

**In-vitro-Studie zur Bestimmung des Randspalts und der
Passgenauigkeit von Lava™-Zirkonkronenkäppchen**

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

Kristin Endres
aus Groß-Gerau
2016

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Professor Dr. med. dent. Walter Lückerath
2. Gutachter: Professor Dr. Christoph Bourauel

Tag der Mündlichen Prüfung: 02.03.2016

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

Inhaltsverzeichnis

1.	Abkürzungsverzeichnis	5
2.	Einleitung	6
3.	Literaturübersicht	9
3.1	Generelle Anforderungen an die Kronenpassung und den Randspalt	9
3.2	Vollkeramische Systeme	14
3.2.1	Anforderungen an vollkeramische Systeme	15
3.2.2	Übersicht der vollkeramischen Systeme	17
3.2.3	LAVA™-System	20
3.2.4	Klinische Langzeiterfahrungen mit LAVA™-Kronen	23
3.2.5	Studien zur Randspaltuntersuchung mit LAVA™	24
4.	Problemstellung und Ziel der Studie	25
5.	Material und Methode.....	26
5.1	Auswahl der Zähne, Mittel und Art der Präparation.....	29
5.2	Abformung der Präparation und Herstellung der Lava®-Käppchen	31
5.3	Analyse des Klebespalts	34
5.4	Durchführen der Innenabformung für die Dünnschnittproben	34
5.5	Scannen der Proben mit einem Micro-CT	36
5.6	Auswertung der Proben und Erfassung der Passgenauigkeit	38
5.7	Auswertung der Messergebnisse	39
5.8	Literaturrecherche	43
6.	Ergebnisse	46
6.1	Randspalt und Klebespalt je Probe	46
6.2	Mittlerer Gesamtpalt	56
6.3	Graphische Darstellung der Ergebnisse.....	57

6.4	Signifikanzprüfung.....	81
7.	Diskussion.....	84
7.1	Interpretation der Messergebnisse.....	84
7.2	Vergleich mit anderen Studien.....	86
8.	Zusammenfassung.....	95
9.	Anhang.....	97
10.	Abbildungsverzeichnis.....	103
11.	Tabellenverzeichnis.....	107
12.	Literaturverzeichnis.....	109
13.	Danksagung.....	117

1. Abkürzungsverzeichnis

CAD/CAM	computer-aided design und computer-aided manufacturing
cp	commercially pure
DAHTA	Deutsche Agentur für Health Technology Assessment
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DIMDI	Deutsches Institut für medizinische Dokumentation und Information
Fa.	Firma
MESH	Medical Subject Heading
SLA	Stereolithografie
VMK	Verblendete Metallkrone
VPS	Vinyl Polysiloxan

2. Einleitung

Bei der Reparatur von Zahnhartsubstanzdefekten und dem Ersatz bei Zahnverlusten kommt es im besonderen Maß auf die funktionellen Aspekte der Restauration an. Die Restaurationen sollten eine möglichst präzise Passform und eine ausreichende Resistenz gegenüber Mundhöhleneinflüssen haben.

Schon seit mehr als 200 Jahren wird versucht mit zahnfarbigen Materialien zu restaurieren. Anfang des 18. Jahrhunderts ermöglichte die Porzellanherstellung in Europa den vermehrten Einsatz von keramischen Massen in der Zahnheilkunde (Pospiech et al., 2004). Auch wurden die ersten Versuche zur Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz gemacht. Anfang des 20. Jahrhunderts wurde in Kalifornien die erste Keramikmantelkrone hergestellt. Noch heute hat die „Jacketkrone“ auf Feldspatbasis in modifizierter Form ihren Platz in der Zahnmedizin. In den 60er Jahren wurde das keramische Material mit Aluminiumoxid verstärkt, damit es weniger bruchanfällig ist (Kelly et al., 1996). An der Bruchfestigkeit wurde weiter gearbeitet, indem man verschiedene Materialien den keramischen Massen beimischte. Durch die weitergehenden Entwicklungen wurde der Anteil kristalliner Strukturen wie Leuzit, Glimmer, Hydroxylapatit, glashaltige Mischoxide, Spinellen oder Zirkonoxid erhöht.

Um der erhöhten Bruchgefahr der Keramiken vorzubeugen, wurden auch keramisch verblendete Metalllegierungen für die Kronen- und Brückenversorgung genutzt. Diese haben sich klinisch über Jahrzehnte bewährt.

Ihre Verwendung brachte aus funktioneller und ästhetischer Sicht aber auch einige Probleme mit sich. Durch die Migration unedler Bestandteile der Legierungen kann es zu einer Entzündungsreaktion im marginalen Bereich der Gingiva kommen (Berstein et al., 1992). Dadurch werden parodontal-pathogene Prozesse begünstigt. Dieses Trauma kann zur Retraktion der Gingiva führen mit der Folge, dass die dann dunklen Kronenränder zum Vorschein kommen können, was besonders im Frontzahnbereich ein ästhetisches Problem darstellt (Erpenstein und Kerschbaum, 1995; Pauli, 1996; Tinschert et al., 2001a). Zusätzlich wird die optimale Natürlichkeit des Zahnes durch die fehlende Transluzenz des Metallgerüsts der Restauration beeinträchtigt (Pauli,

1996; Tinschert et al., 2001a). Die Stabilität und Langlebigkeit der metallkeramischen Restaurationen führen zu einer hohen Erfolgsrate von über 85 % über 10 Jahre (Pauli, 1996; Tinschert et al., 2001a).

Die Entwicklung des letzten Jahrzehnts hat keramische Materialien hervorgebracht, die durch deutlich verbesserte Werte in den Bereichen der Biegefestigkeit und Risszähigkeit für den Einsatz in der Zahnmedizin geeignet scheinen (Kurbad und Reichel, 2007). Dadurch konnten sich die vollkeramischen Systeme auch im Seitenzahnbereich etablieren (Galindo et al., 2006). Diese Keramiken werden hauptsächlich zur Anfertigung von Gerüsten verwendet. Hier spielt das CAD/CAM-Verfahren eine besondere Rolle (Kurbad und Reichel, 2007). Die Keramikgerüste werden mit Verblendkeramiken ummantelt. Durch die standardisierten Arbeitsabläufe werden handwerkliche Fehler vermieden, was zu Verbesserung der Qualität führt. Einige der neuen Materialien, wie die hochfesten polykristallinen Keramiken, sind nur noch durch maschinelles Ausschleifen zu bearbeiten (Kurbad und Reichel, 2007).

Der Franzose Duret führte die CAD/CAM-Technologie in den siebziger Jahren in die Zahnmedizin ein. Die Fortschritte in der Softwareentwicklung beschleunigten das Aufkommen von CAD/CAM-Laborsystemen in den letzten Jahren stark. Dadurch wurde die Bearbeitung der hochfesten polykristallinen Keramiken auch unter ökonomischen Gesichtspunkten für Dentallabore möglich (Beschnidt und Strub, 1999).

Die polykristallinen Keramiken finden als Alternative zur Metallkeramik einen immer größeren Einsatzbereich. Das Zirkonoxid ist ein inertes Material, das auch in der Medizin bei Gelenkprothesen zum Einsatz kommt (Suttor et al., 2001). Es ist sowohl für die Frontzahnversorgung als auch für eine dauerhafte Versorgung im Seitenzahnbereich geeignet. Das Material zeichnet sich durch seine guten mechanischen Werte aus. Die wichtigsten Eigenschaften sind Dauerfestigkeit unter funktioneller Belastung, hohe Biokompatibilität und Mundbeständigkeit mit geringer Plaqueakkumulation sowie die verminderte thermische Leitfähigkeit (Tinschert et al., 2001b).

Zu diesen Eigenschaften kommt, dass die Keramik durchlässig für Röntgenstrahlen ist. Zähne, die mit konventionellen Metallkeramiken oder Vollgusskronen versorgt sind,

können nur um den Randbereich röntgenologisch beurteilt werden, sodass man auf die klinischen Diagnoseverfahren angewiesen ist (Zöllner et al., 2002).

Unabhängig vom Material und dem Herstellungsverfahren des festsitzenden Zahnersatzes sind für den dauerhaften klinischen Erfolg eine gute Passgenauigkeit und ein exzellenter marginaler Randschluss ausschlaggebend. Ein schlechter Randschluss führt zu einer vermehrten Plaqueakkumulation. Durch den Mikropalt wird das Kariesrisiko erhöht und es kann zu parodontalen Problemen bis hin zum Knochenverlust kommen (Sörensen, 1989). Beides steigert das Risiko eines Restorationsverlustes.

3. Literaturübersicht

Das Ziel einer rekonstruktiven Behandlung mit Kronen ist es, die geschädigte natürliche Zahnkrone zu stabilisieren, die Okklusion in Statik und Dynamik, die Phonetik und die Ästhetik möglichst langzeitstabil wiederherstellen zu können.

3.1 Generelle Anforderungen an die Kronenpassung und den Randspalt

Die Qualität des Randspaltes ist ein entscheidendes Kriterium für den Langzeiterfolg von Kronen. Das Ziel ist es, einen passgenauen Übergang zwischen künstlicher Krone und Zahn zu erreichen. Die Qualität der Passung ist ein entscheidendes Kriterium, ob ein festsitzender Zahnersatz eingegliedert werden kann (Biffar, 1991).

Der Randspalt ist der Abstand von der Präparationsgrenze zum Kronenrand (May et al., 1998). Es ist anzumerken, dass es in der Literatur bisher keine einheitliche Definition für den Randspalt gibt, wie aussagekräftig er gemessen werden kann und welche Auswirkungen die verschiedenen Diskrepanzen auf die zu schützenden bzw. umgebenden Gewebe haben (Geursten, 1990).

Demmel bezeichnet die „zervikale Diskrepanz“ als Abstand vom Kronenrand zur Präparationsgrenze und unter „Randspalt“ versteht er den Abstand von der Kroneninnenkante zum Zahnstumpf (Demmel, 1971). Rehberg definiert den Randspalt als das enge Anliegen des möglichst nahtlosen Übergangs des Kronenrandes an die angrenzende äußere Schmelz- oder Zementgrenze der Präparation (Rehberg, 1971). 1989 machten Holmes et al. (Holmes et al., 1989) den ersten richtigen Versuch, die Terminologie zu vereinheitlichen. Sie nahmen die geometrischen Relationen verschiedener Messpunkte und bestimmten die Passform mit einer inneren und einer marginalen Passung, einem über- oder unterkonturierten Rand, der vertikalen und horizontalen marginalen Passung und der absoluten marginalen Passung. Dies wird in Abbildung 1 demonstriert.

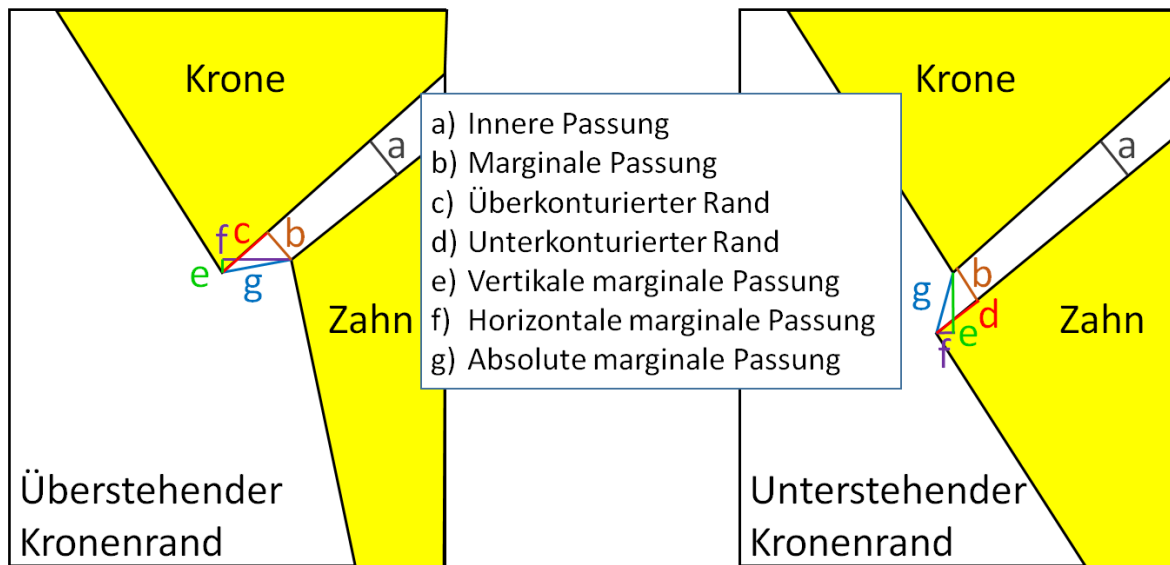


Abb. 1: Umzeichnung der Kronenrandterminologie nach Holmes (Holmes et al., 1989)

Es gibt unterschiedliche Angaben, wie groß ein tolerierbarer Randspalt sein darf.

Die Maximalforderung von 20 μm für einen Randspalt (Dreyer-Jørgensen, 1958) ist aus parodontaler und kariesprophylaktischer Sicht berechtigt (Meiners, 1985; Silness, 1980). Ein schmaler Randspalt ist mit geringeren klinischen Problemen, wie Karies und Parodontalerkrankungen behaftet, als ein breiter Randspalt. Somit ist die Randspaltbreite für die Langzeitprognose des Zahnes, respektive der Restauration entscheidend (Biffar, 1991; Kokubo et al., 2005).

Zahlreiche Untersuchungen zeigen jedoch, dass solche Forderungen eher theoretisch als klinisch umsetzbar sind. So führen unvermeidliche Ungenauigkeiten bei den einzelnen Arbeitsschritten unter klinischen Bedingungen zu einer durchschnittlichen Randspaltbreite von bis zu 382 μm (Spiekermann, 1986; Wöstmann, 1992). Marxkors (1988) gibt als obere tolerierbare Grenze in Abschnitten des Kronenrandes eine Spaltbreite von 200 μm an.

Ein großer Randspalt setzt das Befestigungsmaterial den Umgebungsbedingungen in der Mundhöhle mehr aus. Dies kann zu einer stärkeren Auflösung des Zements durch die Sulkusflüssigkeit oder den Speichel führen. Schon 1949 wurde festgestellt, dass die Auflösungsgeschwindigkeit des Zementes in engen Spalten mit der dritten Potenz der Spaltweite zunimmt (Kappert und Altvater, 1991). Wenn die Zementoberfläche gelöst

wird, können Bakterien eindringen (Beschnidt und Strub, 1999), was die Entstehung von Sekundärkaries oder marginalen Parodontalerkrankungen bzw. beidem zur Folge haben kann (Geursten, 1990; Valderhaug und Heloe, 1977; Lange und Schwöppe, 1981; Lang et al., 1983; Lang et al., 1988). Eine größere marginale Diskrepanz erhöht den Plaque-Index (Beschnidt und Strub, 1999). Damit ist der Erfolg der Restauration gefährdet und eine Erneuerung ist indiziert, um das Hart- und Weichgewebe besser zu schützen.

Epidemiologische (Alexander, 1967; Alexander 1968; Gilmore und Sheiham, 1971) und klinisch experimentelle Studien (Silness und Loe, 1964; Silness, 1970a; Silness, 1970b; Silness und Ohm, 1974; Renggli und Regolati, 1972; Rodriguez-Ferrer et al., 1980; Than et al., 1982; Lang et al., 1983; Lang et al., 1988) zeigen den Zusammenhang zwischen iatrogenen Faktoren und der Pathogenese parodontaler Läsionen. Waerhaug (1960) konnte anhand histologischer Studien feststellen, dass Füllungsrän­der im subgingivalen Bereich auch bei klinisch akzeptabler marginaler Adaption als Plaque-reservoir dienen.

Bei CAD/CAM gefertigten vollkeramischen Restaurationen entscheiden unter anderem die innere Randpassung und der marginale Randschluss über ihre Langlebigkeit (Beuer et al., 2003). Ein Randschluss von 50 µm wird als klinisch tolerabel angesehen. Eine andere Studie beschreibt 120 µm als maximal klinisch vertretbar (McLean und von Fraunhofer, 1971). Die folgende Tabelle (Tab. 1) gibt einen Überblick über die verschiedenen Empfehlungen für den maximal zulässigen Randspalt.

Tab. 1: Literaturbasierter maximal zulässiger Randspalt

Randspalt [µm]	Quelle	Begründung
20	Dreyer-Jørgensen, 1958; Meiners, 1985; Rehberg, 1971	aus parodontaler und kariesprophylaktischer Sicht
50	Beuer et al., 2003	klinisch tolerabel
50-100	Spiekermann, 1986	klinisch tolerabel
100	Yüksel und Zaimoğlu, 2011	klinisch tolerabel
120	McLean und von Fraunhofer, 1971	klinisch tolerabel
200	Marxkors, 1988	empirischer Erfahrungswert

Es sind noch weitere Werte in der Literatur (Donath et al., 1987; Geurtsen, 1990; Silness, 1980) nachweisbar. Generelles Fazit ist, dass es keine eindeutige Grenze für den Randspalt gibt. Der Schwerpunkt der meisten Studien gibt lediglich die Bandbreite der jeweilig erzielten Randspalte an (Böckler et al., 2005; Marxkors, 1980; Müller und Porsche, 1994; Tuntiprawon und Wilson, 1995).

Restaurationen aus Zirkonoxid sollten mindestens eine gleichwertige Passung aufweisen im Vergleich zu anderen vollkeramischen Systemen und den klassischen Metallgerüsten. Tabelle 2 zeigt einen Überblick der Ergebnisse von verschiedenen Studien über die marginale Passung.

Tab. 2: Ergebnisse von marginalen Passungen vollkeramischer Systeme von in-vitro und in-vivo-Studien

Autor/Jahr	Randspalt (μm)	Bestimmungen
Beschnidt et al., 1999	87 (VMK) 91 (Celay/InCeram) 63 (Empress)	Einzelkronen Nach Zementierung
Bindl und Mörmann, 2005	44 \pm 23 μm (Empress II) 17 \pm 16 μm (Procera) 23 \pm 17 μm (Decim) 43 \pm 23 μm (Creek 3 In Lab) 33 \pm 20 μm (DCS)	
Tenuis, 2009	58	Einzelkronen
Hertle in et al., 2001	41 (Titan) 38 (LAVA TM /ZrO ₂)	Einzelkronen
Kokubo et al., 2005	66,1 (inferiore Kronen) 65,3 (Prämolarenkronennen) 72,9 (Molarenkronennen)	Einzelkronen
Lamprecht, 2006	69	Einzelkronen
Piowarczyk und Launer, 2006	40 (Cercon) 80 (DCS) 28 (LAVA TM)	4-gliedrige Brücken
Reich et al., 2005	54 (VMK) 75 (Digident/ZrO ₂) 65 (Cerec InLab/ZrO ₂) 65 (LAVA TM /ZrO ₂)	3-gliedrige Brücken
Wojahn, 2007	167	Einzelkronen
Yeo et al., 2003	87 (VMK) 83 (Celay/InCeram) 46 (Empress II)	Einzelkronen
Zartmann, 2009	23	Einzelkronen

Zwischen der axialen Zahnwand und der Restorationsinnenwand ist allerdings eine Diskrepanz erwünscht, um ausreichend Platz für den Abfluss des Befestigungsmaterials zu gewährleisten. Dies stellt den korrekten Sitz der Krone sicher. Die innere Diskrepanz sollte aber nicht zu locker sein, da eine hohe Passgenauigkeit die Bruchfestigkeit einer keramischen Restauration signifikant verbessert (Brukl und Philip, 1987).

3.2 Vollkeramische Systeme

Auf dem Gebiet der Material- und Labortechnik gibt es inzwischen zahlreiche Innovationen. Die Therapie der Wahl waren früher Vollgußkronen im Seitenzahnbereich und Keramikverblendkronen im Frontzahnbereich. Doch sowohl die steigenden ästhetischen Ansprüche der Patienten, als auch die Probleme von Metalllegierungen in der Mundhöhle haben zu einer rasanten Entwicklung bei der Materialentwicklung und bei den Fertigungstechniken geführt. Mittlerweile ist das Spektrum bei der Versorgung von Einzelkronen und Brücken groß. Es führt von der Vollgußkrone bis hin zur Vollkeramikkrone.

Im Vergleich zu anderen Materialien weisen die vollkeramischen Systeme Vorteile auf. Da sie in der Mundhöhle nahezu inert sind, haben sie eine hervorragende Biokompatibilität (Suttor et al., 2001; Tinschert et al., 2001b; Chan und Weber, 1986). Sie haben eine geringe Löslichkeit und ein stabiles Korrosionsverhalten (Boening et al., 2000; Chan und Weber, 1986; Schäfer und Kappert, 1993). Die Plaqueansiedlung auf der Keramikoberfläche ist im Vergleich zu natürlichem Schmelz oder Metall signifikant geringer, was parodontal-prophylaktisch vorteilhaft ist (Böttger et al., 1989; Chan und Weber, 1986; Strub, 1992). Durch die Klebetechnik, die mit diesen Materialien möglich ist, kann man bei Teilrestorationen substanzschonender vorgehen als bei metallgestützten Arbeiten (Latta und Barkmeier, 1998). Die Härte der Verblendkeramiken ist ähnlich wie die des natürlichen Schmelzes (Chan und Weber, 1986).

