den chairside, labside, zentralen oder dezentralen Fertigungsprozess abgestimmt sind. Die C-Serie („C“ für „Chairside“) ist für die zahnärztliche Anwendung in der Praxis vorgesehen. Sie besteht neben dem 3Shape TRIOS®-Intraoralscanner, der auf dem konfokalen Prinzip digitalisiert, und dem zugehörigen Monitor, aus einer intuitiven und erweiterbaren Software (Straumann CARES® Visual Chairside bzw. 3Shape TRIOS®-Design Studio) sowie einer kompakten, 4-achsigen Fräsmaschine, die Glas-, Feldspat- und Hybridkeramiken, aber auch Titan und Kunststoffe subtraktiv bearbeiten kann (Abb. 11). Erwähnenswert sind überdies spezielle Funktionen des Intraoralscanners 3Shape TRIOS®, wodurch er sich von den IOS anderer Hersteller abhebt. Einerseits existiert die Möglichkeit durch das sog. „Patient Monitoring“ eine digitale Verlaufskontrolle etwaiger Zahnstellungsänderungen von Patient*innen aufzuzeichnen und zu erfassen. Dafür werden zwei zeitversetzte Scans verglichen und optisch überlagert, sodass beispielsweise erosive Prozesse visualisiert werden können.

Des Weiteren ist der Scankopf mit Fluoreszenztechnologie ausgestattet, die bei der Kariesdiagnostik durch das behandelnde Fachpersonal unterstützend herangezogen werden kann. Außerdem können durch die Software-Erweiterung „TRIOS® Smile Design“ kieferorthopädische Behandlungsergebnisse vor Therapiebeginn simuliert und veranschaulicht werden.

Die M-Serie („M“ für „Mill“) hingegen ist auf den laborseitigen Fertigungsprozess ausgelegt. Ein auf Lasertriangulation basierender, extraoraler Scanner ermöglicht die Erfassung von Gips, diversen Abformmaterialien und WaxUps. Jegliche Art CAD/CAM-geeigneter Materialien kann durch die 5-achsige Fräsmaschine der Straumann CARES® M-Serie zu einer Restauration beliebigen Indikationsbereiches verarbeitet werden. Selbst Brückengerüste bis zu 16 Gliedern und herausnehmbarer Zahnersatz stellen für diese Fräs-Schleifeinheit kein Problem dar.

Die P-Serie („P“ für „Print“) ist sowohl für den Praxis- als auch für den Laborbetrieb entwickelt worden, arbeitet im Gegensatz zur M-Serie jedoch additiv. Das bedeutet, dass ein 3D-Drucker das gewünschte Werkstück computergesteuert schichtweise aus einem geeigneten Material aufbaut (Zäh 2006). Zurzeit sind für diese Herstellungsoption lediglich Kunststoffe geeignet, aus denen u. a. Modelle, Gingivamasken, Bohrschablonen, Schienen oder Abformlöffel gefertigt werden können.

Die Kompatibilität aller Serien mit Drittanbietern ist durch geeignete Schnittstellen und einen offenen STL-Datentransport gewährleistet.



Abb. 11: C-Serie der Straumann AG, Basel. Aufnahmeeinheit (links), Handstück (rechts oben) und Fräseinheit für den praxisinternen Gebrauch (rechts unten)

1.1.3.7.5 EVEREST / ARCTICA / LS3 / X500 (KaVo Dental GmbH, Biberach)

Mit der Markteinführung des KaVo EVEREST®-Systems begann die KaVo Dental GmbH bereits vor über 15 Jahren mit der Entwicklung computergestützter Fertigungsverfahren für den Laborgebrauch. Dieses System hatte jedoch lediglich eine wirtschaftliche Relevanz in Betrieben mit großen Stückzahlen über 250 Einheiten pro Monat (Ewertz 2011) und war aufgrund der Dimensionierung der CAM-Einheit nicht weit verbreitet.

Um die Anwendbarkeit auch in kleineren Laboren und Praxen zu realisieren und die Rentabilität des Systems zu gewährleisten, wurde im Jahr 2012 das kompaktere KaVo ARCTICA®-System vorgestellt. Die einzelnen Systemkomponenten – Scaneinheit (ARCTICA®-Scan), Konstruktionssoftware (KaVo MultiCAD®) und die Schleifeinheit (ARCTICA®-Engine) – sind dennoch beliebig mit der KaVo EVEREST®-Serie kombinierbar.

Weitere Vorzüge sind der automatische Werkzeugwechsler in Kombination mit dem herausnehmbaren Werkzeugmagazin der KaVo ARCTICA®-Engine, der Blaufilter im KaVo ARCTICA®-Scan, durch den bei der Streifenlichtprojektion selbst glänzende Oberflächen fehlerfrei erfasst werden können und die benutzerfreundliche Konstruktionssoftware KaVo MultiCAD®. Sie visualisiert Präparationsmodell und Gegenbiss monochrom und generiert Designvorschläge für die gewünschte Restauration vollautomatisch.

Seit 2018 bietet die KaVo Dental GmbH mit dem KaVo LS3®-Scanner eine verbesserte Version eines Labor-Desktopscanners an, der die herkömmliche Streifenlichtprojektion mit dem Laserscannen kombiniert. Für Anwender*innen resultiert dadurch eine verkürzte Aufnahmezeit und farbechte, dreidimensionale Modelle zur Weiterverarbeitung.

Das Modell kann entweder fixiert in einem mitgelieferten Modellhalter, oder aber in einem Artikulator erfasst und die Informationen digitalisiert werden. Ermöglicht wird der Gebrauch eines Artikulators durch das überdurchschnittlich großes Messfeld (BxHxT = 80x60x85mm). Die Daten können für ein anschließendes „inhouse“-Milling (labside Fertigung) oder für die zentrale Fertigung verwendet werden.

Die Ausweitung des Hardwareangebotes für den zahnärztlichen Gebrauch erfolgte durch das Angebot eines Intraoralscanners seit Beginn des Jahres 2020. Der KaVo X500®-IOS schließt somit die Lücke zwischen zahnärztlicher Arbeit und zahntechnischem Workflow, ist jedoch technisch keine Innovation aus dem Hause KaVo Dental GmbH, sondern produktionsgleich mit dem „Cara i500®“ der Firma Kulzer GmbH (Hanau) und dem „Medit i500®“ der Firma Schütz Dental GmbH (Rosbach) – s. Abb. 12.



Abb. 12: Intraoralscanner X500® der Firma KaVo Dental GmbH.

1.1.4 Passgenauigkeit

Die Passgenauigkeit zahnmedizinischer Restaurationen beeinflusst nachweislich die Überlebensrate von Kronen- und Brückenversorgungen (Abbate et al. 1989; Gernet 1987) und ist ein probates Mittel, die Güte eines Werkstückes zu beurteilen (Gelbhard et al. 1994; Kerschbaum und Porschen 1998; Plecavich und Jonkas 1983). In der Literatur wird zwischen der externen, internen und marginalen Passgenauigkeit unterschieden (Moldovan et al. 2006; Rudolph et al. 2002).

Die externe Passgenauigkeit beschreibt die okklusale Passung einer angefertigten Restauration. Entspricht diese nicht der Okklusion der Restbezaehlung, existieren Supra- oder Infrakontakte, die das Kiefergelenk schädigen oder zu einer Überbelastung des Zahnhalteapparates führen können (Marxkors 2000).

Der Abstand zwischen Stumpfoberfläche und Restauraionsinnenfläche beschreibt die interne Passgenauigkeit. Demmel (1971) bezeichnet diese Diskrepanz als „Schichtdicke des Zements“, Holmes (1989) spricht von „internal gap“. Gibt es Defizite bei der internen Passung kann das zu Retentionsverlust oder Minderung der Festigkeit der prothetischen Versorgung führen. Das Risswachstum Yttriumoxid-stabilisierter Zirkoniumdioxidkeramik (Y-TZP) kann durch eine solche interne Fehlpassung ebenfalls begünstigt werden (Lawn et al. 2004; Reich et al. 2008).

In der Literatur versteht man unter einem optimalen marginalen Randschluss das exakte Anliegen der Restauration an allen Stellen am Zahnstumpf, sodass der Übergang glatt und weder optisch sichtbar noch tastbar ist (Böttger et al. 1961; Rehberg 1971; Donath und Roth 1987; Eichner und Voss 1971). Da diese Forderung aufgrund von Materialmindeststärken, technischen Herstellungsverfahren und der Notwendigkeit einer konventionellen oder adhäsiven Befestigung in der Praxis jedoch nicht realisierbar ist, entsteht zwangsläufig eine Diskrepanz zwischen Zahnstumpf und Restauration (Demmel 1971; Felton et al. 1991). Die eindeutige Definition dieser räumlichen Diskrepanz in der Literatur ist problematisch. Während einige Autoren von „Randspalt“ oder „Randfuge“ sprechen und diese in der horizontalen Ebene messen, existieren auch solche Meinungen, die die zervikale Diskrepanz in der Vertikalen ermitteln (Fransson 1985).

Bis zur Veröffentlichung der von Holmes entwickelten Terminologie in seiner Arbeit „Considerations in measurement of marginal fit“ (1989) konnten die Ergebnisse der bis zu diesem Zeitpunkt vorgenommenen Untersuchungen demnach nur schwer verglichen und eine allgemeingültige Aussage zum marginalen Passungsverhalten und dessen Auswirkungen nicht zweifelsfrei gemacht werden.

1.1.4.1 Marginale Passgenauigkeit

Seit der Arbeit von Holmes (1989) gibt es zwei maßgebliche Messstrecken am Kronenrand, die für alle darauffolgende Arbeiten reproduzierbar ermittelt werden konnten und verwendet wurden.

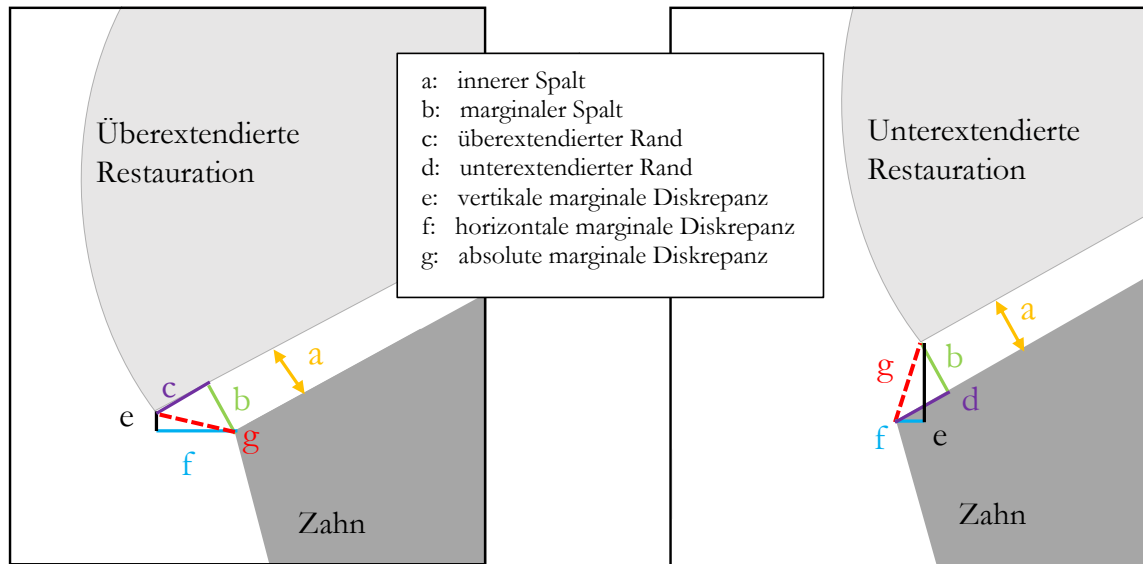


Abb. 13: Terminologie der Randmorphologie nach Holmes et al. 1989. Der marginale Randspalt (b) beschreibt die senkrechte Messstrecke zwischen Restaurations- und Präparationsgrenze und die absolute marginale Diskrepanz (g) das Verhältnis zwischen marginalem Randspalt und Über- bzw. Unterextension der Versorgung.

Während der „marginale Randspalt“ den senkrechten Abstand zwischen Präparationsgrenze und Restaurationsinnenfläche beschreibt und eine Über- bzw. Unterkonturierung der Versorgung vernachlässigt, bezieht die „absolute marginale Diskrepanz“ die Dimensionierung der Kronenränder mit ein und zeigt das volle Ausmaß der marginalen Fehlpassung. Die absolute marginale Diskrepanz basiert, wenn man das mathematische Grundgesetz von Pythagoras zugrunde legt, auf dem geometrischen Verhältnis zwischen vertikalem Abstand und horizontaler Über- bzw. Unterkonturierung (Abb. 13). Die absolute marginale Diskrepanz wird entsprechend durch die Hypotenuse repräsentiert. Die Ermittlung dieser Messstrecke ist klinisch von erheblicher Bedeutung, da sie Rückschlüsse über die Fläche des freiliegenden Zementes zulässt. Je größer diese Fläche ist, umso größer ist die Desintegration des Befestigungsmaterials durch orale Fluoride (Jacobs und Windeler 1991; Sorensen 1990).

Im Großteil der Studien wird jedoch nur die marginale Diskrepanz evaluiert (Contrepolis et al. 2013); diese fällt in *In-vitro*-Studien üblicherweise kleiner aus als in *In-vivo*-Untersuchungen (Laurent et al. 2008).

Für den klinischen Erfolg der prothetischen Arbeit sollte der marginale Spalt so gering wie möglich sein (Tuntiprawon und Wilson 1995).

Ist dies nicht der Fall und überschreitet der marginale Spalt einen gewissen Wert, können Misserfolge eintreten. Dies kann sich sowohl im Auftreten einer Sekundärkaries (Kerschbaum und Thie 1981; Horn 1982; Walton et al. 1986; Schwartz et al. 1970), der Etablierung plaqueassoziiertes Parodontopathien (Gropp und Schwindling 1971; Spiekermann 1986; Ramfjord 1974) oder einem möglichen Retentionsverlust durch Dezementierung (Jacobs und Windeler 1991; Curtis et al. 1993) äußern. Spannungsinduzierte Frakturen und damit verbundenes Materialversagen tritt häufiger auf, je größer der Randspalt ist (Moldovan et al. 2006).

Über die Grenzwerte der Randspaltgröße *in vitro* und *in vivo* gibt es vielfältige Angaben in der Literatur. Rehberg (1971) forderte ursprünglich einen Randspalt unter 30 µm. Dreyer-Jørgensen (1958) unter 50 µm; Marxkors (1980) stuft diese Bestrebungen jedoch als klinisch nicht realisierbar ein.

Daraufhin wurden in weiteren Untersuchungen klinisch und zahntechnisch realisierbare Spaltbreiten zwischen 50 und 150 µm ermittelt (McLean und von Fraunhofer 1971; Bieniek und Küpper 1988; Kerschbaum und Porschen 1998), wobei Spiekermann (1986) auch kontinuierliche Diskrepanzen bis zu 200 µm als klinisch akzeptabel bezeichnen.

Beeinflusst wird die marginale Passung durch die Konfiguration der Präparationsgrenze, die Einstellung des Zementspaltes, dem Verblendungsprozess und der Art der Zementierung (Contrepolis et al. 2013). Außerdem ist die Passgenauigkeit im Ganzen abhängig von der zugrunde liegenden Präzisionsabformung (Klettke et al. 2006).

1.1.4.2 Methodiken zur Ermittlung der Passgenauigkeit

In der Literatur sind verschiedene Verfahren zur Bestimmung der internen und marginalen Passgenauigkeit beschrieben, deren Messmethoden und -kriterien sich jedoch so bedeutend voneinander unterscheiden, dass die Ergebnisse untereinander nicht vergleichbar sind (Kerschbaum und Porschen 1998). Daher ist es notwendig, abhängig vom Versuchsaufbau und der wissenschaftlichen Fragestellung, das geeignete Verfahren auszuwählen.

Die simpelsten, jedoch klinisch wichtigsten Methoden zur Ermittlung der Passgenauigkeit sind sowohl die visuelle Inspektion als auch die taktile Untersuchung des Randspaltes mithilfe einer zahnärztlichen Sonde (Kern et al. 1990). Diese Methoden sind nicht invasiv und ohne großen Aufwand an Patient*innen durchführbar. Auch *in vitro* kann eine Sonde zur Analyse der Passgenauigkeit herangezogen werden, was jedoch aufgrund innovativer und präziserer Verfahren Seltenheitswert besitzt.

Problematisch an der visuellen bzw. taktilen Untersuchung der Passung ist die Tatsache, dass sie nicht reproduzierbar, subjektiv und auf optisch oder physisch zugängliche Bereiche begrenzt sind. Außerdem ist lediglich die marginale Diskrepanz beurteilbar (Abbate et al. 1989; Kern et al. 1990; Rehberg 1971).

Die röntgenologische Untersuchung zahnärztlicher Restaurationen ist ein weiteres klinisch anwendbares Mittel zur Passungsbeurteilung, das jedoch aus strahlenhygienischer Sicht in seiner Anwendbarkeit eingeschränkt ist. Außerdem ist das Verfahren materialabhängig, denn der Informationsgehalt differiert zwischen metallischen und oxidkeramischen Versorgungen (Weyns und De Boever 1984). Die Aufnahmen vom Randspalt unterliegen Projektionsfehlern in Form von Verzerrung und/oder Überlagerungen, die die Aussagekraft verfälschen. Über die interne Passung kann mittels röntgenologischer Verfahren keinerlei Aussage gemacht werden.

Die Verwendung von Schliffpräparaten oder Sektionsverfahren erfolgt an auf natürlichen Zähnen oder Modellstümpfen positionierten bzw. befestigten Restaurationen, die in Kunststoff eingebettet werden. Dieses Vorgehen hat eine hohe wissenschaftliche Aussagekraft, da die resultierenden Ergebnisse sehr genau, reproduzierbar und vergleichbar sind (Fürst 2008). Sowohl eine marginale als auch interne Passungsanalyse ist möglich (Oruc und Tulunoglu 2000; Nakamura 2000).

Nur eingeschränkt anwendbar ist diese Methode für den klinischen Gebrauch, da Restaurationsträger und Restauration bei der Untersuchung zerstört werden (Suarez et al. 2003) und Zähne mitsamt ihrer Versorgung zuvor extrahiert werden müssten. Außerdem ist der Vorgang verhältnismäßig zeit- und materialaufwendig.

Ein weiteres Verfahren zur *In-vitro*-Untersuchung von Passungsdiskrepanzen ist die direkte optische Analyse mittels Mikroskop. Diese Methode ist weit verbreitet, nicht invasiv, günstig und zeitsparend, da keine Bearbeitung des Untersuchungsobjektes notwendig ist (Nawafleh et al. 2013). Sowohl Licht- als auch Elektronenmikroskope können dafür verwendet werden. Während die Auflösung eines Lichtmikroskopes jedoch durch die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes limitiert wird, kann durch den Gebrauch eines Elektronenmikroskopes eine deutlich höhere Auflösung erreicht werden. Entscheidend ist, dass die Ergebnisse aus diesem Analyseverfahren als relativ exakt und objektiv bezeichnet werden können, da der Messvorgang beliebig oft wiederholt und der Einfluss des Untersuchenden vernachlässigt werden kann. Es sind jedoch lediglich Aussagen über die marginale Passgenauigkeit möglich. Bei der Durchführung sollte stets ein senkrechter Winkel der Betrachtungsachse zum Untersuchungsobjekt sichergestellt werden, da die Messstrecken ansonsten einer optischen Verzerrung unterliegen. Dies und die optische Abgrenzung zwischen Zahnschmelze und Kronenrand wird in der Literatur bisweilen als Schwierigkeit diskutiert (Beschnidt und Strub 1999, White et al. 1995).

Die Silikonfilm- oder auch Replikatechnik bedient sich der Darstellung des Zementspaltes mittels dünnfließenden Silikons. Dafür muss das Silikon in seinem plastischen Zustand auf die Restaurationsinnenfläche aufgetragen und im Anschluss auf den Restaurationsträger aufgepasst werden. Nach der herstellerepezifischen Abbindezeit kann die Schichtstärke des Silikonkappchens für klinische Zwecke optisch beurteilt, oder aber für eine wissenschaftlich exakte und reproduzierbare Untersuchung lichtmikroskopisch im Labor vermessen werden (Luthardt et al. 2004). Die Silikonfilm- bzw. Replikatechnik ist somit *in vivo* und *in vitro* anwendbar. Sie stellt die marginale und interne Diskrepanz dar. Werkstoffbedingte Kontraktionen spielen aufgrund der geringen Schichtstärke keine entscheidende Rolle (Lehmann 1987).

Digitale Untersuchungsverfahren erlauben die virtuelle Analyse der Passungsdiskrepanz anhand von computergenerierten Modellen (Luthardt et al. 2004; Moldovan 2006; Rudolph et al. 2007). Die Darstellung entspricht im Prinzip einer dreidimensionalen Replikatechnik.

Dafür werden Restaurationsträger und Restauration mit oder ohne Replikaschicht optisch oder mechanisch erfasst und deren digitale Abbilder qualitativ sowie quantitativ miteinander verglichen. Eine Visualisierung der ermittelten Passungsunterschiede kann durch farbkodierte Bilder erfolgen (Parkinson und Sasov 2008; Sun und Lin-Gibson 2008).

Die Methode gilt als nicht invasiv und setzt weder die physikalische noch chemische Bearbeitung des Untersuchungsobjektes voraus (Hmaidouch 2011).

2 Material und Methoden

2.1 Masterstümpfe

Für die vorliegende Untersuchung wurden von der Firma Frasaco GmbH (Tettngang) industriell gefertigte Modellzähne eines Unterkiefermolaren 36 verwendet. Um eine vergleichbare Ausgangssituation zu schaffen, wurde auf das händische Präparieren vollanatomischer Modellzähne zugunsten vorpräparierter Industrieprodukte verzichtet. Die aus Duroplast-Kunststoff hergestellten Zähne wurden mittels Kreuzkopfschraube in einem dafür vorgesehenen Arbeitsmodell -Typ AG 3- stabil fixierbar. Die durch den Hersteller vorgegebene Präparation eines Modellzahnes richtet sich nach den idealen Anforderungen an eine gängige UK-Molaren-Hohlkehlpriparation. Dabei beträgt der Präparationswinkel 4° und die zirkuläre Hohlkehle weist eine Schnitttiefe von etwa 1,0 mm auf. Der okklusale Öffnungswinkel beträgt 150° bei einer mittleren Stumpfhöhe von 3,5 bis 4,0 mm (Abb. 14).

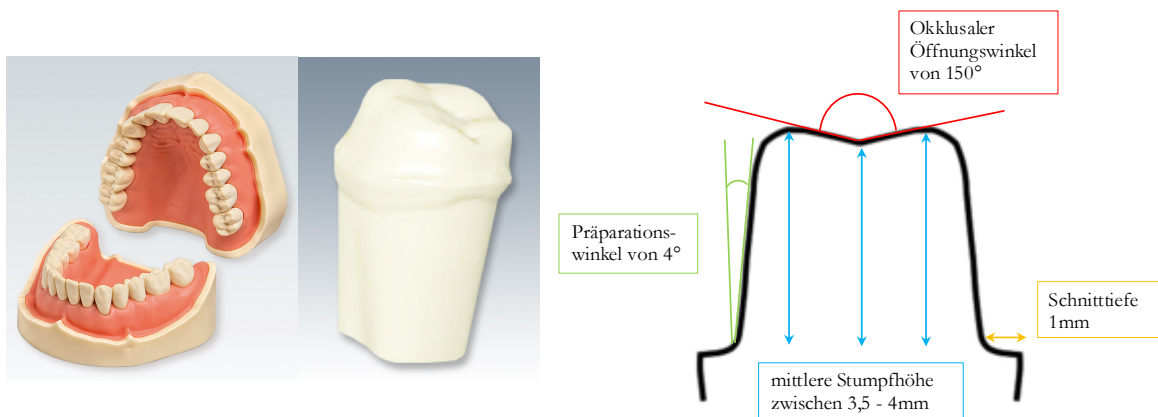


Abb. 14: Arbeitsmodell und Modellzahn 36 der Firma Frasaco GmbH (links/mittig). Schematische Darstellung der Herstellungsparameter der verwendeten Modellzähne (rechts).

Der Hersteller weist aufgrund der speziellen Duroplast-Mischung darauf hin, dass sich die Kunststoffzähne besonders für die Arbeit mit der CEREC Bluecam AC[®] der Firma Dentsply Sirona Deutschland GmbH eignen, ohne dass eine vorherige Beschichtung mit Kontrastpulvern oder -sprays notwendig sei.

Insgesamt wurden 14 der oben genannten Modellstümpfe für die Untersuchung verwendet, die durchlaufend nummeriert und archiviert wurden.

2.2 Herstellung der Kronengerüste

Für diese Arbeit wurden zwei unterschiedliche Intraoralscanner der Firma Dentsply Sirona Deutschland GmbH verwendet, um die industriell gefertigten Masterstümpfe (Frasaco GmbH, Tettngang) digital zu erfassen. Durch Verwendung einer kompatiblen Schleifeinheit des gleichen Herstellers konnten aus den resultierenden Datensätzen Einzelzahnkronen aus zwei verschiedenen Vita[®]-Dentalkeramiken (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH u. Co.KG, Bad Säckingen) hergestellt werden. Bei den beiden Keramiken handelte es sich um eine Hybridkeramik, Vita Enamic[®], und eine zirkoniumdioxidverstärkte Lithiumsilikat-Glaskeramik, Vita Suprinity[®] PC.