Durch die höhere Transluzenz und die fluoreszierenden Effekte bekommen die Vollkeramikrestorationen ein natürliches Erscheinungsbild. Dies führt zusammen mit den camouflagearartigen Effekten bei einer Vielzahl von Anwendern zu überdurchschnittlich

guten ästhetischen Ergebnissen beim Zahnersatz (Chan und Weber, 1986). Zusätzlich sind keine freiliegenden Metallränder zu sehen, und die Gingiva schimmert durch die Metallränder nicht gräulich. Von daher muss die Präparationsgrenze nicht aus rein ästhetischen Gründen nach subgingival verlegt werden (Strub, 1992).

Die vollkeramischen Systeme erfüllen demnach viele Anforderungen, die an moderne Zahnersatzmaterialien gestellt werden. Daher werden diese im Folgenden näher betrachtet.

3.2.1 Anforderungen an vollkeramische Systeme

Die Anforderungen für dentale Vollkeramiken sind in der Norm DIN EN ISO 6872 von 1996 festgelegt. Die Norm ist in Typen für das Herstellungsverfahren und in Klassen für den Anwendungsbereich gegliedert, wie die folgende Tabelle zeigt.

Tab. 3: Anforderungen für dentale Vollkeramiken in der Norm DIN EN ISO 6872 (1996)

Typ	Klasse
I <ul style="list-style-type: none"> - Pulverform - Schrumpfen beim Fertigungsverfahren im Sinterbrand - Biegefestigkeit mindestens 50 MPa - Chemische Beständigkeit: <math><100 \mu\text{g}/\text{cm}^2</math> Materialverlust 	1 - Grundmasse zur Herstellung von Kronengerüsten 2-8 - Verblendkeramiken (Klasse 8 - Glasurmasse)
II <ul style="list-style-type: none"> - Press-, Schleif- oder Frästechniken 	1 <ul style="list-style-type: none"> - Werkstoff zur Herstellung von Gerüsten, die später mit Typ I Klasse 2-8 verblendet werden, z. B. LAVA™. - Biegefestigkeit mindestens 100 MPa - Chemische Beständigkeit: <math><2.000 \mu\text{g}/\text{cm}^2</math> Materialverlust 2 <ul style="list-style-type: none"> - Werkstoffe zur Herstellung von Inlays/Onlays ohne weitere Beschichtung - Biegefestigkeit mindestens 30 MPa

Weitere Anforderungen sind unter anderem Bioverträglichkeit, Verschleiß, Genauigkeit, Bruchfestigkeit, Korrosionsstabilität, Dauerfestigkeit, Biegefestigkeit, Rissfestigkeit, Passgenauigkeit, Ästhetik, Thermowechselwirkung, Temperaturleitfähigkeit (Hertlein et al., 2001).

Pospiech et al. (2004) vergleicht die Bruchlast verschiedener keramischer Materialien. Wie in Abbildung 2 zu sehen, haben das LAVA™-System und DC Zirkon die höchste Bruchlast.

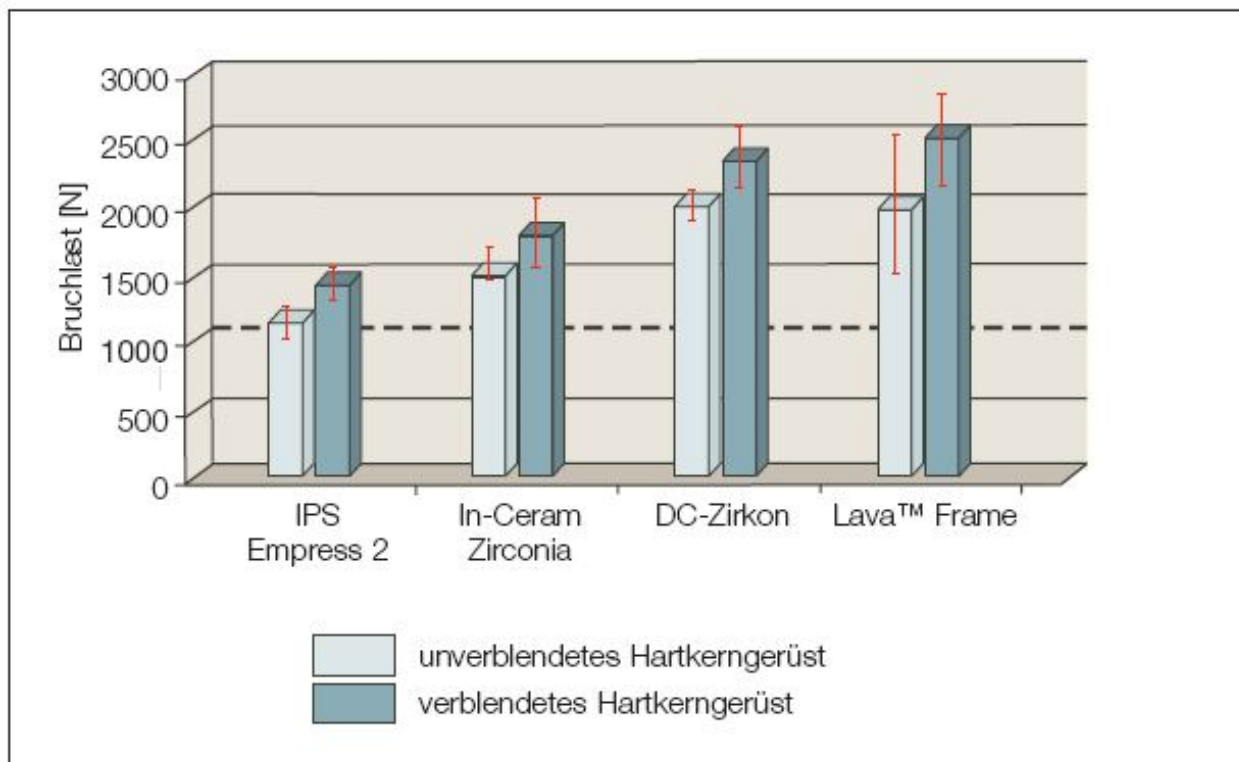


Abb. 2: Bruchlast vollkeramischer, dreigliedriger Brücken: der Querschnitt der Gerüstverbindung beträgt einheitlich 16 mm²; alle Brücken wurden vor der Belastungsprüfung mit Zinkoxid-Phosphatzement auf starr gelagerten Metallstümpfen von 15-17 zementiert; die Krafteinleitung erfolgte zentral im Bereich des Brückengliedes 16 (Pospiech et al., 2004)

3.2.2 Übersicht der vollkeramischen Systeme

Die Dentalkeramiken werden nach ihrem chemischen Aufbau unterteilt. Auf Grund der verwendeten Materialien können die Festigkeitseigenschaften zugeordnet werden. Abbildung 3 zeigt einen Überblick (Pospiech et al., 2004).

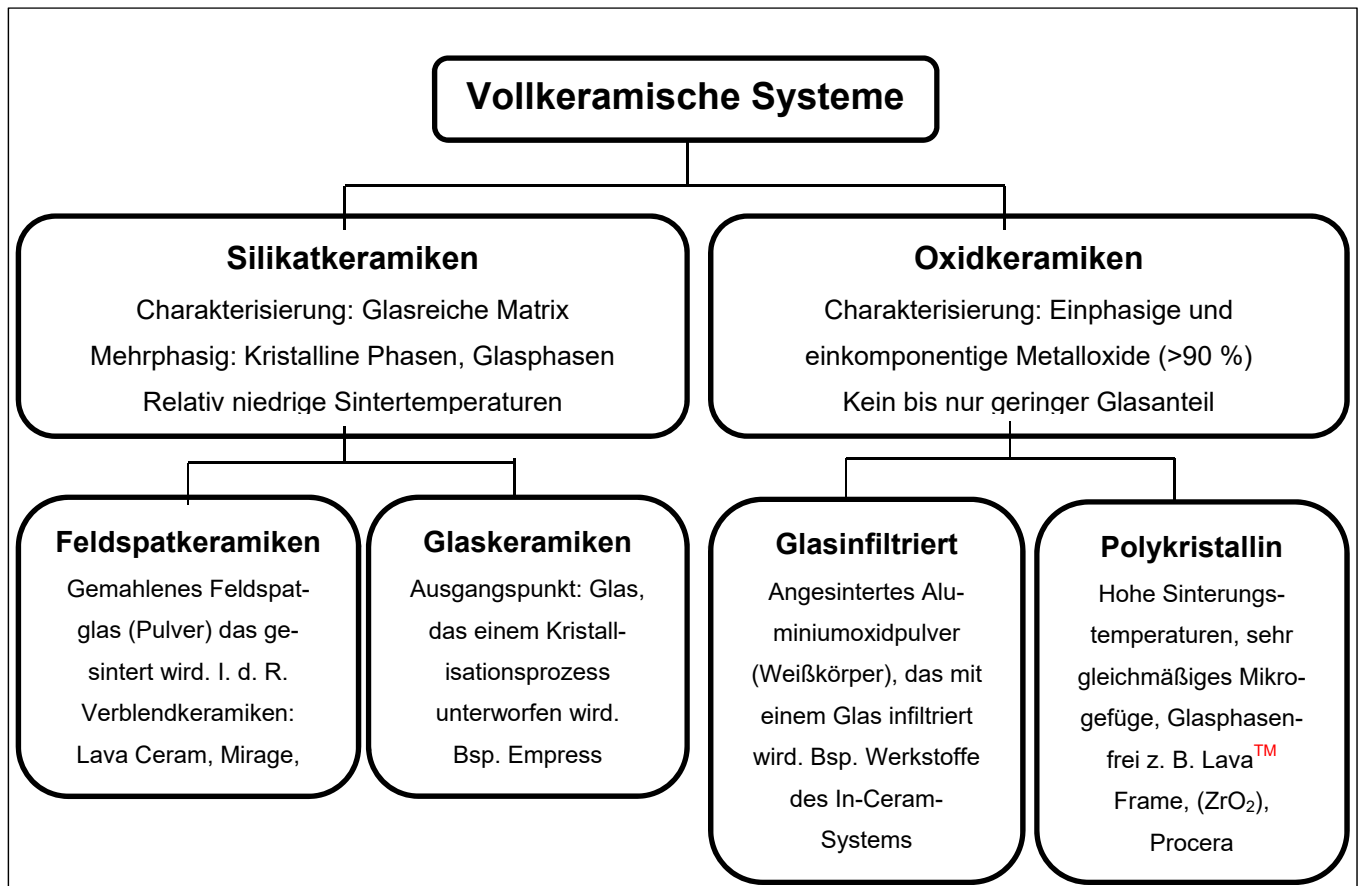


Abb. 3: Dentalkeramiken nach deren chemischem Aufbau unterteilt (Pospiech et al., 2004)

Silikatkeramiken, wie in Abb. 3 beschrieben, finden in der Zahnheilkunde ihre Anwendung für Jacketkronen und klassische Metallverblendkeramiken mit einer Biegefestigkeit von unter 100 MPa (entspricht 10 kg/mm² Belastbarkeit). Diese haben eine glasamorphe Phase. Durch den Herstellungsprozess entsteht in der Keramik eine ausgeprägte Porenstruktur. Diese haben eine deutliche Auswirkung auf die mechanischen Eigenschaften (Pospiech et al., 2004). Die Silikatkeramiken können in Feldspatkeramiken und Glaskeramiken unterteilt werden.

Feldspatkeramiken bestehen normalerweise zum Großteil aus einer amorphen Glasmatrix, in die Leuzitkristalle eingebettet sind (Pospiech et al., 2004). Es ist bislang nicht gelungen, die Festigkeitseigenschaften dieser Keramiken soweit zu erhöhen, dass auch höher belastete Restaurationen, wie z.B. Brückenversorgungen, den Kaubelastungen langfristig standhalten können. Dies liegt vor allem in dem immer noch zu hohen Anteil der Glasphase, die nur eine niedrige mechanische Festigkeit aufweist und zudem extrem anfällig gegenüber den korrosiven Einflüssen des Mundmilieus ist.

Bei Glaskeramiken entsteht die amorphe Glasstruktur in einem sekundären Kristallisationsprozess mit Füllkristallen (Pospiech et al., 2004). Klassische Glaskeramiken weisen eine Biegefestigkeit von 60-100 MPa auf (Pospiech et al., 2004; Kappert und Altvater, 1991). Dies entspricht einer Typ 1 Dentallegierung, die für Inlays geeignet, aber für Kronen schon problematisch ist (Dentallegierungen für festsitzenden Zahnersatz werden in Typklassen I-IV eingeteilt, wobei Type I eine Biegefestigkeit von 80 MPa aufweist und die für Typ IV bis zu 330 MPa reicht. Modellgusslegierungen haben eine Biegefestigkeit bis 550 MPa) (Pospiech et al., 2004; Kappert und Altvater, 1991). In Sonderfällen können die physikalischen Eigenschaften der Glaskeramik durch Lithium und andere Zusätze noch weiter optimiert werden (Kunzelmann et al., 2006). Damit werden Festigkeitswerte bis zu 450 MPa erreicht.

Im Vergleich zu Silikatkeramiken haben Oxidkeramiken hohe Festigkeitswerte. Durch ihre verringerte Lichtdurchlässigkeit werden sie als Gerüstmaterialien eingesetzt und mit kompatiblen Verblendkeramiken überschichtet.

Glasinfiltrierte Oxidkeramiken, wie InCeram, gehören zur Festigkeitsklasse II der vollkeramischen Systeme und haben eine Biegefestigkeit von 300-500 MPa (Pospiech et al., 2004; Kappert und Altvater, 1991). Dies ist mit Edelmetalllegierungen der Typen III-IV vergleichbar.

Polykristalline Keramiken besitzen nur einen geringen Anteil der Glasphase. Sie bestehen überwiegend aus der kristallinen Phase. Am häufigsten wird das Aluminium- oder Zirkonoxid eingesetzt (Grossmann, 1989).

In Anlehnung an Pospiech et al. (2004) zeigt das folgende Diagramm zusammenfassend die Biegefestigkeit verschiedener Werkstoffe und Keramiksysteme.

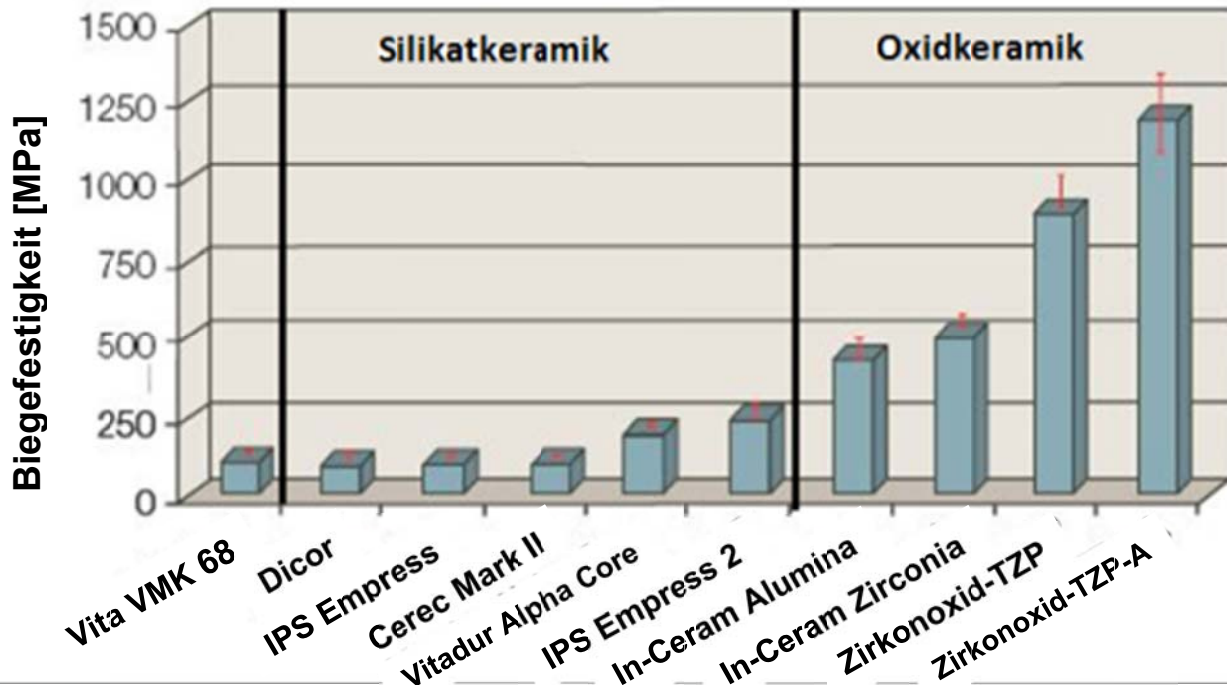


Abb. 4: Biegefestigkeit verschiedener Kronenwerkstoffe (Pospiech et al., 2004)

Das Zirkoniumoxid nimmt in Bezug auf mechanische Eigenschaften, Risszähigkeit, Langzeit- und Korrosionsstabilität eine Spitzenstellung unter den Werkstoffen ein (Kurbad und Reichel, 2007). Es kann durch Zuschlagstoffe, wie Yttriumoxid, im tetragonalen Zustand bis zur Raumtemperatur stabil gehalten werden (Kurbad und Reichel, 2007). In der Zahnheilkunde werden diese Keramiken mit einer Korngröße von unter 4 μm eingesetzt (Geis-Gerstorfer und Fäßler, 1999). Die hohe Festigkeit bekommt das Material dadurch, dass bei einer Rissbildung die tetragonale Phase in die monokline Phase umgewandelt wird, wodurch eine Volumenzunahme von etwa 5 % stattfindet. So kann der Riss nicht weiter wachsen (Kurbad und Reichel, 2007). In der Dentalkeramik erreicht das Zirkonoxid die besten Werte für die Festigkeit. Auch bei der Biegebruchfestigkeit hebt es sich mit ca. 900 MPa deutlich von den anderen Gerüstkeramiken ab. Das Gleiche gilt für die Risszähigkeit, die mit Werten zwischen 6 bis 10 MPa Spitzenwerte ergibt (Kurbad und Reichel, 2007). Das sind die höchstverfügbaren Risszähigkeitswerte bei vollkeramischen Systemen (Filser et al., 2002). Die Biegefestigkeit von

Aluminiumoxid- und Zirkoniumoxidkeramiken liegt bei 600-1.000 MPa, was den Eigenschaften der besten auf dem Markt befindlichen Chrom-Kobalt-Legierungen entspricht (Pospiech et al., 2004; Kappert und Altvater, 1991). Die Dauerfestigkeit von Zirkoniumoxid nach über fünf Jahren ist über 600 MPa, was eine Ausfallwahrscheinlichkeit von 2 % bedeutet (Pospiech et al., 2004). Dies ist vergleichbar mit der Überlebensrate von metallgestützten Restaurationen, die nach einem Beobachtungszeitraum von fünf Jahren eine Überlebensrate von 95 % erreichen (Strub, 1992).

Auf Grund der herausragenden Eigenschaften von Zirkoniumoxid wird dies im Rahmen der Studie untersucht. Daher wird zunächst das System vorgestellt und dann mit anderen Systemen aus anderen Materialklassen verglichen.

3.2.3 LAVA™-System

Das LAVA™-System ist ein CAD/CAM-System. In einem Fräszentrum werden die Sägemodellstümpfe von einem Scanner (LAVA™ Scan) erfasst, der mit Hilfe der optischen Triangulation in Form von einer Helldunkelstreifenprojektion arbeitet. Die Präparationsgrenze wird automatisch erkannt. Gegenkiefer und Bissregistrare können auch digitalisiert werden. Die Konstruktion der Käppchen für Kronen- oder Brückenarbeiten erfolgt dann am Bildschirm mit der dazugehörigen Software LAVA™ CAD. Bei optischen Abdrücken mit dem LAVA™ Chairside Oral Scanner, der die konventionellen Abdrücke ersetzt, können die Daten direkt mit LAVA™ CAD bearbeitet werden.

Für Frontzahnkronen wird eine Schichtdicke von 0,3 mm vom System empfohlen und bei Seitenzähnen eine Schichtstärke von 0,5 mm. Dies kann nach Bedarf geändert werden. Auch die Größe des Klebespaltes kann individuell festgelegt werden.

Zusätzlich können aus der Datenbank Brückenzwischenlieder eingefügt werden. Wenn der empfohlene Verbinderquerschnitt 9 mm^2 unterschritten wird, gibt es einen Warnhinweis (Witkowski, 2001).

Die Software bietet auch ein virtuelles Wachsmesser an, um Unterschnitte auszugleichen, Blasen auszublocken und um das Kronendesign zu individualisieren, sodass die Verblendkeramik eine optimale Unterstützung durch das zu fräsende Gerüst erhält. Anschließend berechnet die Software die Dimensionen der zu fräsenden Restauration,

die dann aus einem entsprechend vorgesinterten Zirkoniumoxidblock (LAVA™ Frame) im Fräsvollautomaten (LAVA™ Form) hergestellt wird. Auf jedem Zirkoniumoxidblock ist ein Barcode angebracht, der vor dem Fräsen gescannt wird. Er enthält die Daten der Sinterung, da bei jeder Charge die Sinterschrumpfung etwas variiert. So ist es möglich, ein um den entsprechenden Faktor größeres Gerüst herzustellen, was die anschließende lineare Sinterschrumpfung um ca. 20 % exakt berücksichtigt (Reich, 2004; Suttor et al., 2001).

Das Gerüst kann vor dem Sintern manuell nachbearbeitet oder mit verschiedenen Farben eingefärbt werden. Die Sinterung der gefrästen Teile erfolgt dann bei 1.320° C für sieben Stunden in einem speziellen Sinterofen (LAVA™ Therm). Die Passung und der exakte Randschluss werden anschließend auf dem Meistermodell überprüft, bevor die Gerüste vom Zahntechniker mit Verblendkeramik (LAVA™ Ceram) versehen werden (Witkowski, 2001). Die folgende Abbildung (Abb. 5) zeigt zusammenfassend den Ablauf.

Verarbeitungsschritt	Verarbeitungsparameter	Klinische Eigenschaft
Pulver ↓	<ul style="list-style-type: none"> • CO ausgefällt (bei den meisten Pulvern) • Mischoxid-Prozess (billiger) • Korngröße (0,07-0,3 µm) • Sprühtrocknung und organische Zusätze 	<ul style="list-style-type: none"> • Lichtdurchlässigkeit • Festigkeit • Langlebigkeit • Hydrolytische Stabilität • Sinterverhalten
Pressen ↓	<ul style="list-style-type: none"> • Axiale Pressung • Isostatische Pressung • Druck (80-3.000 bar) • Reinraum (keine Mängel durch Luftverschmutzung) 	<ul style="list-style-type: none"> • Randschluss • Lichtdurchlässigkeit • Festigkeit
Vorsintern ↓	<ul style="list-style-type: none"> • Temperatur • Dauer 	<ul style="list-style-type: none"> • Randschluss • Bearbeitbarkeit
Bearbeitung ↓		
Färben ↓	<ul style="list-style-type: none"> • Pigmente (Teil der Pulververarbeitung) • Flüssigkeiten 	<ul style="list-style-type: none"> • Randschluss • Lichtdurchlässigkeit • Festigkeit • Langlebigkeit
Abschließendes Sintern	<ul style="list-style-type: none"> • Temperatur (1.360 °C - 1.530 °C) • Dauer 	<ul style="list-style-type: none"> • Lichtdurchlässigkeit • Festigkeit • Langlebigkeit • Hydrolytische Stabilität

Abb. 5: Umzeichnung des Ablaufs der Zirkoniumoxidbearbeitung des LAVATM-Systems und deren Parameter mit der jeweiligen klinischen Auswirkung (aus LAVATM-Expertise 3M ESPE)

3.2.4 Klinische Langzeiterfahrungen mit LAVA™-Kronen

Mehrere klinische Studien bestätigen die klinische Performance von Lava™-Restaurationen (Pospiech et al., 2003; Pospiech und Nothdurft, 2004; Raigrodski et al., 2005). Die bisher umfassendste Studie von Prof. Peter Pospiech, Universität Homburg/Saar, wurde mit 34 Patienten mit 38 dreigliedrigen Seitenzahnbrücken durchgeführt. Nach der Versorgung wurde über fünf Jahre kontrolliert beobachtet (Pospiech et al., 2003; Pospiech und Nothdurft, 2004). Es gibt bisher weder ein Versagen der Brücken noch eine negative medizinische Auswirkung, wie z. B. allergische Reaktionen oder negative Einflüsse auf die angrenzende Gingiva (Hertlein et al., 2001; Pospiech et al., 2003; Pospiech und Nothdurft, 2004).

Nach Pospiech (2004) hat Lava™ Frame Zirkonoxid kein allergenes Potential und ist äußerst gewebeverträglich.

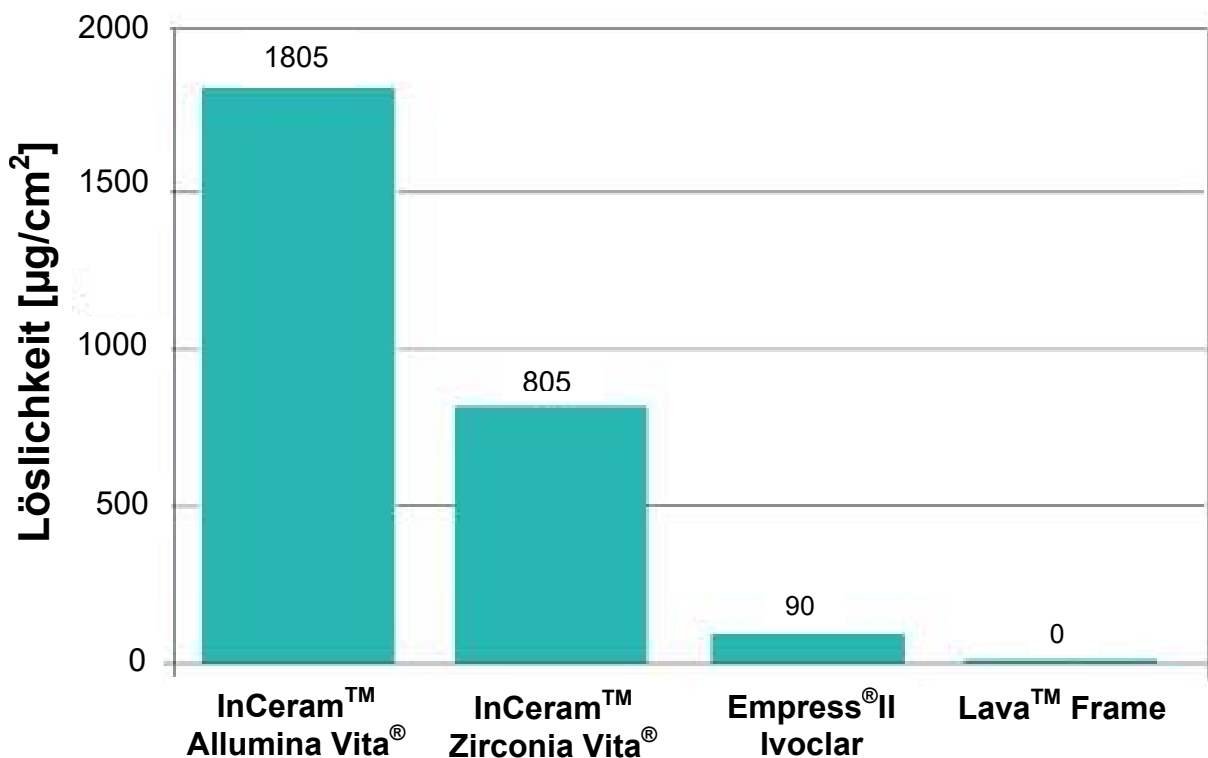


Abb. 6: Chemische Löslichkeit von LAVA™ Frame Zirkonoxid im Vergleich zu anderen Dentalkeramiken: Ausdruck der hohen Biokompatibilität des LAVA™ Zirkonoxid-Gerüsts ist hier die nicht nachweisbare Löslichkeit (Pospiech et al., 2004)

3.2.5 Studien zur Randspaltuntersuchung mit LAVA™

Es sind bereits einige Studien zur Randspaltuntersuchung mit LAVA™ durchgeführt worden.

Die von Reich et al. im Jahr 2005 veröffentlichte Studie zur klinischen Passung von acht Brücken ergibt einen maximalen Randspalt von 40 µm (Reich et al., 2005).

Die Untersuchung von Zartmann (2009) an Kunststoffzähnen ergibt einen maximalen Randspalt von 65 µm bei einem Mittelwert von 23 µm. Für den Klebespalt ergeben sich als Maximum 302 µm und ein Mittelwert von 74 µm.

Die marginalen Randpassungen weiterer Studien (Augusti und Augusti, 2007; Hertlein et al., 2001; Hertlein et al., 2003; Hertlein et al., 2005; Hertlein et al., 2006; Piwowarczyk et al., 2006; Reich et al., 2005; Shannon et al., 2008; Zartmann, 2009) liegen im Mittel alle <40 µm, unabhängig davon, ob es sich um Einzelkronen- oder Brückenuntersuchungen handelt. Damit sind sie genauer als die nach klassischer Fertigung hergestellten VMK-Restaurationen (Reich et al., 2005).

4. Problemstellung und Ziel der Studie

Im Vergleich zu konventionell erstellten Gußgerüsten können in der CAD/CAM Technologie gefertigte Gerüste standardmäßig Vorteile bezüglich der klinischen Passgenauigkeit aufweisen.

Das Ziel der Studie ist der Nachweis, dass Lava™ aus parodontaler und kariesprophylaktischer Sicht den Anforderungen entspricht. Der Nachweis erfolgt durch die Größe des Klebe- und Randspalts. Der Mittelwert alleine ist nicht ausreichend, da es dann trotzdem zu Fällen kommen kann, in denen der Randspalt wesentlich größer sein kann. Daher werden sowohl der mittlere Rand-/ Klebespalt als auch der Streubereich des Rand-/Klebespalt beurteilt. Der Mittelwert kann bereits aus fünf Messwerten sicher bestimmt werden. Um zuverlässig den Streubereich zu bestimmen, ist eine wesentlich größere Anzahl erforderlich.

Bereits vorliegende Untersuchungen zur Qualität von CAD/CAM hergestellten Zahnkronen haben durch die sehr kleine Stichprobengröße nur eine gute Aussagegüte bezüglich des Mittelwerts. Die Aussagekraft zum Streubereich ist nur eingeschränkt.

Das Ziel der höheren Genauigkeit der Aussagen wird durch einen größeren Umfang der Untersuchung erreicht.

5. Material und Methode

Zur zielorientierten Vorgehensweise ist ein klarer, strukturierter und begründeter Ablauf erforderlich. Die Kernpunkte sind:

- Welcher Zahn wird gewählt?
- Wie viele Zähne und wie viele Kappen werden untersucht?
- Wie wird präpariert?
- Wie wird abgeformt?
- Wie wird gefertigt (bereits klar durch Aufgabenstellung)?
- Wie und wo wird gemessen?

Damit die Untersuchung möglichst praxisnah erfolgt und die Aussagekraft möglichst hoch ist, wird ein natürlicher Zahn und keine Nachbildung gewählt (Donath und Roth, 1987; Düsterhaus, 1980; Müller und Pröschel, 1994; Spiekermann, 1986). Für die Wahl des Zahnes kommen vom Zahntyp sowohl Schneidezahn, Eckzahn, Prämolare und Molar in Frage. Da der Schwerpunkt der Untersuchung auf dem LAVATM-System liegt und das Untersuchungsergebnis möglichst wenig durch ein eventuelles Verkippen beim Einkleben beeinflusst werden soll, muss der Zahn möglichst groß sein.

Zur Bildung eines aussagefähigen Mittelwerts sind mindestens fünf Werte erforderlich. Daher wird der folgende Versuchsumfang gewählt (siehe Abb. 7).

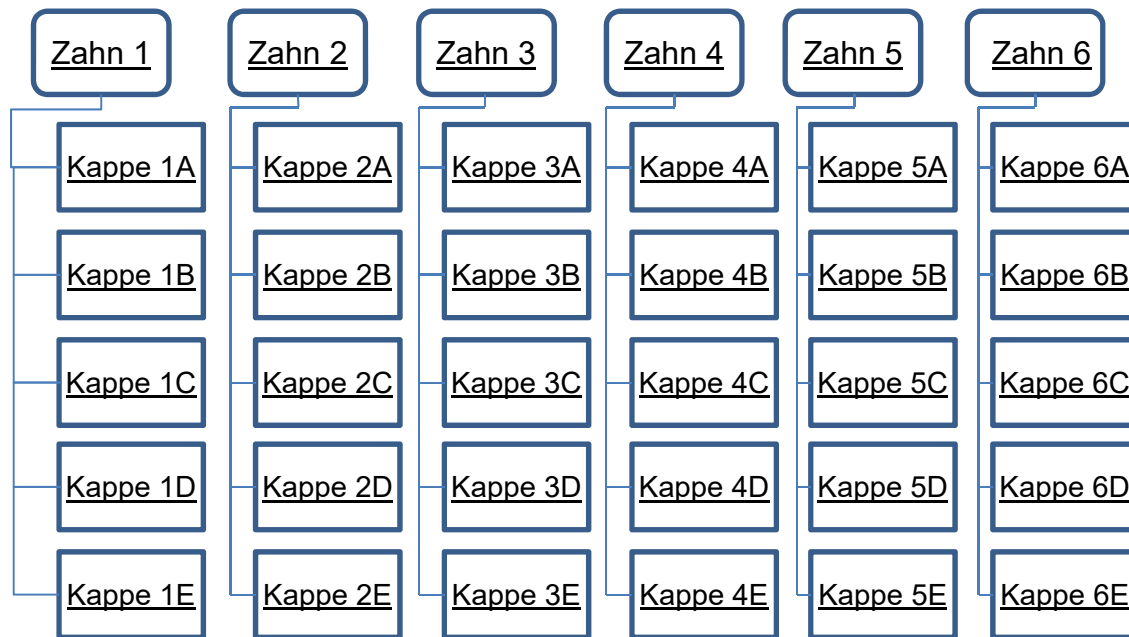


Abb. 7: Versuchsumfang – je Zahn wurden jeweils fünf Zirkonkappchen angefertigt

Mit der Untersuchung eines zusätzlichen Zahnes ist sichergestellt, dass selbst im Falle eines Fehlers immer noch genügend Zähne zur Analyse vorhanden sind. Pro Zahn wurden fünf Kappen hergestellt. Pro Kappe wurden drei Schnitte mit jeweils 15 Messpunkten gefertigt.

Als Präparationstyp wurde die Hohlkehle gewählt, weil sie Platz für eine adäquate Materialstärke für das Gerüst liefert und die Präparationsgrenze gut darstellt, was hilft einen besseren Randschluss zu bekommen. Insbesondere muss die Randpräparation möglichst gleichmäßig sein.

Bei der Abformung wurde auf einen konventionellen Abdruck verzichtet, da die folgenden Fehler auftreten können:

- Verzerrungen des plastischen Abdrucks
- Schrumpfung des Abdruckmaterials
- Schrumpfung des Modellgips

Der optische Abdruck vermindert prinzipiell die Fehlerquellen (Syrek et al., 2010). Es können hier Computer- und Kamerarechenfehler entstehen. Studien zeigen, dass der

digitale Abdruck mit dem konventionellen Abdruck hinsichtlich der Randgenauigkeit vergleichbar ist (Syrek et al., 2010; Kugel et al., 2008; Burgess et al., 2013). Der Trend geht zur verbesserten Integrität, wenn auch nicht statistisch signifikant nachgewiesen. Auch die stereolithographischen Modelle (Abb. 8) zeigen keinen signifikanten Unterschied in der Genauigkeit im Vergleich mit Gipsmodellen (Ogledzki et al., 2010). Da die Unterschiede nicht signifikant sind, wurde für die Studie der optische Abdruck gewählt.



Abb. 8: Stereolithographisches Modell mit LAVA™-Zirkonoxidkappchen

Die Messung kann prinzipiell auf zwei Arten erfolgen. Die folgende Aufzählung zeigt die Vor- und Nachteile auf. Zerstörende Messverfahren, wie z. B. Schliffbilder, fallen prinzipbedingt aus, da die Zähne wiederverwendet werden.

Dünnschnitte von Abformungen vom Klebespalt – Nachteile:

- Abformungen sind dünn und reißen/verformen sich leicht
- Fehlerquellen durch Abdruckmaterial
- Ungenau, wenn der Schnitt in der Schräge liegt.

Micro-CT:

- Genauestes Messverfahren
- Wiederholbarkeit

Auf Grund der Vorteile wurde das Micro-CT-Verfahren gewählt.

Für die Messungen wurde der Zahn 3-mal geschnitten. Hierbei ist es wichtig, dass der Klebespalt senkrecht geschnitten wird, damit der kleinste Klebespalt gemessen werden kann.

Aus medizinischer Sicht ist die Klebespaltstärke am Kronenrand am wichtigsten. Daher wurden hier auf jedem Schnitt ausgehend vom Kronenrand bei 0/0,5/1/1,5/2 mm Messpunkte beidseitig platziert und dann drei weitere Punkte gleichmäßig verteilt.

In den folgenden Unterkapiteln sind die einzelnen Schritte der praktischen Durchführung mit zusätzlichen Erklärungen erläutert.

5.1 Auswahl der Zähne, Mittel und Art der Präparation

Entsprechend der Überlegungen aus Kapitel 4 wurden natürliche Molare ausgewählt, da die Fläche hier am größten ist und somit beim Vermessen der Schnitte möglichst wenige Schrägen die Messung verzerren. Der Nachteil, dass die Zähne nach der Extraktion spröder und härter sind, bedeutet nur einen erhöhten Aufwand bei der Präparation. Für den weiteren Prozess sowie für die Messungen spielt dies keine Rolle.

Diese werden in Kieferform aufgestellt und die Wurzeln mit Kunststoff umgossen (siehe Abb. 9).



Abb. 9: Präparationsmodell, echte Zähne in Kunststoff gesetzt

Bei vollkeramischen Systemen sollte eine Hohlkehle oder eine Stufe mit abgerundeter Innenschulter gewählt werden (Quintas et al., 2004; Marxkors, 1980), die eine Breite von 0,3 mm nicht unterschreiten sollte (Hunter und Hunter, 1990). Ideal ist ein Konuswinkel von 2-4°, damit die Krone spannungsfrei sitzt, aber dennoch ausreichend mechanisch auf dem Stumpf verankert ist (Pospiech et al., 2004). Zudem kann der Scanner bei parallelen Wänden die Grenzen nicht gut erfassen. Eine klar zu erkennende Präparationsgrenze beeinflusst die marginale Passung positiv (Marxkors, 1980).

Die Präparation erfolgte unter Zuhilfenahme einer Magnifikationsbrille mit 4x400 Vergrößerung (Zeiss, Wetzlar) und einem roten Winkelstück (KAVO GENTLEpower LUX 25LP) unter Wasserkühlung mit 40.000 Umdrehungen. Da für vollkeramische Systeme als Bohrer zur zirkulären Hohlkehlpräparation Optipräp 8790-015C und F sowie der Horico Diamant FC 141C012 empfohlen werden, wurde die Präparation mit diesen ausgeführt.

Bei der Präparation sind nach Pospiech et al. (2004) insbesondere zu berücksichtigen:

- Die Ränder sind entsprechend breit zu präparieren, damit die Mindestdicke der Keramik gewährleistet wird.
- Scharfe Kanten sind zu vermeiden, da ansonsten bei der Krone die Chippinggefahr besteht und dazu spitze Winkel durch die Werkzeuge der Schleifmaschinen nicht dargestellt werden können.
- Die Präparationsform muss eine ausreichende Retentionsform haben und sowohl die ästhetischen Gesichtspunkte als auch die werkstoffkundlichen und konstruktionsrelevanten Aspekte des Materials berücksichtigen.

5.2 Abformung der Präparation und Herstellung der Lava[®]-Käppchen

Die Abformung der präparierten Zähne erfolgte mit einem optischen Abdruck mit dem LAVA[™] Chairside Oral Scanner (C.O.S) System von 3M Espe. Der Prozessablauf ist in Abbildung 10 dargestellt.

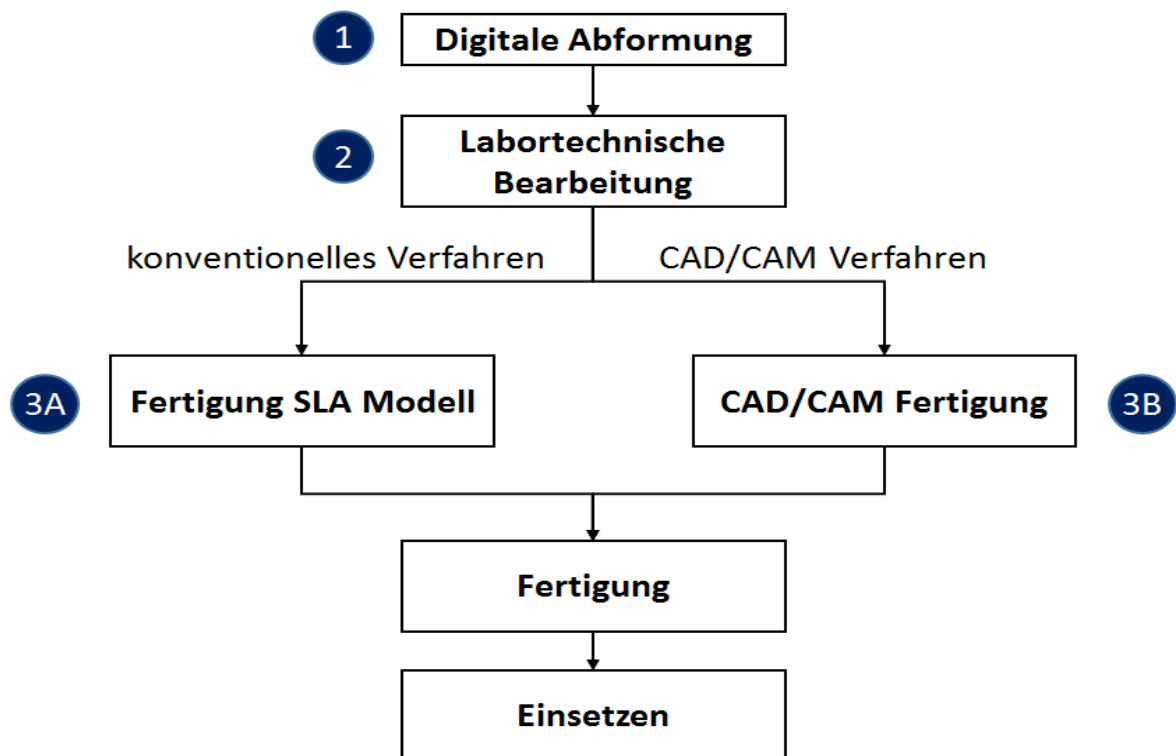


Abb. 10: Digital Workflow LAVA[™] Chairside Oral Scanner

Als erstes wird die digitale Abformung mit dem LAVA™ Chairside Oral Scanner gemacht. Abbildung 11 zeigt den Scanner.