Bei den Intraoralscannern handelte es sich um die CEREC Bluecam AC[®] und die CEREC Omnicam AC[®], die zusammen mit der Schleifeinheit „inLab MC XL[®]“ von Dentsply Sirona Deutschland GmbH jeweils ein vollständiges CAD/CAM-System bildeten.

Die Durchführung der Untersuchung erfolgte in zwei Untersuchungsreihen. Serie 1 erfasste die 14 Modellzähne mittels CEREC Bluecam AC[®]. Serie 2 verwendete stattdessen die CEREC Omnicam AC[®] zur Datenerfassung. Jeder der resultierenden digitalen Datensätze wurde zu zwei Einzelzahnkronen verschiedener Keramik übersetzt, sodass alle Kronen in vier verschiedene Untersuchungsgruppen eingeteilt werden konnten (Abb. 15). Ausgehend von 14 Modellzähnen, zwei verschiedenen Intraoralscannern und zwei unterschiedlichen Dentalkeramiken ergaben sich somit 56 Einzelzahnkronen, die als Versuchsobjekte dienten und im Anschluss methodisch untersucht wurden.

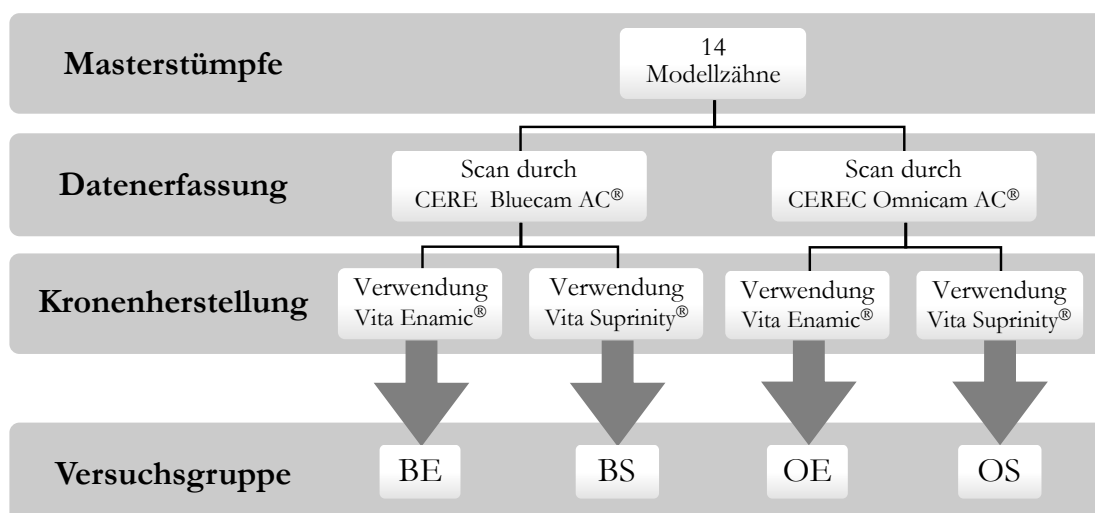


Abb. 15: Übersicht über das gewählte Studiendesign. Einteilung der Untersuchung in zwei Untersuchungsreihen entsprechend des verwendeten Scanners und insgesamt vier Versuchsgruppen durch Kombination mit zwei unterschiedlichen Dentalkeramiken.

2.2.1 Pilotstudie

Im Vorfeld der Untersuchung wurde eine Pilotstudie -bestehend aus einer Krone je Versuchsgruppe- durchgeführt, um die versuchsrelevanten Parameter des CAD/CAM-Systems zu eruieren und die Auswirkungen verschiedener Einstellungen einschätzen zu können. Dabei stellte sich heraus, dass die Festlegung des Spacers maßgeblich für die makroskopische Passgenauigkeit der resultierenden Kronen verantwortlich ist. Ist der Spacer kleiner $70\ \mu\text{m}$, konnten die mit der CEREC Bluecam AC[®] gescannten Einzelzahnkronen, bestehend aus der Vita Enamic[®]-Keramik, nicht ohne manuelles Aufpassen in Endposition auf den Modellstumpf aufgebracht werden. Die Einzelzahnkronen anderer Versuchsgruppen betraf dies nicht. Um ein manuelles Aufpassen einzelner Versuchsobjekte auszuschließen und somit die Manipulation und Verfälschung von Ergebnissen zu verhindern, wurde ein kleinstmöglicher Spacer von $70\ \mu\text{m}$ als Voreinstellung festgelegt.

In der verwendeten Softwareversion „CEREC SW 4.4.1“ ist zusätzlich die Option „Extra Fine“-Schleifen auswählbar. Durch die verbesserten Algorithmen verspricht der Hersteller glattere Oberflächen und präzisere Kanten im Vergleich zur Standard-Einstellung. Dies wurde ebenfalls im Zuge der Pilotstudie untersucht; eine makroskopisch sichtbare Verbesserung der Oberflächenqualität war feststellbar (Abb. 16). Somit konnte diese Möglichkeit zur Optimierung der Passgenauigkeit ebenfalls im finalen Studiendesign seine Anwendung finden. Alle anderen Einstellungsoptionen wurden nicht verändert.

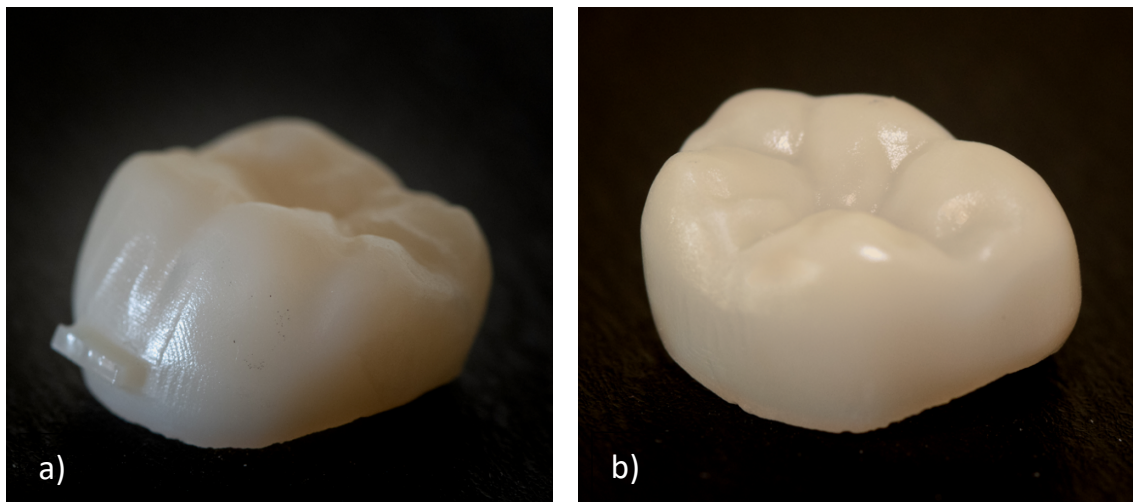


Abb. 16: Vergleich der Oberflächenqualität zweier Kronen aus der Pilotstudie. a) Einstellung „Extra Fine“-Schleifen wurde nicht verwendet. b) Einstellung „Extra Fine“-Schleifen wurde verwendet.

2.2.2 Scanprozess

Für den Scanprozess wurde jeder Modellstumpf einzeln in ein ansonsten vollbezahntes UK- Frasaco-Modell AG-3 eingesetzt und mittels interner Schraube fixiert. Die Aufnahmeeinheiten der beiden Intraoralscanner sind kongruent aufgebaut und bestehen aus der Kamera selbst, einem TFT-Monitor, einem Bedienfeld mit Trackball und einem Computer. Beide Einheiten verwendeten die Software CEREC SW 4.4.1. Vor dem Scanvorgang musste ein*e Patient*in analog zur Modellstumpfnummer angelegt und die Restaurationsart festgelegt werden. Das im Anschluss benötigte Material wurde ausgewählt und das Modell auf einer horizontalen Unterlage positioniert. Der Scanvorgang begann mit der optischen Erfassung des Quadranten, in dem sich der beschliffene Modellzahn befand und sollte von distal nach mesial erfolgen.



Abb. 17: Scanprozess des jeweiligen, im Arbeitsmodell fixierten Modellstumpfes.

Die CEREC Bluecam AC[®] macht monochrome Einzelzahn-aufnahmen und löst automatisch aus, wenn ein gewisser Mindestkontrast gewährleistet und eine ausreichende Tiefenschärfe erreicht ist. Die Behandler*innen müssen dabei die Hand ruhig über der Zahnreihe positionieren (Abb. 17). Für die Erstellung eines virtuellen Modelles sind für diese Untersuchung durchschnittlich 30 bis 35 Aufnahmen nötig gewesen. Dabei sollten diese das Präparationsgebiet von allen Seiten lückenlos abbilden und alle sichtbaren Zahnflächen erfassen. Der Kamerakopf muss dabei nicht immer im 90°-Winkel zur Zahnfläche geführt werden, sondern kann, gerade im Approximalraum zwischen präpariertem Stumpf und benachbartem Zahn, leicht gekippt werden. Die Präparationsgrenze kann dadurch optimal erfasst und das virtuelle Modell vervollständigt werden. Dieser Intraoralscanner nutzt zur Datengenerierung das Prinzip der aktiven Triangulation mittels Streifenlichtprojektion, die eine Objektvermessung mittels Oberflächenbeleuchtung ermöglicht. Es handelt sich dabei um kurzweiliges, blaues LED-Licht, das von der Kamera als Projektionseinheit sowohl präsentiert, als auch wieder absorbiert wird. Die Kamera hat dadurch also auch eine Funktion als Sensor, der die Reflektionsmuster in Form von Streulicht erkennt und registriert.

Die Verbindungslinien zwischen der Lichtquelle und der Kamera, dem ausgesendeten und registrierten Lichtstrahl bilden ein Dreieck, daher die Bezeichnung Triangulation. Die Verrechnung der optischen Informationen erfolgt mittels trigonometrischer Funktionen softwareintern.

Die CEREC Omnicam AC[®] fertigt im Gegensatz dazu ein Echtzeit-Video der zu erfassenden Situation an und transkribiert dieses in ein virtuelles Modell. Da das 3D-Modell farbgetreu dargestellt wird, ist vor der ersten Aufnahme eine Farbkalibrierung nach Herstellerangaben nötig. Die Behandler*innen führen den Kamerakopf mit konstant geringer Geschwindigkeit über die Zahnreihe und bewegen sich dabei ebenfalls von distal nach mesial. Auch hier müssen alle Perspektiven zu gleichen Teilen erfasst werden. Im Gegensatz zu der Funktionsweise der CEREC Bluecam AC[®], verwendet die CEREC Omnicam AC[®] weißes, unpolarisiertes LED-Licht im sichtbaren Spektralbereich. Die Vermessung auf Grundlage der aktiven Triangulation ist jedoch identisch.

Im nächsten Schritt wurde bei beiden Versuchsreihen der Gegenkiefer einmalig gescannt und für jeden Datensatz übernommen, um die Datensätze so klein und gleich wie möglich zu halten. Ab diesem Punkt in der Versuchsdurchführung wurde nur noch der digitale Datensatz weiterverarbeitet.

2.2.3 CAD-Prozess

Das virtuelle Arbeitsmodell auf Basis des digitalen Datensatz wurde mit Hilfe der Designsoftware CEREC SW 4.4.1 generiert. Zu Beginn des CAD-Prozesses ist es notwendig weitere Informationen bezüglich der Stumpfbeschaffenheit und -umgebung in das Programm einzupflegen. Dafür müssen im ersten Schritt wenige Punkte der Präparationsgrenze (abhängig von der Qualität der Präparationsgrenze selbst und des digitalen Datensatzes bzw. der Scanqualität) manuell festgelegt werden, wobei der Rest der Präparationsgrenze automatisch durch die Software ergänzt wird. Danach wird unter dem Punkt „Modellachse festlegen“ die Einschubrichtung bestimmt und der Arbeitsbereich, entsprechend dem präparierten Modellstumpf, segmentiert.

Es erfolgt die automatische Berechnung der optimalen vollanatomischen Versorgung mittels Einzelzahnkrone durch die Software. Grundlage für das anatomische Kronendesign sind biogenerische Verfahren, die morphologische Zusammenhänge zwischen den Zähnen durch mathematische Funktionen ausdrücken und als Berechnungsgrundlage nutzen. Damit ideale Muster für eine Einzelzahnkrone durch die Biogenerik vorgeschlagen werden können, müssen die Scans vollständig, von guter Qualität und die Modellachse präzise ausgerichtet sein. Es wurden keine Veränderungen der durch das Programm vorgegebenen Modellation vorgenommen, um den Datensatz weiterhin so klein wie möglich zu halten und nicht unnötigerweise zu manipulieren. Mit der Fräsvorschau und Positionierung des Fräsobjekts im Fräsblock wird der CAD-Prozess abgeschlossen (Abb. 18).

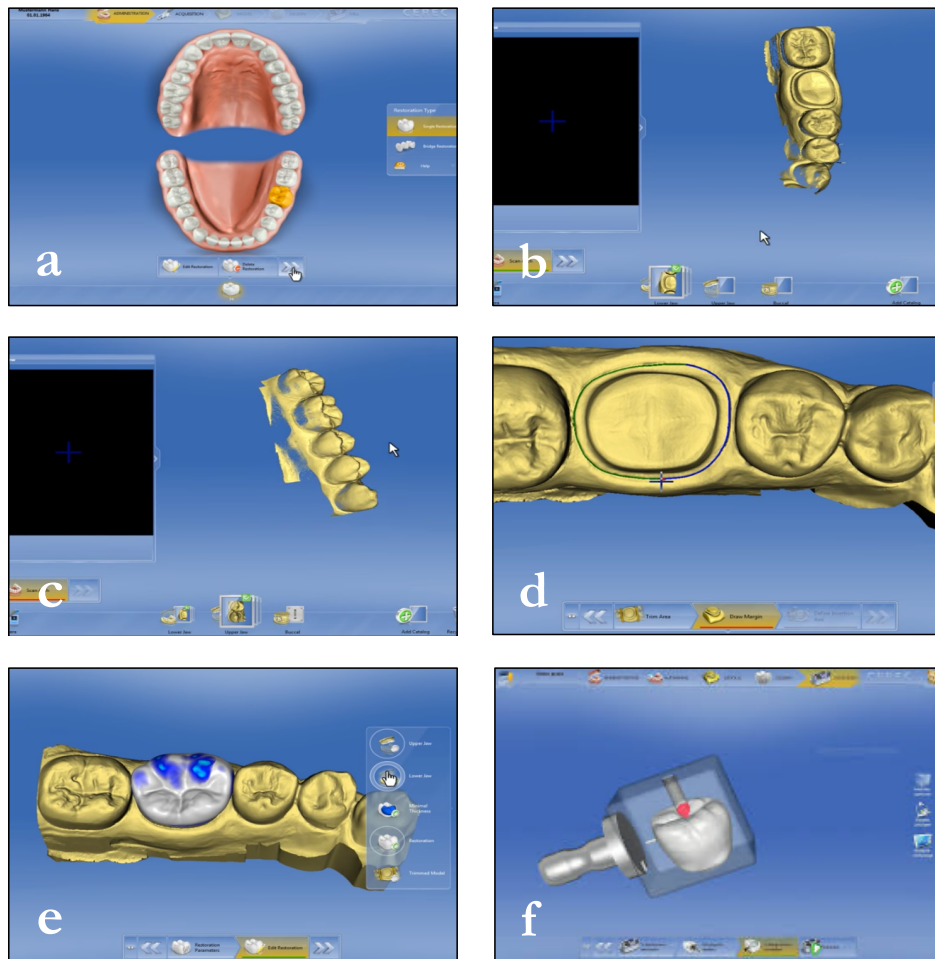


Abb. 18: CAD-Prozess mit Hilfe der Designsoftware CEREC SW 4.4.1. a) Auswahl des zu restaurierenden Zahnes b) Scan des Modellstumpfes und entsprechenden Quadranten c) Scan der Gegenbeziehung d) Festlegen der Präparationsgrenze e) automatisches Kronendesign f) Positionierung des Fräsobjekts im Fräsblock.

2.2.4 CAM-Prozess

Vor Beginn des CAM-Prozesses müssen die Schleifparameter festgelegt werden. Diese sind nicht nur von dem Restaurationstyp (Einzelzahnkrone, Implantatkrone, Inlay, Veneer oder Brückenversorgung) abhängig, sondern auch von dem verwendeten Material. Maßgeblich für die vorliegende Arbeit war die Einstellung des „Spacers“, der sich als sog. „harter Parameter“ direkt auf die reale, ausgeschliffene Restauration niedergeschlagen hat. Die vom Hersteller empfohlenen 120 µm Spacer, sollten zugunsten der größtmöglichen Passgenauigkeit der Versorgung auf ein Minimum reduziert werden. Die Pilotstudie ergab eine versuchsspezifische Voreinstellung von 70 µm für den Spacer. Außerdem wurde die Option „Extra Fine“-Schleifen verwendet.

Der CAM-Prozess selbst erfolgte mit der inLab MC XL[®]-Fräse (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim), die als 4-Achs-CNC-Maschine die Werkstücke unter ständiger Wasserzufuhr aus einem Materialblock fräst. Dafür benötigte sie pro Krone bei den gewählten Schleifparametern etwa 12 Minuten.

Für den beschriebenen Versuchsaufbau und die ausgewählten Materialien wurden die vom Hersteller empfohlenen Bohrer StepBur 12S, StepBur 12 und Cylinder Pointed Bur 12 EF verwendet. Die Bohrer unterscheiden sich in ihrer Länge, ihrem Durchmesser und der Körnung der enthaltenen Schleifkörper. Da sich die Schleifpartikel bei jedem Schleifvorgang nachweislich abnutzen, ist das regelmäßige Auswechseln der Bohrer für die Güte des Werkstoffes essentiell. Der Hersteller gibt an, die Schleifkörper nach spätestens 25 geschliffenen Restaurationen oder wenn das System dazu auffordert, zu wechseln. Um Ungenauigkeiten durch eine mangelnde Qualität der Bohrer zu vermeiden wurden diese während der kompletten Untersuchung bereits nach je 10 Schleifzyklen ausgetauscht.

Es erfolgte die automatische Abtrennung der gefrästen Rohlinge vom Materialblock durch die Schleifeinheit nach Beendigung des Schleifprozesses. Eventuell vorhandene Reste von Frässtegen wurden nicht abgetrennt und keinerlei Bearbeitung des Kronengerüsts vorgenommen, um die Untersuchungsobjekte so wenig wie möglich zu verändern. Da es sich um eine *In-vitro*-Untersuchung handelte und die Kronen nicht im Mund von Patient*innen eingegliedert werden sollten, musste der Frässteg, der ansonsten zu Okklusionsstörungen oder Irritationen der Weichgewebe hätte führen können, nicht entfernt werden.

Die Einzelkronen aus der Vita Enamic®-Keramik waren nach dem Schleifprozess für die weiterführende Untersuchung bereit. Die Kronen aus dem Material Vita Suprinity® PC benötigten zum Erreichen der Endhärte noch einen Kristallisationsbrand. Dieser erfolgte exakt nach Verarbeitungsanleitung mit dem Vita Vacumat 6000 M® (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH u. Co. KG, Bad Säckingen).

2.3 Evaluation der Passgenauigkeit

Um die Passgenauigkeit der Untersuchungsobjekte zu ermitteln wurden zwei evidenzbasierte zweidimensionale Untersuchungsverfahren verwendet, die sich durch ihre Wirtschaftlichkeit, Verlässlichkeit und unkomplizierte Anwendung auszeichnen. Es handelte sich dabei um die direkte Mikroskopie mittels Auflichttechnik – für diese Studie durch eine spezielle Objekthalterung individualisiert – und die Silikon-Replikatechnik.

2.3.1 Auflichttechnik

Bei dieser Versuchsmethodik wurde der marginale Randspalt zwischen CAD/CAM-gefertigter Keramikkrone und entsprechendem Modellstumpf mittels Auflichtmikroskop (Leica EZ4D, Leica-Microsysteme, Wetzlar) digitalfotografisch erfasst und im Folgenden mit der Vermessungssoftware Zeiss Axio Vision LE 4.8 (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena) vermessen.

Um die Fehleranfälligkeit gegenüber optischer Verzerrung zu minimieren und eine reproduzierbare, senkrechte Ausrichtung zwischen Abbildungsachse des Mikroskops und Randspalt des Untersuchungsobjektes zu erreichen, wurde eine Fixierungsapparatur verwendet (Abb. 19). Diese Apparatur besteht aus einer Objekthalterung, deren Teller mittels Feinvorschub 360° rotierbar und mit einer Messskala in 1° -Abständen versehen ist. Des Weiteren verfügt die Apparatur über die Möglichkeit, das Untersuchungsobjekt in Bezug zur Abbildungsachse zu jeder Seite um jeweils 15° zu schwenken; denn für die Konsistenz zwischen den einzelnen Messserien war sicherzustellen, dass der Winkel zwischen Abbildungsachse und Präparationsgrenze stets 90° betrug.

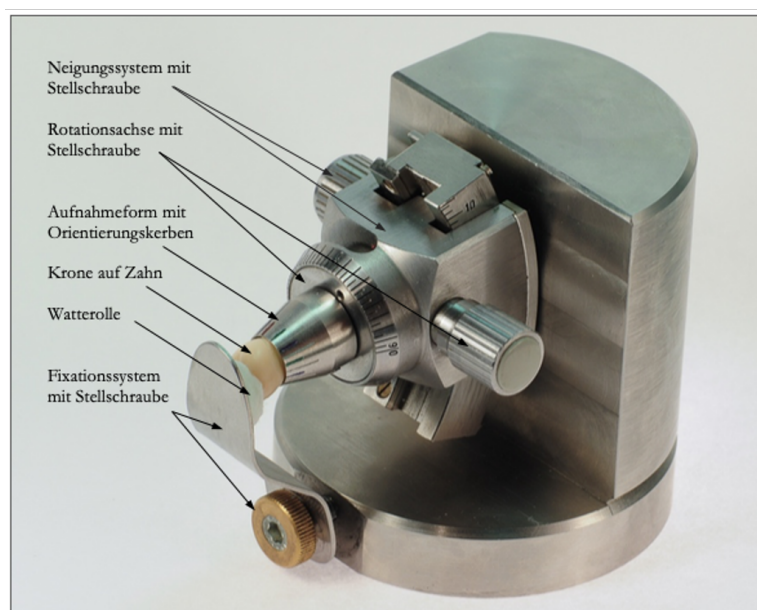


Abb. 19: Fixierungsapparatur zur digitalfotografischen Erfassung des marginalen Randspaltes. Die Verwendung des Bildmaterials erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Carl Grübel (Med. Diss. UMG Göttingen, 2021).

Die gefräste Krone wurde auf dem Modellstumpf in die Apparatur gesetzt und während der Aufnahme mit maximalem Fingerdruck fixiert. Die Möglichkeit, den Stumpf permanent durch eine Abdeckplatte an der Fixierapparatur, die Druck auf die Okklusalfäche der Krone ausübt, zu fixieren, war aufgrund der Präparationsform des Modellstumpfes hier nicht möglich. Die unterschiedlichen Höhenniveaus der Zahnhöcker führten bei Rotation des Messtellers zu Lageinstabilitäten der Krone auf dem Modellstumpf und machten somit eine permanente Fixierung der Krone in immer gleicher Position unmöglich.

Die Präparationsgrenze wurde -fixiert zwischen Messapparatur und Finger- unter dem Abbildungszentrum des Objektivs positioniert und der abgebildete Randspalt in 15°-Abständen fotografiert. Dabei wurde eine 35-fache Vergrößerung verwendet. Es entstanden somit pro Krone 24 Aufnahmen der lokalen Diskrepanz zwischen Präparationsgrenze und Kronenrand, die im .tiff-Format gespeichert und archiviert wurden.

Insgesamt wurden für die geplanten vier Versuchsreihen 1.344 Aufnahmen mittels Auflichttechnik angefertigt.

2.3.2 Replikatechnik

Ziel der Replikatechnik, die sowohl bei *In-vitro*- als auch *In-vivo*-Studien angewendet werden kann, ist die Darstellung des Zementspaltes durch den Einsatz verschiedenfarbiger, unterschiedlich visköser Silikone. Da die Fixierung der Diskrepanz zwischen Kroneninnenfläche und Stumpfoberfläche hierbei dreidimensional erfolgt, können Aussagen über die interne und marginale Passgenauigkeit des untersuchten Werkstückes getroffen werden.

Die methodische Vorgehensweise bei der Herstellung eines Silikonreplikates gliederte sich in drei Phasen (Abb. 20).