Abb. 11: LAVA™ Chairside Oral Scanners (3M ESPE, Seefeld)

Dieser hat eine integrierte „3-D-in-motion“-Technologie eingebaut, die auf Videobildern basiert. Dazu werden rund 20 3-D-Datensätze pro Sekunde lokal erzeugt. Die Datenaufbereitung (Punkt 2, Abb. 10) für die labortechnische Bearbeitung erfolgt als Dienstleistung direkt beim Hersteller (3M ESPE, Seefeld). Dies beinhaltet unter anderem die digitalen Sägeschnitte und Markierungen für die Präparationsgrenze.

Aus dem digitalen Datensatz wird mittels eines Lava™ CNC 500 Frässystem (Abb. 12) das Gerüst gefräst. Aus dieser Abbildung ist ersichtlich, dass das Frässystem für einen Einsatz in der Zahnarztpraxis ungeeignet ist, daher ist es sinnvoll, die Datenaufbereitung und die Herstellung des Gerüsts aus einer Hand vom Hersteller zu bekommen.



Abb. 12: Lava™ CNC 500 Frässystem (3M ESPE, Seefeld)

Nach der mikroskopischen Untersuchung auf Risse werden die so hergestellten Zirkonoxidkappchen (Abb. 13) zur Untersuchung auf Passgenauigkeit auf die präparierten Zähnen gesetzt.



Abb. 13: LAVA™-Zirkonoxidkappchen

5.3 Analyse des Klebespalts

Die Klebeverbindung wurde mittels Permadyne Garant™ 2:1 light-bodied simuliert, damit das Käppchen wieder entfernt werden und der Zahn für das nächste Käppchen wiederverwendet werden kann. Die Untersuchung des Klebe- und Randspalts durch Micro-CT führt zu Kontrastproblemen. Der Kontrast zwischen Keramik, Kleberersatz und Zahn ist für eine genaue Messung des Klebespalts unzureichend. Daher muss analog zu Boening et al. (2000), Molin und Karlsson (1993), Zartmann (2009), Eenhuis (2009), Wojahn (2007) und Lamprecht (2006) der Umweg über eine kontrastreiche, formstabile Innenabformung beschritten werden.

5.4 Durchführen der Innenabformung für die Dünnschnittproben

Um die Passgenauigkeit der Lava™-Kronenkäppchen zu erfassen, wurden folgende Schritte unternommen:

1. Einbringen von Permadyne Garant™ 2:1 light-bodied, eines Polyethers (3M ESPE, Seefeld) in die Lava™- Käppchen, die dann manuell mit leichtem Druck auf die Zahnstümpfe gesetzt werden (Abb. 14, Bild 1.1).
2. Nach der Abbindezeit wurden die Käppchen vom Stumpf entfernt und der Kleberersatz auf Luftblasen bzw. nicht ausgegossene Bereiche geprüft (Abb. 14, Bild 1.2).
3. Der durch das Entfernen des Stumpfes entstandene Hohlraum wurde mit Position™ Penta Quick, einem VPS (Vinyl Polysiloxan, 3M ESPE) ausgespritzt, damit die Formstabilität des Kleberersatzes gewährleistet wird.
4. Die Käppchen wurden von den Proben entfernt und die Proben gekennzeichnet (Abb. 14, Bild 1.3).

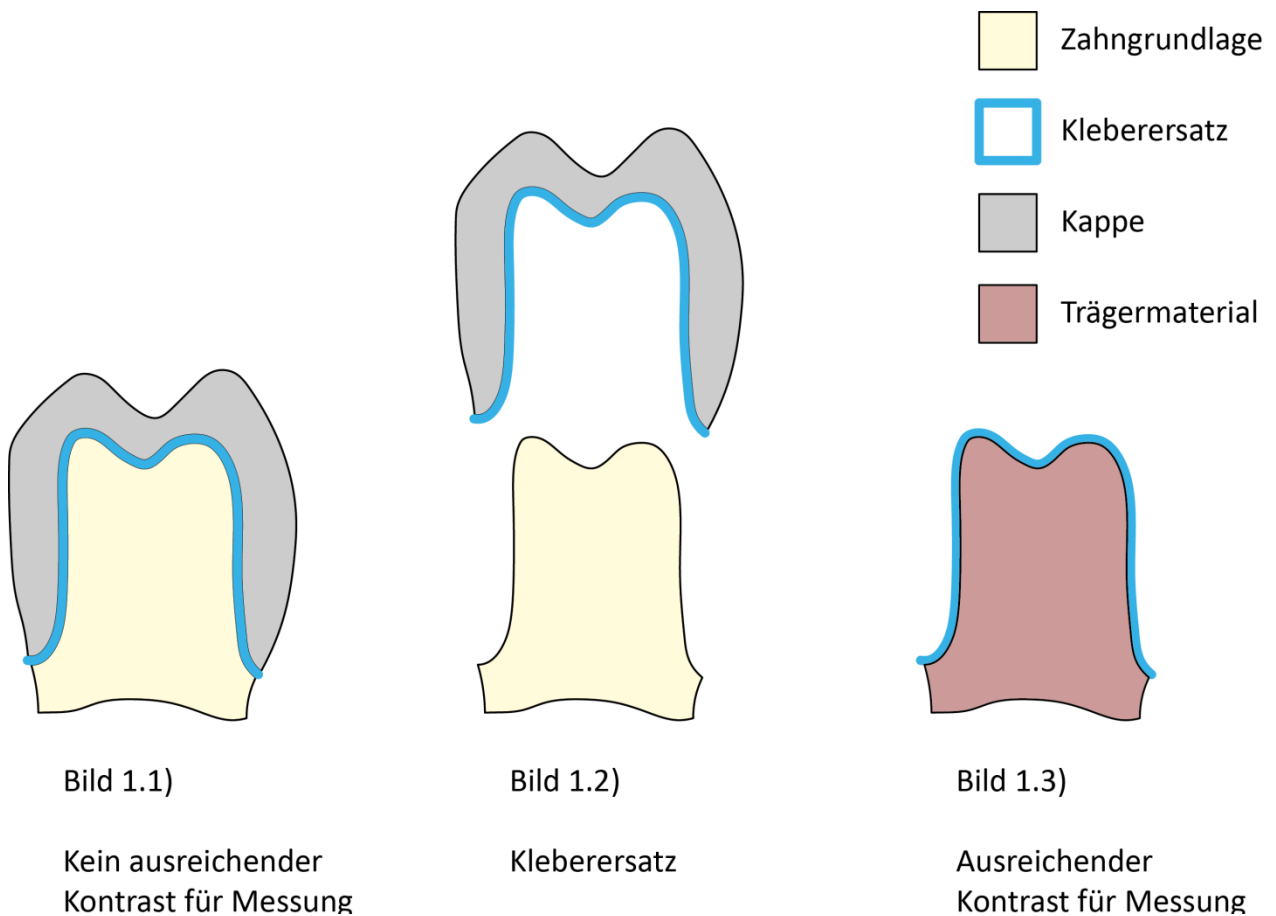


Abb. 14: Grafische Darstellung der Innenabformung des Klebe- und Randspalts

Durch den Umweg der Innenabformung kann es zum Einreißen der teilweise sehr dünnen Schicht Permadyne GarantTM light-body kommen. Auch können Luftblasen beim Einbringen des VPS als Trägermaterial entstehen, dies führt zu Versuchswiederholungen bzw. muss bei der Auswertung berücksichtigt werden. Abbildung 15 zeigt eine Probe.



Abb. 15: Probe (Innenabdruck plus Trägermaterial)

5.5 Scannen der Proben mit einem Micro-CT

Die Schichtdickenbestimmung wurde mittels Mikrofokus-Computertomograph V/tome/x s 240D der Fa. GE Sensing & Inspecting Technologies (phoenix/x-ray) (siehe Abb. 16) durchgeführt.



Abb. 16: Mikrofokus Computertomograph V/tome/x s 240D (Fa. GE Sensing & Inspecting Technologies – phoenix/x-ray) betrieben von der Firma Freudenberg Forschungsdienste SE & Co. KG in Weinheim betrieben

Die Proben wurden von dem Vollschutzgerät mit einer Röhrenspannung von 100 kV, einer Stromstärke von 160 μ A und einer Belichtungszeit von 333 ms pro Bild einzeln tomographiert. Das 3D-Modell jeder Probe wurde aus 1.800 Einzelbildern erzeugt, dazu wurde die Probe schrittweise um 0,2° gedreht. Bei der Aufnahme wurde ein Vorfilter aus einem 0,1 mm Kupferplättchen eingesetzt, das die Überbelichtung durch das Herausfiltern des weichen, wenig energiereichen Teils der Röntgenstrahlung vermeidet.

Die Bilder wurden im Maßstab 1:12,5 vergrößert und besitzen eine Auflösung von 16 μ m/Voxel. Abbildung 17 zeigt als Ergebnis den fertigen 3-D-Scan.

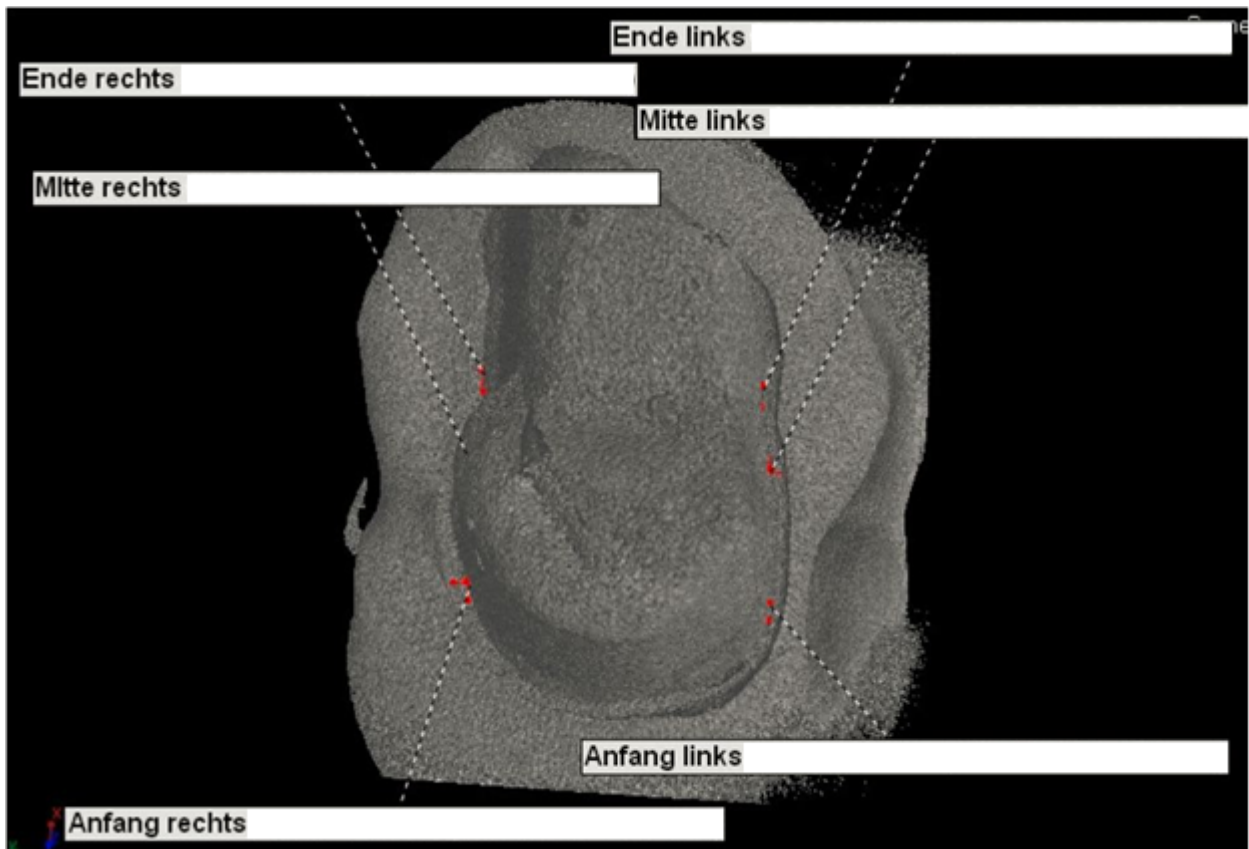


Abb. 17: Übersichtsbild der Schnittlagen mittels Mikro-CT 3D-Scan der Probe

Der Vorteil dieses Verfahrens gegenüber Dünnschnitten mit dem Kryomikrotom, wie es in ähnlichen Studien benutzt wurde, ist, dass jeder beliebige Schnitt gewählt werden kann. Bei vorher unentdeckten Fehlstellen, z.B. durch partielle Luftblase zwischen dem Trägersilikon und der eigentlichen Probe, kann durch geschickte Wahl der Schnittebenen sowie die Zerstörungsfreiheit der Prüfung die Probe exakt vermessen werden.

Zusammenfassend sind die Daten des Computertomograph aufgeführt:

- CT-Gewicht 3 Tonnen, Vollschutzgerät
- Röhrenspannung 10 kV bis max. 240 kV möglich
- Stromstärke von 5 bis 3.000 μ A möglich
- Bauteilgröße: max. 200 mm x 200 mm x 200 mm
- Bauteilgewicht: max. 10 kg
- Gerätesoftware: Datos/X 2.0

Zusammenfassung der Aufnahmedaten:

- Röhrenspannung: 100 kV
- Stromstärke: 160 μ A
- Belichtungszeit: 333 ms pro Bild
- Anzahl der Einzelbilder: 1.800, dies bedeutet schrittweise Drehung von $0,2^\circ$
- Eingesetzter Vorfilter: 0,1 mm Kupferplättchen
- Vergrößerung: 12,5-fach
- Auflösung: 16 μ m/Voxel

Die folgende Abbildung 18 zeigt das CT-Gerät links und die Probe in blau rechts.

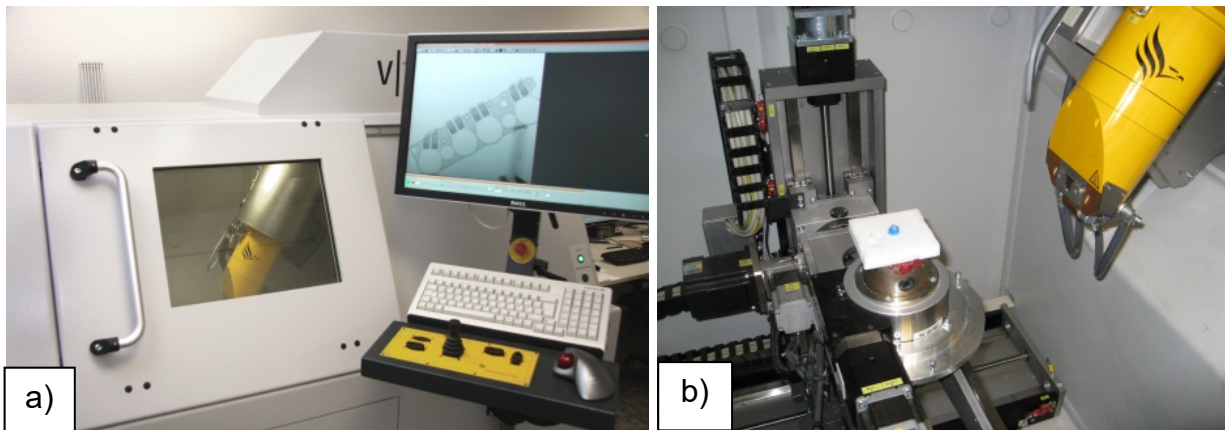


Abb. 18 a und b: Mikrofokus-CT-Gerät links und Detailaufnahme mit Probe rechts

5.6 Auswertung der Proben und Erfassung der Passgenauigkeit

Die Auswertung der CT-Daten zu einem CT-Volumenmodell wurde mit der Auswertungssoftware VG Studio MAX Release 2.2 der Fa. Volume Graphics GmbH durchgeführt.

Die Schnitte wurden weitestgehend senkrecht zur Probenwand gelegt, damit die Ungenauigkeiten bei der Messung der Klebspaltdicke minimiert werden. Je Probe wurden drei parallele Schnitte erzeugt. Diese Schnitte liegen unter der Bedingung der senkrechten Winkelstellung parallel möglichst weit auseinander. Ausgehend vom

Kronenrand wurden die Messpunkte in 0,5 mm Schritten bis 2 mm festgelegt. Es wurde coronal noch an drei weiteren Punkten gemessen.

Abbildung 19 zeigt exemplarisch die Anordnung der Messpunkte. Die weiteren Schnitte befinden sich im Anhang.

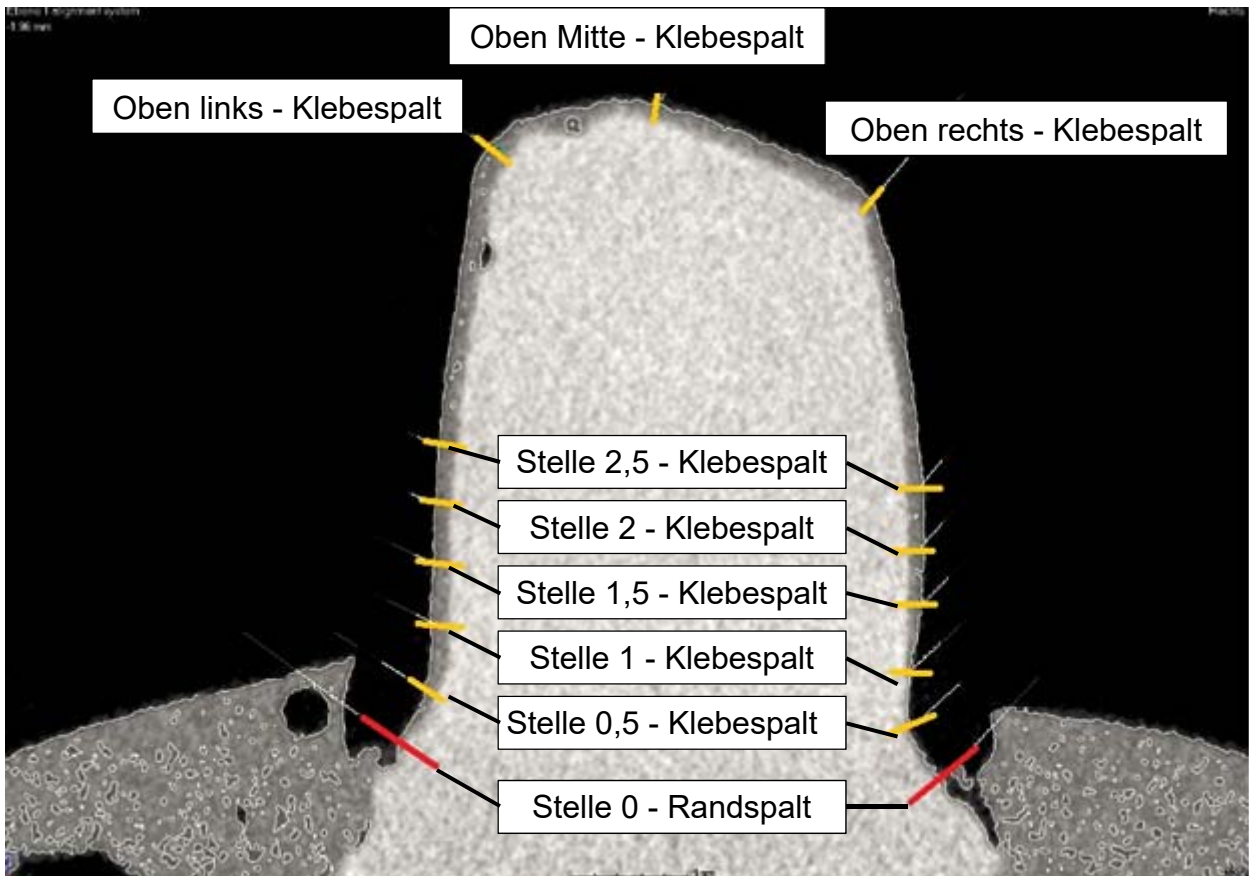


Abb. 19: Probe 1B Schicht 1, die rote Markierung zeigt den Randspalt, die gelben Markierungen die Messpunkte für den Klebespalt (in 0,5 mm Schritten, oben links, oben Mitte und oben rechts)

5.7 Auswertung der Messergebnisse

Die einzelnen Messwerte wurden nach deren Überprüfung im Tabellenkalkulationsprogramm Excel, Version 2010 (Microsoft, Redmond, Washington, USA) erfasst und ausgewertet. Zur Analyse der Messwerte sind die Mittelwerte und die Streubreiten der Messpunkte relevant. Die Auswertung erfolgte sowohl je Zahn als auch summarisch über alle Zähne. Auf Grund der geringen Stichprobengröße je Zahn und dem daher

fehlendem Nachweis der Normalverteilung wurde auf die Verwendung der Standardabweichung verzichtet und stattdessen die Streubreite (Max.-Min.) verwendet.

Anhand der Trennschärfe kann die mindest erforderliche Stichprobengröße zur genauen Bestimmung der Standardabweichung ermittelt werden (Minitab, 2010).

Laut Minitab (2010) ist die Trennschärfe in einem Hypothesentest die Wahrscheinlichkeit, mit der man einen signifikanten Effekt oder eine signifikante Differenz erkennt, sofern diese tatsächlich vorhanden sind. Die Trennschärfe ist die Wahrscheinlichkeit, mit der die Nullhypothese richtigerweise zurückgewiesen wird, wenn diese falsch ist.

In Abbildung 20 ist der Fall untersucht, dass ein Verhältnis der gemessenen Standardabweichung zur wahren Standardabweichung von 0,8 erkannt werden soll. Dies bedeutet der Fehler der Messung ist kleiner als 20 %. Die verschiedenen Kurven zeigen die Trennschärfewerte für 0,7; 0,8; 0,9 und 0,95. Soll der Unterschied mit 95 % erkannt werden ist ein Stichprobenumfang von 135 Käppchen erforderlich.

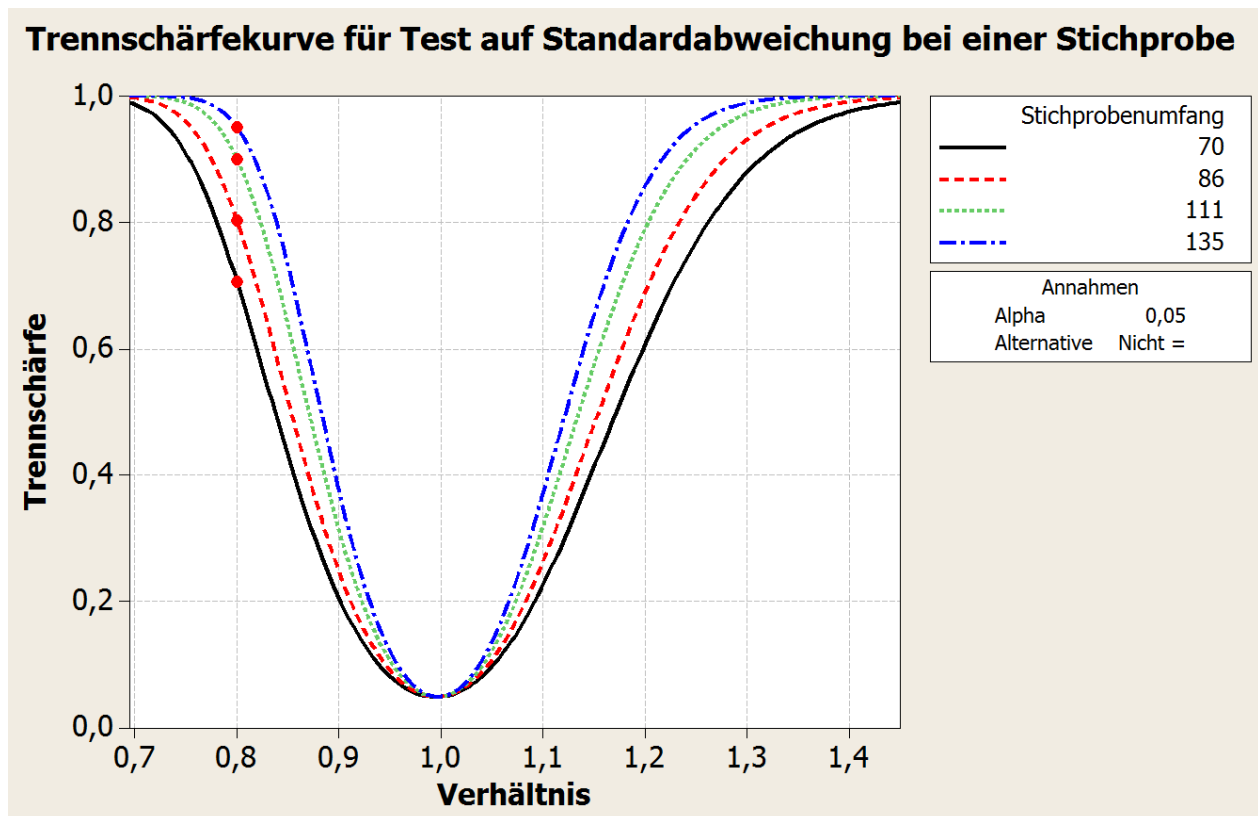


Abb. 20: Verhältnis der gemessenen zur wahren Standardabweichung von 0,8 (Minitab 2010)

Da die genaue Bestimmung der Standardabweichung in keinem sinnvollen Verhältnis zum Aufwand steht, wird zur qualitativen Beurteilung des Streuverhaltens auf die Streubreite (Range) zurückgegriffen. Die Streubreite ist die Differenz zwischen dem größten und kleinsten Messwert und gibt so einen Hinweis auf die Standardabweichung.

Der mittlere Gesamtpalt der halben Summe der in einem Schnitt gegenüberliegenden Spalte gibt zusätzlich die Möglichkeit, die Spalte ohne die Einsetzfehler (Verschiebung, Verkippung) zu beurteilen.

Da je Zahn drei Schnittebenen mit jeweils 15 Messpunkten untersucht wurden, ergibt sich mit sechs Zähnen eine Gesamtzahl der Messungen von 1.350 Messwerten. Zur einfacheren Analyse ist eine graphische Aufbereitung zwingend erforderlich.

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt mit Hilfe von Liniendiagrammen. Abbildung 21 zeigt die verschiedenen Arten der Messauswertungen.

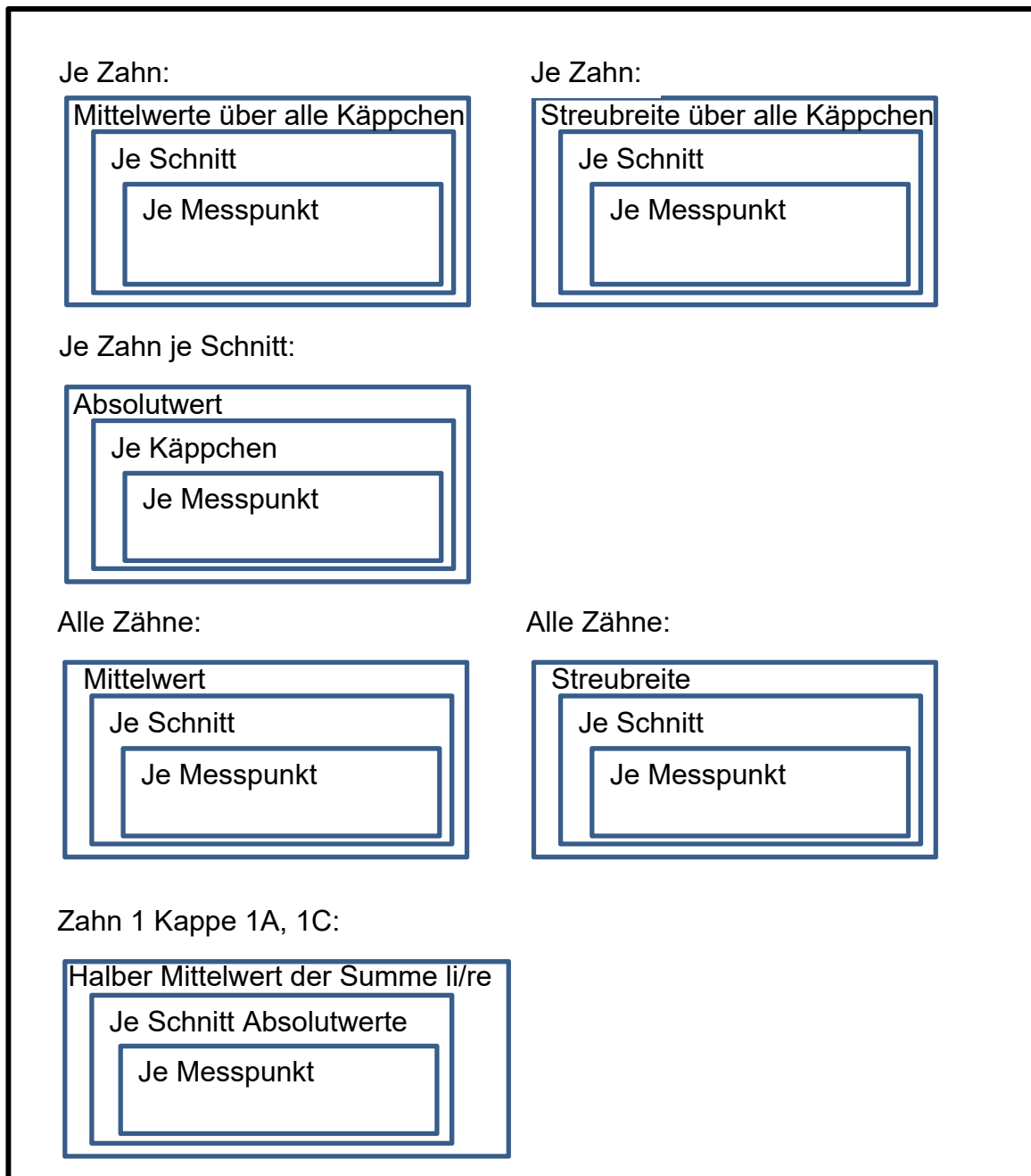


Abb. 21: Kategorien der Messauswertung

Aus der Beurteilung der graphisch dargestellten Ergebnisse kann das Randschlussverhalten und die Passgenauigkeit des LavaTM-Systems von 3M ESPE bewertet werden.

5.8 Literaturrecherche

Einen Überblick über das national und international veröffentlichte Studienmaterial wurde über das Internet mit Hilfe von Medline (Hersteller: National Library of Medicine, Bethesda/USA) gewonnen. Medline enthält Nachweise der internationalen Literatur aus allen medizinischen Bereichen, einschließlich der Zahn- und Veterinärmedizin, Psychologie und des öffentlichen Gesundheitswesens. Die Datenbank entspricht dem gedruckten Index Medicus und einigen anderen gedruckten Bibliografien. Die Quellen beinhalten in etwa 4.500 internationale Zeitschriften. Suchbar sind bibliografische Angaben, Deskriptoren (Deutsch, Englisch und Französisch) und Abstracts (etwa 75 %). Der Index Medicus enthält eine Liste von über 3.000 medizinischen Zeitschriften aus der ganzen Welt. Die National Library of Medicine wertet seit weit über 100 Jahren Zeitschriften aus dieser Liste aus, indem alle Artikel aus diesen Zeitschriften verschlagwortet werden. Diese Liste aller Schlagwörter (MESH = Medical Subject Heading) ist das beschreibende Element aller Artikel. Die Schlagwörter helfen dem Suchenden, wobei das Schlagwort selbst noch nicht einmal im betreffenden Artikel vorkommen muss. Jährlich wird eine geänderte Liste von im Index Medicus indizierten Zeitschriften veröffentlicht, auf der die Änderungen von Zeitschriftennamen, Neuerscheinungen und eingestellten Zeitschriften Berücksichtigung finden.

Der Umfang der vorhandenen Dokumente in Medline entspricht in etwa 14 Millionen Dokumenten (Stand: Juli 2008). Des Weiteren wurde die Literaturdatenbank Medline Alert genutzt. Diese wird auch von der National Library of Medicine hergestellt und enthält die neuesten Nachweise aus dem Gesamtbereich der Medizin und deren Randgebieten. Allerdings enthält diese Datenbank nur aktuelle Dokumente, die nach der Auswertung in die Datenbank Medline übernommen und dann aus Medline Alert entfernt werden.

Als weiteres Suchinstrument wurde PubMed benutzt. PubMed ist ein Service der National Library of Medicine und beinhaltet über 15 Millionen Zitate für medizinische Artikel und verfolgt die Daten bis 1950 zurück. Diese Zitate stammen im Wesentlichen von Medline, beinhalten aber zusätzlich andere wissenschaftliche Zeitschriften. PubMed liefert auch Verknüpfungen zu anderen Seiten des Internets, die online kostenlos Artikel zur Verfügung stellen.

Darüber hinaus wurden die folgenden Datenbanken des Deutschen Instituts für medizinische Dokumentation und Information (DIMDI) durchsucht.

Die DAHTA-Datenbank (Deutsche Agentur für Health Technology Assessment) enthält die in Deutschland erstellten HTA-Berichte und Projekte der DAHTA des DIMDI und anderen Institutionen im deutschen Gesundheitswesen. Zusätzlich werden aktuelle internationale HTA-Berichte mit der deutschen Übersetzung und ergänzenden Kommentaren angezeigt. Es können bibliografische Angaben und Abstracts seit 1995 in Deutsch, Englisch, Französisch und Spanisch gesucht werden.

EMBASE steht für Excerpta Medica DataBASE und Dokumente der internationalen medizinischen Literatur mit Schwerpunkt Europa aus der gesamten Humanmedizin und deren Randgebiete. Die Datenbank enthält alle Dokumente der Excerpta Medica Referatezeitschriften und zusätzliche Literatur, welche ungefähr 5.000 internationale Zeitschriften aus 70 Ländern beinhaltet. Suchbar sind bibliografische Angaben, Deskriptoren und, bei ca. 80 %, Abstracts. Die Daten werden bis 1974 zurückverfolgt. Der Umfang beträgt in über 12 Millionen (Stand 04/2008) Dokumente.

EMBASE alert ist eine „Vorab“-Datenbank zu EMBASE und enthält die aktuellsten Nachweise, die erst später vollständig indexiert in EMBASE aufgenommen werden. Sie wird täglich überarbeitet und enthält nur Dokumente der letzten acht Kalenderwochen.

Die Karger-Verlagsdatenbank enthält Literatur mit bibliografischen Angaben, Schlagwörtern und englischen Abstracts aus 77 internationalen Zeitschriften des Karger-Verlags. Zu allen Hinweisen stehen vollständige Originaltexte als PDF-Datei gegen eine Gebühr zur Verfügung. Die Artikel gehen bis 1998 zurück und die Datenbank hat einen Umfang von ca. 64.000 Dateien (Stand 04/2008).

Von diesen Artikeln mit den dort aufgeführten Autoren ausgehend, konnte ein weiterer Überblick über Experten auf diesem Gebiet gewonnen werden.

Des Weiteren kam die Suchhilfe Google Scholar zur Anwendung. Hierbei handelt es sich um eine wissenschaftliche Suchmaschine von Google Inc., welche zahlreiche wissenschaftliche Server nach wissenschaftlichen Arbeiten jeder Art und Fachbücher durchsucht. Sie sucht nach kostenlosen Dokumenten aus dem freien Internet und

kostenpflichtigen Angeboten. Seit 2006 gibt es neben dem englischsprachigen Suchdienst auch einen deutschen.

Als Suchbegriffe in den oben beschriebenen Datenbanken wurden neben dem Handels- und Herstellernamen unter anderem folgende Begriffe alleine oder in Kombination verwendet: Klebspalt, Randspalt UND Keramikkrone, crown margin, Passgenauigkeit Keramikkrone, precision ceramic crown, Zirkonoxid, zirconium oxide, Langlebigkeit Keramikkrone, longevity ceramic crown, CAD/CAM, Anforderung vollkeramische Systeme, requirements all ceramic crowns, Langzeiterfahrungen Keramikkrone.

Diese Suchstrategie resultierte in 23.274 Artikeln aus denen nach einer initialen Auslese 221 potentiell relevante Artikel zur weiteren Evaluation ausgesucht wurden.

Die auf diesem Weg gefundenen Abstracts und Literaturhinweise wurden nach weiterer möglicher Literatur durchsucht.

6. Ergebnisse

Die Ergebnisse gliedern sich in die Auswertungen je Zahn und die summarische Auswertung über alle Zähne. Zunächst werden die gesammelten Daten und dann die Diagramme dargestellt.

6.1 Randspalt und Klebespalt je Probe

In der Arbeit wird explizit zwischen Randspalt und Klebespalt unterschieden.

- Der Klebespalt ist der gesamte mit Klebstoff gefüllte Raum zwischen dem Zahn und der Kappe. Die Messung erfolgt im Schnitt senkrecht zur Zahnoberfläche.
- Der Randspalt ist der Klebespalt direkt am Ende der Kappe. Daher ist er aus medizinischer Sicht besonders relevant.

Die folgende Schnittdarstellung (Abb. 22) zeigt dies schematisch.

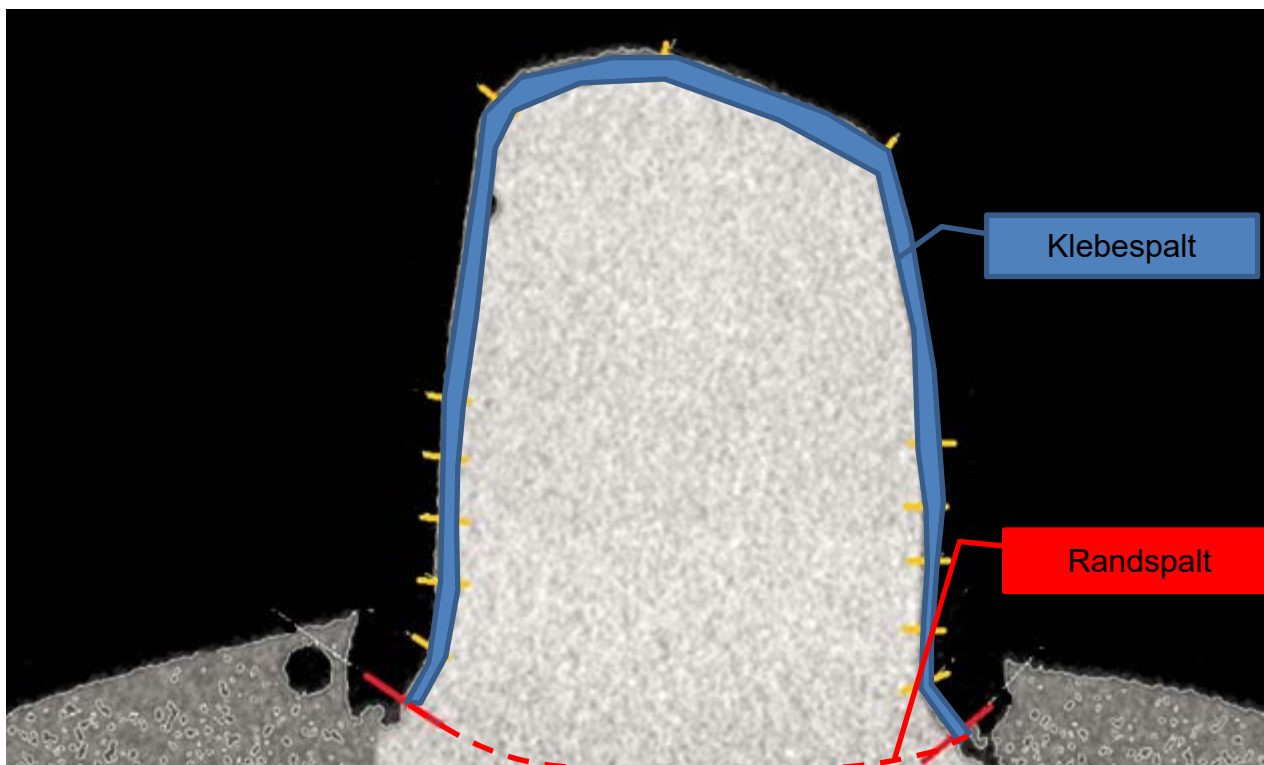


Abb. 22: Schematische Darstellung des Rand- und Klebespalts

Zur direkten Beurteilung von Randspalt und Klebespalt werden sowohl die Mittelwerte, Mediane, als auch die Streubreiten pro Zahn und Schnitt ermittelt. Da es nach Chu-Jung et al. (1992) und Utz et al. (1989) selbst bei großer Sorgfalt und standardisiertem Einsetzverfahren zu Fehlern durch Anpressdruck und Verkantungen kommen kann, wird auch der Gesamtpalt als Summe beider Spalten ermittelt.

Es folgen je Zahn die Messwerte je Schnitt für den Absolutwert, Minimalwert, Mittelwert, Median und Maximalwert.