Zuerst wurden die in dieser Untersuchung hergestellten Kronen mit einem weißen, niedrigviskösen Silikon (Coltex[®] extrafine, Coltène/Whaledent GmbH u. Co.KG, Langenau) auf der Innenfläche beschichtet und auf den zugehörigen Modellstumpf aufgebracht. Es handelt sich bei Coltex[®] extrafine um ein kondensationsvernetztes Silikon, das händisch im Mischungsverhältnis 1:1 angerührt werden muss. Bei der Abformung war darauf zu achten, dass Materialüberschuss aus dem vorhandenen Randspalt fließt, damit im späteren Verlauf auch die marginale Passgenauigkeit ermittelt werden konnte. Überschüsse würden hierbei zu Messfehlern und -ungenauigkeiten führen. Mit Fingerdruck wurde die Kronenposition während des Abbindevorganges gesichert. Nach der vollständigen Aushärtung des Silikons konnte die Restauration vom Modellstumpf getrennt werden, wobei auf festen Sitz und blasenfreie Beschaffenheit der Silikonschicht in der Krone geachtet werden musste.

Im nachfolgenden Schritt wurde die erste Silikonlage mit orangefarbenem, hochviskösem A-Silikon aus Einmalkartuschen (Aquasil® Ultra Digit XLV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) unterschichtet, indem der noch verbliebene Volumeninhalt der Krone aufgefüllt wurde. Die Präparationsgrenze inklusive der marginalen, weißen Silikonschicht sollte dabei durch das in diesem Zwischenschritt verwendete Silikon vollständig bedeckt sein, um bei der späteren optischen Vermessung von einem maximalen Farbkontrast zu profitieren. Weiterhin war auf einen einwandfreien Verbund der beiden Silikone und die dafür notwendigen Abbindezeiten zu achten. Die Krone konnte nun entfernt werden und es resultierte eine Replik aus Silikon, das in einem weißen Farbton den Zementspalt und in Orange den Modellstumpf repräsentierte. An diesem Punkt ist zu erwähnen, dass sich bei einigen Repliken der CEREC Bluecam AC®-Serien eine sehr geringe Schichtstärke des hellen Silikons zeigte, was die Vermessung erschwerte.

Für den letzten Verarbeitungsschritt wurde in dieser Untersuchung eine Gussform verwendet, die bereits in Studiendesigns anderer Dissertationen aus der Zahnärztlichen Prothetik der Universität Göttingen (Heinitz 2016) verwendet wurde und eine Sonderanfertigung darstellt (Wissenschaftliche Werkstatt, Göttingen).

Der Vorteil dieser würfelförmigen, zerlegbaren und transparenten Gussform zeigt sich sowohl in der Kontrolle der Replika-Ausrichtung vor dem Einbetten in die dritte Silikonschicht, als auch in der einfachen Handhabung beim finalen Ausbetten des Replikawürfels. Die beim Separieren der fertigen Replika entstandenen Schnittflächen in mesiodistaler und bukkooaler Richtung konnten nachvollziehbar und sicher entlang der Raumebenen und parallel zu den Außenflächen des entstehenden Replikawürfels ausgerichtet werden. Hilfreich waren dabei kleine Einkerbungen im Kunststoff auf der Oberseite der Gussform, um die spätere Schnittführung nachzuvollziehen. Eine Stecknadel (Werner Dorsch GmbH, Dieburg) fixierte die gewünschte Position. Die Innenflächen der Gussform wurden dünn mit Vaseline beschickt (Dirk Rossmann GmbH, Burgwedel) und die Form mitsamt Replik mit blauem A-Silikon aus Einmalkartuschen (Aquasil® Ultra LV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) möglichst blasenfrei befüllt.

Nach der durch den Hersteller vorgegebenen Aushärtezeit wurden die fertigen Replikawürfel aus der Gussform gelöst und in eine zugehörige Schnittform überführt. Die Schnittform ist durch 0,2 mm breite Einschnitte an jeder Würfelseite charakterisiert, die als Führungsflächen für den Segmentiervorgang mit Rasierklingen (Wilkinson Sword Classic, Wilkinson Sword GmbH, Solingen) dienen. Für die achsgetreue Trennung in mesiodistaler und bukkooaler Richtung wurde jede Seite einer Rasierklinge nur einmalig genutzt. Die Oberflächenqualität der Schnittfläche korreliert mit der Klingienstärke und dem daraus resultierenden Schneidspalt. Es gilt, je dünner die Klinge und der Schneidspalt, desto höher die Qualität des Schnittes, aber auch der Verschleiß der Klinge (Risse, 2012).

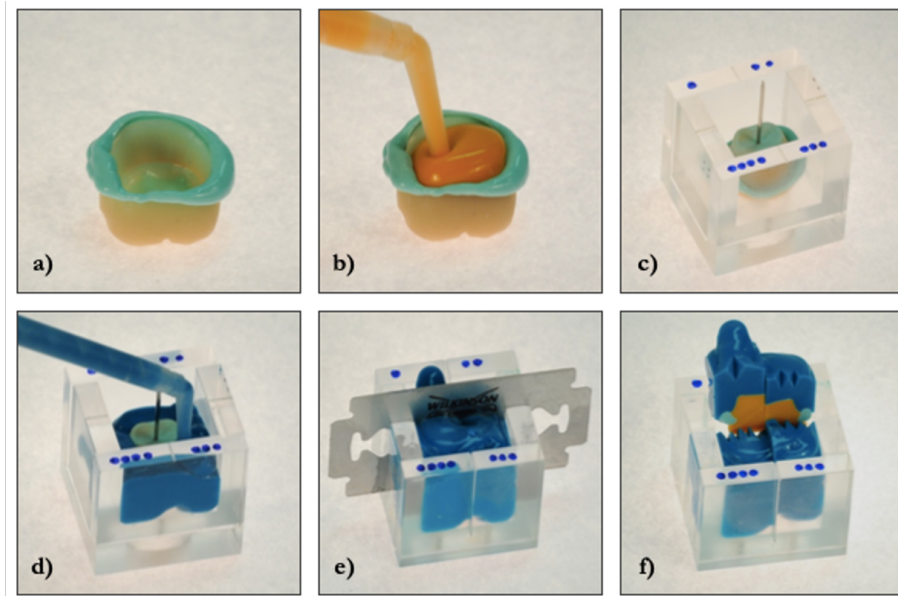


Abb. 20: Arbeitsschritte der Replikatechnik zur Untersuchung der internen und marginalen Passgenauigkeit. a) Zementspalt-repräsentierende Silikonschicht im Untersuchungsobjekt b) Unterschichten mit andersfarbigem Silikon c) Fixierung der beiden Silikonschichten in der Gussform; diese ist entsprechend der jeweiligen Raumrichtung mit Punkten versehen d) Überschichten mit Silikon e) Segmentieren des Silikonwürfels in der Schnittform mit einer Rasierklinge f) Entnahme der Replikaviertel und Markierung mittels Einkerbungen.¹

Das Ergebnis der Replikatechnik waren pro untersuchter Krone vier Replikaviertel (Abb. 20f), die durchgehend nummeriert und archiviert wurden. Es ergaben sich bei somit acht Schnittflächen pro Replik (Abb. 21) und anschließender digitalfotografischer Erfassung der zu untersuchenden Messpunkte 2249 Aufnahmen im Kontext der Replikatechnik.

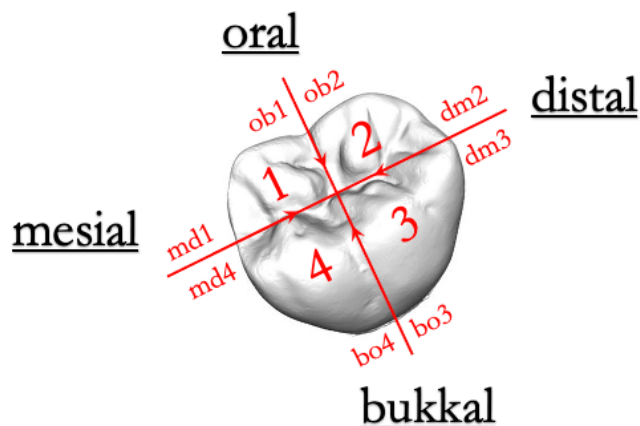


Abb. 21: Schema der Schnittführung durch den Silikonwürfel. Entsprechend der Markierung an der Schnittform wurden die Replikaviertel nummeriert. Die Bezeichnung der jeweiligen Schnittflächen (md1,ob1,ob2,dm2,dm3,bo3,bo4,md4) ergab sich aus der Nummer des Replikawürfels und der Richtung der Schnittführung; diese erfolgte stets nach zentral.

¹ Die Verwendung des Bildmaterials erfolgt mit freundlicher Genehmigung von Carl Grübel (Med. Diss. UMG Göttingen, 2021).

2.4 Messdatenerhebung

Obwohl sich die vorliegende Untersuchung zweier unterschiedlicher Untersuchungsmethoden bediente, unterschied sich die Messdatenerhebung mit dem Auflichtmikroskop Leica EZD4 (Leica-Microsysteme, Wetzlar) nur unwesentlich voneinander.

Es wurde durchgängig mit einer 35-fachen Vergrößerung unter Zuhilfenahme der Software Leica Aquire Version 1.0 (Leica Microsysteme, Wetzlar) fotografiert und die resultierenden Bilder im .tiff-Dateiformat gespeichert.

Im Falle der Auflichtmethode wurde eine Aufnahme des marginalen Randspaltes angefertigt, wobei sich die zu untersuchende Krone in der Fixierapparatur befand und permanent zur Bildachse ausgerichtet werden musste (Abb. 22).

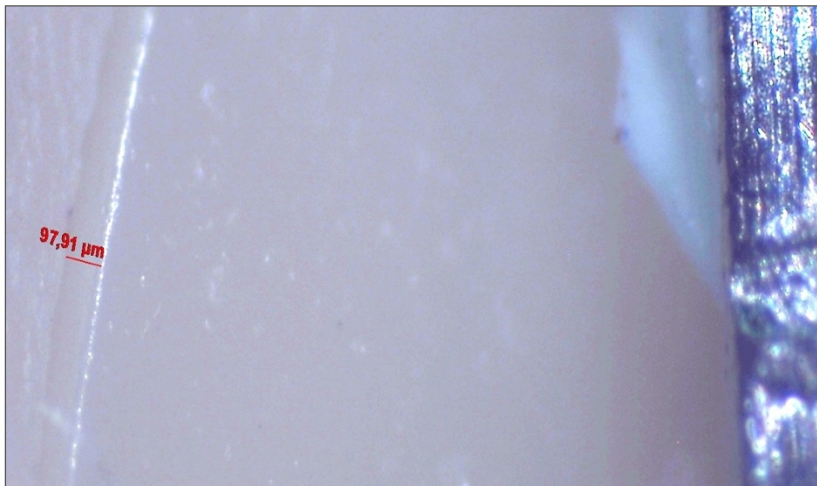


Abb. 22: Mikroskopaufnahme des marginalen Randspaltes mit dem Leica EZD4-Mikroskop für die Auflichtmethode in 35-facher Vergrößerung. Im rechten Bildrand ist eine der Orientierungskerben zu sehen, die sich zirkulär im 15°-Abstand an der Fixierapparatur befinden. Im linken Bildrand sieht man den Randspalt zwischen zahnfarbenem Stumpf und Untersuchungsobjekt. Dieser beträgt für dieses Beispiel 97,91 µm.

Um die Schnittflächen der Replikaviertel digitalfotografisch zu erfassen war es ausreichend, diese auf dem Objektträger des Auflichtmikroskops händisch zu positionieren. Da jedoch das Objektfeld des Mikroskops in der gewählten Vergrößerung zu klein war, um alle für die Studie maßgeblichen Abschnitte in einer Aufnahme festzuhalten (Abb. 23), mussten für jede Schnittfläche gerade so viele Bilder aufgenommen werden, dass alle relevanten Messpunkte erfasst werden konnten (Abb. 24).

Die optimale Einstellung der Bildparameter bezüglich Helligkeit, Kontrast, Weißabgleich, Glätte und Schärfe wurde durch die Pilotstudie ermittelt und für den dauerhaften Gebrauch in den Softwareeinstellungen hinterlegt.

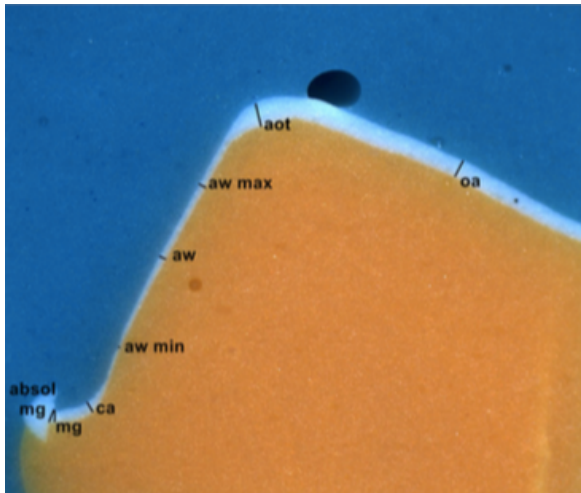


Abb. 23: Übersichtsaufnahme der Schnittfläche eines Replikativiertels. Alle relevanten Messpunkte (abs mg, mg, ca, aw min, aw, aw max, aot, oa) sind beispielhaft eingezeichnet, um deren Lage innerhalb der Silikonschicht zu verdeutlichen.

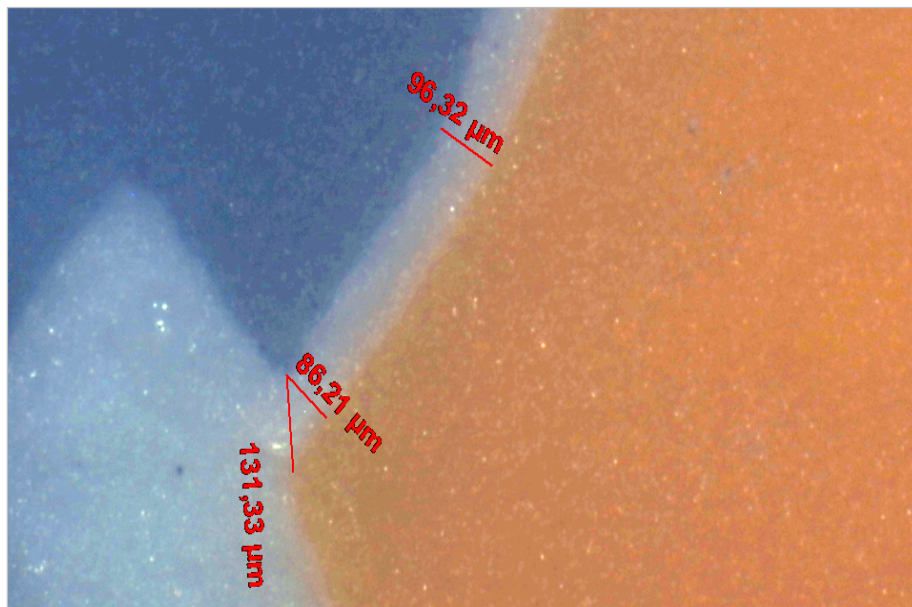


Abb. 24: Mikroskopaufnahme mit dem Leica EZD4-Mikroskop für die Replikatechnik in 35-facher Vergrößerung. Bei dieser Vergrößerung sind lediglich die Messpunkte abs mg (131,33 µm), mg (86,21 µm) und aw min (96,32 µm) sichtbar. Für alle weiteren Messpunkte der entsprechenden Schnittfläche mussten weitere Aufnahmen angefertigt werden.

2.4.1 Vermessungssoftware Zeiss Axio Vision LE 4.8

Bevor die Vermessung der Aufnahmen beginnen konnte, war es erforderlich, die verwendete Vermessungssoftware Zeiss Axio Vision LE 4.8 (Carl Zeiss AG, Oberkochen) zu kalibrieren. Dafür wurden die Aufnahme einer standardisierten Mikrometerskala (Motic Calibration Slides, Motic-Europe, Barcelona, Spanien) in der verwendeten 35-fachen Vergrößerung in das Programm importiert und vermessen (Abb. 25). Sowohl für die x-Achse als auch für die y-Achse des Längenmesswerkzeuges der Software ergab sich dadurch ein Wert von 1,52 µm/Pixel.

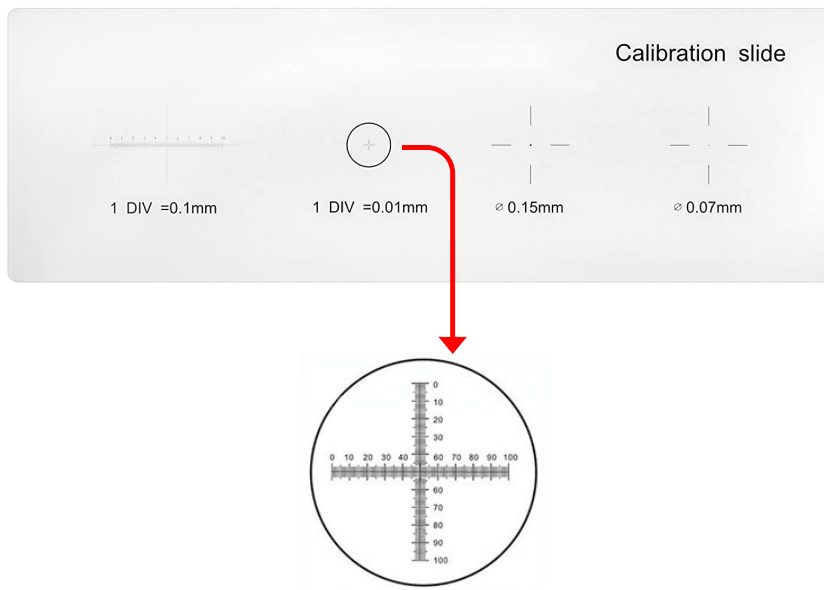


Abb. 25: Objektträger der Firma Motic-Europe (Spanien) mit standardisierter Mikrometerskala zur Kalibrierung der Vermessungssoftware Zeiss Axio Vision LE 4.8.

Bei der Verwendung des Messtools mussten zwei Bezugspunkte, definiert durch die Postulate von Holmes et al. (1989), festgelegt werden, damit die Software den entsprechenden Abstand berechnen konnte. Dieser wurde im Bild grafisch durch eine Verbindungslinie dargestellt. Alle Aufnahmen, die Messpunkte und Abstandslinien enthalten, wurden separat von der unbearbeiteten Ursprungsdatei archiviert und im .zvi-Format gespeichert.

Die ermittelten Messwerte wurden zur späteren statistischen Analyse in eine Excel-Tabelle (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) überführt.

2.4.2 Marginale Passgenauigkeit

Die marginale Passgenauigkeit kann allgemeingültig und vergleichbar nach Holmes et al. (1989) definiert werden und sowohl mit der Auflichttechnik als auch mit der Replikatechnik evaluiert werden.

Bei der Auflichttechnik wurde der marginale Randspalt bedingt durch die verwendete Apparatur in 15°-Abständen und im 90°-Winkel zur Aufnahmeachse erfasst. Dadurch entsprach die marginale Diskrepanz der absoluten marginalen Diskrepanz und es wurde lediglich ein Wert pro Aufnahme ermittelt. Das ergab, bei Untersuchung des gesamten Kronenumfangs, 24 Messwerte pro Krone. Problematisch an der Auswertung mancher Bilder war die eindeutige Festlegung der Begrenzungspunkte des marginalen Randspalts, weil sich die Farbunterschiede zwischen zahnfarbenem Modellzahn und Keramikkrone als zu geringfügig herausstellten. Aufnahmen, die nicht reproduzierbar vermessen werden konnten, wurden somit von der Auswertung ausgeschlossen. Dies betraf von insgesamt 1344 aufgenommenen Bildern 48 Aufnahmen.

Im Zuge der Replikatechnik wurde sowohl die marginale Diskrepanz als auch die absolute marginale Diskrepanz ausgewertet (s. Abb. 13, 23, 24). Während die marginale Diskrepanz lediglich den Abstand zwischen Restauration und Präparationsgrenze erfasst, berücksichtigt die absolute marginale Diskrepanz auch eine Über- oder Unterkonturierung der Restauration. Sie misst die Diskrepanz zwischen Kronenrand und Präparationsrand und ist daher der kritischere Parameter (Holmes et al. 1989). Für die insgesamt 56 CAD/CAM-gefertigten Kronen ergaben sich somit in der Theorie 896 Messwerte für die marginale Passgenauigkeit, wobei von 16 auswertbaren Messwerten pro Kronen-Replika ausgegangen wird. Tatsächlich waren jedoch nur 881 Messungen erfolgreich und für die anschließende Statistik geeignet. Eine Messung galt dann als nicht verwertbar, wenn die erforderliche Messstrecke aufgrund von Rissen im Silikon oder Ineinanderfließen der unterschiedlichen Silikonschichten nicht zweifelsfrei reproduziert werden konnte.

2.4.3 Interne Passgenauigkeit

Die Replikatechnik ermöglicht durch Bestimmung der Schichtdicke des weißen Silikons auch Rückschlüsse über die interne Passgenauigkeit der hergestellten Einzelzahnkronen (Colpani et al. 2013; Huang et al. 2015; Park et al. 2017). Für die Analyse wurden exakt definierte, durch die Literatur postulierte Punkte auf den Mikroskopaufnahmen festgelegt und ihr Abstand voneinander gemessen. Dabei handelte es sich um die Mittelpunkte der okklusalen (oa) und axialen (aw) Wand, dem Wendepunkt zwischen den beiden Flächen (aot) und dem Übergangsbereich zwischen Präparationsgrenze und axialer Wand (ca). Darüber hinaus wurden zwei weitere Messstellen am Punkt der geringsten und größten Schichtdicke der axialen Wand (aw min/aw max) erfasst und in die statistische Auswertung einbezogen. Abbildung 22 verdeutlicht das Vorgehen beim Festlegen der internen Messpunkte.

Im Regelfall wurden also pro Schnittfläche sechs Messpunkte ermittelt und somit 48 Werte pro Krone erfasst. Es soll jedoch erwähnt werden, dass eine zu geringe Schichtstärke des Silikons gerade im Bereich der Präparationsgrenze zu ungenauen Messwerten und damit dem Ausschluss des Messpunktes aus der Untersuchung geführt hat. In manchen Aufnahmen war durch das Ineinandergreifen der Silikonschichten und dem dadurch reduzierten Farbkontrast auch keine Vermessung möglich. Die betroffenen Messpunkte in jenen Bereichen wurden ebenfalls von der statistischen Beurteilung ausgenommen. Aufgrund der genannten methodenabhängigen Unzulänglichkeiten reduzierte sich die maximale Anzahl von 2688 internen Messpunkten auf 2681 statistisch verwendbare Werte.

3.5 Statistische Methoden

Die statistische Analyse dieser *In-vitro*-Untersuchung unterteilt sich in drei Abschnitte und bediente sich Verfahren der deskriptiven und induktiven Statistik, um eine Interpretation der erhobenen Messdaten zu ermöglichen.

Im ersten Abschnitt wurden die Daten der Auflichttechnik analysiert. Es konnten dadurch Aussagen bezüglich der marginalen Passgenauigkeit abgeleitet werden. Die Auswertung der Messdaten der Replikatechnik erfolgte im zweiten Teil der statistischen Analyse. Hier unterschied man zwischen der marginalen und internen Passgenauigkeit. Zuletzt wurden die beiden Untersuchungsmethoden, Replika- und Auflichttechnik, miteinander verglichen, damit evaluiert werden konnte, ob die beiden Methoden vergleichbare Ergebnisse lieferten.

Der Versuchsaufbau beinhaltete die Unterteilung der Untersuchungsobjekte in insgesamt vier Gruppen abhängig von der verwendeten Scanner-Material-Kombination. Um die nachfolgende Beschreibung der statistischen Methodik und die Verständlichkeit im Ergebnisstil zu erleichtern, werden die Versuchsgruppen wie in Abb. 15 dargestellt mit folgenden Abkürzungen beschrieben:

- „BE“ \triangleq CEREC Bluecam AC[®]/Vita Enamic[®]
- „BS“ \triangleq CEREC Bluecam AC[®]/Vita Suprinity[®] PC
- „OE“ \triangleq CEREC Omnicam AC[®]/ Vita Enamic[®]
- „OS“ \triangleq CEREC Omnicam AC[®]/Vita Suprinity[®] PC

3.5.1 Auswahl der statistischen Testverfahren

Um ein geeignetes Testverfahren für die induktive Statistik auszuwählen ist es ratsam, die Testvoraussetzungen an die Daten im Vorfeld zu überprüfen. Dabei ist die deskriptive Statistik ein wichtiges Hilfsmittel. Sie bedient sich dem sachlogischen Einsatz von Vortests und/oder der graphischen Analyse der Daten.

Für diese Untersuchung wurde die Anfertigung von Boxplots für den deskriptiven Teil der Statistik der Anwendung von statistischen Vortests vorgezogen, da ein Boxplot die Maßzahlen für die zentralen Tendenzen (Mittelwert und Median) und für die Streuung (Standardabweichung, IQR, Minimum und Maximum) auf eine simple visuelle Weise präsentiert und alle für die Auswertung der Messdaten notwendigen Schlussfolgerungen enthält.

Die in der Literatur vorhandenen Studien zum Passungsvergleich vollkeramischer Restaurationen beschreiben ihre Ergebnisse größtenteils durch den Vergleich von Mittelwerten.

Im deskriptiven Teil dieser Statistik wurden sowohl die Mittelwerte als auch Mediane ermittelt und darüber hinaus die Verteilung der Messdaten untersucht.