Werte Zahn 1

Tab. 4: Messwerte Zahn 1 Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter

Zahn/Kappe	1/1A	Messpunkt														
		0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,04	0	0,01	0,06	0,05	0,04	0,10	0,10	0,20	0,18	0,17	0,17	0,13	0,05	0,05
Schnitt	2M	0	0,02	0	0,05	0,05	0,06	0,05	0,10	0,13	0,22	0,21	0,21	0,14	0,10	0,02
Schnitt	3E	0	0,02	0	0,03	0,03	0,03	0,05	0,06	0,16	0,22	0,19	0,17	0,16	0,12	0,02
Zahn/Kappe	1/1B	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,10	0,13	0,11	0,01	0,14	0,18	0,11	0,08	0,15	0,12	0,11	0,02	0	0
Schnitt	2M	0,05	0,05	0,10	0,14	0,12	0,12	0,10	0,13	0,09	0,07	0,03	0,05	0,02	0	0
Schnitt	3E	0,07	0,05	0,11	0,16	0,16	0,13	0,13	0,11	0,09	0,13	0,13	0,13	0,06	0	0
Zahn/Kappe	1/1C	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,08	0,15	0,18	0,18	0,20	0,09	0,11	0,12	0,18	0,17	0,13	0,07	0,01	0
Schnitt	2M	0	0,03	0,14	0,16	0,15	0,14	0,11	0,14	0,11	0,09	0,08	0,03	0	0	0
Schnitt	3E	0	0,07	0,05	0,09	0,12	0,13	0,06	0,13	0,10	0,13	0,10	0,04	0	0	0
Zahn/Kappe	1/1D	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,06	0,07	0,13	0,19	0,17	0,17	0,12	0,11	0,11	0,10	0,11	0,09	0	0,03	0
Schnitt	2M	0	0,07	0,13	0,15	0,16	0,14	0,15	0,12	0,07	0,09	0,05	0	0	0	0
Schnitt	3E	0,04	0,07	0,11	0,13	0,14	0,14	0,13	0,12	0,07	0,13	0,11	0	0	0	0
Zahn/Kappe	1/1E	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,06	0,24	0,25	0,21	0,25	0,21	0,12	0,06	0,07	0,08	0,03	0	0	0
Schnitt	2M	0,06	0,06	0,09	0,17	0,18	0,17	0,14	0,11	0,23	0,08	0,09	0,06	0	0	0
Schnitt	3E	0,05	0,07	0,09	0,16	0,16	0,18	0,15	0,43	0,16	0,08	0,09	0,03	0,02	0,02	0,05

Tab. 5: Statistische Kennwerte Zahn 1 für Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter

	Minimalwert	Mittelwert	Medianwert	Maximalwert
Randspalt (0 mm)	0,000 mm	0,017 mm	0,000 mm	0,070 mm
Klebespalt (0,5 mm- Mitte)	0,000 mm	0,098 mm	0,100 mm	0,430 mm

Abbildung 23 zeigt die Lage der Messschnitte (Abb. 23a) und die Lage der Messpunkte je Messschnitt (Abb. 23b) exemplarisch.

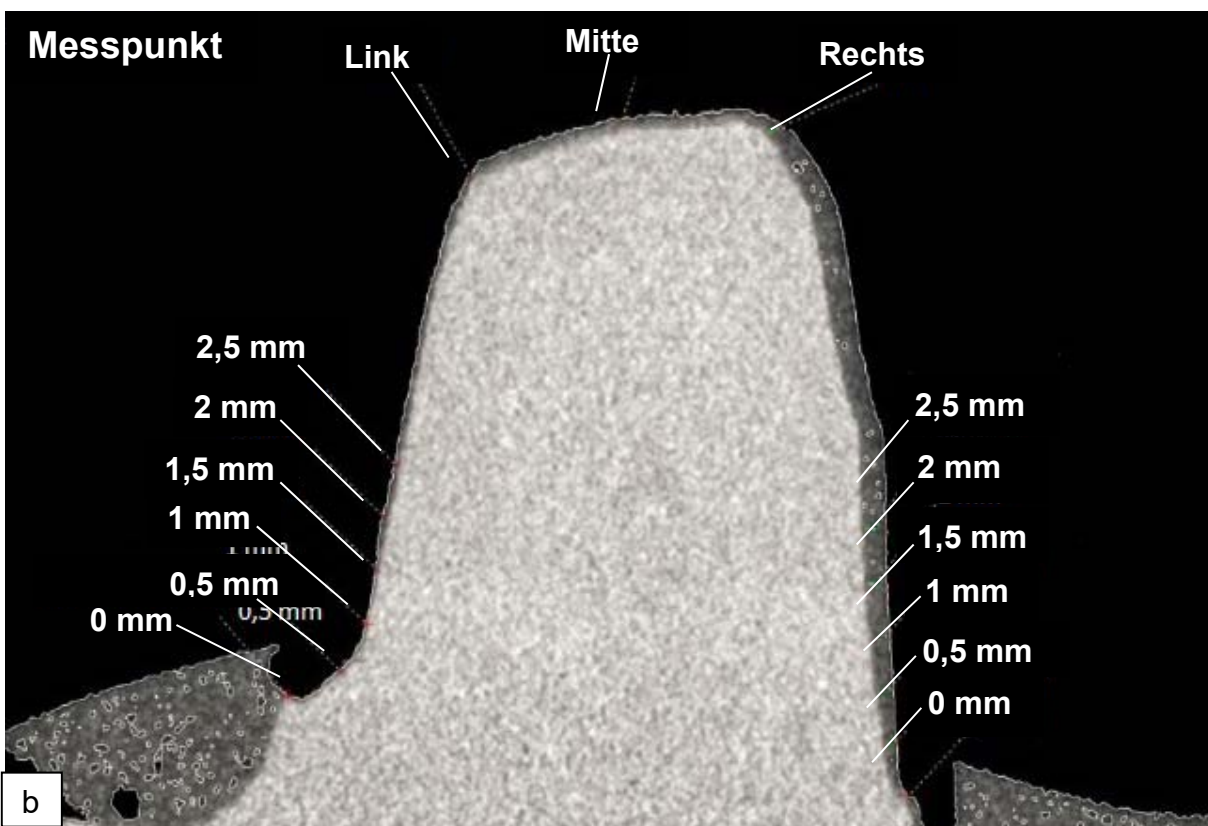
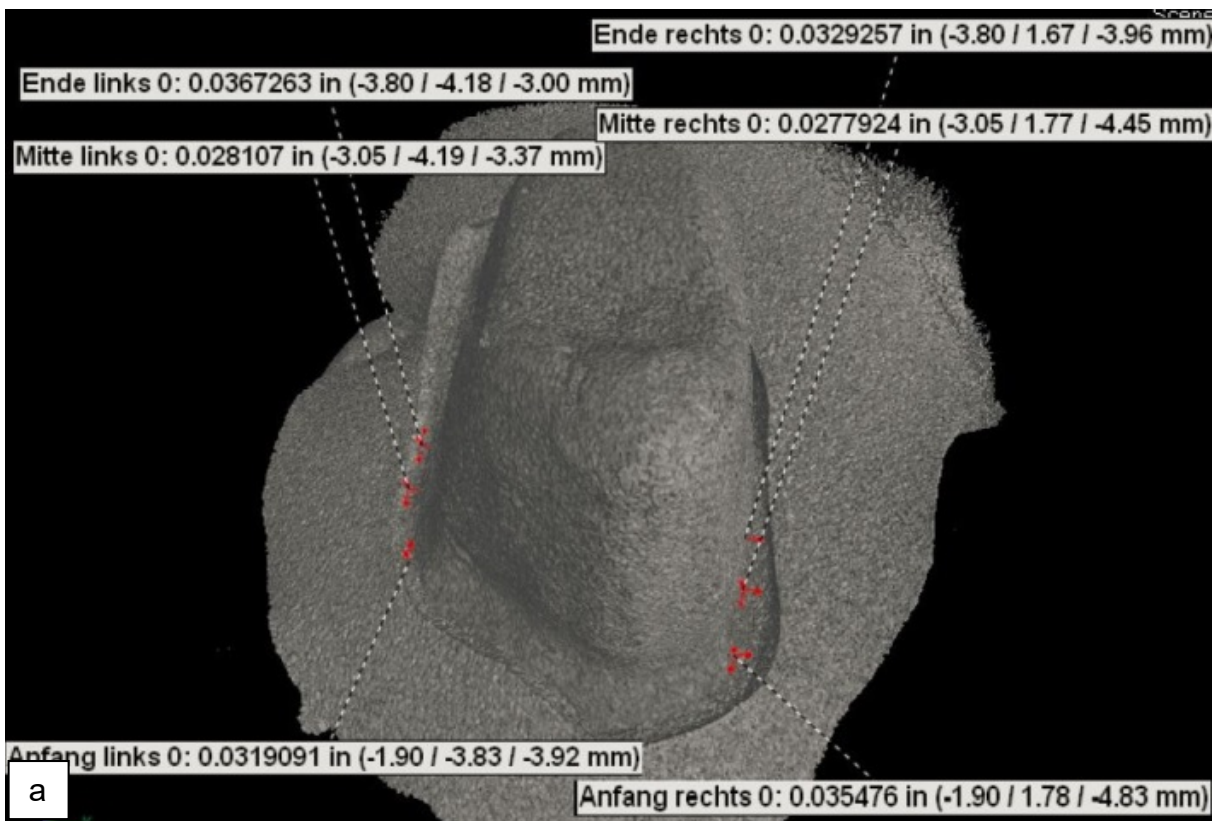


Abb. 23: a) Schnittebenen exemplarisch an Zahn 1, Probe 1A (Fa. Freudenberg) und b) Messpunkte exemplarisch an Probe 1A Schnitt 3 (Fa. Freudenberg)

Werte Zahn 2**Tab. 6:** Messwerte Zahn 2 Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

Zahn/Kappe	2/2A	Messpunkt														
		0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,02	0	0,04	0,09	0,08	0,17	0,17	0,14	0,18	0,18	0,14	0,12	0	0
Schnitt	2M	0	0	0	0	0,10	0,09	0,19	0,22	0,18	0,20	0,23	0,17	0,12	0,08	0
Schnitt	3E	0	0	0	0,02	0,03	0,03	0,05	0,10	0,19	0,20	0,20	0,18	0,13	0	0
Zahn/Kappe	2/2B	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,02	0,11	0,15	0,19	0,19	0,18	0,15	0,22	0,22	0,06	0,02	0	0	0	0
Schnitt	2M	0,04	0,08	0,14	0,19	0,19	0,18	0,20	0,14	0,12	0,05	0,08	0,08	0	0	0
Schnitt	3E	0	0,08	0,13	0,17	0,19	0,18	0,10	0,11	0,09	0,09	0,07	0,05	0	0	0
Zahn/Kappe	2/2C	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,01	0,13	0,20	0,20	0,22	0,18	0,14	0,26	0,03	0,05	0	0	0	0
Schnitt	2M	0	0,01	0,10	0,13	0,21	0,22	0,22	0,23	0,25	0,07	0,07	0,04	0	0	0
Schnitt	3E	0	0,06	0,14	0,18	0,20	0,20	0,18	0,16	0,04	0,00	0,03	0	0	0	0
Zahn/Kappe	2/2D	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,07	0,10	0,13	0,17	0,19	0,16	0,20	0,13	0,06	0,11	0,11	0,05	0	0	0
Schnitt	2M	0,04	0,04	0,11	0,17	0,17	0,19	0,16	0,22	0,11	0,02	0,02	0,02	0	0	0
Schnitt	3E	0,03	0,07	0,16	0,19	0,18	0,18	0,13	0,09	0,08	0,04	0,06	0,04	0,03	0,01	0
Zahn/Kappe	2/2E	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,05	0,01	0	0,09	0,12	0,12	0,08	0,16	0,14	0,01	0,15	0,14	0,10	0,01	0
Schnitt	2M	0	0	0	0	0,06	0,06	0,15	0,18	0,22	0,16	0,17	0,13	0,10	0,06	0
Schnitt	3E	0	0	0	0	0,05	0,06	0,16	0,19	0,20	0,21	0,19	0,20	0,16	0,09	0

Tab. 7: Statistische Kennwerte Zahn 2 für Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

	Minimalwert	Mittelwert	Medianwert	Maximalwert
Randspalt (0 mm)	0,000 mm	0,008 mm	0,000 mm	0,070 mm
Klebspalt (0,5 mm- Mitte)	0,000 mm	0,104 mm	0,100 mm	0,260 mm

Werte Zahn 3**Tab. 8:** Messwerte Zahn 3 Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

Zahn/Kappe	3/3A	Messpunkt														
		0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,03	0,03	0,04	0,12	0,12	0,13	0,15	0,07	0,14	0,16	0,16	0,14	0,16	0,13	0
Schnitt	2M	0,04	0,08	0,09	0,12	0,11	0,11	0,17	0,31	0,21	0,10	0,11	0,09	0,03	0,02	0
Schnitt	3E	0,06	0,06	0,07	0,11	0,16	0,13	0,08	0,22	0,21	0,12	0,10	0,06	0	0	0
Zahn/Kappe	3/3B	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,02	0,09	0,12	0,14	0,16	0,16	0,15	0,14	0,09	0,03	0,06	0,08	0	0	0,03
Schnitt	2M	0,02	0,08	0,10	0,11	0,20	0,30	0,17	0,15	0,15	0,07	0,06	0,04	0	0	0
Schnitt	3E	0	0,02	0,07	0,10	0,19	0,18	0,15	0,18	0,16	0,16	0,10	0,10	0,07	0,06	0
Zahn/Kappe	3/3C	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,11	0,11	0,13	0,18	0,18	0,20	0,19	0,16	0,10	0,09	0,08	0	0	0
Schnitt	2M	0	0,09	0,10	0,13	0,16	0,17	0,16	0,18	0,20	0,16	0,18	0,14	0,06	0	0
Schnitt	3E	0	0,09	0,12	0,19	0,22	0,21	0,20	0,18	0,19	0,10	0,07	0,03	0	0	0
Zahn/Kappe	3/3D	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,03	0,10	0,15	0,19	0,19	0,15	0,15	0,11	0,14	0,14	0,16	0,15	0	0
Schnitt	2M	0	0,06	0,08	0,17	0,17	0,20	0,16	0,20	0,18	0,05	0,02	0,01	0	0,02	0
Schnitt	3E	0,02	0,10	0,13	0,17	0,21	0,19	0,17	0,18	0,14	0,07	0,07	0,07	0,02	0,03	0
Zahn/Kappe	3/3E	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,05	0,12	0,16	0,17	0,22	0,22	0,19	0,19	0,07	0,04	0,04	0	0	0
Schnitt	2M	0,03	0,03	0,06	0,09	0,13	0,16	0,28	0,25	0,28	0,07	0,08	0,08	0	0,02	0
Schnitt	3E	0,04	0,04	0,07	0,18	0,21	0,22	0,22	0,13	0,14	0,07	0,11	0,08	0	0	0,02

Tab. 9: Statistische Kennwerte Zahn 3 für Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

	Minimalwert	Mittelwert	Medianwert	Maximalwert
Randspalt (0 mm)	0,000 mm	0,010 mm	0,000 mm	0,060 mm
Klebspalt (0,5 mm- Mitte)	0,000 mm	0,115 mm	0,120 mm	0,310 mm

Werte Zahn 4**Tab. 10:** Messwerte Zahn 4 Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

Zahn/Kappe	4/4A	Messpunkt														
		0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,02	0,06	0,03	0,09	0,09	0,09	0,06	0,07	0,13	0,13	0,13	0,11	0,01	0,03	0
Schnitt	2M	0,04	0,04	0,06	0,09	0,13	0,13	0,09	0,08	0,12	0,13	0,17	0,15	0,09	0,08	0
Schnitt	3E	0,05	0,09	0,09	0,16	0,16	0,17	0,14	0,09	0,26	0,26	0,25	0,24	0,17	0,11	0
Zahn/Kappe	4/4B	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,03	0,03	0,04	0,10	0,13	0,07	0,06	0,20	0,16	0,12	0,10	0,07	0,03	0,04	0,02
Schnitt	2M	0,05	0,00	0,06	0,13	0,16	0,11	0,11	0,13	0,11	0,15	0,16	0,11	0,07	0,05	0,02
Schnitt	3E	0,03	0,09	0,13	0,17	0,14	0,15	0,11	0,08	0,20	0,24	0,25	0,24	0,18	0,13	0
Zahn/Kappe	4/4C	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,03	0,08	0,11	0,11	0,12	0,09	0,16	0,12	0,08	0,09	0,07	0,02	0	0,03
Schnitt	2M	0,08	0	0,12	0,14	0,13	0,12	0,11	0,07	0,09	0,11	0,13	0,10	0,06	0	0,06
Schnitt	3E	0,04	0,09	0,10	0,15	0,17	0,18	0,17	0,06	0,27	0,27	0,26	0,20	0,15	0,1	0,03
Zahn/Kappe	4/4D	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,06	0,10	0,18	0,24	0,24	0,22	0,33	0,18	0,08	0,09	0,10	0,04	0,03	0,04	0,07
Schnitt	2M	0,04	0,06	0,14	0,19	0,18	0,20	0,14	0,13	0,15	0,05	0,04	0	0	0,03	0
Schnitt	3E	0,04	0,13	0,13	0,18	0,19	0,22	0,15	0,16	0,12	0,06	0,05	0,09	0	0,01	0
Zahn/Kappe	4/4E	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,04	0	0,08	0,11	0,10	0,09	0,13	0,15	0,15	0,13	0,16	0,14	0,03	0,07	0,05
Schnitt	2M	0,04	0,10	0,13	0,14	0,12	0,13	0,09	0,11	0,13	0,13	0,13	0,14	0,11	0,07	0,02
Schnitt	3E	0,06	0,08	0,12	0,12	0,13	0,13	0,13	0,13	0,24	0,21	0,20	0,22	0,16	0,10	0,04

Tab. 11: Statistische Kennwerte Zahn 4 für Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

	Minimalwert	Mittelwert	Medianwert	Maximalwert
Randspalt (0 mm)	0,000 mm	0,032 mm	0,035 mm	0,070 mm
Klebspalt (0,5 mm- Mitte)	0,000 mm	0,119 mm	0,120 mm	0,330 mm

Werte Zahn 5**Tab. 12:** Messwerte Zahn 5 Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

Zahn/Kappe	5/5A	Messpunkt														
		0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,04	0,08	0,12	0,19	0,23	0,22	0,20	0,14	0,14	0,21	0,20	0,19	0,15	0,13	0
Schnitt	2M	0,06	0,08	0,13	0,13	0,12	0,12	0,09	0,08	0,11	0,13	0,13	0,14	0,13	0,11	0
Schnitt	3E	0	0,04	0,06	0,13	0,11	0,08	0,04	0,07	0,06	0,10	0,09	0,11	0	0	0
Zahn/Kappe	5/5B	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,14	0,14	0,24	0,23	0,28	0,30	0,27	0,26	0,14	0,12	0,11	0,03	0,05	0
Schnitt	2M	0	0	0,07	0,13	0,18	0,18	0,18	0,14	0,13	0,01	0,08	0,01	0	0	0
Schnitt	3E	0,06	0,05	0,08	0,11	0,16	0,20	0,13	0,23	0,11	0,07	0,07	0,07	0	0,02	0
Zahn/Kappe	5/5C	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,08	0,09	0,20	0,20	0,19	0,14	0,11	0,12	0,15	0,16	0,15	0,10	0,06	0
Schnitt	2M	0	0,05	0,09	0,15	0,16	0,17	0,15	0,17	0,10	0,01	0,01	0,12	0,12	0,05	0
Schnitt	3E	0	0	0,06	0,09	0,14	0,12	0,08	0,09	0,13	0,09	0,09	0,09	0	0	0,04
Zahn/Kappe	5/5D	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0,11	0,14	0,22	0,21	0,23	0,18	0,08	0,10	0,09	0,10	0,10	0,03	0	0
Schnitt	2M	0	0	0,10	0,13	0,16	0,14	0,20	0,22	0,12	0,06	0,06	0,06	0,07	0	0
Schnitt	3E	0,05	0	0,06	0,13	0,14	0,14	0,09	0,09	0,08	0,07	0,07	0,06	0	0,01	0
Zahn/Kappe	5/5E	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,04	0,03	0,05	0,12	0,15	0,16	0,18	0,16	0,24	0,26	0,25	0,26	0,22	0,19	0,03
Schnitt	2M	0,01	0,05	0,08	0,13	0,13	0,14	0,17	0,22	0,24	0,17	0,17	0,14	0,14	0,06	0,03
Schnitt	3E	0,02	0,05	0,02	0,12	0,12	0,13	0,12	0,16	0,16	0,13	0,10	0,13	0,08	0,07	0,03

Tab. 13: Statistische Kennwerte Zahn 5 für Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

	Minimalwert	Mittelwert	Medianwert	Maximalwert
Randspalt (0 mm)	0,000 mm	0,014 mm	0,000 mm	0,060 mm
Klebspalt (0,5 mm- Mitte)	0,000 mm	0,117 mm	0,120 mm	0,300 mm

Werte Zahn 6**Tab. 14:** Messwerte Zahn 6 Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

Zahn/Kappe	6/6A	Messpunkt														
		0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,03	0,13	0,16	0,17	0,17	0,17	0,11	0,24	0,15	0,13	0,13	0,12	0,05	0,04	0,05
Schnitt	2M	0,05	0,12	0,17	0,17	0,17	0,16	0,12	0,13	0,10	0,11	0,11	0,09	0,03	0,06	0,05
Schnitt	3E	0,09	0,18	0,20	0,21	0,20	0,22	0,15	0,16	0,14	0,12	0,11	0,10	0,07	0,01	0,04
Zahn/Kappe	6/6B	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,04	0,02	0	0,12	0,12	0,14	0,10	0,11	0,25	0,15	0,16	0,15	0,14	0,03	0,02
Schnitt	2M	0,04	0,05	0,05	0,12	0,17	0,16	0,14	0,17	0,14	0,16	0,14	0,13	0,10	0,02	0,03
Schnitt	3E	0,05	0,09	0,12	0,13	0,10	0,13	0,27	0,22	0,14	0,13	0,14	0,11	0,10	0,04	0,04
Zahn/Kappe	6/6C	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0	0	0	0,09	0,11	0,11	0,13	0,11	0,20	0,18	0,18	0,18	0,17	0,14	0,01
Schnitt	2M	0	0,05	0,07	0,13	0,14	0,14	0,11	0,08	0,19	0,15	0,17	0,17	0,14	0,09	0
Schnitt	3E	0,04	0,07	0,14	0,11	0,12	0,14	0,12	0,19	0,11	0,15	0,15	0,15	0,16	0,06	0,03
Zahn/Kappe	6/6D	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,02	0,06	0,08	0,07	0,09	0,11	0,05	0,21	0,22	0,20	0,17	0,16	0,12	0,06	0,09
Schnitt	2M	0,04	0,07	0,08	0,08	0,11	0,11	0,07	0,16	0,18	0,16	0,16	0,14	0,08	0,07	0,07
Schnitt	3E	0,05	0,03	0,10	0,10	0,11	0,12	0,11	0,08	0,20	0,14	0,16	0,15	0,05	0,06	0,02
Zahn/Kappe	6/6E	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt	1	0,02	0,06	0,08	0,07	0,09	0,11	0,05	0,21	0,22	0,20	0,17	0,16	0,12	0,06	0,09
Schnitt	2M	0,06	0,14	0,15	0,18	0,19	0,20	0,19	0,01	0,15	0,17	0,18	0,16	0,16	0,12	0,04
Schnitt	3E	0,02	0,17	0,16	0,17	0,17	0,16	0,11	0,17	0,17	0,09	0,09	0,10	0,10	0,09	0

Tab. 15: Statistische Kennwerte Zahn 6 für Rand- und Klebspaltbreite in Millimeter

	Minimalwert	Mittelwert	Medianwert	Maximalwert
Randspalt (0 mm)	0,000 mm	0,038 mm	0,040 mm	0,090 mm
Klebspalt (0,5 mm- Mitte)	0,010 mm	0,127 mm	0,130 mm	0,220 mm

Die Messwerte aller Zähne entsprechen aus parodontaler und kariesprophylaktischer Sicht den Anforderungen.