Mit Hilfe einer rangbasierten Analyse der Faktoreinflüsse nach Brunner und Puri (2001) im induktiven Teil der Statistik konnten Abweichungen zwischen Mittelwert und Median und die Verteilungssymmetrie vernachlässigt werden. Denn diese nichtparametrische Methode gilt als "verteilungsunabhängiges Verfahren" und ist für eine breite Klasse an Verteilungen von Messwerten anwendbar. Es spielt also keine Rolle, ob die Daten normalverteilt oder nicht-normalverteilt sind, denn sie bedient sich den Rängen der Daten anstelle ihrer Messwerte.

Formal sollte im schließenden Statistikeil untersucht werden, ob das Passungsvermögen von den gewählten Materialien und dem verwendeten Intraoralscanner abhängig war. Die Nullhypothese ging von der Annahme aus, dass es keinen Unterschied zwischen den Versuchsgruppen BE, BS, OE und OS gibt. Bei der Modellierung der Daten wurde eine mögliche Interaktion zwischen den Faktoren Material und Scanner zugelassen.

Die Berechnung selbst erfolgte durch das Programm „SAS“ Version 9.4 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA), mit dessen Hilfe die Hypothesentests zu einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$ durchgeführt wurden. Zusätzlich wurden zwischen den verschiedenen Versuchsgruppen Mittelwertdifferenzen ermittelt, um die Genauigkeitsunterschiede beim Passungsverhalten in μm beziffern zu können.

3.5.2 Darstellungsgrundlage für die deskriptive Statistik

Für Boxplot-Diagramme gibt es keine allgemeingültigen Konstruktionsvorschriften, daher können sie in ihrer Darstellung bisweilen variieren. Die Konstruktionselemente solcher Kastengrafiken sind jedoch charakteristisch und folgen einer gewissen Ordnung (McGill et al. 1977).

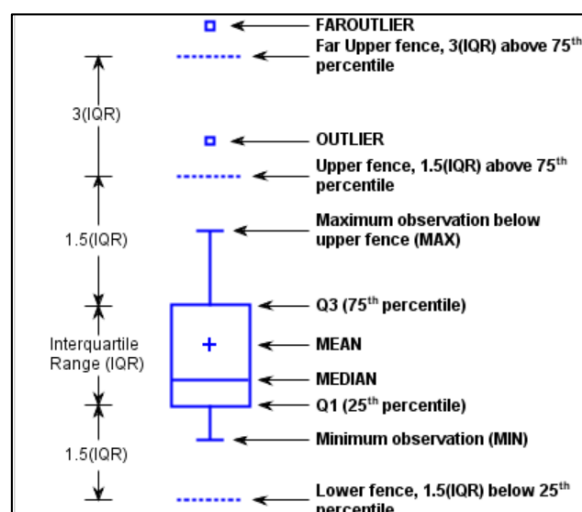


Abb. 26: Schema für eine Box-Plot-Darstellung. Zur einfachen, grafischen Darstellung der Streuungs- und Lagemaße werden üblicherweise der Median, zwei Quartile und die beiden Extremwerte abgebildet. Auszug aus dem online SAS-Handbuch (SAS Institute GmbH, Heidelberg).

Für den vorliegenden Versuchsaufbau gelten die folgenden Darstellungskriterien (Abb. 26):

Der Kasten, durch den die Grafik zu ihrem Namen kommt, beinhaltet die mittleren 50% der Daten. Seine Länge, auch IQR („Interquartile Range“) genannt, ist ein Maß für die Streuung der Daten. Innerhalb des Kastens finden sich der Mittelwert und der Median. Anhand der Lage des Medians innerhalb der Box kann eine Aussage zur Schiefe der Verteilung gemacht werden. Die beiden Antennen außerhalb der Box, auch als sog. „Whisker“ bekannt, beinhalten Informationen über die 25% der Daten ober- und unterhalb der Box. Ihre maximale Länge entspricht dem 1,5-fachen IQR; ihre tatsächliche Länge wird von dem vorhandenen Messwert bestimmt, der innerhalb des 1,5-fachen IQR am weitesten vom Kasten entfernt liegt.

Liegen Messwerte außerhalb der Whisker werden sie als Ausreißer bezeichnet. Es gibt „gewöhnliche“ Ausreißer und „extreme“ Ausreißer, je nachdem wie weit die Beobachtungen von dem Zentrum der Daten entfernt liegen. Normale Ausreißer sind Messwerte, die den 1,5-fachen IQR überschreiten, jedoch nicht außerhalb des 3-fachen IQR liegen. Extreme Ausreißer hingegen sind so große oder kleine Messwerte, dass sie den 3-fachen Interquartilabstand verlassen.

3.5.3 Vergleich der Untersuchungsmethoden

Um die Stärke der statistischen Beziehung zwischen den zwei verwendeten Untersuchungsmethoden Replika- und Aufsichttechnik zu bestimmen, wurde deren paarweise Korrelation geschätzt. Dafür wurden die Messwerte der Aufsichttechnik, die lediglich den marginalen Spalt repräsentieren, mit den Mittelwerten der Messergebnisse von mg und abs. mg aus der Replikatechnik miteinander verglichen.

Analog zu den statistischen Testverfahren zum Vergleich der Spaltmaße wurde der nichtparametrische Korrelationskoeffizient nach Spearman berechnet, der den linearen Zusammenhang zwischen zwei Variablen ebenfalls auf Grundlage der Ränge der Messwerte bestimmt. Eine Korrelation ist gegeben, wenn der Zusammenhang durch einen gemeinsamen Trend beschrieben werden kann. Dabei können sie sich gleichsinnig oder gegenläufig verändern; man erhält eine Gerade mit positiver bzw. negativer Steigung. Dabei wird keine Aussage über eine mögliche Kausalität gemacht.

Der Korrelationskoeffizient ρ kann Werte zwischen -1 und 1 annehmen. Besteht ein negativer linearer Zusammenhang ist $\rho < 0$, bei einem Wert größer als Null ($\rho > 0$) besteht ein positiver linearer Zusammenhang. Beträgt der Koeffizient Null ($\rho = 0$) gibt es keinen Zusammenhang zwischen den Variablen. Es ist von wissenschaftlichem Interesse, ob zwischen diesen beiden viel zitierten Methoden (Fransson et al. 1985; Karlsson 1993; Biffar 1995; Rahme et al. 2008; Nawafleh et al. 2013; Contrepolis et al. 2013) ein positiver, negativer oder kein Zusammenhang besteht.

3 Ergebnisse

3.1 Stichprobenumfang

Für die vorliegende Arbeit wurden ausgehend von 14 Masterstümpfen in Kombination mit zwei verschiedenen Intraoralscannern und zwei unterschiedlichen Keramiken, insgesamt 56 Kronen hergestellt und vermessen.

Bei der Untersuchung der Kronen durch die Auflichttechnik wurde der Randspalt jeder Restauration an 24 verschiedenen Punkten bzw. in gleichmäßigen Abständen von 15° erfasst. Bei 24 Messwerten pro Krone ergaben sich für den gesamten Studienumfang 1344 Messwerte. Tatsächlich konnten jedoch zwei Kronen für die statistische Auswertung nicht verwendet werden, weil sie nicht rotationsstabil auf dem Masterstumpf positionierbar und dadurch auch nicht reproduzierbar in der Vermessungsapparatur fixiert werden konnten. Somit baute sich die Statistik im Zusammenhang mit der Auflichttechnik schlussendlich auf 1296 Messwerten auf, die zu Mittelwerten je Krone zusammengefasst wurden.

Für die Replikatechnik wurden alle hergestellten Kronen zur statistischen Weiterverarbeitung zugelassen. Für die interne Passgenauigkeit ergab sich bei sechs Messpunkten (ca, aw, aw min, aw max, aot, ao) pro Schnittfläche eines Replik für diese Methodik und Fragestellung eine Datenmenge von 2688 Werten. Sieben Messpunkte konnten aufgrund der mangelhaften Schnitt- bzw. Materialqualität der Replikawürfel nicht ausgewertet werden. Somit wurden 2681 Messwerte für die statistische Analyse verwendet.

Für die Auswertung der marginalen Passung wurden zwei Messpunkte (mg und abs. mg) pro Schnittfläche erfasst; daraus resultierte eine Datenmenge von theoretisch 896 Messwerten, die jedoch durch die Ablehnung von 32 nicht auswertbaren Messpunkten auf 864 Daten reduziert wurde. Verfahrensbedingt war die exakte Vermessung der Silikonschicht am marginalen Kronenrand teilweise nicht möglich, da Risse oder Verwaschungen zwischen den verschiedenfarbigen Silikonschichten zum Ausschluss der betroffenen Messpunkte führten.

Für die Aussagekraft der Statistik war es sinnvoll die Ergebnisse derjenigen Schnittflächen zu mitteln, die vor der Segmentierung der Replika aneinander angrenzend waren, da sie sich in allen Messpunkten entsprechen (Laurent et al. 2008).

3.2 Marginale Präzision ermittelt durch Auflichttechnik

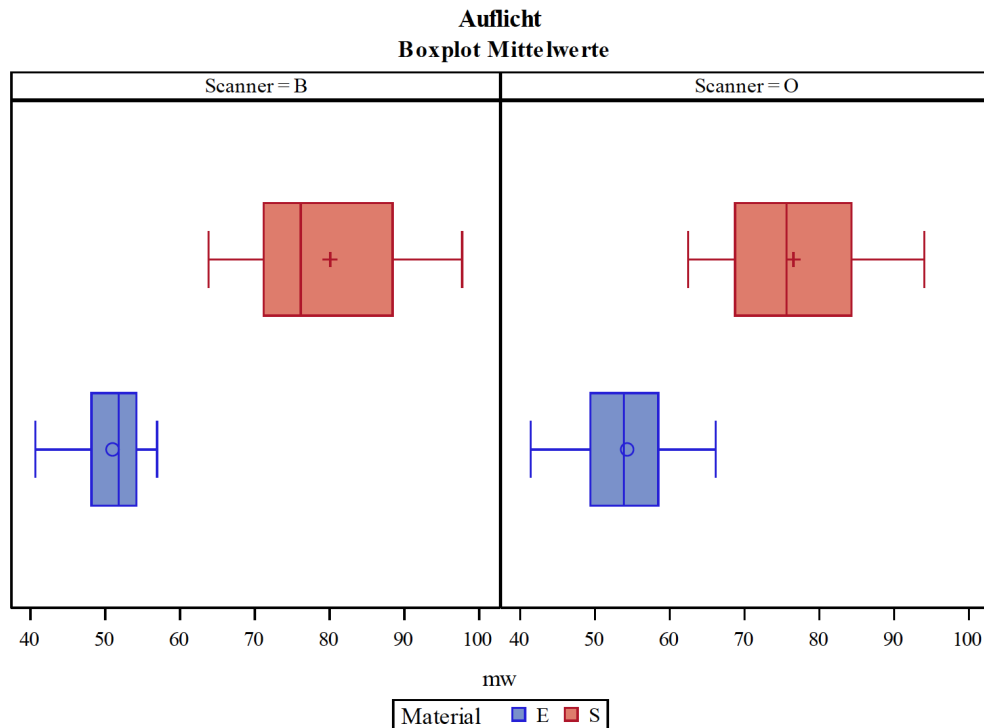


Abb. 27: Vergleich der marginalen Messwerte der Versuchsgruppen BE, BS, OE und OS ermittelt durch die Auflichttechnik. Die marginale Diskrepanz aller Vita Enamic®-Kronen (Material E) ist, unabhängig vom verwendeten Intraoralscanner, geringer als die der Vita Suprinity® PC-Kronen (Material S).

Im deskriptiven Teil der statistischen Analyse wurde durch die Datendarstellung im Boxplot (Abb. 27) sichtbar, dass die Verteilung der Vita Enamic®-Messdaten symmetrisch und deren Streuung gering ist. Für die Auflichtmethode konnte für alle Kronen der BE-Kombination ein Mittelwert von $50,98 \mu\text{m}$ ($\pm 18,1 \mu\text{m}$) ermittelt werden und für die Versuchsgruppe OE ein Mittelwert von $54,28 \mu\text{m}$ ($\pm 19,74 \mu\text{m}$). Der marginale Randspalt der Vita Enamic®-Kronen war insgesamt geringer als es bei den Vita Suprinity® PC-Kombinationen der Fall ist. Der maximal gemessene Randspalt für die Kombination BE lag bei $126,63 \mu\text{m}$ und das Randspalt-Minimum bei $10,86 \mu\text{m}$. Für die Kombination OE war der maximale marginale Abstand mit $115,18 \mu\text{m}$ kleiner als bei BE und der kleinste gemessene Randspalt mit $10,86 \mu\text{m}$ gleich groß.

Die Verteilung der Vita Suprinity® PC-Daten hingegen war rechtsschief und die Streuung etwas größer als bei den Vita Enamic®-Restaurationen. Es wurde bei der Gruppe BS ein Mittelwert von $80,08 \mu\text{m}$ ($\pm 28,35 \mu\text{m}$) erzielt, was für diesen Statistikteil den größten Mittelwert für den Randspalt darstellte.

Der Mittelwert für alle OS-Kronen wich davon nur geringfügig ab. Dieser lag bei $76,5 \mu\text{m}$ ($\pm 24,49 \mu\text{m}$) mit einem größten Messwert für den marginalen Spalt von $189,88 \mu\text{m}$ und einem kleinsten Messwert von $20,85 \mu\text{m}$.

Somit schien die Vermutung naheliegend, dass das Material Einfluss auf den Randspalt hat. Da die Lage der Messdaten und deren Verteilung zwischen den verwendeten Intraoralscannern jedoch nicht variierte, sollte sich die Wahl des Intraoralscanners auf die Ausprägung des Randspalts nicht auswirken.

So ist es auch nicht verwunderlich, dass die Krone mit dem größten mittleren marginalen Randspalt von $97,73 \mu\text{m}$ in der Gruppe BS (Krone BS11) und die Krone mit dem kleinsten Mittelwert für den Randspalt von $40,67 \mu\text{m}$ in der Gruppe BE (BE9) zu finden war.

Der in diesem Versuchsaufbau größte gemessene Wert für den marginalen Randspalt lag bei $210,3 \mu\text{m}$ und wurde bei einer BS-Krone (BS6) festgestellt. Er wurde als extremer Ausreißer in dieser Statistik nicht eingezeichnet.

Der kleinste Wert für den marginalen Randspalt lag bei $10,86 \mu\text{m}$ und trat bei den Kronen BE8 und OE9 auf.

Die induktive Auswertung der rangbasierten Analyse der Faktoreinflüsse bestätigte die Tendenzen aus der Boxplot-Darstellung. Es zeigte sich, dass das Material einen statistisch signifikanten Einfluss auf den marginalen Randspalt ausübt ($p < 0,0001$), während die Wahl des Intraoralscanners keinen Ausschlag gab ($p = 0,6306$).

Die Interaktion zwischen Scanner und Material konnte aus statistischer Sicht ebenfalls als nicht-signifikant bezeichnet werden ($p = 0,12$).

Die Vita Enamic[®]-Keramik bewirkte im Vergleich zu dem Vita Suprinity[®]PC-Material einen im Mittel ca. $25,61 \mu\text{m}$ kleineren marginalen Randspalt.

3.3 Ergebnisse der Replikatechnik

Für die Auswertung der Replika-Messwerte wurden innerhalb der unterschiedlichen Versuchsgruppen die internen Messergebnisse von ca, aw, aw min, aw max, aot und oa gesondert von den Werten der marginalen Messpunkte mg und abs mg gemittelt. Darüber hinaus wurde ein Mittelwert für die Gesamtpassung berechnet (Tab. 3).

Tab. 3: Mittelwerte der Gesamtpassung, internen Passung und marginalen Passung der vier unterschiedlichen Versuchsgruppen bei Verwendung der Replikatechnik.

Versuchsgruppe	Mittelwert Ges. [µm]	Mittelw. Mar. [µm]	Mittelw. Int. [µm]
BE	66,65 ± 25,87	44,94 ± 14,49	73,63 ± 24,85
BS	80,03 ± 19,43	70,39 ± 11,37	83,18 ± 20,46
OE	76,27 ± 22,05	56,85 ± 13,18	82,39 ± 20,7
OS	78,94 ± 18,86	66,06 ± 10,68	83,08 ± 19,06

Die Mittelwerte der Gruppe BE sind am kleinsten, während die Untersuchungsobjekte der Gruppe BS in allen Bereichen die größten, mittleren Messwerte aufweisen.

4.3.1 Marginale Präzision ermittelt durch Replikatechnik

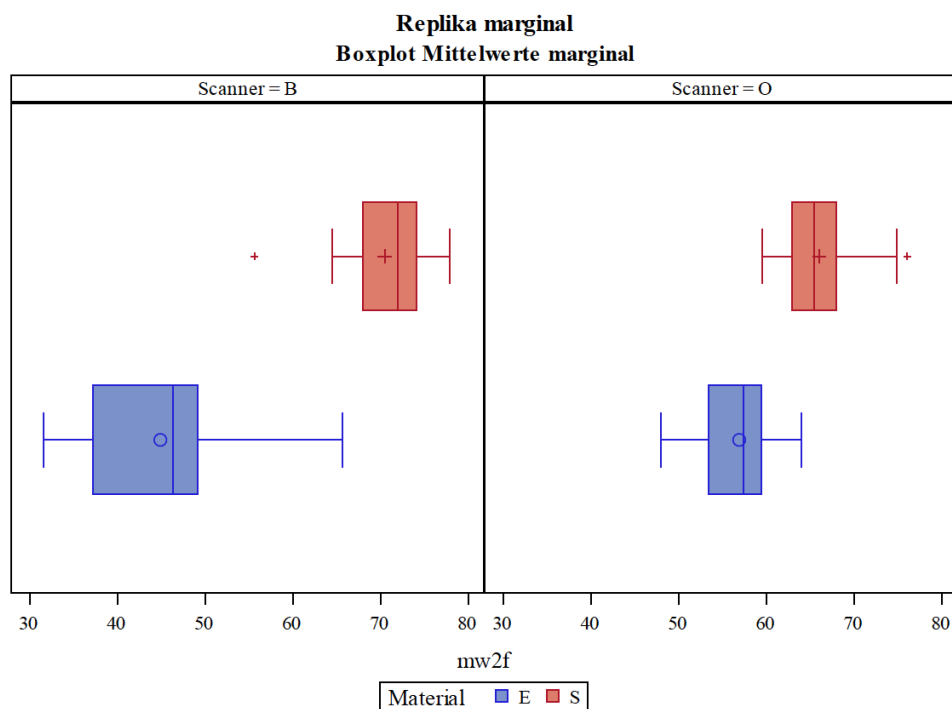


Abb. 28: Vergleich der marginalen Messwerte der Versuchsgruppen BE, BS, OE und OS ermittelt durch die Replikatechnik. Die marginale Diskrepanz aller Vita Enamic®-Kronen (Material E) ist, unabhängig vom verwendeten Intraoralscanner, kleiner als die der Vita Suprinity® PC-Kronen (Material S).

Zuerst sollte die Replikatechnik in Bezug auf die marginale Passgenauigkeit durch deskriptive statistische Mittel untersucht werden. Im Boxplot (Abb. 28) zeigte sich, dass die Verteilung der CEREC Omnicam AC[®]-Messdaten symmetrisch war. Die Verteilung der CEREC Bluecam AC[®]-Daten hingegen wies eine Schiefe auf. Trotz dieser Symmetrieunterschiede, von denen eine Beeinflussung der marginalen Passgenauigkeit durch den Intraoralscanner nicht direkt geschlussfolgert werden konnte, war der marginale Randspalt der Vita Enamic[®]-Kronen wie auch bei der Auflichttechnik wieder kleiner als der der Vita Suprinity[®] PC-Kronen. Die Streuung bei Gruppe BE war bei allen gemessenen Intraoralscanner-Material-Varianten am größten. Das Material übte auch hier einen signifikanten Einfluss auf die Passgenauigkeit aus, was durch die induktive Statistik belegt wurde.

Der geringste Mittelwert von 44,94 μm ($\pm 11,69 \mu\text{m}$) war in der Gruppe BE feststellbar, wobei abs. mg im Mittel 49,97 μm und mg 39,9 μm betrug. Der maximale Wert für den marginalen Randspalt betrug 88,46 μm und das Minimum lag bei 18,15 μm . Diese beiden Grenzwerte waren für die vorliegende Untersuchung die insgesamt kleinsten gemessenen Werte.

Der Mittelwert aller Kronengerüste BS war hingegen der größte ermittelte Wert mit 70,38 μm ($\pm 9,75 \mu\text{m}$). Auch der Maximalwert für den marginalen Randspalt von 108,25 μm (Krone BS11) und die Krone mit dem größten mittleren marginalen Randspalt von 77,95 μm (ebenfalls BS11) fand sich in dieser Gruppe.

Der Mittelwert aller OE-Kronen lag bei 56,85 μm ($\pm 12,09 \mu\text{m}$), wobei das Randspaltmaximum bei 98,59 μm lag und das Minimum bei 27,79 μm .

Die OS-Restaurationen wiesen zwar einen im Vergleich dazu etwas größeren Mittelwert von 66,06 μm auf, dafür war hier die Standardabweichung mit $\pm 9,53 \mu\text{m}$ am kleinsten. Das Randspaltminimum der OS-Gruppe war mit 43,23 μm verhältnismäßig groß und lag deutlich über denen der anderen Scanner-Material-Varianten.

Bei der induktiven Statistik stellte sich heraus, dass nicht nur die Wahl des Materials einen statistisch signifikanten Einfluss auf die marginale Passgenauigkeit bei der Untersuchung mit der Replikatechnik hatte ($p < 0,0001$), sondern auch eine statistisch signifikante Interaktion zwischen Material und Intraoralscanner beobachtet werden konnte ($p = 0,0034$). Der Intraoralscanner alleine beeinflusste die Ausprägung des marginalen Randspaltes nicht ($p = 0,3805$).

Vergleichbar mit der Auflichttechnik lieferte die Vita Enamic[®]-Keramik auch bei der Replikatechnik kleinere Werte bezüglich der marginalen Passgenauigkeit als das Vita Suprinity[®] PC-Material. Im Schnitt war die Randpassung der Vita Enamic[®]-Kronen 17,35 μm genauer als die der Kronen aus der Vita Suprinity[®] PC-Keramik.

4.3.2 Interne Präzision ermittelt durch Replikatechnik

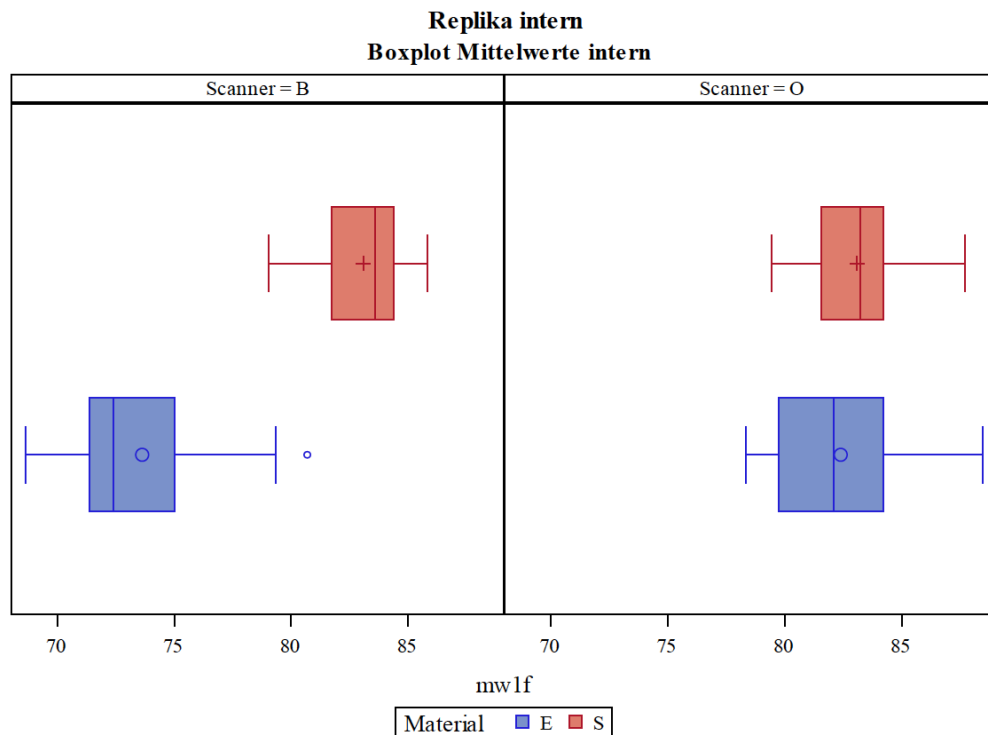


Abb. 29: Vergleich der internen Messwerte der Versuchsgruppen BE, BS, OE und OS ermittelt durch die Replikatechnik. Die interne Diskrepanz der Vita Enamic®-Kronen (Material E) ist mittelwertig kleiner als die der Vita Suprinity® PC-Kronen (Material S).