Zusammengefasste Werte aller Zähne:**Tab. 16:** Statistische Kennwerte über alle Zähne für Rand- und Klebespaltbreite

	Minimalwert	Mittelwert	Medianwert	Maximalwert
Randspalt (0 mm)	0,000 mm	0,020 mm	0,000 mm	0,090 mm
Klebespalt (0,5 mm- Mitte)	0,000 mm	0,114 mm	0,120 mm	0,430 mm

Die folgende Tabelle zeigt die Mittelwerte aller Zähne über die verschiedenen Schnitte und Messpunkte.

Tab. 17: Mittelwerte des Rand- und Klebespalts über alle Zähne in Millimeter

	Messpunkt														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,021	0,060	0,094	0,144	0,150	0,158	0,149	0,150	0,154	0,128	0,129	0,112	0,067	0,039	0,018
2M	0,026	0,050	0,091	0,127	0,147	0,151	0,146	0,153	0,153	0,107	0,111	0,094	0,059	0,037	0,011
3E	0,030	0,065	0,094	0,132	0,147	0,149	0,129	0,146	0,147	0,129	0,123	0,108	0,062	0,038	0,012

6.2 Mittlerer Gesamtpalt

Der mittlere Gesamtpalt wird als halbe Summe der in einem Schnitt gegenüberliegenden Spalte an den jeweiligen Messungshöhen 0-2,5 mm ermittelt und mit den entsprechenden Absolutwerten verglichen. Als Beispiel ist dies für die Kappen 1A und 1C in den Tabellen 18 und 19 aufgeführt.

Tab. 18: Zahn 1 Kappe 1A Absolutwerte der Rand- und Klebespaltbreite und halber Gesamtpalt (links + rechts) in Millimetern

Schnitt	Messpunkt					
	0	0,5	1	1,5	2	2,5
1 1/1A links (absolut)	0,040	0	0,010	0,060	0,050	0,040
2M 1/1A links (absolut)	0	0,020	0	0,050	0,050	0,060
3E 1/1A links (absolut)	0	0,020	0	0,030	0,030	0,030
1 1/1A rechts (absolut)	0,050	0,050	0,13	0,170	0,170	0,180
2M 1/1A rechts (absolut)	0,020	0,100	0,14	0,210	0,210	0,220
3E 1/1A rechts (absolut)	0,020	0,120	0,16	0,170	0,190	0,220
1/1A Halber Gesamtpalt	0,045	0,025	0,070	0,115	0,110	0,110

Tab. 19: Zahn 1 Kappe 1C Absolutwerte der Rand- und Klebespaltbreite und halber Gesamtpalt (links + rechts) in Millimetern

Schnitt	Messpunkt					
	0	0,5	1	1,5	2	2,5
1 1/1C links (absolut)	0	0,080	0,150	0,180	0,180	0,200
2M 1/1C links (absolut)	0	0,030	0,140	0,160	0,150	0,140
3E 1/1C links (absolut)	0	0,070	0,050	0,090	0,120	0,130
1 1/1C rechts (absolut)	0	0,010	0,070	0,130	0,170	0,180
2M 1/1C rechts (absolut)	0	0	0	0,030	0,080	0,090
3E 1/1C rechts (absolut)	0	0	0	0,040	0,100	0,130
1/1C Halber Gesamtpalt	0	0,045	0,110	0,115	0,175	0,190

6.3 Graphische Darstellung der Ergebnisse

Die Ermittlung der Maximal-, Minimal- und Mittelwerte gibt zwar einen Überblick über die gewonnenen Daten, erlaubt aber nur geringe Aufschlüsse über die wesentlichen Eigenschaften der Messwerte, wie die Symmetrie der Verteilung, die Lage der zentralen Tendenz oder Variabilität der Werte. Hier helfen Liniendiagramme, eine bessere Gesamteinschätzung der Daten und eine Beurteilung der allgemeinen Passgenauigkeit und des Randschlussverhaltens vorzunehmen. Sie geben auch eine Aussage über die Unterschiede zwischen den einzelnen Schnitten sowie der rechten und linken Seite.

Die Messstellen je Zahn und für alle Zähne beziehen sich auf folgende Werte:

- Mittelwert
- Median
- Absolutwerte je Schnitt
- Streubreite

Da der Mittelwert bei kleinen Stichproben sensibler auf Ausreißer reagiert als der Median, unterscheiden sich beide Kurven im Falle einer großen Streubreite deutlich.

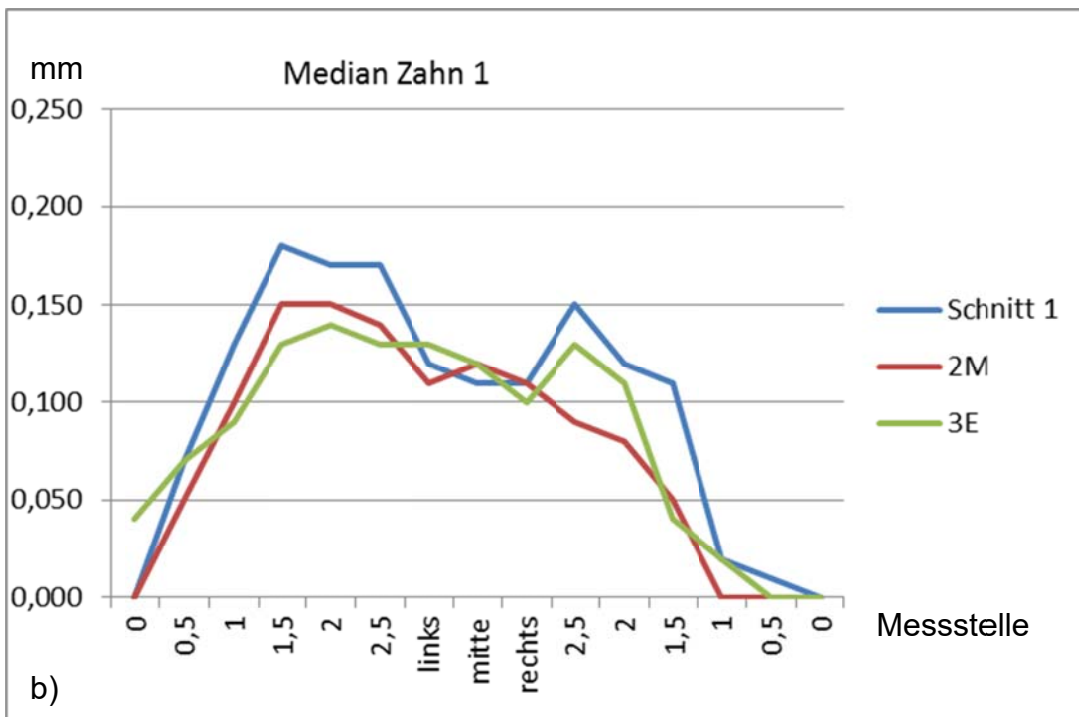
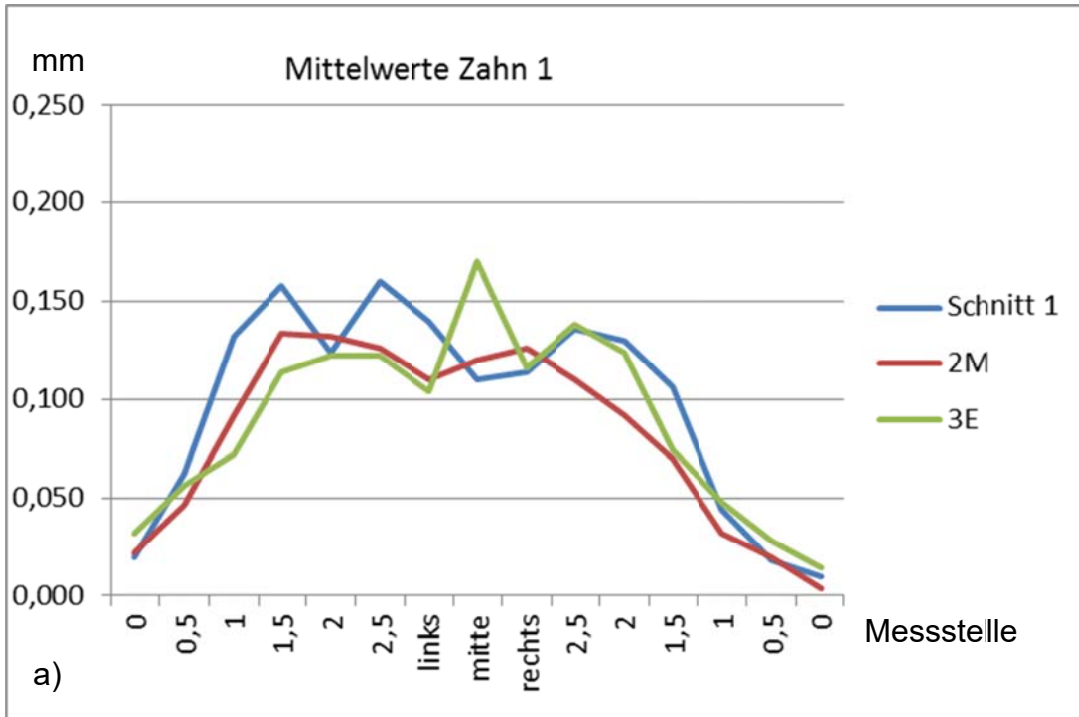
Zahn 1

Abb. 24: Liniendiagramme Zahn 1 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 1; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 1. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 24 a)

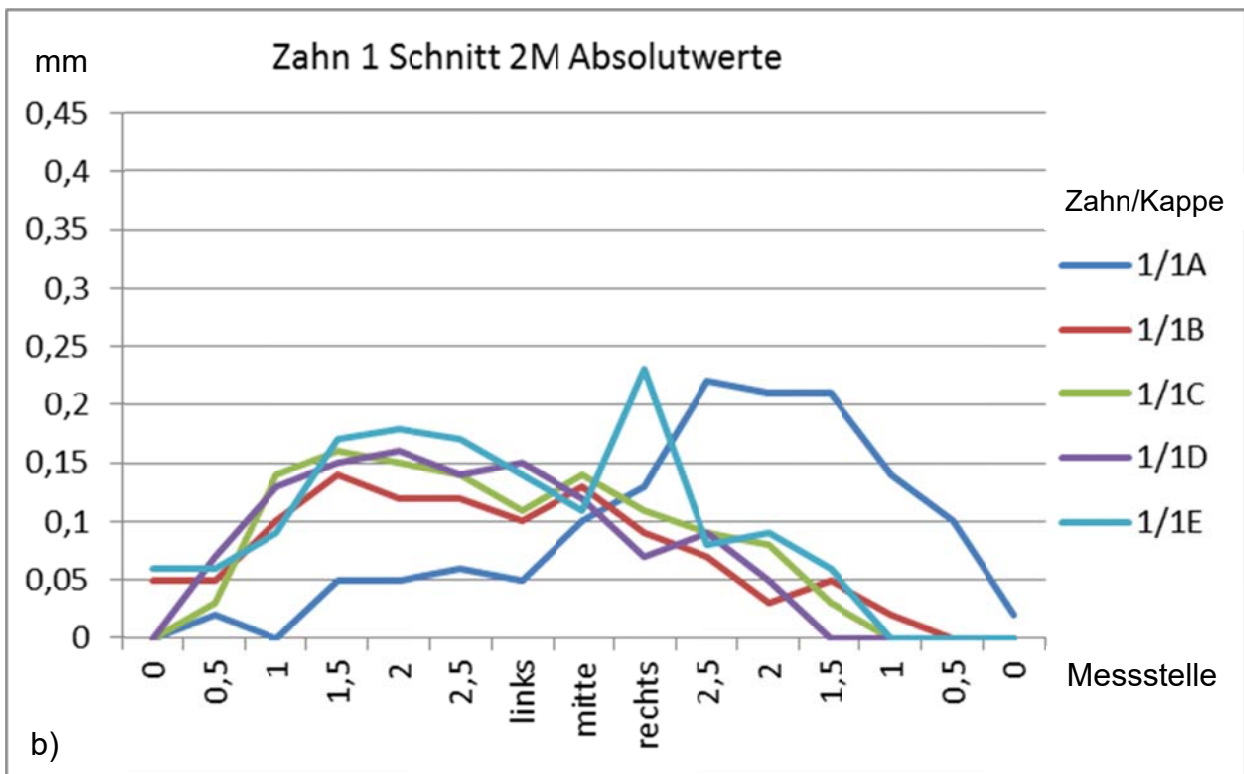
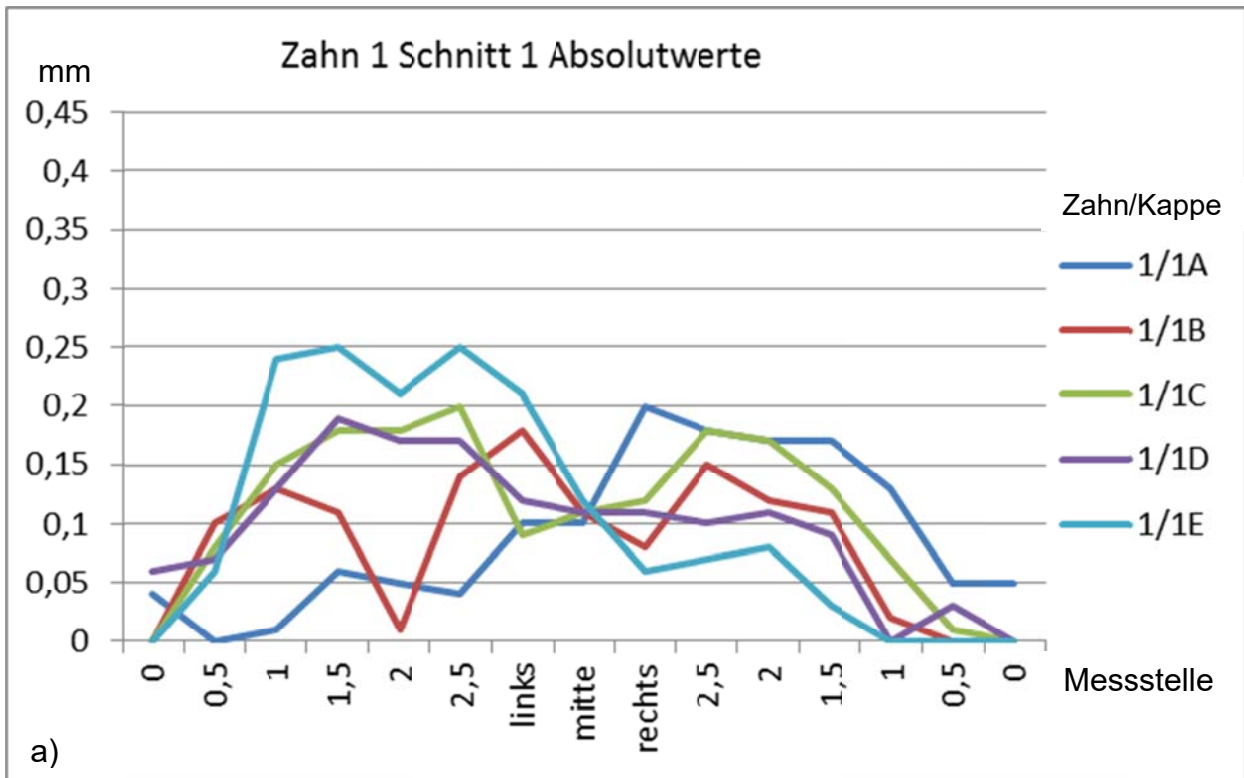


Abb.25: Liniendiagramme Zahn 1 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 1. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M

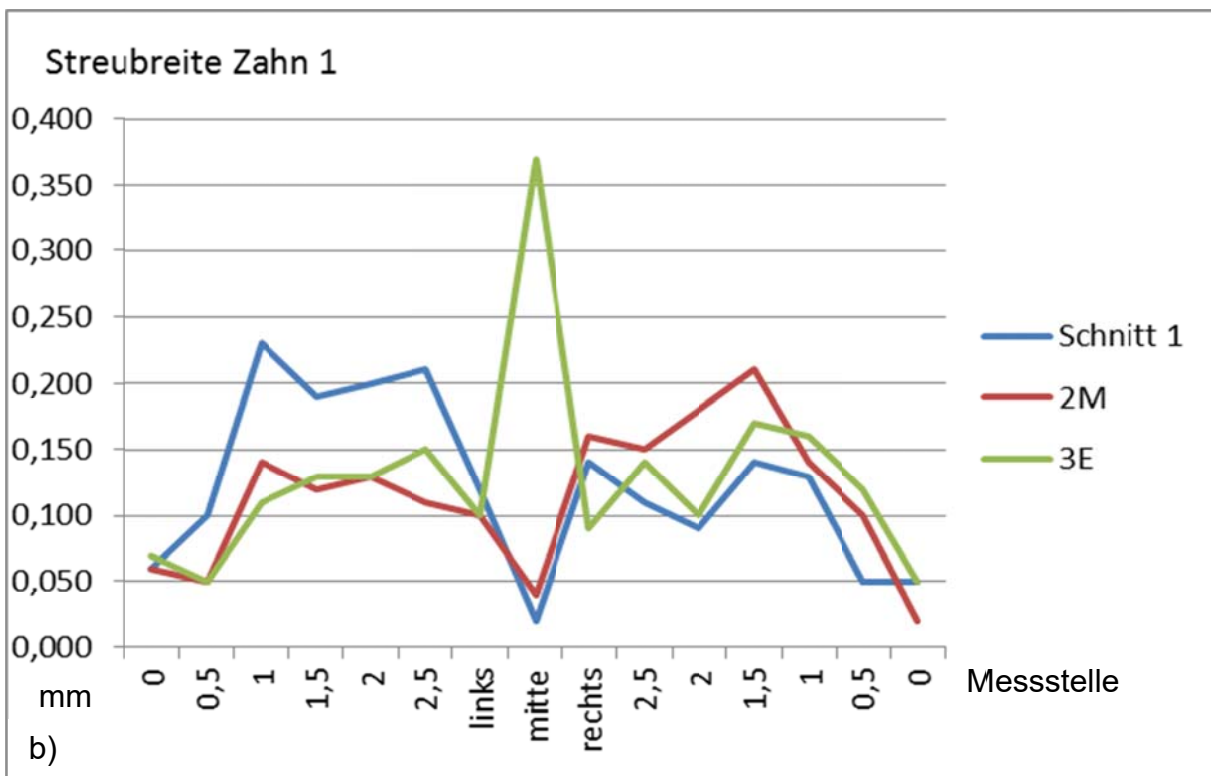
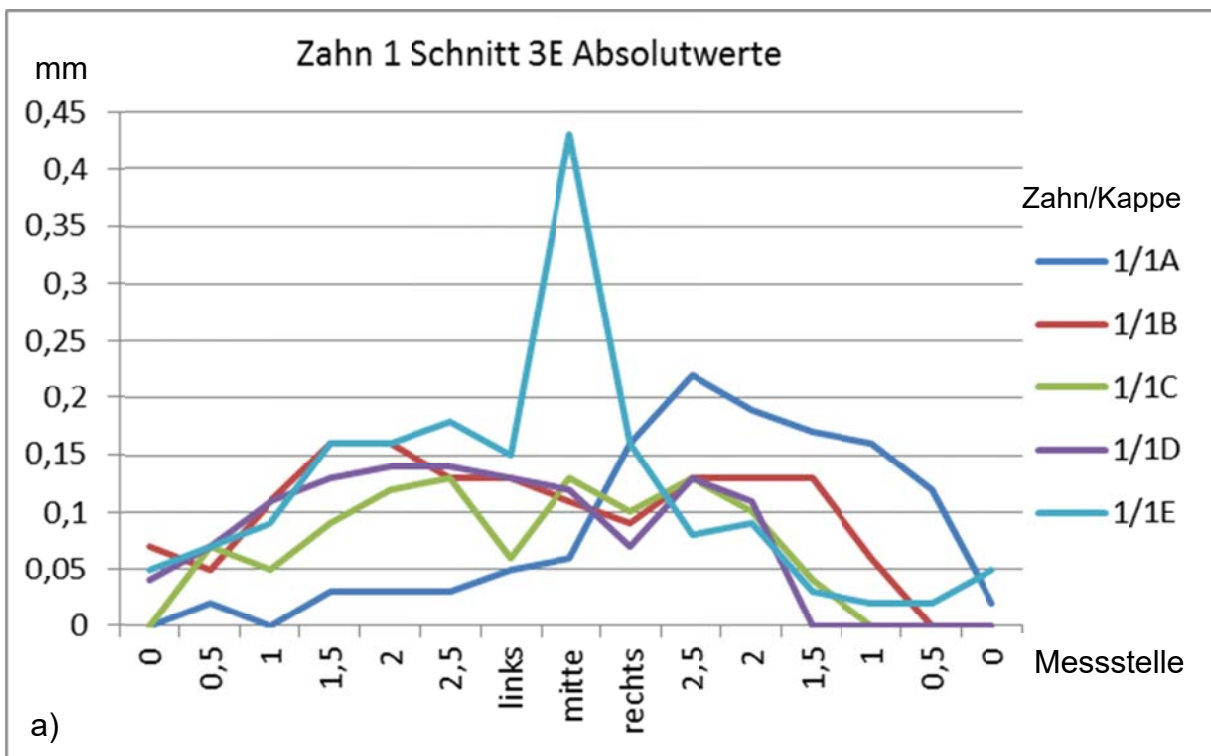


Abb. 26: Liniendiagramme Zahn 1 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 1. b) Streubreite Zahn 1 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3.