Wie der Boxplot (Abb. 29) als deskriptives statistisches Mittel deutlich zeigt, verteilten sich die Messdaten der Kronen, welche auf Grundlage des CEREC Omnicam AC®-Scans gefertigt wurden, symmetrisch, während die CEREC Bluecam AC®-Daten als nicht-symmetrisch charakterisiert waren. Der interne Spalt bei den Vita Enamic®-Kronen war, wie bei den beiden vorherigen Analysen der marginalen Passgenauigkeit, insgesamt kleiner als der interne Spalt der Vita Suprinity® PC-Varianten. Das Material schien auch auf die interne Passung einen entscheidenden Einfluss zu nehmen, während die Bedeutung des Intraoralscanners und die der Interaktion zwischen Intraoralscanner und Material erst in der induktiven Statistik belegt werden musste.

Die beste interne Passung mit einem Mittelwert von 73,63 μm wurde bei den BE-Kronen festgestellt, trotz der Tatsache, dass sich in dieser Gruppe auch die Krone mit dem größten gemessenen Wert für den internen Spalt befand. Es handelte sich dabei um einen Messwert von 169,3 μm für den Messpunkt oa bei der Krone BE1.

Alle anderen Scanner-Material-Kombinationen hatten ähnliche Mittelwerte für ihre interne Passgenauigkeit. Kronen der Gruppe BS mit einem Mittelwert von 83,18 μm und der Gruppe OS mit einer mittleren internen Passung von 83,08 μm unterschieden sich in ihrem internen Passungsvermögen nicht signifikant voneinander. Die Restaurationen der OE-Gruppe lagen mit einem Mittelwert von 82,39 μm nur unwesentlich unter den Vita Suprinity[®] PC-Kronen. Die Krone mit dem kleinsten mittleren internen Spalt von 68,65 μm war die Krone BE9.

Abhängig von den untersuchten Messpunkten wurden Mittelwerte für die interne Passgenauigkeit der verschiedenen Versuchsobjekte errechnet (

Tab. 4):

Tab. 4: Mittelwerte aller internen Messpunkte in Abhängigkeit von der Scanner-Material-Kombination.

Messpunkt	Mittelwert BE [μm]	Mittelwert BS [μm]	Mittelwert OE [μm]	Mittelwert OS [μm]
ca	40,3 \pm 13,79	60,96 \pm 13,05	53,91 \pm 13,09	58,39 \pm 9,4
aw	69,75 \pm 13,38	75,00 \pm 8,21	80,30 \pm 12,69	77,34 \pm 9,81
aw min	59,38 \pm 14,11	66,34 \pm 9,46	70,46 \pm 12,92	69,64 \pm 10,29
aw max	78,92 \pm 13,43	84,10 \pm 8,52	89,15 \pm 12,38	85,92 \pm 9,79
aot	91,25 \pm 13,83	103,60 \pm 9,33	97,62 \pm 12,74	101,96 \pm 7,88
oa	102,18 \pm 16,91	108,85 \pm 10,36	102,92 \pm 10,21	105,21 \pm 7,47

Die Mittelwerte für die okklusalen Messpunkte sind am höchsten, während die geringsten Werte in Richtung des Kronenrandes messbar waren.

Es lässt sich erkennen, dass die Werte im okklusalen Bereich (aot, oa) einer jeden Restauration prinzipiell höher waren, als die Werte für die Messpunkte an der Kronenwand (aw, aw max, aw min) und am marginalen Rand der Krone (ca). Der marginale Kronenrand wies in allen Versuchsgruppen den kleinsten errechneten Mittelwert auf, während die höchsten Mittelwerte für die interne Passgenauigkeit aller Versuchsgruppen unter den okklusalen Messwerten zu finden waren.

Die induktive Statistik belegte die aus dem Boxplot vermuteten Tendenzen bezüglich der Einflussnahme von Intraoralscanner und Material auf die interne Passgenauigkeit.

Sowohl die Wahl des Materials, als auch die Wahl des Intraoralscanners und deren Interaktion miteinander wirkten sich signifikant auf die Ausprägung des internen Spalts aus. Mit einem p-Wert von $p = 0,0003$ beeinflussten sowohl die Interaktion zwischen Intraoralscanner und Material als auch das Material selbst die interne Passung signifikant.

Die Wahl des Intraoralscanners erschien ebenfalls entscheidend für die Passgenauigkeit innerhalb des Kronengerüsts ($p = 0,0059$).

Auf die interne Passgenauigkeit schlug sich die Materialwahl in einem geringeren Maße nieder als auf die Ausprägung der marginalen Passgenauigkeit. Die Vita Enamic[®]-Keramik brachte im Vergleich zu dem Vita Suprinity[®] PC-Material Kronen mit einem im Mittel ca. 5,07 μm kleineren internen Spalt hervor. Der Materialunterschied bei der marginalen Passung äußerte sich in einer Passungsdiskrepanz von 17,35 μm . Durch die Verwendung der CEREC Bluecam AC[®] war die interne Kronenpassung im Mittel um 4,39 μm genauer als die der Kronen, die auf Grundlage von CEREC Omnicam AC[®]-Scans produziert wurden.

3.4 Korrelationsanalyse

Für die Korrelation zwischen den Analyseverfahren Replika- und Auflichttechnik ergab sich ein Korrelationskoeffizient nach Spearman von 0,77. Das Ergebnis war mit einem p-Wert von $< 0,0001$ statistisch hoch signifikant und belegte einen starken Effekt zwischen beiden Untersuchungsmethoden (Cohen 1992). Somit konnte davon ausgegangen werden, dass die Verfahren vergleichbare Ergebnisse lieferten. Um den Zusammenhang grafisch sichtbar zu machen, wurden Streudiagramme und deren Anordnung in einer Matrix verwendet (Abb. 30 und Abb. 31)

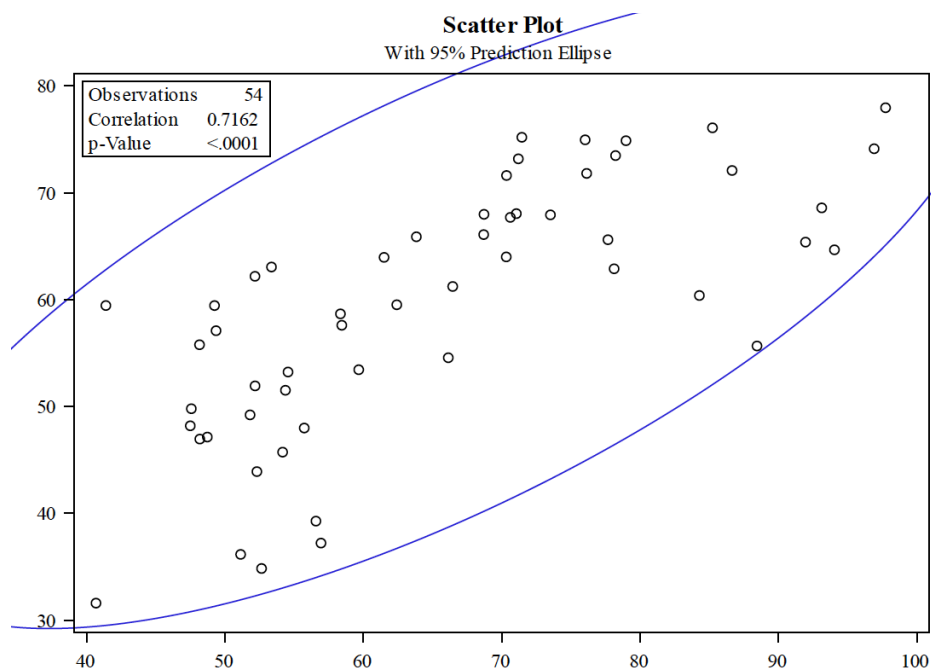


Abb. 30: Streudiagramm zur Veranschaulichung der Korrelation zwischen Replika- und Auflichttechnik. Die Anordnung der verwendeten Messwerte im Koordinatensystem zeigt eine Konzentration der Punktwolke im Zentrum der Ellipse und belegt dadurch einen linearen Zusammenhang zwischen den Analyseverfahren.

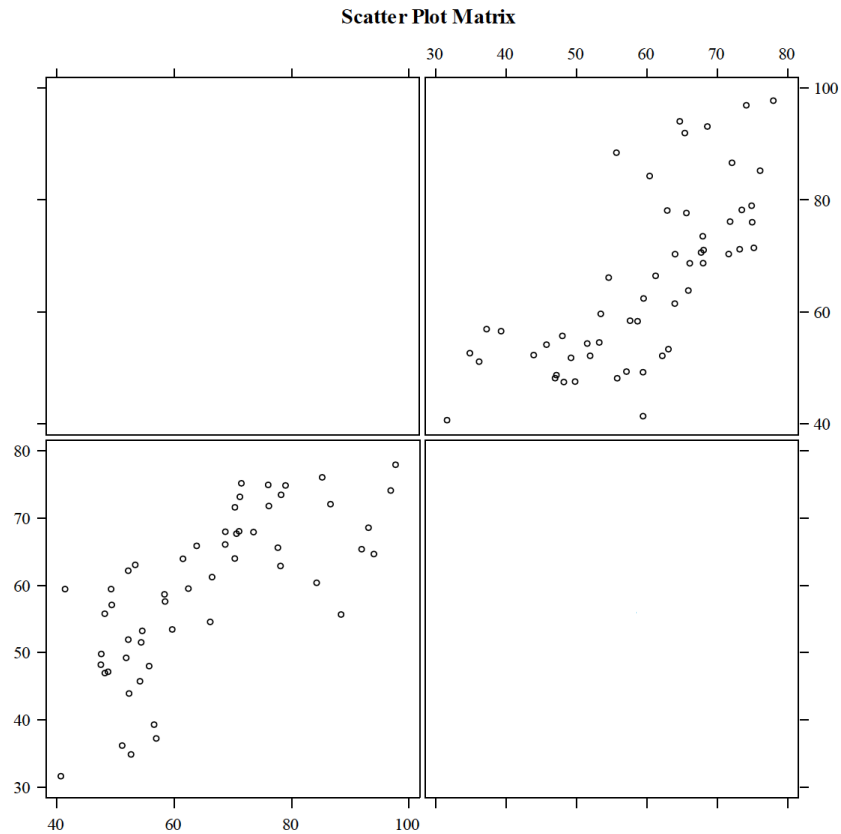


Abb. 31: Streudiagramm der Korrelation zwischen den Untersuchungsverfahren als Matrix dargestellt. Die Punktwolken sind an der Matrixdiagonalen gespiegelt, um die lineare Abhängigkeit zu verdeutlichen.

3.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Durch die Auswertung der statistischen Analyseverfahren ist ersichtlich geworden, dass sich die Wahl der verwendeten Dentalkeramik entscheidend auf die Gesamtheit aller untersuchten Messpunkte und damit auf die Passgenauigkeit aller vollkeramischen Einzelzahnkronen im Ganzen auswirkte. In jeder Untersuchung waren die Messergebnisse der Vita Enamic[®]-Kronen bezüglich der marginalen und internen Passgenauigkeit im Mittel kleiner als die der Vita Suprinity[®] PC-Kronen.

Bezüglich der marginalen Passgenauigkeit zeigte die induktive Untersuchung der Messwerte, dass die Wahl des Intraoralscanners keinen Unterschied mit sich brachte. Bei der Größe des internen Spaltes jedoch bewirkte der verwendete Intraoralscanner einen signifikanten Unterschied. Hierbei führte die Verwendung der CEREC Bluecam AC[®] zu besseren Passungsergebnissen als die der CEREC Omnicam AC[®].

In Bezug auf die angewandten Untersuchungsmethoden belegte deren signifikante Korrelation, dass der Versuchsaufbau und dessen Durchführung für die Fragestellung angemessen und die ermittelten Ergebnisse plausibel waren. Ergebnisse zur marginalen Passgenauigkeit waren zwischen der Replikatechnik und der Auflichttechnik vergleichbar. Die Werte der errechneten Koeffizienten standen für einen starken Effekt. Die Passungsergebnisse aller in dieser Studie hergestellten Kronen entsprachen den klinischen Anforderungen nach einem marginalen Randspalt kleiner $120\ \mu\text{m}$ (McLean und von Fraunhofer 1971; Bieniek und Küpper 1988; Kerschbaum und Porschen 1998) und einer internen Diskrepanz bis zu $200\ \mu\text{m}$ nach Spiekermann (1986).

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methoden

Das gewählte Studiendesign sieht die Untersuchung der Auswirkungen zweier unterschiedlicher Materialien, Intraoralscanner und Evaluationsmethodiken auf den marginalen und internen Zementspalt von CAD/CAM-gefertigten, vollkeramischen Einzelzahnkronen vor.

In Annäherung an die klinische Realität wurde diese *In-vitro*-Untersuchung so konzipiert, dass lediglich mit einer minimalen Beeinflussung der Ergebnisse durch den Versuchsaufbau und den Versuchsleiter zu rechnen ist, damit diese statistisch vernachlässigt werden konnte und die Ergebnisse vergleichbar waren (Abbate et al. 1989; Kappert und Altvater 1991; Krejci et al. 1990; Rudolph et al. 2004). Zur Sicherstellung der Reproduzierbarkeit wurden 14 industriell gefertigte Masterstümpfe mit identischen Präparationsmerkmalen verwendet und konstante Schleifparameter bei der maschinellen Kronenfertigung beibehalten. Des Weiteren wurden die Herstellerangaben bei der optischen Erfassung jedes Modellstumpfes durch die beiden Intraoralscanner befolgt und alle an der Studie beteiligten Geräte vor deren Einsatz durch einen Fachmann justiert und kalibriert. Eine optimale Versuchsdurchführung während der angewandten Aufsicht- und Replikatechnik zeichnete sich durch die einmalige Verwendung der Schneidinstrumente und der exakten Ausrichtung der Versuchskörper zur Schnitt- bzw. Aufnahmeebene aus. Ungenauigkeiten wurden dadurch weitestgehend ausgeschlossen.

Von einem manuellen Aufpassen der Kronen sollte aufgrund der Relevanz der internen Passgenauigkeit gänzlich abgesehen werden, weswegen in einer Pilotstudie der kleinstmögliche voreingestellte Zementspalt ermittelt und für alle Untersuchungsobjekte der Studie verwendet wurde. Dieser betrug 70 μm .

Von einer tatsächlichen Zementierung wurde bei dieser *In-vitro*-Studie abgesehen, weil eine Zementierung immer auch eine Vergrößerung des marginalen Randspaltes zur Folge hat (Ishikiriyama 1981). Außerdem ist die Zementierung als Einflussfaktor auf die marginale Passgenauigkeit nicht Gegenstand der vorliegenden Studie gewesen und wurde somit nicht untersucht.

5.1.1 Digitale Abformung

Für die Fertigung einer erfolgreichen dentalen Restauration ist eine präzise und möglichst fehlerfreie Abformung die Grundlage. Unabhängig von der Art der Abformung (konventionell oder digital) können Ungenauigkeiten in diesem Abschnitt nicht mehr korrigiert werden und potenzieren sich sogar wie verschiedene Studien zeigen (Persson et al. 2009; Seelbach et al. 2013; Wöstmann et al. 2005).

Der gewählte *In-vitro*-Versuchsaufbau dieser Studie mit der extraoralen Digitalisierung durch einen Intraoralscanner kann die Bedingungen *in vivo* zwangsläufig nur annähernd simulieren, denn ein geringes Platzangebot, Feuchtigkeitszutritt oder die Störung des Scanvorgangs durch Bewegungen der Patient*innen sind unter Laborbedingungen nicht existent.

Außerdem sind die Oberflächenbeschaffenheit und Transluzenz bzw. Opazität der verwendeten Kunststoffzähne nicht zu vergleichen mit denen in der Mundhöhle befindlichen natürlichen Zähnen. Daher ist fraglich, in wie weit die Scanbarkeit der verwendeten Masterstümpfe mit der von humanen Zähnen übereinstimmt.

Menschliche Zähne haben innerhalb der Mundhöhle eine relativ glänzende Oberfläche, daher setzt die Verwendung mancher CAD/CAM-Systeme *in vivo* eine Puderapplikation voraus, um Reflektionen zu vermeiden, die wiederum den digitalen Datensatz verfälschen würden. Die CEREC Bluecam AC® ist beispielsweise ein solches System. Die hygroskopische Eigenschaft der genannten Sprays setzt jedoch vor deren Verwendung eine größtmögliche Trockenlegung voraus, die unter realen Bedingungen nur schwer sichergestellt werden kann. Sowohl eine Beschädigung der Puderschicht als auch eine Puderanhäufung oder aber der gänzliche Verzicht auf Scanpuder führen zu vergrößerten Randspalten (An et al. 2014). Ein Großteil der zurzeit auf dem Markt befindlichen Scansysteme (u.a. CEREC Omnicam AC®) benötigt kein Puder mehr und schließt dadurch die Puderapplikation als Fehlerquelle bei möglichen Fehlpassungen aus.

In dieser Studie wurden die Scans mit der CEREC Bluecam AC® trotz Empfehlung des Herstellers ein Scanspray *in vivo* zu benutzen, ohne Puderapplikation durchgeführt, da die Verfälschung der Kronenpassung durch die Puderschicht befürchtet wurde und die Wirkung beider Intraoralscanner auf die Passgenauigkeit der hergestellten Kronen unverfälscht bewerten werden sollte. Außerdem weicht das Reflektionsverhalten der gescannten Kunststoffzähne per se von dem natürlicher Zahnoberflächen ab, weswegen die Puderapplikation die Aussagekraft und Richtigkeit der Studie nicht beeinflusst hätte.

Scannt man *in vitro* einen industriell gefertigten Kunststoffzahn, so spielen die klinischen Komplikationen bei der digitalen Abformung keine Rolle. Es ist zu erwarten, dass dadurch Fehlmessungen minimiert und Abweichungen des digitalen Datensatzes reduziert werden. Dies verbessert die Vergleichbarkeit unter den Scannern, Materialien und Methodiken enorm.

5.1.2 Herstellung und Verarbeitung der Silikon-Replika

Um in dieser *In-vitro*-Studie die Passungsdifferenz zwischen Stumpfoberfläche und Kroneninnenfläche sichtbar zu machen, wurde dieser sog. „Zementspalt“ mittels dünnfließendem, weißen Silikon dargestellt. Das Silikon wurde dafür in die Kroneninnenseite eingefüllt und das Kronengerüst danach auf den Stumpf gesetzt. Nach Abwarten der vorgegebenen Abbindezeit wurde die Krone vom Stumpf abgenommen und die Silikonschicht mit orangefarbenem Silikon unterschichtet. Die so fixierte Passungssituation wurde im darauffolgenden Verarbeitungsschritt zur Stabilisierung der beiden Silikonschichten und Verbesserung des Farbkontrastes beim Vermessen in einer Gussform erneut mit andersfarbigem Silikon (Aquasil® Ultra LV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) überschichtet. Der entstandene Silikonwürfel konnte nach dem Ausbetten aus der Form weiterverarbeitet werden.

Problematisch waren neben dem fehlerfreien Lösen der dünnen Silikonschicht aus dem Kronengerüst auch deren blasenfreie Unter- und Überschichtung mit andersfarbigem Silikon. Verbunden haben sich die unterschiedlichen Silikonschichten ohne sichtbare Mängel bei allen Untersuchungsobjekten. Durch das Herauslösen aus dem Kronengerüst bei sehr geringer Passungsdifferenz im marginalen Kronenrandbereich traten jedoch vereinzelt Risse in der weißen Silikonschicht auf, die ein Vermessen und die Aufnahme der betroffenen Messpunkte in die Datenverarbeitung folglich ausschlossen.

Der Nachteil einer solchen Reduzierung von auswertbaren Messpunkten besteht abhängig von deren Ausmaß in der Minderung der Aussagekraft des Ergebnisses. Sind verhältnismäßig viele Messpunkte nicht auswertbar, sinkt die Aussagekraft der verbleibenden Werte. Außerdem entstünden Zweifel an der Praktikabilität und Anwendbarkeit der Untersuchungsmethode. Da sich in dieser Studie die Anzahl der ausgeschlossenen Aufnahmen jedoch als gering bezeichnen ließ, war deren Auswirkung auf die Aussagekraft zu vernachlässigen.

Vorhandene Materialblasen beim Über- und Unterschichten waren selten und führten zu keiner relevanten Deformierung der weißen Silikonschicht. Sie konnten beim Vermessungsvorgang daher vernachlässigt werden. Auch eine dauerhafte Formänderung der Silikonwürfel beim Herauslösen aus der Gussform konnte durch die Beschichtung der Forminnenflächen mit Vaseline vermindert werden. Eine chemische Wechselwirkung zwischen Silikon und Vaseline war aufgrund der Herstellerangaben hierbei nicht zu erwarten.

Die räumliche Ausrichtung der Replika in der Gussform entsprach dem Ideal von exakter Reproduzierbarkeit nur annähernd. Durch das Einfließen des blauen Silikons beim Einbetten waren geringfügige Abweichungen von der zuvor fixierten Position wahrscheinlich, da das Silikonobjekt nicht vollumfänglich rotationsstabil auf der Nadel gelagert werden konnte. Die Nutzung aufeinander abgestimmter Guss- und Schnittformen hatte jedoch den Vorteil der Parallelität von Schnittfläche zu Außenfläche der entstandenen Replikawürfel.

Somit konnten alle Messvorgänge und Fotografien im rechten Winkel zur Schnittfläche erfolgen. Dieser Fakt und die statistische Mittelung der Messpunkte im Bereich der Schnittflächen minimieren einen Messfehler durch Positionsveränderung beim Überschichten und bewirken des Weiteren eine gute Aussagekraft der Messdaten. Ein Nachteil bei Durchführung einer Unter- und Überschichtung mit Silikon ist das Fehlen der Sichtbarkeit der zementspaltrepräsentierenden Silikonschicht. Vergleichbare Studien verzichteten alternativ auf eine der beiden stabilisierenden Silikonschichten aus Gründen der Kontrollierbarkeit während der Schnittführung oder wegen des Mehraufwandes aufgrund der Anfertigung aufeinander abgestimmter Guss- und Schnittformen (Kohorst et al. 2009; Kokubo et al. 2005; Laurent et al. 2008; Reich et al. 2011).

Der Gebrauch der Guss- und Schnittform vereinfacht jedoch den Arbeitsschritt des Mikroskopierens erheblich, da sich durch die Parallelität der Schnittflächen zu den Außenseiten der Replikawürfel eine orthograde Ausrichtung zur Mikroskopierachse bereits durch die simple Lagerung der Replikaviertel auf dem Objektträger einstellt. Es sind keine plastischen Massen wie z.B. in der Untersuchung von Boeddinghaus et al. (2015) zur Fixierung auf dem Objektträger nötig und eine Lageveränderung während des Mikroskopiervorganges somit ausgeschlossen. Die exakte Schnittführung und deren Ausrichtung an den Raumebenen durch die Führungsschlitze der Schnittform minimieren zusätzlich optische Verzerrungen beim Mikroskopieren.

Die Entscheidung, die Silikonwürfel mit einer Rasierklinge anstelle einer Skalpellklinge zu trennen erfolgte aufgrund der geringeren Klingestärke. Während bei einer Skalpellklinge, die im Normalfall 0,5 mm stark ist, Silikonmaterial beim Schneidvorgang verloren gehen kann, trennt eine Rasierklinge mit einer durchschnittlichen Klingestärke von 0,1-0,2 mm das Material spanlos und stellt so eine hohe Schnittflächengüte sicher. Durch eine Sichtkontrolle der zusammengehörigen Schnittflächen nach dem Trennprozess konnte man anhand derer Passgenauigkeit zueinander und dem Vorhandensein einer Symmetrie von einem geringen Schnittfehler ausgehen.

Mit minimalen Messfehlern ist jedoch auch bei exakter Versuchsdurchführung und sorgfältigem Vorgehen beim Unterschichten, Überbetten und Schneiden der Silikonschichten zu rechnen. Trotz der genannten Punkte kann man bei der Replikatechnik insgesamt von einer simplen, kostengünstigen und effektiven Untersuchungsmethode zur Feststellung der internen und marginalen Passung sprechen. Sie ist sowohl *in vivo* als auch *in vitro* einsetzbar und gewährt so – neben der Möglichkeit zur klinischen Qualitätskontrolle einer Restauration – eine dreidimensionale Passungsevaluation zwischen Stumpf und hergestelltem Werkstück (Fransson et al. 1985; Karlsson 1993; Laurent et al. 2008).

5.1.3 Festlegung der Messpunkte in der Vermessungssoftware

Für eine aussagekräftige Bewertung des methodischen Vorgehens bei der Vermessung der zementspaltrepräsentierenden Silikonschicht im Kontext der aktuellen Studienlage ist eine Vergleichbarkeit der vorliegenden Untersuchung unerlässlich. Dafür wurden für die unterschiedlichen Messpunkte gängige und anerkannte Punkte am Untersuchungsobjekt festgelegt. Bezüglich der marginalen Passgenauigkeit wird die marginale und absolute marginale Diskrepanz beurteilt. Hierbei ist die absolute marginale Diskrepanz stets die größtmögliche Fehlpassung am Kronenrand und spiegelt demzufolge die größte Schwachstelle der Restauration wider, da sie einen Rückschluss über die freiliegende und somit angreifbare Zementfläche zulässt.

Ebenso wie bei der marginalen Passungsbestimmung wurde sich auch betreffend der internen Passgenauigkeit nach den Richtlinien, die bereits Holmes et al. 1989 postulierte, gerichtet. Auch modernere Studiendesigns anderer Versuchsgruppen verwendeten bei ihren Versuchsaufbauten diese vorgegebenen Messstellen (Colpani et al. 2013; Huang et al. 2015; Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008). Zusätzlich wurden aufgrund eines bei manchen Untersuchungsobjekten stark differierenden Zementspaltes im axialen Bereich noch die Größen $a_{w \min}$ und $a_{w \max}$ für die minimale und maximale Passungsdifferenz eruiert. Diese Messgrößen sind nicht an eine definierte Position am Zahnstumpf ortsgebunden, sondern abhängig von der optischen Einschätzung des Versuchsleiters. Nur wenige Vergleichsdaten sind diesbezüglich zu finden (Heinitz 2016). Durch die Vielzahl von Messpunkten im axialen Kronenabschnitt konnte die Reliabilität der Messdaten und damit der gesamten Untersuchungsmethode Replikatechnik verbessert werden und punktuelle Schwankungen der Zementspaltbreite als statistische Ausreißer identifiziert werden. Zusätzlich ergibt sich ein Informationsgewinn aus den Messpunkten $a_{w \min}$ und $a_{w \max}$ in Bezug auf die Voreinstellung des Spacers. Denn ausgehend von fertigungsbedingten Ungenauigkeiten könnte eine zu geringe Voreinstellung – im vorliegenden Versuch $\leq 70 \mu\text{m}$ – das Aufbringen der Restauration in Schlussposition durch manuelles Aufpassen verhindern. Zu geringe Werte für $a_{w \min}$ und zu hohe Werte für $a_{w \max}$ könnten demnach auf eine mangelhafte Einstellung des Schleifparameters „Spacer“ hindeuten. Dies sollte weiterführend in zukünftigen Studien untersucht werden.

Die Aufnahme der Schnittflächen erfolgte unter 35-facher Vergrößerung mithilfe des Auflichtmikroskops Leica EZ4D (Leica-Microsysteme, Wetzlar). Die Auswertung der digitalfotografisch erfassten Bilder wurde mit der Vermessungssoftware Zeiss Axio Vision LE 4.8 (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena) durchgeführt. Entscheidend für die Reproduzierbarkeit der Aufnahmen und die Minimierung von Messfehlern war die Kalibrierung der Mikroskop-Kamera-Computer-Einheit und die Archivierung der daraus resultierenden Probeaufnahmen. Das Ergebnis der Kalibrierung äußerte sich in dem Maßstab $1,52 \mu\text{m}/\text{Pixel}$.

Die Festlegung der Messpunkte, die manuell immer am selben Monitor durchgeführt werden musste, war nicht in jedem Fall eindeutig. Abhängig von dem gewählten Untersuchungsverfahren waren es unterschiedliche Arbeitsschritte, bei deren Durchführung besondere Sorgfalt diesbezüglich erforderlich war.

Im Falle der Replikatechnik traten im marginalen Bereich mancher Probekörper Schichtdicken des weißen Silikons auf, die für eine exakte Vermessung zu dünn waren. Auch andere Studien empfahlen bei einer solchen Situation, auf die Erhebung von Messdaten im Kronenrandbereich zu verzichten (Karlsson 1993). Gleiches galt für Messbereiche, die von Materialrissen gezeichnet waren. Außerdem waren an unterschiedlichen Messpunkten mancher Silikonreplika unterschiedliche Silikonschichten nicht exakt voneinander abgegrenzt, sondern verliefen farblich minimal ineinander. Auch hier wurde aufgrund einer erschwerten Festlegung geeigneter Messpunkte auf eine Vermessung der Schichtdicke der Zementschicht verzichtet. Insgesamt wurden dadurch von möglichen 3584 Messdaten, 39 Werte ausgeschlossen.

Bei der Auflichttechnik stellte die Lichtreflexionen durch das Auflichtmikroskop im Bereich der Messpunkte an Präparationsgrenze und Kronenrand gelegentlich ein Problem dar. Wenige Aufnahmen mussten daher von einer statistischen Erfassung ausgeschlossen werden. Anstelle von 1344 möglichen Messergebnissen konnten daher nur insgesamt 1.296 zugelassen werden.

Eine exakte orthograde Ausrichtung des Vermessungsobjektes zur Aufnahmeachse wurde hingegen durch die Möglichkeiten zur Feinjustierung des Messtellers größtenteils gegeben. Hierzu wurde der Messtisch parallel zur Tischoberfläche und dem Objektiv der Aufnahmeeinheit ausgerichtet.

Die durchgeführte Pilotstudie unterstütze im Vorfeld der Versuche die These, dass die Einstellung eines größeren Zementspaltes in der Fertigungssoftware des CEREC-Systems zu besseren Passungsergebnissen führen kann (Hmaidouch 2011).

Spacereinstellungen kleiner $70\ \mu\text{m}$ führten dazu, dass die Kronengerüste nicht in Schlussposition auf die Modellstümpfe aufgebracht werden konnten. Frühkontakte, die durch manuelles Aufpassen hätten entfernt werden müssen, traten auf und verhinderten eine vollständige Eingliederung.

Diese Beobachtung ist schlüssig, wenn man die Messdaten im marginalen Bereich (Punkt ca) bei einer gewählten Voreinstellung von $70\ \mu\text{m}$ erhebt und feststellt, dass bereits bei diesem Spacer Passungsdifferenzen von unter $15\ \mu\text{m}$ zustande kommen, die ein Aufsetzen der Kronengerüste in Endposition verhindern können.

Die Auffassung, die interne Adaption habe die Funktion einer Befestigungsfläche, die ohne das Verursachen von Spannungen aufgrund von Störkontakten den Halt der Restauration auf dem Zahnstumpf ermögliche, sollte also zu dem Schluss führen, dass eine größere Befestigungsfuge einer kleinstmöglichen Passungsdiskrepanz im Kroneninnenbereich vorzuziehen ist (Beuer et al. 2010).

Für die klinische Relevanz der Spacereinstellung bedeutet dies, dass zu geringe Werte für den Spacer einen erhöhten Aufpassungsaufwand erfordern, der zu einer Verlängerung der Sitzungsdauer führen kann (Tabata et al. 2020).

Konträr dazu gab es unter den Versuchsobjekten jedoch auch Kronen, die nicht vollständig rotationsstabil waren und von der Vermessung ausgeschlossen werden mussten. Eine mögliche Erklärung für Spiel zwischen Krone und Stumpf liegt in einer zu großen Zementfuge, durch die keine Makroretention zustande kommt. Unter den gegebenen Bedingungen und in dem Wissen von Frühkontakten bei zu geringen Spacereinstellungen könnte die Lageinstabilität der Restauration auf dem Masterstumpf jedoch auch an Frühkontakten im okklusalen Bereich liegen. Kann die Krone nämlich nicht in Schlussposition auf den Stumpf aufgebracht werden, ist sie ebenfalls nicht rotationsstabil und zeigt Lageinstabilitäten beim Aufpassen.

5.1.4 Materialwahl

Durch die rasante Entwicklung innovativer vollkeramischer Materialien und neuer CAD/CAM-Systeme zu deren Verarbeitung ist es von wissenschaftlichem Interesse, ob die Wahl der Dentalkeramik Auswirkungen auf die Passgenauigkeit des daraus gefertigten Werkstückes hat. Durch die Vielzahl am Markt erhältlicher vollkeramischer Werkstoffe ist es sinnvoll, diese nach ihrem chemischen Aufbau zu unterteilen und Unterschiede im Passungsverhalten auf die molekulare Struktur der untersuchten Keramiken zurückzuführen.

In der vorliegenden Arbeit wurden daher neben einer zirkoniumdioxidverstärkten Lithiumsilikat-Glaskeramik – Vita Suprinity® PC (H. Rauter GmbH u. Co.KG, Bad Säckingen) – auch Kronengerüste aus einer sog. „Hybridkeramik“ gefertigt (Vita Enamic®). Diese neuartigen, Polymer-infiltrierte Dentalkeramiken (PICN) sollen die Vorteile der wenig spröden Kunststoffe mit der Kantenstabilität und Härte aluminiumoxidhaltiger Feldspatkeramiken kombinieren. Die vorliegende Studie untersuchte, ob bei der maschinellen Bearbeitung der Rohlinge materialabhängige Passungsunterschiede der hergestellten Werkstücke festzustellen sind.

Dabei waren im Falle der Vita Suprinity® PC-Probekörper bereits makroskopisch vermehrt Aussprengungen am Kronenrand auffällig. Die statistische Auswertung der Passungsdiskrepanz jener Kronen gegenüber dem zugehörigen Masterstumpf erfasste diese fertigungsbedingten Kronenrandungenauigkeiten als Ausreißer, die in manchen Fällen den empfohlenen Maximalwert für abs mg von 120 µm überschritten.

Fraglich ist, ob auf Grundlage dessen ein Ausschluss der Krone aus der Studie hätte erfolgen müssen, da es sich statistisch zwar um einen Ausreißer handelt, eine solche Fehlpassung die Krone jedoch klinisch für eine definitive Eingliederung disqualifizieren würde. Für wissenschaftliche Zwecke und die Fragestellung dieser Studie nach dem quantitativen Einfluss der Materialien auf die Passungsdiskrepanz aber, wurden solche Untersuchungsobjekte dennoch statistisch erfasst. Kronen aus der Vita Enamic®-Keramik wiesen in keinem Fall solche Ausreißer auf und waren daher vollumfänglich für die statistische Auswertung geeignet.

5.1.5 Beurteilung der Messmethodik

Durch die Etablierung CAD/CAM-gefertigter Restaurationen sind Zementspaltbreiten unter 120 µm evident realisierbar. Ein Großteil der existenten Studien zum Thema Kronenpassung bewertet die Güte einer prothetischen Versorgung anhand dieses Kriteriums (McLean und von Fraunhofer 1971). Hat jedoch die Messmethodik Einfluss auf die Messergebnisse der marginalen und internen Passung, ist ein objektiver Vergleich zwischen den Studien problematisch. Somit muss auch der Einfluss der Messmethode auf die Rand- und Innenpassung dentaler Restaurationen von wissenschaftlichem Interesse sein.

Nur vereinzelt setzten sich Arbeitsgruppen mit diesem Thema auseinander. Die Arbeit von Son et al. (2019) verglich fünf verschiedene Messmethoden miteinander, von denen zwei zweidimensionale und drei dreidimensionale Verfahren repräsentierten.

Bei den zweidimensionalen Methodiken handelte es sich um die direkte Mikroskopie und die Replikatechnik. Die Verlässlichkeit der beiden Verfahren ist in jedem Fall zur Untersuchung von Passungsdiskrepanzen geeignet. Beide Verfahren unterschieden sich in ihrer Reliabilität nicht voneinander und zeigten bezogen auf die Messwertbestimmung die gleiche Tendenz. Beide 2D-Methoden lieferten im Vergleich zu den dreidimensionalen Techniken marginal niedrigere Werte.

Die gleiche Tendenz zwischen zwei- und dreidimensionalen Untersuchungsverfahren in der Passungsanalyse brachte auch die Untersuchung von Hasanzade et al. (2020) hervor. Hier lieferten die 3D-Verfahren insgesamt höhere Werte für die untersuchten Messstellen.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Digitale Abformung

Digitale Abformmethoden sind aufgrund ihrer befriedigenden Resultate aus dem klinischen Behandlungsalltag nicht mehr wegzudenken. Sie stellen konventionellen Abformungen gegenüber eine effiziente und praktikable Alternative dar (Brawek et al. 2013; Ender et al. 2019; Seelbach et al. 2013; Ting-Shu und Jian 2015). Bei der digitalen Abformung der konfektionierten Modellstümpfe standen zwei unterschiedliche Intraoralscanner der Firma Dentsply Sirona Deutschland GmbH (Bensheim) zur Verfügung, die auf verschiedenen Erfassungsmechanismen beruhen.

Die CEREC Bluecam AC[®], die bereits seit 2009 auf dem Markt verfügbar ist, erfasst die Oberfläche der Untersuchungsobjekte mittels monochromer Einzelaufnahmen, die nur bei optimaler Tiefenschärfe und einem gewissen Mindestkontrast automatisch aufgenommen werden. Sie verwendet kurzwelliges LED-Licht im blauen Spektralbereich.

Die CEREC Omnicam AC[®] hingegen arbeitet mit farbechten Videoaufnahmen um ein virtuelles Modell zu erstellen. Hierfür wird weißes, unpolarisiertes Licht im sichtbaren Spektralbereich eingesetzt. Beiden IOS gemein ist die Methode der optischen Abstandmessung mittels aktiver Triangulation.

Wie die Auswertung der vorliegenden Messdaten zeigt, spielte der Einsatz von Licht unterschiedlicher Wellenlänge bezüglich der Aufnahmegenaugigkeit im marginalen Bereich der Modellstümpfe keine entscheidende Rolle. Beide Intraoralscanner lieferten keine statistisch signifikant voneinander abweichende marginalen Passungsergebnisse der gefertigten Einzelzahnkronen.

Bezüglich der internen Passgenauigkeit scheint die CEREC Bluecam AC[®] gegenüber der CEREC Omnicam AC[®] jedoch eine verbesserte Abbildungsgenauigkeit aufzuweisen, da die gefertigten Keramikronen im Mittel kleinere interne Abweichungen aufwiesen als die Einzelzahnkronen auf Grundlage der farbechten Videoaufnahmen.

Dies könnte an der unterschiedlichen Größe der digitalen Datensätze beider IOS liegen. Da ein Echtzeit-Video lediglich eine höhere Sequenz von Einzelaufnahmen darstellt, ist der Datensatz, den die CEREC Omnicam AC[®] erzeugt, um einiges größer, als der der CEREC Bluecam AC[®].

Wie Rudolph et al bereits 2002 feststellen konnten, resultieren aus einem großen Datensatz entsprechend viele Überlagerungsflächen zwischen den Einzelaufnahmen, die wiederum zu Fehlern bei der Erstellung eines virtuellen Modelles führen können. Dieses sog. „Matching“ hat Abweichungen von bis zu 17,2 µm zur Folge. Folgt man dieser Annahme ist eine größere Abbildgenauigkeit der CEREC Bluecam AC[®] und die sich daraus ergebende bessere Passgenauigkeit der resultierenden Kronengerüste nachvollziehbar.

Im Allgemeinen ist festzuhalten, dass die Ergebnisse beider IOS von den Vorteilen der digitalen Abformung zeugen; die Kontrollfähigkeit des digitalen Abdrucks am Monitor und die Möglichkeit zur Korrektur selektiver Abschnitte des digitalen Datensatzes führen zu optimalen Abformergebnissen und folglich zu Kronengerüsten mit einer besseren Passung als bei konventionellen Abformmethoden (Boeddinghaus et al. 2015, Zarauz et al. 2016).

Beide Intraoralscanner liefern im Mittel sowohl für die interne als auch marginale Passgenauigkeit Ergebnisse deutlich unterhalb des von McLean und Fraunhofer postulieren, klinisch akzeptablen Bereiches von $<120\ \mu\text{m}$ (1971).

5.2.2 Festlegung der Messpunkte in der Vermessungssoftware

Die Auswertung der Messwerte zeigt im gesamten Verlauf der Zementspaltbreite eine Abnahme der Schichtstärke des Silikons in Richtung des Kronenrandes. Dieses Passungsverhalten wurde in einigen Studien mit digitaler Kronenfertigung bereits eingehend festgestellt (Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008; Reich et al. 2011; Souza et al. 2012).

Begründet ist diese Gestaltungsform mit den Fließeigenschaften von Befestigungszementen und deren klinischer Anwendbarkeit. Das Abfließen der Abform- und auch Befestigungsmassen gerade im Übergangsbereich zwischen okklusaler Fläche und axialer Wand (Punkt oa) muss in Anbetracht der Anwendbarkeit *in vivo* gewährleistet werden. Um in diesem Bereich optimale Fließeigenschaften der in der Praxis verwendeten Befestigungszemente zu garantieren und einen ungleichmäßigen Staudruck zu vermeiden ist es ratsam, die Zementspaltbreite hier zu erhöhen. Alle Untersuchungen haben an dem repräsentierenden Messpunkt oa die größten Werte für die interne Passgenauigkeit ergeben und folgen somit dieser Überlegung.

Auch eine mögliche Ungenauigkeit des digitalen Abformvorganges im Bereich der Okklusalfäche könnte ursächlich für die intern größere Passungsdiskrepanz im Vergleich zur marginalen Randpassung sein. Die Höckeranatomie könnte unter Umständen durch Intraoralscanner nicht so genau erfasst werden, wie die glatten Flächen der axialen Wand oder der Präparationsgrenze.

5.2.3 Materialwahl

Die Auswertung dieser Studie belegte in allen Messserien eine materialbezogene Ausprägung des marginalen und internen Randspaltes unabhängig von der verwendeten Intraoralkamera und Evaluationsmethodik.

Unter Verwendung der Auflichttechnik wiesen die aus der Vita Enamic[®]-Keramik hergestellten Kronen im Mittel einen $25,61\ \mu\text{m}$ kleineren marginalen Randspalt auf, als die vergleichbaren Versuchsobjekte aus dem Vita Suprinity[®] PC-Material. Die Replikatechnik hat geringere materialabhängige Passungsunterschiede im marginalen Bereich gezeigt.

Hier waren die Kronengerüste aus Vita Enamic® im Mittel 17,35µm passgenauer als diejenigen aus Vita Suprinity® PC. Bezogen auf die interne Passgenauigkeit verringerten sich die Abweichungen weiter. Die von der verwendeten Keramik abhängigen Passungsdiskrepanzen betragen zu Gunsten der Vita Enamic®-Hybridkeramik im Mittel nur noch 5,07 µm. Untersuchungen zum werkstoffkundlichen Verhalten der beiden untersuchten Materialien existieren und geben einen Hinweis auf deren Verhalten bei der maschinellen und thermischen Bearbeitung der Untersuchungsobjekte.

Wie eine *In-vitro*-Untersuchung aus dem Jahr 2018 zeigt, ist die Anfälligkeit für unterkritisches Risswachstum bei Glaskeramiken auf Lithiumbasis (Vita Suprinity® PC) höher als bei Hybridmaterialien, wie der Vita Enamic®-Keramik (Wendler et al. 2018). Eine Erklärung dafür sind möglicherweise die ineinandergreifenden Netzwerke der Hybridkeramik. Mikrorisse in den keramischen Anteilen können an der Grenzfläche zum Polymer gestoppt werden, was Chipping und Frakturen effektiv verhindert (Coldea et al. 2013). Das insgesamt biomimetische Verhalten der polymerinfiltrierten Dentalkeramiken, das dem der natürlichen Zahnhartsubstanz entspricht, ermöglicht demzufolge eine verschleißresistente indirekte Versorgung von Defekten.

Langzeitstudien *in vivo* liegen hierzu jedoch noch nicht vor, da die Materialien noch nicht ausreichend lang auf dem Markt erhältlich sind. Dies sollte in weiterführenden Untersuchungen in Form von Überlebensraten bestätigt werden.

An der Stelle, an der eine Hybridkeramik direkt nach der subtraktiven CAD/CAM-Fertigung eingegliedert werden kann, benötigen Restaurationen aus Lithiumsilikatglaskeramiken (z.B. Vita Suprinity® PC) für die finale Endhärte und Festigkeit einen Kristallisationsbrand. Dieser Vorgang wirkt sich jedoch negativ auf die Passgenauigkeit der Versorgung aus (Belli et al. 2019). Eine Vergrößerung des marginalen Spaltes um bis zu 60 µm durch den thermischen Kristallisationsprozess ist in vergleichbaren Studien festgestellt worden (Azarbal et al. 2018). Die bei diesem Verarbeitungsschritt auftretende Eigenspannungen innerhalb des Werkstoffgefüges sollte durch eine homogene Abkühlung weitestgehend reduziert werden; ist dies nicht der Fall und verbleiben aufgrund dessen vermehrte Vol.-%-Anteile Lithiummetasilikatverbindungen im Werkstoff, ist mit einer Abnahme der biaxialen Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit des gebrannten Vita Suprinity® PC zu rechnen (Belli et al. 2019; Wendler et al. 2019). In der vorliegenden Untersuchung äußerte sich das in Form makroskopisch sichtbarer Aussprengungen am Kronenrand der hergestellten Kronengerüste aus Vita Suprinity® PC.

Dass diese Qualitätseinbuße auch statistisch signifikant war, zeigt die Auswertung der Messdaten für die marginalen Passung unabhängig von der verwendeten Untersuchungsmethode. Sowohl durch das Replikaverfahren als auch durch die Auflichttechnik war nachweisbar, dass die Passungsdiskrepanz der Kronen aus Vita Suprinity® PC größer ausfiel, als bei den Testobjekten aus der Vita Enamic®-Keramik.

Aussprengungen über die von McLean und Fraunhofer (1971) in der Literatur beschriebene Toleranzgrenze von 120 µm hinaus, waren bei der Vita Suprinity® PC-Keramik weit häufiger festzustellen als bei dem Vita Enamic®-Werkstoff.

Auch bei der internen Passung liefert die polymerinfiltrierte Vita Enamic®-Keramik größtenteils bessere Passungsergebnisse als die zu vergleichenden Untersuchungsobjekte aus Vita Suprinity® PC. Auch hier könnte die durch den Kunststoffanteil verminderte Sprödigkeit des Hybridmaterials eine mögliche Erklärung für die verbesserte Passung sein. Die während des Fräsprozesses auftretenden Druckkräfte der Instrumentenköpfe könnten somit durch das geringe E-Modul des Polymergeflechts besser kompensiert und der Oberflächenabtrag dadurch kontrollierter erfolgen als bei vollkeramischen Materialien. Es kommt zu keinen Gefügeschäden durch Abplatzer und Risse, die sich mikroskopisch in einem erweiterten internen Spalt zeigen würden.

Eine andere Erklärung für das unterschiedliche Passungsverhalten beider Materialien könnte neben dem Bearbeitungsverhalten der Lithiumsilikatglaskeramik auch in den (laut Hersteller) verbesserten Materialeigenschaften der Hybridkeramik begründet sein.

Der Kunststoffanteil der Vita Enamic®-Keramik soll das Gefüge insgesamt besser fräsbarmachen und durch eine Steigerung der Elastizität bei gleichbleibend guter Kantenstabilität Ausbrüche besonders bei geringen Schichtstärken im Randbereich vermeiden. Wenige Studien hierzu wurden bislang durchgeführt. Bei einem direkten Vergleich beider Materialien durch Überlagerung der Scan-Daten mit den CAD-Daten digital erfasster Meistermodelle zur Herstellung von Kronengerüsten im Molarenbereich, erwies sich die Annahme als richtig, dass die Fräsgenauigkeit von Vita Enamic® besser ist als die von Vita Suprinity® PC (Kang et al. 2020).

Auch die vorliegende Untersuchung unterstützt diese Hypothese, denn die Passung der Vita Enamic®-Objekte war im Mittel sowohl im marginalen als auch internen Bereich besser, als die der Vita Suprinity® PC-Kronengerüste.

Da das mechanische Verhalten von Keramikmaterialien abhängig von ihrer molekularen Struktur bei Veränderung der Zusammensetzung jedoch bisweilen stark variiert, sind immer weitere Untersuchungen erforderlich, um die biomechanischen Eigenschaften innovativer Materialien zu untersuchen (Taha et al. 2018). Festzuhalten ist schlussendlich die Notwendigkeit weiterer materialspezifischer Untersuchungen zum Passungsverhalten innovativer keramischer Werkstoffe für den zahnmedizinischen Gebrauch.

5.2.4 Ergebnisse im Kontext der aktuellen Studienlage

Aus den aufgeführten Ergebnissen lässt sich die Schlussfolgerung ableiten, dass durch die mechanischen Eigenschaften und das Bearbeitungsverhalten polymerinfiltrierter Keramiken eine bessere Gesamtpassung von zahnmedizinischen Restaurationen möglich ist, als durch die Verwendung zirkoniumdioxidverstärkter Glaskeramiken.

Die Studienlage bezüglich dieser Hypothese ist zum aktuellen Zeitpunkt als dürftig zu beschreiben. Es gibt Studienkreise, deren Arbeitsergebnisse eine bessere Fräsgenauigkeit und überlegeneres Passungsverhalten von Hybridkeramiken gegenüber Glaskeramiken belegen (Azarbal et al. 2018; Kang et al. 2020). Auch die Überlegung, der Kristallisationsbrand sei mitunter ursächlich für dieses Phänomen, kann durch die genannten Studien und weitere Untersuchungen bestärkt werden (Abdulhameed et al. 2017; Azarbal et al. 2018; Belli et al. 2019).

Keine signifikanten Abweichungen bei der Ausprägung der marginalen und internen Passgenauigkeit von Einzelzahnkronen aus Vita Enamic[®]- und Vita Suprinity[®] PC-Keramik stellte hingegen eine Arbeitsgruppe aus dem Iran fest (Hasanzade et al. 2019). Sie untersuchte die relevanten Passungsunterschiede jedoch mithilfe dreidimensionaler Evaluationsmethoden. Da bei diesem räumlichen Analyseverfahren jedoch ein Vielfaches mehr an Messwerten erzeugt wird als bei der zweidimensionalen Evaluation mittels Replikatechnik, könnten sich punktuelle Unterschiede an den postulierten Messstellen eher egalisieren und die Mittelwerte sich einander annähern als es bei der limitierten Messwerterhebung der Replikatechnik der Fall ist.

Eine weitere Annahme, die sich aus der vorliegenden Arbeit ergibt, beschreibt den Einfluss des verwendeten Intraoralscanners auf die interne Passgenauigkeit der CAD/CAM-gefertigten Restaurationen. Durch die Verwendung der CEREC Bluecam AC[®] ist die interne Kronenpassung im Mittel um 4,39 µm genauer, als beim Einsatz der CEREC Omnicam AC[®]. Dieser Präzisionsunterschied spielt im klinischen Alltag jedoch nur eine untergeordnete Rolle und sollte bei der praktischen Anwendung der beiden Systeme keinen maßgeblichen Einfluss auf die Qualität oder Langlebigkeit der Versorgung haben, denn beide Intraoralscanner in Kombination mit den getesteten Materialien lieferten akzeptable Passungsergebnisse. Somit unterscheidet sich die Präzision der beiden digitalen Systeme zwar statistisch signifikant jedoch ist diese Tatsache praktisch nur von sekundärer Bedeutung für ein mögliches Versagen der hergestellten Restauration.

Prinzipiell belegt die Literatur dem digitalen Workflow bezüglich dessen Präzision die Vergleichbarkeit mit konventionellen Herstellungsprozessen von Zahnersatz (Brawek et al. 2013, Kim et al. 2013, Seelbach et al. 2013, Ting-Shu und Jian 2015). Der manuellen Presstechnik gegenüber führt die Verwendung von CAD/CAM-Systemen sogar zu glatteren und homogeneren Oberflächen und einer besseren internen Passgenauigkeit (Schestatsky et al. 2020).

Aktuelle Untersuchungen zu dem CAD/CAM-System CEREC der Firma Dentsply Sirona Deutschland GmbH stellen, abhängig vom Studiendesign, ebenfalls nur geringe Abweichungen zwischen den Intraoralscannern CEREC Bluecam AC[®] und Omnicam AC[®] fest. In der Richtigkeit der Aufnahmen scheint laut Jeong et al. (2016) die CEREC Omnicam AC[®] geringfügig genauere Ergebnisse zu liefern als die CEREC Bluecam AC[®], allerdings gibt es keine signifikanten Abweichungen in der Präzision zwischen beiden IOS (Lee et al. 2017; Renne et al. 2017). Bezüglich der Auswirkungen auf die Passgenauigkeit scheint die CEREC Omnicam AC[®] der Bluecam AC[®] nicht erheblich überlegen zu sein (Prudente et al. 2018).

Auch hier ist die Dichte der in der Literatur vorhandenen Untersuchungen nur gering und bedarf für einen aussagekräftigen Vergleich zwischen beiden Intraoralscannern noch weiterer Forschung.

Vergleicht man hingegen die Präzision der beiden Intraoralscanner der Firma Dentsply Sirona Deutschland GmbH mit den Intraoralscannern anderer Hersteller ist die Studiendichte zwar weitaus höher, die Ergebnisse jedoch stark divergierend. Eine systematische Übersichtsarbeit von Aswani et al. aus dem Jahr 2020 beleuchtet die widersprüchliche Studienlage.

Während Hack und Patzelt (2015), Kim et al. (2017), Renne et al. (2017) und Waldecker et al. 2020 diverse Intraoralscanner miteinander verglichen und feststellten, dass der Cara Trios[™]-IOS im Vergleich zu den anderen untersuchten Intraoralscannern (darunter auch CEREC Bluecam AC[®] und Omnicam AC[®]) die besten Ergebnisse für die Genauigkeit lieferte und auch der Lava[™] C.O.S-IOS verglichen mit der CEREC Bluecam AC[®] nachweislich genauere Scanergebnisse erzeugte (Patzelt et al. 2014a; Patzelt et al. 2014b), ermittelten Güth et al. (2017) in einer Vergleichsstudie, dass die CEREC Bluecam AC[®] und Omnicam AC[®] die schlechteren Ergebnisse der getesteten IOS hinsichtlich der Präzision lieferten.

Konträr dazu belegten Rehmann et al. 2017, die Genauigkeit der Scanergebnisse sei bei der CEREC Bluecam AC[®] höher als bei Lava[™] C.O.S.

Eine größere Präzision der CEREC Bluecam AC[®] gegenüber dem Cara Trios[™] belegt eine Studie von Treesh et al. (2018). Auch der CEREC Omnicam AC[®] kann in einer Studie die bessere Genauigkeit und Präzision gegenüber dem Cara Trios[™] belegt werden (Malik et al. 2018).

Die Heterogenität der Daten ermöglicht abschließend jedoch keine exakte Aussage über die Überlegenheit des einen oder anderen Intraoralscanners, denn die Versuchsbedingungen bezüglich Scanbereich, Softwareversion, Untersuchungsumgebung etc. weichen innerhalb der ausgewählten Studien voneinander ab.

Um die Größe der ermittelten Messwerte dieser Untersuchung für die marginale und interne Passung im Kontext der herrschenden Studienlage zu beurteilen, existieren diverse vergleichbare Untersuchungen, denn die Bedeutung dieser Operatoren ist literarisch hinreichend untersucht (Abbate et al. 1989; Gelbhard et al. 1994; Gernet 1987; Kerschbaum und Porschen 1998; Plecavich und Jonkas 1983; Tuntiprawon und Wilson 1995).

Postulierte Werte zwischen 50 und 120 μm wurden in der Vergangenheit für die absolute marginale Diskrepanz in diversen Studien ermittelt (McLean und von Fraunhofer 1971; Bieniek und Küpper 1988; Kerschbaum und Porschen 1998). Orientierungswürdige Ergebnisse in der aktuellen Literatur schließen sich der Forderung von McLean und Fraunhofer (1971) an und belegen, dass Werte für die absolute marginale Diskrepanz unter 120 μm auch mit einem digitalen Workflow und vollkeramischen Materialien realisierbar sind (**Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**).

Tab. 5: Aktuelle Untersuchungen zur marginalen Diskrepanz bei vollkeramischen Einzelzahnkronen, die mithilfe eines digitalen Workflows hergestellt wurden.

Studie	Workflow	Scanner	Material	abs. marg. Diskrepanz [μm]
Liang et al. (2018)	digital	CEREC Omnicam AC [®]	CEREC Blocs	110 \pm 14,3
Dolev et al. (2019)	digital	CEREC Omnicam AC [®]	IPS e.max CAD	115 \pm 4
Meirowitz et al. (2019)	digital	CEREC Omnicam AC [®]	IPS e.max ZirCAD	85 \pm 2
Hasanzade et al. (2020)	digital	CEREC Omnicam AC [®]	IPS e.max CAD	162.54 \pm 51.09
			Vita Enamic [®]	147.16 \pm 30.63
			Vita Suprinity [®] PC	177.05 \pm 60.69
Vág et al. (2020)	digital	CEREC Omnicam AC [®]	IPS e.max CAD	132 \pm 12

Die Ergebnisse dieser Untersuchung unterschreiten den Schwellenwert von 120 μm deutlich. Mittelwerte von 50,98 μm (\pm 18,1 μm) bis 80,08 μm (\pm 28,35 μm) für die Auflichttechnik und von 44,94 μm (\pm 11,69 μm) bis 70,38 μm (\pm 9,75 μm) für die Replikatechnik abhängig von der entsprechenden Versuchsgruppe bestätigen, dass die absolute marginale Diskrepanz der digital hergestellten Vollkeramikkkronen im akzeptablen Bereich liegen.

Für die marginale Passgenauigkeit existieren neben einer größeren Vielfalt an Definitionen auch weitaus größere Studienzahlen, die deren klinische Bedeutung und Relevanz für die Überlebensrate der entsprechenden Restauration unterstreicht. Nach Christensen (1966) sind marginale Passungsdifferenzen $>75\ \mu\text{m}$ klinisch nicht mehr tolerierbar, wohingegen McLean und Fraunhofer (1971) Randspalte $<120\ \mu\text{m}$ als zufriedenstellend einstufen.

Die Aussagen unterschiedlicher Arbeitskreise und Studiengruppen zu klinisch vertretbaren Werten für die interne Passgenauigkeit ist divergent. Seit Scherrer et al. 1994 die Abnahme der Bruchfestigkeit ab einer Diskrepanz von $>300\ \mu\text{m}$ feststellten, legte Hickel 1997 Werte zwischen $50\text{-}100\ \mu\text{m}$ für die konventionelle und $200\text{-}300\ \mu\text{m}$ für adhäsive Befestigungsarten nahe. Boitelle (2014) belegt, dass Werte für die interne Passung $<80\ \mu\text{m}$ möglich sind. In der vorliegenden Untersuchung wurde diese Forderung wiederholt erfüllt, wobei auch vereinzelt Werte für oa $>120\ \mu\text{m}$ auftraten.

Intern kann die Passgenauigkeit an der axialen Wand, der okklusalen Fläche und dem Übergangsbereich dazwischen erhoben werden. Die „axiale Wand“ unterliegt bei vollkeramischen Kronen der größten Druckbelastung, daher sollten angemessene Schichtstärken für die Zementfuge in diesem Bereich im Schnitt ca. $70\ \mu\text{m}$ betragen (Beuer et al. 2010; Tuntiprawon und Wilson 1995). Überschreiten die Passungsdifferenzen zwischen Restauration und Stumpfoberfläche jedoch den Wert von $122\ \mu\text{m}$ kann eine Minderung der Bruchfestigkeit beobachtet werden (Rekow und Thompson 2005; Rekow et al. 2006). Im okklusalen Bereich tritt dies erst ab ca. $300\ \mu\text{m}$ ein (Scherrer et al. 1994). Insgesamt belegt Boitelle (2014), dass Werte für die interne Passung $<80\ \mu\text{m}$ möglich sind.

Die Übersicht über alle internen Mittelwerte zeigt, dass sich diese Überlegungen zur internen Passung in den Ergebnissen der vorliegenden Studie widerspiegeln (

Tab. 6).

Tab. 6: Mittelwerte für die internen Bereiche „axiale Wand“ (aus aw, aw min, aw max) und „okklusale Fläche“ (aus ao), sowie für den Übergangsbereich (aus aot) dazwischen.

Versuchsgruppe	Mittelw. Axial (aus aw, aw min, aw max) [μm]	Mittelw. Okkl. (ao) [μm]	Mittelw. Übergangsbereich (aot) [μm]	Mittelw. Ins. (aus aw, aw min, aw max, ao, aot) [μm]
BE	69,5	102,18	91,25	80,3
BS	75,15	108,85	103,61	87,58
OE	79,97	102,92	97,62	88,1
OS	77,64	105,21	101,96	88,02

Der „Mittelwert insgesamt“ beschreibt den Mittelwert der insgesamt fünf Messpunkte für alle Untersuchungsgruppen und liegt zwischen $80,3$ und $88,1\ \mu\text{m}$.

6 Zusammenfassung

Die Weiterentwicklung dentaler Keramiken und der Fortschritt in der digitalen, zahnmedizinischen Fertigungstechnik forcieren deren Einsatz im klinischen Behandlungsalltag. Ziel der vorliegenden *In-vitro*-Untersuchung war es daher, die Auswirkung innovativer vollkeramischer Materialien und intraoraler Digitalisierungssysteme auf die Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefertigten Einzelzahnkronen zu evaluieren.

Die verwendeten Evaluationsmethodiken in Form der Auflicht- und Replikatechnik sollten in diesem Zug miteinander verglichen und deren Reliabilität festgestellt werden.

Im Versuchsaufbau wurden auf Grundlage von 14 konfektionierten und ideal präparierten Kunststoff-Masterstümpfen digitale Aufnahmen mit zwei verschiedenen Intraoralscannern (CEREC Bluecam AC[®] und Omnicam AC[®]) angefertigt. Die resultierenden Datensätze wurden in allen Fällen chairside, mit Hilfe des CAD/CAM-Systems CEREC (Dentsply Sirona Deutschland GmbH, Bensheim, Softwareversion 4.4.1), zu vollkeramischen Einzelzahnkronen verarbeitet. Dafür wurden zwei unterschiedliche Dentalkeramiken (Vita Enamic[®] und Vita Suprinity[®] PC) verwendet, sodass insgesamt 56 Kronengerüste entstanden. Die Weiterverarbeitung der Untersuchungsobjekte erfolgte ohne manuelles Aufpassen.

Im Zuge der Auflichttechnik wurden anschließend alle Untersuchungsobjekte direkt auf den zugehörigen Masterstumpf repositioniert und in einer für diesen Zweck angefertigten Vermessungsapparatur fixiert. Die marginale Passgenauigkeit wurde dann an 24 Messpunkten mit Hilfe einer dafür angefertigten Vermessungsapparatur und dem Auflichtmikroskop Leica EZD4 (Leica-Microsysteme, Wetzlar) unter 35-facher Vergrößerung ermittelt.

Unter Anwendung der Replikatechnik musste die marginale und interne Passungsdiskrepanz zwischen Masterstumpf und entsprechendem Kronengerüst zuerst mit Hilfe von Silikon-Repliken sichtbar gemacht werden bevor diese ebenfalls unter demselben Auflichtmikroskop mit identischer Vergrößerung vermessen werden konnten.

Die digitalfotografischen Aufnahmen wurden anschließend mithilfe einer zuvor kalibrierten Software (Zeiss Axio Vision LE 4.8, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena) an definierten Messpunkten vermessen und danach archiviert.

Die statistische Auswertung aller Messwerte für die Auflichtmethode ergab eine signifikante Ausprägung der marginalen Passung in Abhängigkeit von der verwendeten Dentalkeramik. Die Verwendung der Vita Enamic[®]-Keramik (MW 52,69 μm) führt dabei zu einem im Mittel 25,54 μm kleineren marginalen Randspalt als der Einsatz der Vita Suprinity[®] PC-Keramik (MW 78,23 μm). Mit Mittelwerten von 50,98 μm bis 80,08 μm innerhalb der jeweiligen Versuchsgruppen befanden sich jedoch die Randspalte aller Kronengerüste innerhalb des klinisch geforderten Toleranzbereichs bis 120 μm (McLean und von Fraunhofer 1971; Bieniek und Küpper 1988; Kerschbaum und Porschen 1998).

Bezüglich der Replikatechnik waren die Mittelwerte für die marginale und interne Passgenauigkeit aller Versuchsobjekte der BE-Kombination (CEREC Bluecam AC[®] zusammen mit der Vita Enamic[®]-Keramik) am geringsten (73,63 μm) und die der BS-Versuchsgruppe (CEREC Bluecam AC[®] zusammen mit der Vita Suprinity[®] PC-Keramik) am größten (83,18 μm).

Es war nachweisbar, dass die marginale Passgenauigkeit signifikant von der Material-Scanner-Kombination ($p=0,0034$) und dem Material ($p<0,0001$) selbst abhängig war. Die interne Passgenauigkeit ließ sich zusätzlich durch die Wahl des Intraoralscanners signifikant beeinflussen ($p=0,0059$).

Die Vita Enamic[®]-Keramik (MW 78,01 μm) brachte im Vergleich zu dem Vita Suprinity[®] PC-Material (MW 83,14 μm) Kronen mit einem im Mittel ca. 5,13 μm kleineren internen Spalt hervor. Die materialabhängige, marginale Abweichung betrug je nach Evaluationsmethodik bis zu 25,61 μm . Durch die Verwendung der CEREC Bluecam AC[®] war die interne Kronenpassung im Mittel um 4,39 μm genauer, als die der Kronen, die auf Grundlage von CEREC Omnicam AC[®]-Scans fabriziert wurden.

Somit ist festzuhalten, dass beide Evaluationsmethoden in Anbetracht der herrschenden Studienlage zufriedenstellende Ergebnisse liefern und darüber hinaus miteinander vergleichbar sind. Für das gewählte Studiendesign ist deren Anwendung geeignet.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie unterstützen somit den Grundgedanken von Praxisbetreibern und Unternehmen, mit der Etablierung eines digitalen Workflows im Behandlungsablauf, die Effizienz und Wirtschaftlichkeit der Behandlung durch Reduktion der Sitzungsdauer bei gleichbleibender Qualität der Restauration steigern zu können.

7 Anhang

	Mittelwert	Mittelw. mar.	Mittelw. ins.		Mittelw. int.	Mittelw. mar.	Mittelw. ins.
BE1	75,02	36,15	65,3	OE1	79,55	57,08	75,06
BE2	79,32	46,95	71,23	OE2	86,42	63,05	80,58
BE3	71,39	49,21	65,84	OE3	81,81	51,51	74,23
BE4	71,83	48,19	65,92	OE4	78,32	47,98	70,74
BE5	72,28	47,14	66,00	OE5	78,55	58,66	74,57
BE6	71,1	43,9	64,30	OE6	79,72	51,92	72,77
BE7	80,69	65,66	76,93	OE7	82,35	54,56	75,40
BE8	73,6	53,22	69,52	OE8	85,01	53,44	77,12
BE9	68,65	31,59	60,29	OE9	88,45	59,44	81,20
BE10	79	45,72	70,69	OE10	84,20	57,60	78,88
BE11	74,48	37,21	65,16	OE11	81,80	62,18	76,90
BE12	72,54	49,78	66,85	OE12	80,46	63,95	76,33
BE13	71,85	34,83	62,60	OE13	82,94	55,77	76,15
BE14	69,06	39,27	62,33	OE14	83,93	59,44	77,81
BS1	81,75	72,72	79,60	OS1	79,44	65,38	75,93
BS2	83,87	73,47	81,27	OS2	82,29	62,88	77,44
BS3	82,09	68,04	78,58	OS3	83,02	67,98	79,26
BS4	84,4	75,18	82,09	OS4	81,01	59,51	75,64
BS5	84,39	71,61	81,20	OS5	83,48	74,86	81,33
BS6	84,3	74,11	82,26	OS6	84,80	63,99	79,60
BS7	80,28	55,66	74,12	OS7	82,96	61,22	78,62
BS8	85,03	68,58	80,91	OS8	84,92	66,08	80,21
BS9	83,3	74,95	81,21	OS9	83,79	67,92	79,82
BS10	83,1	72,08	80,30	OS10	80,46	60,38	75,93
BS11	84,85	77,95	83,13	OS11	81,55	64,66	77,32
BS12	85,82	71,81	82,32	OS12	83,69	65,60	79,16
BS13	79,05	64,51	75,41	OS13	87,72	76,07	85,09
BS14	82,25	65,87	78,15	OS14	84,21	67,69	80,08

Tabelle I: Mittelwerte für die interne, marginale und Gesamtpassung jedes Untersuchungsobjektes. Für jede Scanner-Material-Kombination erfolgte die Herstellung von 14 vollkeramischen Einzelzahnkronen auf Grundlage digitaler Datensätze von 14 industriell gefertigten Masterstümpfen. Somit ergaben sich insgesamt 56 Untersuchungsobjekte (BE1-BE14, OE1-OE14, BS1-BS14, OS1-OS14).

8 Literaturverzeichnis

- Abbate MF, Tjan AH, Fox WM (1989): Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 61(5), 527-531
- Abdulhameed N, Roulet JF, Chen C, Hussein H (2017): A Measurement Protocol for the Marginal and Internal Fit of All-Ceramic Crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 25(4), 193-200
- Anusavice KJ (2003): Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res* 17, 43-8
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR: *Philips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences/Saunders 12(8), St. Louis 2014
- Aswani K, Wankhade S, Khalikar A, Deogade S (2020): Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *J Indian Prosthodont Soc* 20(1), 27-37
- Azarbal A, Azarbal M, Engelmeier RL, Kunkel TC (2018): Marginal Fit Comparison of CAD/CAM Crowns Milled from Two Different Materials. *J Prosthodont* 27(5), 421-428
- Belli R, Lohbauer U, Goetz-Neunhoeffler F, Hurle K (2019): Crack-healing during two-stage crystallization of biomedical lithium (di)silicate glass-ceramics. *Dent Mater* 35(8), 1130-1145
- Beschmidt SM, Strub JR (1999): Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 26(7), 582-93
- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J (2009): Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 25(1), 94-102
- Beuer F, Korczynski N, Rezac A, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA (2010): Marginal and internal fit of zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clin Cosmet Investig Dent* 2, 5-11
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008): Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204, 505-511
- Beuer F, Schweiger J, Kölpin M, Güth JF, Stimmelmayer M (2015): Kunststoffbasierte CAD/CAM-Materialien – die nächste Generation zahnfarbener Werkstoffe? *Quintessenz* 66(10), 1159-1166
- Beuer F, Stawarczyk B, Tholey M (2011): Zirkonoxid-Konsens. *dental dialogue* 12, 90-98
- Bieniek KW, Küpper H (1988): Zur Randschlussproblematik von Keramikkronen. *ZWR* 97(12), 1048-1051
- Bieniek KW, Spiekermann H (1993): Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung. *Quintessenz* 44, 529
- Biffar R: Die metrische Randspaltanalyse - ein verlässliches Hilfsmittel zur Qualitätsbeurteilung oder ein statistisches und methodisches Problem?. In: Walther W, Heners M (Hrsg.): *Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde - Anspruch und Wirklichkeit*. Hüthig Verlag, Heidelberg 1995

- Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B (2015): Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 19(8), 2027-2034
- Boening KW, Walter MH, Schuette U (1998): Clinical significance of surface activation of silicone impression materials. *J Dent* 26, 447-452
- Böttger H, Häupl K, Kirsten H: Zahnärztliche Prothetik. Bd I, 2. Auflage; Johann-Ambrosius-Barth-Verlag, Leipzig 1961
- Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S (2013): The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clin Oral Investig* 17(9), 2119-2125
- Brunner E, Puri M (2001): Nonparametric Methods in Factorial Designs. *Stat. Papers* 42, 1-52
- Chandra S, Chandra S, Chandra R: A Textbook Of Dental Materials With Multiple Choice Questions. 1st ed.; Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd., New Dheli 2000
- Coldea A, Swain MV, Thiel N (2013): In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* 26(10), 34-42
- Colpani JT, Borba M, Della Bona A (2013): Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 29(2), 174-180
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007): Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98(5), 389-404
- Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O (2013): Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 110(6), 447-454
- Craig RG, Urquiola NJ, Liu CC (1990): Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Oper Dent* 15(3), 94-104
- Curtis S, Richards M, Meiers J (1993): Early erosion of glassionomer cement at crown margins. *Int J Prosthodont* 6, 553-557
- Davis DM, Fiske J, Scott B, Radford DR (2001): The emotional effects of tooth loss in a group of partially dentate people: a quantitative study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2(2), 53-57
- Deak A, Marinello CP (2015): CAD-CAM-Anwendung in der Totalprothetik. *Swiss Dental Journal SSO* 125, 713-720
- Demmel HJ (1971): Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluss paßgenauer Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 26, 700-705
- Donath, K., Roth, K.: Histologisch-morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen. *Z Stomatol* 84, 53 (1987)
- Duret F: Empreinte Optique. In: Faculté d'Ondontologie. Université Claude Bernard, Lyon 1973
- Dreyer-Jørgensen K (1958): Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 13, 461-469
- Edelhoff D, Beuer F (2014): Digitale Zahnmedizin - ein Update: Von der Insellösung zum digitalen Workflow. *Bayerisches Zahnärzteblatt* 3, 50-55

- Eichner, K., Voss, R.: Der Kronenrand. *Dtsch Zahnärztl Z* 26, 742-757 (1971)
- Ender A, Mehl A (2013): Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 16(1),11-21
- Ender A, Zimmermann M, Mehl A (2019): Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent* 22(1), 11-19
- Esders WG: Rationelle Arbeitsabläufe in der Zahnarztpraxis. Thieme, Stuttgart 2007, 131-136
- Ewertz M (2011): Zukunftsweisendes inhouse CAD/CAM-System. Oemus Media AG, ZWP online 5/2011, 64-65
- Fasbinder DJ (2013): Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent* 26, 115- 120
- Fasbinder DJ (2010): Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 31(9), 702-709
- Felber R (2014): Mit der CAD/CAM-Technologie erschließen sich neue Möglichkeiten zur objektiven Bewertung von Präparationen in der studentischen Ausbildung. *Digital Dental Magazin* 1/2014, 60-67
- Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP (1991): Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 65(3), 357-364
- Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ (2002): Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich: Bewertung von Werkstoffen hinsichtlich Bruchlast und Zuverlässigkeit. *Quintessenz Zahntech* 28, 48-60
- Fürst EM: Untersuchungen zur Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel. *Zahmed. Diss. Ludwig-Maximilians-Universität; München* 2008
- Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R (1985): The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1(5), 197-199
- Gadola M (2018): Evidenz trifft Innovation. *Dental Magazin* 4, 212
- Galhano GÁ, Pellizzer EP, Mazaro JV (2012): Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 23(6), 575-579
- Garvie R, Hannik R, Pascoe R (1975): Ceramic Steel? *Nature* 258, 703-704
- Geiselhoeringer H, Holst S (2009): CAD/CAM goes on. In: Neue Scanverfahren und Anwendungsbereiche eröffnen Chancen. *Digital Dental News* 3, 56-59
- Gelbhard S, Aoskar Y, Zalkind M, Stern N (1994): Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. *J Prosthet Dent* 71, 1-6
- Gernet W: Kronen und Brücken. In: Voß R, Meiners H: Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Bd. 3; Carl Hanser Verlag München, Wien 1987

- Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M: Zahnärztliche Prothetik. E., unveränd. Auflage; Thieme, Stuttgart 2011, 50-64
- Güß PC, Horvath SD (2013): Digitale Zahnmedizin und innovative CAD/CAM-Materialien. *Stomatologie* 110(7-8), 15-20
- Güth JF, Beuer F, Brandl S, Ramberger M, Schweiger J, Edelhoff D (2010): Computer Aided Impressioning - The future of impression taking?. *Digital Dental News* 4(1), 26-38
- Güth JF, Runkel C, Beuer F, Stimmelmayer M, Edelhoff D, Keul C (2017): Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clin Oral Investig* 21, 1445-55
- Gropp HP, Schwindling R (1971): Statistische Feststellungen über fehlerhafte Kronengestaltung mit Folgen auf Zahn, Parodont und Gingiva. *Dtsch Zahnärztl Z* 26, 734-742
- Haas M, Wegscheider WA, Bratschko RO, Pfeiffer K, Kuderna F (1988): Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikkrone im Vergleich. *Quintessenz* 32(4), 625-633
- Hack GD, Patzelt SB (2015): Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: An in-vitro-investigation. *ADA Prof Prod Rev* 10, 1-5
- Hajtó J (2013): Vollkeramik: Navigation für Materialien und Indikationen. *Zahntech Mag* 17(9), 100-108
- Hmaidouch R: Untersuchung zum Einfluss von Präparationsart, Zementspalteinstellung und Art des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit CAD-CAM gefertigter vollkeramischer Kronengerüste. Zahnmed. Diss. Berlin 2011
- Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ (2011): Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 20(2), 153-160
- Han SH, Sadr A, Tagami J, Park SH (2016): Non-destructive evaluation of an internal adaptation of resin composite restoration with swept-source optical coherence tomography and micro-CT. *Dent Mater* 32(1)
- Hasanzade M, Koulivand S, Moslemian N, Alikhasi M (2020): Comparison of three-dimensional digital technique with two-dimensional replica method for measuring marginal and internal fit of full coverage restorations. *J Adv Prosthodont*. 12(3), 173-180
- Hasanzade M, Moharrami M, Alikhasi M (2019): Evaluation of Marginal and Internal Adaptation of Endocrowns Fabricated from Three Different CAD/CAM Materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 27(4), 164-171
- Heinitz AC: Vergleichende Analyse der internen und marginalen Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Einzelzahnkrone aus Zirkoniumdioxid produziert aus Basis der konventionellen und digitalen Abformtechnik. Zahnmed. Diss. Göttingen 2016
- Heitlinger P, Rödder F: Patentanmeldung EP0025911A1: Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz und Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens. Angemeldet 03.09.1980, veröffentlicht 01.04.1981; Anmelder und Erfinder: Heitlinger P, Rödder F
- Helvey GA (2014): Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent* 35(1), 38-43

- Hennicke HW (1967): Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. Ber Dtsch Keram Ges 44, 209
- Henry K (2016): Analysts predict bright future for global CAD/CAM market. Dentistry iQ 10/2016
- Hoffmann-Axthelm, W: Geschichte der Zahnheilkunde. Quintessenz Verlag, Berlin 1974
- Hohmann A, Hielscher W: Lehrbuch der Zahntechnik – Band 3: Werkstofftechnik. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin 2012, 412-416
- Holler CR: Eigenschaften Technischer Keramik - Festigkeitsparameter. Verband der Keramischen Industrie e.V., Selb 2003
- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD (1989): Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 62(4), 405-408
- Horn HR: Kronen und Brücken als Therapie. Biologische, psychologische und präventive Faktoren. Quintessenz Verlags GmbH, Berlin 1982
- Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X (2015): Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. J Prosthodont 24(4), 291- 295
- Ireland AJ, McNamara, Clover MJ, House K, Wenger N, Barbour ME, Alemzadeh K, Zhang L, Sandy JR (2008): 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. Br Dent J 205, 387-392
- Ishikiriama A, Oliveira Jde F, Vieira DF, Mondelli J (1981): Influence of some factors on the fit of cemented crowns. J Prosthet Dent 45(4), 400-404
- Issel P, Marxkors R: Zahnärztliche Technik: Eine Einführung für Studierende, Zahnärzte und Zahntechniker. 3., verb. und erw. Auflage, Hüthig, Heidelberg 1973
- Jacobs M, Windeler A (1991): An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. J Prosthet Dent 65, 436-442
- Jagger DC, Al Jabra O, Harrison A, Vowles RW, McNally L (2004): The effect of a range of disinfectants on the dimensional accuracy of some impression materials. Eur J Prosthodont Restor Dent. 12(4), 154-160
- Janda R (2007): Silikatkeramiken. Teil 1: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung. Quintessenz Zahntech 33 (4), 448-456
- Jeraphat N, Panyawongkhanti M (1991): Dimensional change of elastomeric impressions after disinfectant immersion. J Dent Assoc Thai 41(2), 84-93
- Johnson P (2012): Next-Generation Materials. Inside Dental Technology 3(3)
- Jorge JR, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assunção WG (2013): Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives. J Indian Prosthodont Soc 13(2), 71-77
- Kachalia PR, Geissberger MJ (2010): Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. J Calif Dent Assoc 38(5), 323-330
- Kahn RL, Donovan TE (1989): A pilot study of polymerization inhibition of poly (vinyl siloxane) materials by latex gloves. Int J Prosthodont 2, 128-130

- Kang SY, Park JH, Kim JH, Kim WC (2020): Three-dimensional trueness analysis of ceramic crowns fabricated using a chairside computer-aided design/manufacturing system: An in vitro study. *J Prosthodont Res* 64(2), 152-158
- Kappert HF, Altvater A (1991): Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlussverhalten von In-Ceram-Kronen und -Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 46(2), 151-153
- Kappert HF, Eichner K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Bd. 1: Grundlagen und Verarbeitung. 8., unveränd. Auflage; Thieme, Stuttgart 2005
- Kappert HF, Eichner K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Bd. 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 6., vollst. überarb. und erw. Ausgabe; Thieme, Stuttgart, 2008
- Kappert HF, Krahe M (2001): Keramiken - Eine Übersicht. *Quintessenz Zahntechnik* 27, 668-704
- Karlsson S (1993): The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 51(3), 129-134
- Kelly JR (2004): Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 48(2), 513-530
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996): Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75(1):18-32
- Kern M, Beuer F, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH, Mehl A, Pospiech P, Reiss B: Vollkeramik auf einen Blick. Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. 6. Auflage; Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V., Malsch, 2015
- Kern M, Beuer F, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH, Mehl A, Pospiech P, Reiss B, Kerschbaum T, Mentler-Koeser M, Stender E (1990): Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde?. *Zahnärztl Mitt* 80, 2200-2210
- Kerschbaum T, Porschen C (1998): Kronenrandschluß und -konturqualität in fünf Dentallaboratorien. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 620-623
- Kerschbaum T, Thie BM (1981): Funktionsverlust von festsitzendem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 2-7
- Kim JE, Amelya A, Shin Y, Shim JS (2017): Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent* 117, 755-61
- Kim SY, Kim MJ, Han JS, Yeo IS, Lim YJ, Kwon HB (2013): Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. *Int J Prosthodont* 26(2), 161-163
- Klein H, Weck M: Entwicklung eines Systems zur Digitalisierung von Zahnpräparationen. In: Zukunftsweisende Anwendungen integrierter Sensorsysteme. VDI-Verlag, Düsseldorf 2000, 85-100
- Klettke T, Ranftl D, Kuppermann B: Comparison of different types of impression materials. IADR General Session, Orlando (USA) 2006
- Körper K: Zahnärztliche Prothetik. 4., vollst. überarb. Auflage; Thieme, Stuttgart 1995
- Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M (2009): Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci* 117(3), 319-325

- Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P (2005): Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil* 32(10), 753-758
- Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M (1990): In-vitro-Testverfahren zur Evaluation Dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100(8), 953-960
- Kühmstedt P, Hintersehr J (2008): Optische 3D-Messtechnik im Dentalbereich. *Digital Dental News* 2, 40-45
- Kunzelmann KH, Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K: Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen. 3. deut. Auflage; AG für Keramik in der Zahnheilkunde, Ettlingen 2010
- Kurz M, Attin T, Mehl A (2015): Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig* 19(8), 2035-2043
- Lacy AM, Fukui H, Bellman T, Jendresen MD (1981): Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: Polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. *J Prosthet Dent* 45(3), 329-333
- Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G (2008): Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 35, 116-122
- Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, Rekow ED, Thompson VP (2004): Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials* 25, 2885-2892
- Lee SJ, Gallucci GO (2013): Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res* 24(1), 111-115
- Lee JJ, Jeong ID, Park JY, Jeon JH, Kim JH, Kim WC (2017): Accuracy of single-abutment digital cast obtained using intraoral and cast scanners. *J Prosthet Dent* 117(2), 253-259
- Lee W, Kim W, Kim H, Kim WT, Kim JH (2014): Evaluation of different approaches for using a laser scanner in digitization of dental impressions. *J Adv Prosthodont* 6, 22-29
- Lehmann KM (1987): Abformmaterialien, Abformmethoden, und Modellherstellung für Kronen und Brücken. *Zahnärztliche Welt* 26, 914-917
- Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ: Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde. 12., vollst. überarb. und erw. Auflage; Dt. Zahnärzte Verlag, Köln 2012
- Liang S, Yuan F, Luo X, Yu Z, Tang Z (2018): Digital evaluation of absolute marginal discrepancy: A comparison of ceramic crowns fabricated with conventional and digital techniques. *J Prosthet Dent* 120(4), 525-529
- Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B (2016): Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent* 115(3), 321-328
- Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M (2002): Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 81(7), 487-491

- Luthardt RG, Rudolph H, Benzinger S, Walter MH (2004): Vergleich von Validität und Reliabilität der konventionellen Replika-Technik gegenüber einer 3D-Replika-Technik. *Dtsch Zahnärztl Z* 59(8), 462-467
- Malik J, Rodriguez J, Weisbloom M, Petridis H (2018): Comparison of accuracy between a conventional and two digital intraoral impression techniques. *Int J Prosthodont* 31, 107–13
- Manappallil JJ: Basic dental materials. 2nd ed.; Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd., New Dheli 2003
- Mandikos MN (1998): Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J*. 43(6), 428-434
- Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S (2017): Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health* 17(1), 149
- Marxkors R (1980): Der Randschulss der Gusskronen [Marginal seal of cast crowns]. *Dtsch Zahnärztl Z* 35(9), 913-5
- Marxkors R: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 3., überarb. und erw. Auflage; Dt. Zahnärzte Verlag, Köln 2000
- Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5., überarb. und erg. Auflage; Dt. Zahnärzte Verlag, Köln 2005
- McGill R, Tukey JW, Larsen WA (1977): Variations of Box Plots. *Am Stat* 32, 12-16
- McLean JW, von Fraunhofer JA (1971): The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* (3), 107-111
- Mehl A: Technologische Grundlagen und Klassifizierung. In: CAD/CAM in der Zahnheilkunde. ZWP-Spezial 4, Oemus Media AG, Leipzig 2001, 5-9
- Mehl A, Blanz V, Hickel R (2005): Biogeneric tooth: a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars. *Eur J Oral Sci* 113, 333-340
- Mehl A, Ender A, Mormann W, Attin T (2009): Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 12, 11-28
- Mitov G, Gessner J, Lohbauer U, Woll K, Muecklich F, Pospiech P (2011): Subcritical crack growth behavior and life data analysis of two types of dental Y- TZP ceramics. *Dent Mater* 27(7), 684-91
- Miyazaki T, Hotta Y, Kuni J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009): A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 28, 44-56
- Mörmann W (1988): Innovations in esthetic restorations in posterior region (Ceramic): computer aided ceramic reconstruction. *Dtsch Zahnärztl Z* 43(8), 900-3
- Mörmann W (2006): The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 137, 7-13
- Mörmann W (2013): Ein neuer Keramik-Polymer-Hybridwerkstoff für CAD/CAM. *Zahntech Mag* 17, 130-131
- Moldovan O, Rudolph H, Quaas S, Bornemann G, Luthardt RG (2006): Interne und externe Passgenauigkeit CAM-gefertigter Zirkondioxidbrücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 61, 38-42

Munz D, Fett T: Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg 1989

Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T (2000): In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 13,189-193

Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM (2013): Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont* 22(5), 419-428

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

Noonan JE, Goldfogel MH, Lambert RL (1985): Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent* 10, 46-48

Oruc S, Tulunoglu Y (2000): Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 83, 314-318

Park JY, Bae SY, Lee JJ, Kim JH, Kim HY, Kim WC (2017): Evaluation of the marginal and internal gaps of three different dental prostheses: comparison of the silicone replica technique and three-dimensional superimposition analysis. *J Adv Prosthodont* 2(3), 159-169

Parkinson CR, Sasov A (2008): High-resolution non-destructive 3D interrogation of dentin using X-ray nanotomography. *Dent Mater* 24(6), 773-777

Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W (2014a): Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc* 145, 1133-40

Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W (2014b): Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 18, 1687-94

Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, Att W (2013): Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc* 144(8), 914-920

Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G (2006): A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 95, 194-200

Persson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G (2009): Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater* 25, 929-936

Petrie CS, Walker MP, O'Mahony A M, Spencer P (2003): Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent* 90(4), 365-372

Pospiech P (2002): Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken. *Dental-Praxis* 19 (9), 255-257

Pospiech P (2014): Materialien für die CAD/CAM-Technik: Die Qual der Wahl. *ZMK* 30, 250-256

Pospiech P, Tinschert J, Ariel Raigrodski: Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M Espe, Seefeld 2004

- Poticny DJ, Klim J (2010): CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc* 141(2), 5-9
- Pott PC, Eisenburger M, Borchers L (2012): CAD/CAM-Materialien in der Zahnheilkunde – Werkstoffe, Verarbeitung und Biokompatibilität. *Digital Dental News* 6, 16-27
- Pratten DH, Craig RG (1989): Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent* 61, 197-202
- Pröbster B, Henrich GM (1997): 11-year follow-up study of resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 10(3), 259-268
- Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancopé K, Neves FD (2018): Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent* 119(3), 377-383
- Quaas S, Loos R, Sporbeck H, Luthardt RG (2005): Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 60, 96-99
- Quaas S, Rudolph H (2007): Kommunikation ist alles - Schnittstellen der CAD/CAM-Systeme. *Digital Dental News* 1, 20-23
- Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG (2007): Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 35, 903-908
- Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT (2008): In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract* 9(2), 25-32
- Ramfjord SP (1974): Periodontal aspects of restorative dentistry. *J Oral Rehabil* 1(2), 107-126
- Rehberg HJ (1971): Der Kronenrand; Exakter Randschluß - was ist das? *Dtsch Zahnärztl Z* 26, 696-699
- Rehmann P, Scharwardt V, Wöstmann B (2017): Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont* 30(1), 27-29
- Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J (2008): Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 116, 579-584
- Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U (2011): Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig* 15(4), 521-526
- Reich S, Vollborn T, Mehl A, Zimmermann M (2013): Intraoral optical impression system: an overview. *Int J Comput Dent* 16(2), 143-162
- Rekow D, Thompson VP (2005): Near-surface damage – a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng* 21, 233-243
- Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G (2006): Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater* 22, 125-132
- Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, Lauer A (2017): Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent* 118(1), 36-42

- Richter J (2013): Hybridkeramik – Möglichkeiten einer neuen Werkstoffklasse. Die Zahnarzt Woche
- Risse A: Fertigungsverfahren der Mechatronik, Feinwerk- und Präzisionsgerätektechnik. Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden 2012
- Rubel BS (2007): Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. Dent Clin North Am 51(3), 629-642
- Rudolph H, Bornemann G, Quaas S, Schöne S, Weber A, Benzinger S, Luthardt G (2002a): Innovatives Modell zur Prüfung der internen und okklusalen Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 57, 540-544
- Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH (2007): Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. Comput Biol Med 37(5), 579-87
- Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG (2002b): Matching point clouds: limits and possibilities. Int J Comput Dent 5(2-3), 155-164
- Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG (2003): CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. Deutsche Zahnärztl. Zeitung 58 (10), 559-69
- Rudolph H, Schöne C, Luthardt RG (2004): Einfluss der Digitalisierung auf die erreichbare Präzision CAD/CAM-gefertigter zahnmedizinischer Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 59(2), 73-77
- Schestatsky R, Zucuni CP, Dapieve KS, Burgo TAL, Spazzin AO, Bacchi A, Valandro LF, Pereira GKR (2020): Microstructure, topography, surface roughness, fractal dimension, internal and marginal adaptation of pressed and milled lithium-disilicate monolithic restorations. J Prosthodont Res 64(1), 12-19
- Schmitter M, Mueller D, Rues S (2013): In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. J Oral Rehabil 40(7), 519-25
- Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL (1970): Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. J Am Dent Assoc 81(6), 1395-1401
- Schweiger J, Beuer F (2008): Hochleistungskunststoffe für die CAD/CAM-Fertigung. Digital Dental News 2, 12-19
- Schwitalla A, Müller WD (2013): PEEK dental implants: a review of the literature. J Oral Implantol 39(6), 743-749
- Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B (2013): Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. Clin Oral Investig 17(7), 1759-1764
- Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R (1994): The CELAY system: a comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. Int J Prosthodont 7(5), 434-439
- Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF (2017): Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. Braz Oral Res 2017 28, 31

- Son K, Lee S, Kang SH, Park J, Lee KB, Jeon M, Yun BJ (2019): A Comparison Study of Marginal and Internal Fit Assessment Methods for Fixed Dental Prostheses. *J Clin Med* 8(6), 785
- Sorensen JA (1990): A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 64, 18-24
- Souza RO, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA (2012): Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *J Prosthodont* 21(2), 94-100
- Spiekermann H (1986): Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 1015-1019
- Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR (2015): Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J* 34(1), 7-12
- Steinhäuser-Andresen S, Detterbeck A, Funk C, Krumm M, Kasperl S, Holst A, Hirschfelder U (2011): Pilot study on accuracy and dimensional stability of impression materials using industrial CT technology. *J Orofac Orthop.* 72(2), 111-124
- Stewardson DA (2005): Trends in indirect dentistry: 5. Impression materials and techniques. *Dent Update* 32(7), 374-384
- Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S: Curriculum Prothetik Band I - III. Quintessenz Verlag, Berlin 2011
- Suarez MJ, Gonzales de Villambrosia P, Pradies G, Lozano JE (2003): Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 16, 229-232
- Sun J, Lin-Gibson S (2008): X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dent Mater* 24(2), 228-234
- Tabata LF, de Lima Silva TA, de Paula Silveira AC, Ribeiro APD (2020): Marginal and internal fit of CAD-CAM composite resin and ceramic crowns before and after internal adjustment. *J Prosthet Dent* 123(3), 500-505
- Taha D, Spintzyk S, Sabet A, Wahsh M, Salah T (2018): Assessment of marginal adaptation and fracture resistance of endocrown restorations utilizing different machinable blocks subjected to thermomechanical aging. *J Esthet Restor Dent* 30(4), 319-328
- Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron Chabouis H, Duret F, Attal JP (2015): Understanding dental CAD/CAM for restorations - The digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent* 18, 21-44
- Ting-Shu S, Jian S (2015): Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont* 24(4), 313-321
- Tinschert J, Natt G: Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. Dt. Zahnärzte Verlag, Köln 2007, 5-46
- Treesh JC, Liacouras PC, Taft RM, Brooks DI, Raiciulescu S, Ellert DO, Grant GT, Ye L (2018): Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *J Prosthet Dent* 120, 382-8

- Tuntiprawon M, Wilson PR (1995): The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 40(1), 17-21
- van Lierde K, Browaeyns H, Corthals P, Mussche P, van Kerkhoven E, de Bruyn H (2012): Comparison of speech intelligibility, articulation and oromyofunctional behaviour in subjects with single-tooth implants, fixed implant prosthetics or conventional removable prostheses. *J Oral Rehabil.* 39(4), 285-293
- Waldecker M, Rues S, Rammelsberg P, Bömicke W (2020): Accuracy of complete-arch intraoral scans based on confocal microscopy versus optical triangulation: A comparative in vitro study. *J Prosthet Dent* 39(13)(20), 30298-5
- Walker MP, Petrie CS, Haj-Ali R, Spencer P, Dumas C, Williams K (2005): Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont.* 14(3), 158-163
- Walton JN, Gardner FM, Agar JR (1986): A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 56(4), 416-421
- Weber T: *Memorix Zahnmedizin. 3., vollst. überarb. und erw. Auflage*; Thieme, Stuttgart 2010
- Weber A, Rudolph H, Quaas S, Thöne A, Luthardt RG (2008): CAD/CAM-Technik in der Zahnheilkunde - eine Umfrage unter Zahnärzten und Zahntechnikern in Deutschland. *Digital Dental News* 2., 14-20
- Wendler M, Belli R, Lohbauer U (2019): Factors influencing development of residual stresses during crystallization firing in a novel lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* 35(6), 871-882
- Wendler M, Belli R, Valladares D, Petschelt A, Lohbauer U (2018): Chairside CAD/CAM materials. Part 3: Cyclic fatigue parameters and lifetime predictions. *Dent Mater* 34(6), 910-921
- Weyns W, De Boever J (1984): Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations. *J Prosthet Dent* 51, 485-489
- White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S (1995): In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent* 74(1), 25-32
- Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, Reijers HA (2014): Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 25(10), 1113-1118
- Wöstmann B: Abformung und Modellherstellung. In: Koeck B (Hrsg.): *Kronen- und Brückenprothetik*, Urban & Fischer, München 1999, 133-163
- Wöstmann B, Blosser T, Gouentenoudis M, Balkenhol M, Ferger P (2005): Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *J Dent* 33, 611-618
- Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G (2016): Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig* 20(4), 799-806
- Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S (2015): Intraoralscanner - eine aktuelle Übersicht. *Int J Comput Dent* 18, 101-129
- Zum Gahr KH: Grundlagen des Verschleißes. In: *VDI Bericht Nr. 600.3*. VDI Verlag, Düsseldorf 1987, 29-59

Danksagung

An erster Stelle bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Matthias Rödiger, der mir als Doktorvater das Thema dieser Dissertation überließ, die Durchführung der Versuche ermöglichte und mir jederzeit mit konstruktiven Ratschlägen und aufmunternden Worten zur Seite stand.

Herrn Prof. Dr. Michael Hülsmann danke ich für die zusätzliche Betreuung.

Auch Herrn Prof. Dr. Nicolai Miosge gilt für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes am Mikroskop mein Dank.

Herrn Dr. Markus Harden bin ich für seine exzellente Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Daten überaus dankbar.

Den Verantwortlichen der Firma Dentsply Sirona Deutschland GmbH in Bensheim gilt mein Dank für die freundliche Bereitstellung von Material und Geräten.

Meinem Kollegen Carl Grübel danke ich nicht nur für den fachlichen Austausch und die unermüdliche Kommunikation, sondern auch für die unbeschwerte Zusammenarbeit.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern, deren beispielloser Unterstützung ich mir auf meinem bisherigen Lebensweg immer sicher sein konnte.

Meinem Mann Martin und meinen Kindern danke ich für den Sinn, den ich dank ihnen in allem (Un-)Möglichen sehe.

Lebenslauf

Mein Name ist Pia Stück. Am 27.08.1991 wurde ich als Pia Dittmann in Kassel geboren und wohne heute im Schulweg 9a in Habichtswald.

Im Jahr 1997 wurde ich in die Grundschule Dörnberg eingeschult und wechselte 2001 auf das Wilhelmsgymnasium Kassel. Meine schulische Laufbahn schloss ich 2009 nach insgesamt zwölf Jahren mit der Allgemeinen Hochschulreife (Notendurchschnitt 1,7) ab.

Im gleichen Jahr begann ich meine Berufsausbildung zur Zahntechnikerin, die ich nach 2,5 Jahren erfolgreich beendete.

Nach dem Abschluss meiner Ausbildung nahm ich 2012 mein Studium der Zahnmedizin an der Georg-August-Universität in Göttingen auf. Dieses durchlief ich in Regelstudienzeit und erhielt im November 2017 mit gelungener Absolvierung des Staatsexamens meine Approbation als Zahnärztin.

Im Laufe des Studiums brachte ich mein erstes und zweites Kind 2013 bzw. 2015 zur Welt und heiratete 2016 meinen Ehemann Martin Stück, geb. 1987 in Wolfhagen.

Nach Beendigung meines Studiums kam im Februar 2018 mein drittes Kind zur Welt.

Meine Promotion in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik unter der Aufsicht von Prof. Dr. med. dent. Matthias Rödiger begann ich im Juli 2018 mit der Anmeldung des Promotionsvorhabens und der Vorbereitung der Pilotstudie. Während meiner damaligen Elternzeit und nach der Auswertung der Pilotstudie führte ich bis Mitte 2019 alle erforderlichen Versuche für meine experimentelle Studie durch und verschriftlichte die Ergebnisse bis zum Ende des Jahres 2020. Die Korrektur und Überarbeitung der Dissertation benötigte parallel zu meiner Anstellung als Assistenz Zahnärztin in der Zahnarztpraxis Hottenroth in 34289 Zierenberg seit September 2018 ein weiteres Jahr.

Zur Prüfung der äußeren Form reichte ich meine Promotionsschrift im September 2021 ein. Seit Februar 2022 befindet sich die Dissertation im Promotionsverfahren.

Meine Zeit als Vorbereitungsassistentin beendete ich ohne Unterbrechungen oder Arbeitsplatzwechsel am 31.08.2020. Seitdem bin ich als angestellte Zahnärztin in der o.g. Praxis tätig und befinde mich aufgrund der Geburt meines vierten Kindes im Februar 2021 nun in Elternzeit.