Abbildung 24 a) zeigt die Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 1. Die blaue Linie zeigt die Werte von Schnitt 1 durch Zahn 1, die rote von Schnitt 2, den mittleren Schnitt (2M = 2 Mitte) und die grüne von Schnitt 3. Die X-Achse zeigt den Messpunkt. Die Y-Achse zeigt den Mittelwert der Spaltbreite in Millimeter.

Abbildung 24 b) zeigt den Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 1. Die Schnitte und Farben werden wie im Graph für die Mittelwerte verwendet. Die X-Achse zeigt den Messpunkt. Die Y-Achse zeigt den Median der Spaltbreite in Millimeter.

Abbildung 25 a) zeigt den Absolutwert für die Spaltbreite je Käppchen von Zahn 1 im Schnitt 1 und vergleicht diese. 1/1A steht für Zahn 1/Käppchen 1A. Abbildung 25 b) und Abbildung 26 a) zeigen dies jeweils für Schnitt 2M und 3E (E = Ende).

Abbildung 26 b) zeigt die Streubreite (Max.-Min.) über die Käppchen 1A-1E je Schnitt und Messpunkt wie in den Diagrammen a) und b).

Im Folgenden sind die Diagramme für die Zähne 2-6 in gleicher Logik dargestellt.

Zahn 2

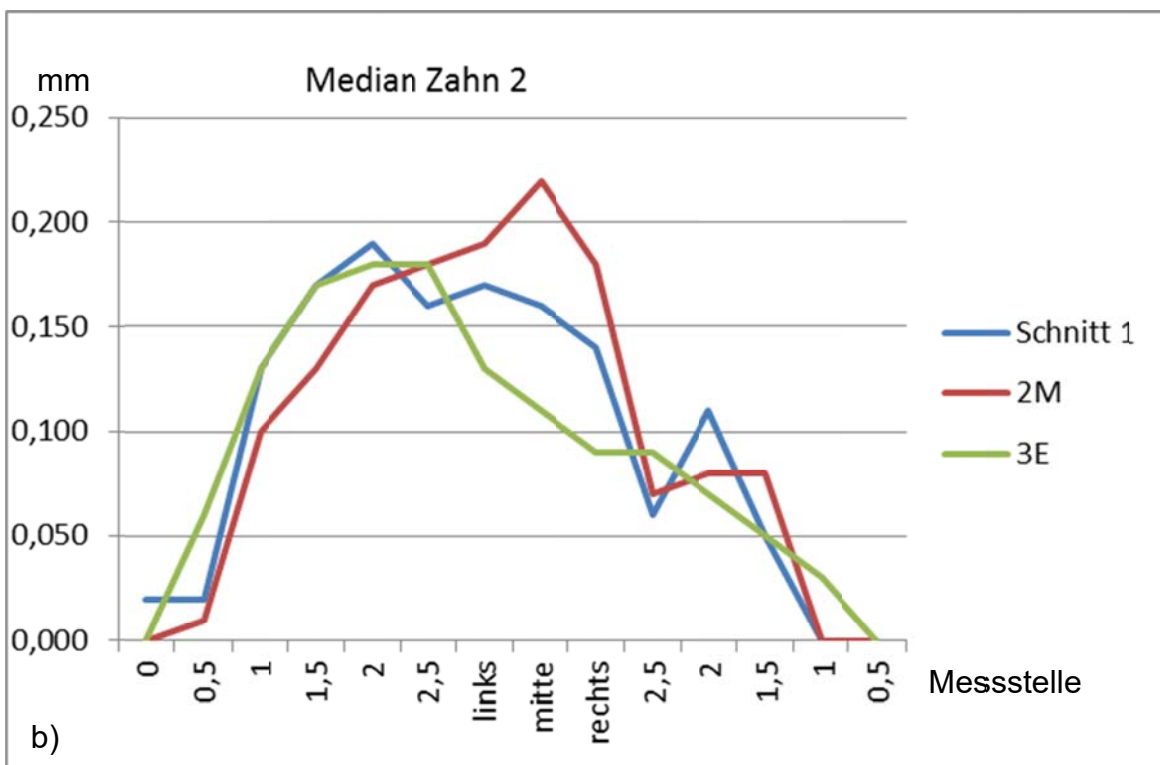
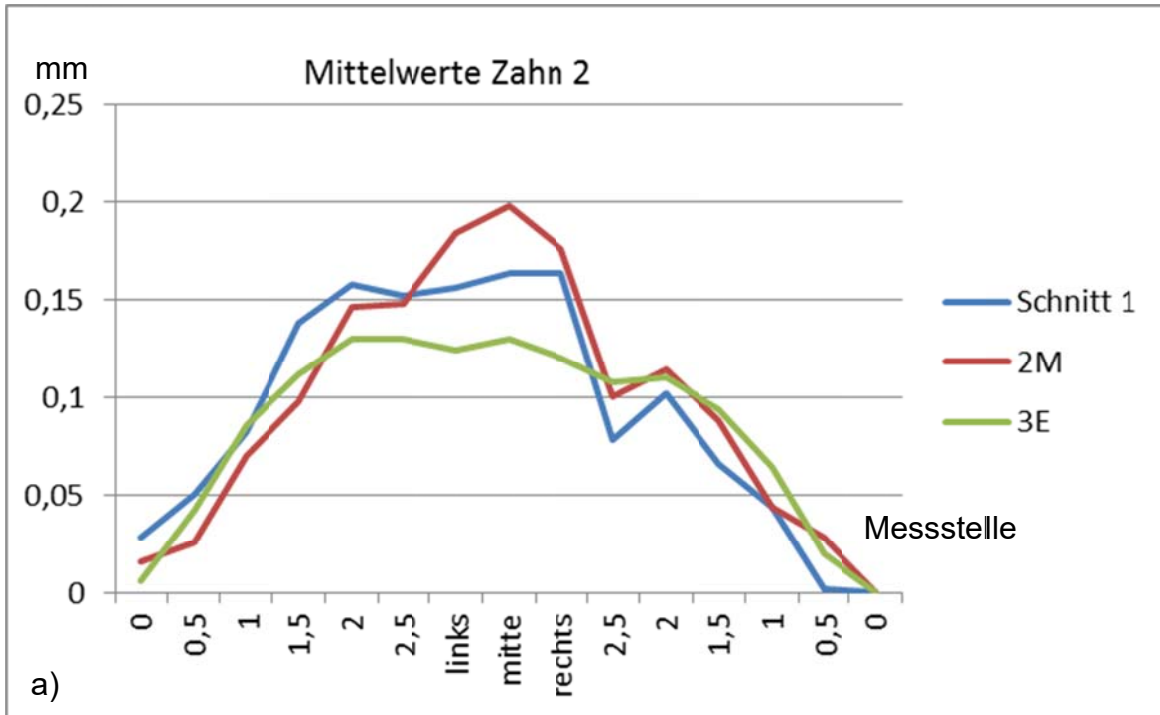


Abb. 27: Liniendiagramme Zahn 2 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 2; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 2. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 27 a)

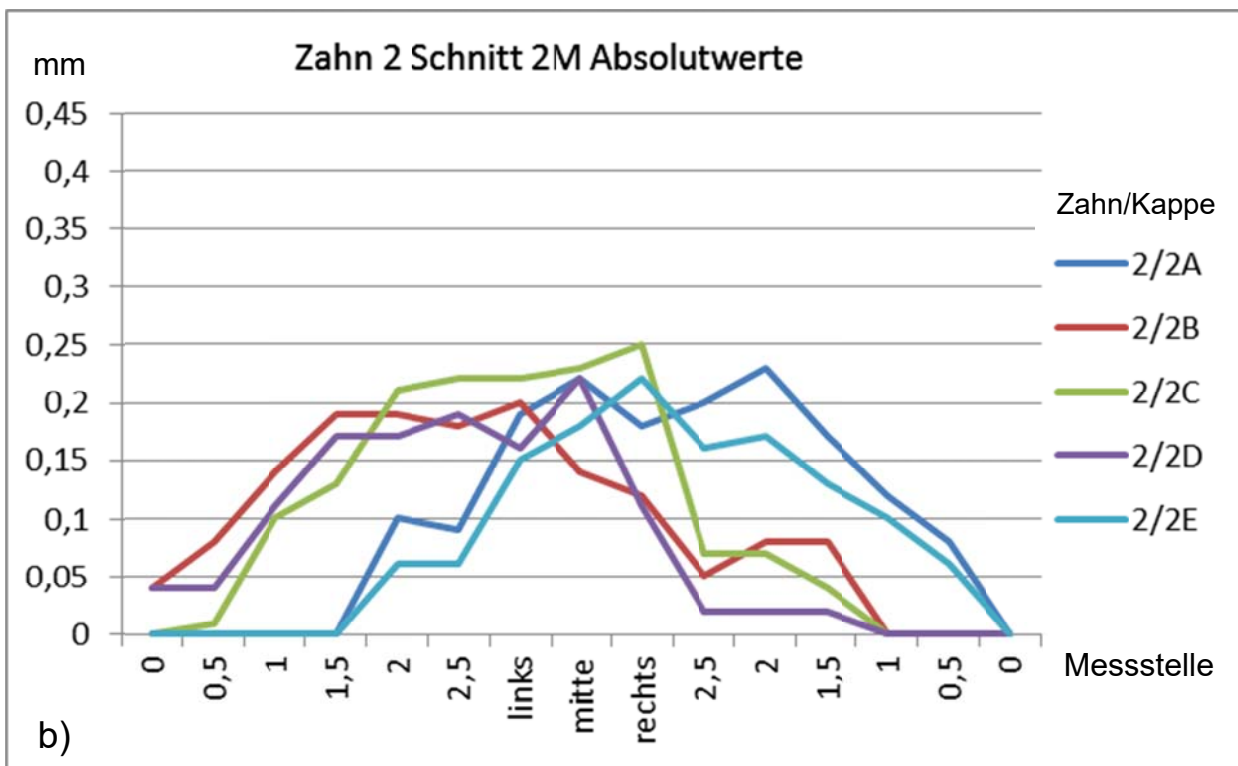
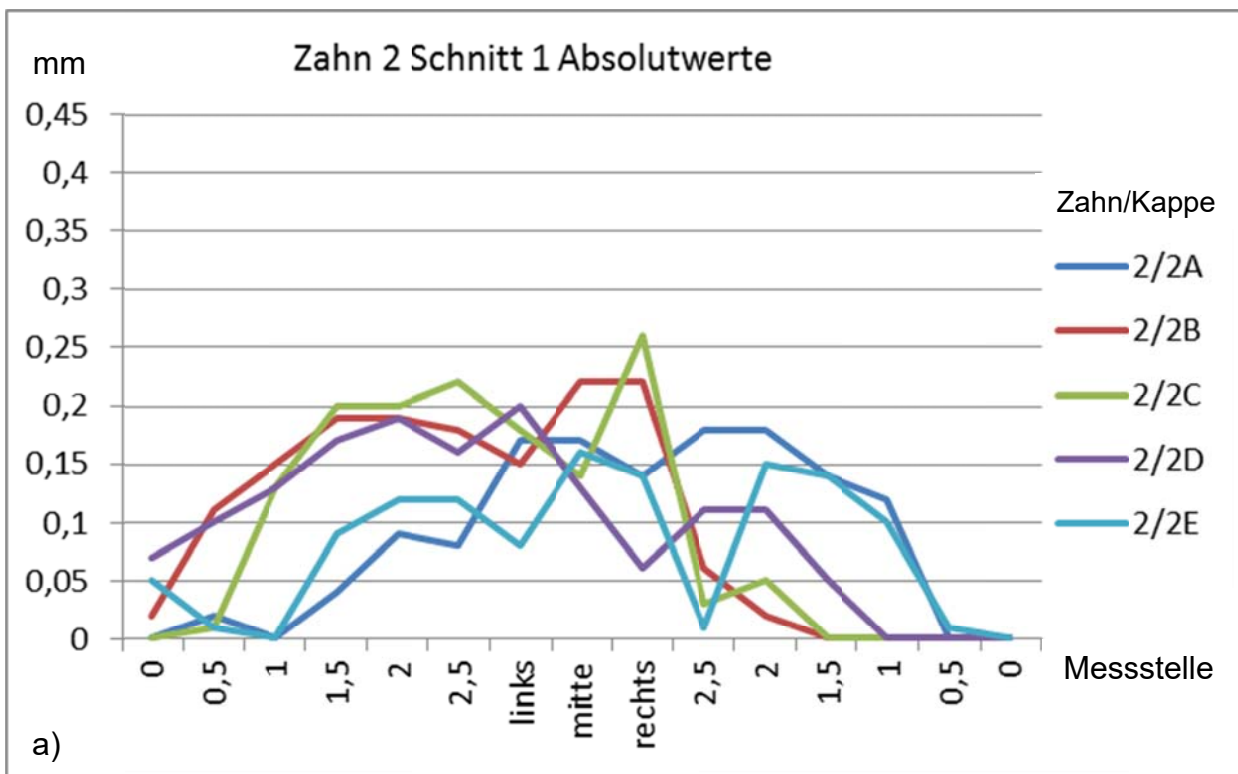


Abb. 28: Liniendiagramme Zahn 2 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 2. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M

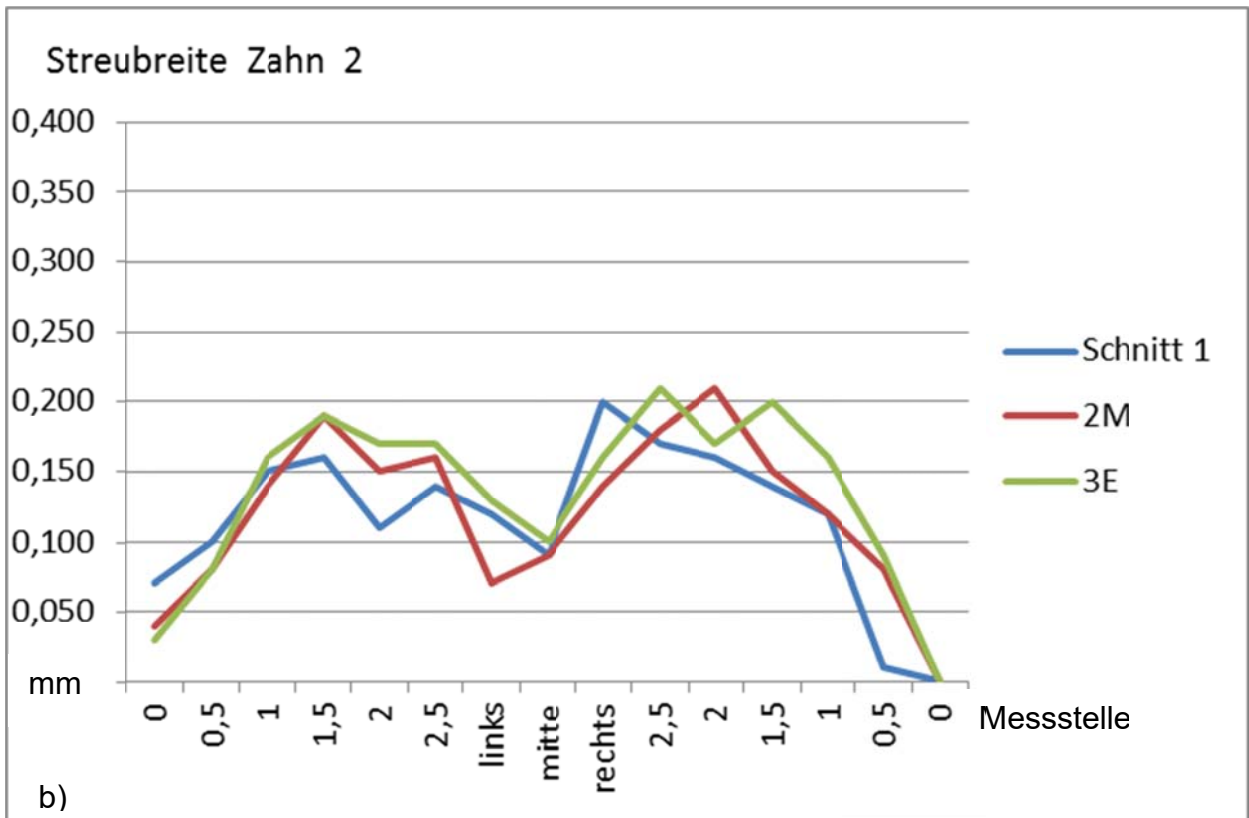
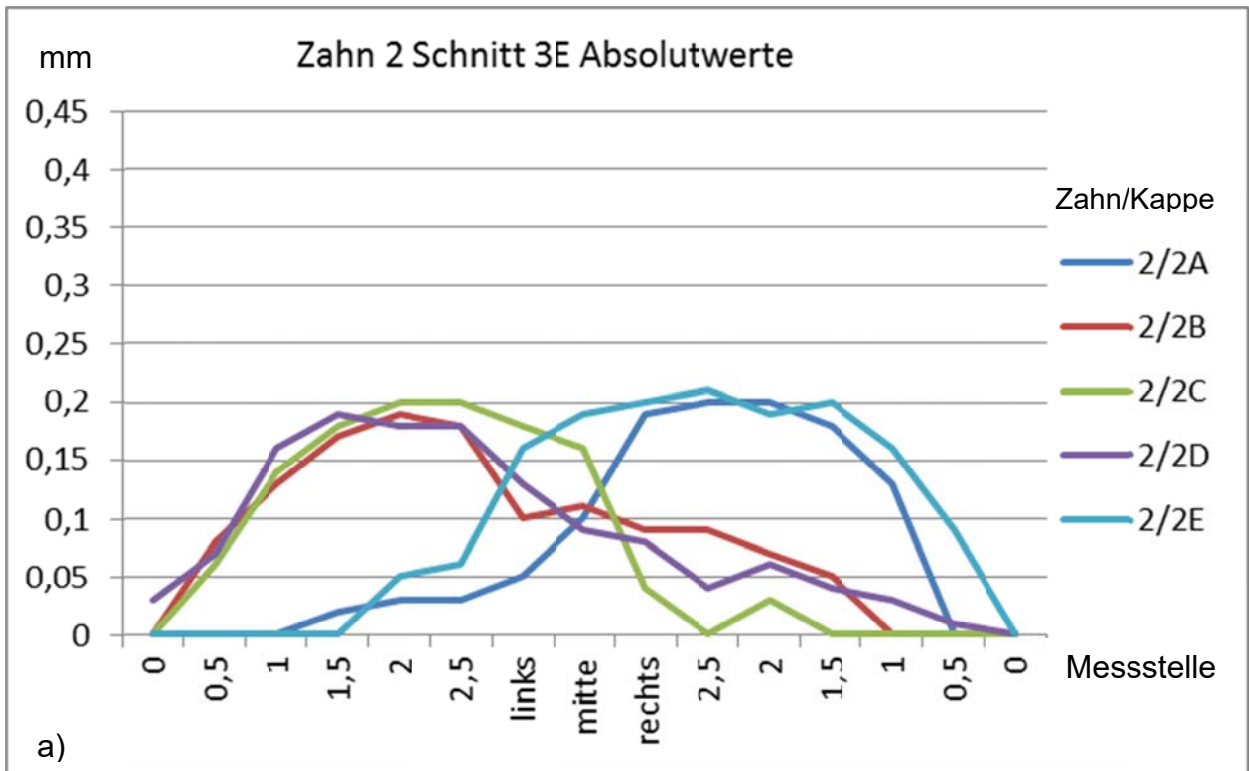


Abb. 29: Liniendiagramme Zahn 2 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 2. b) Streubreite Zahn 2 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3.

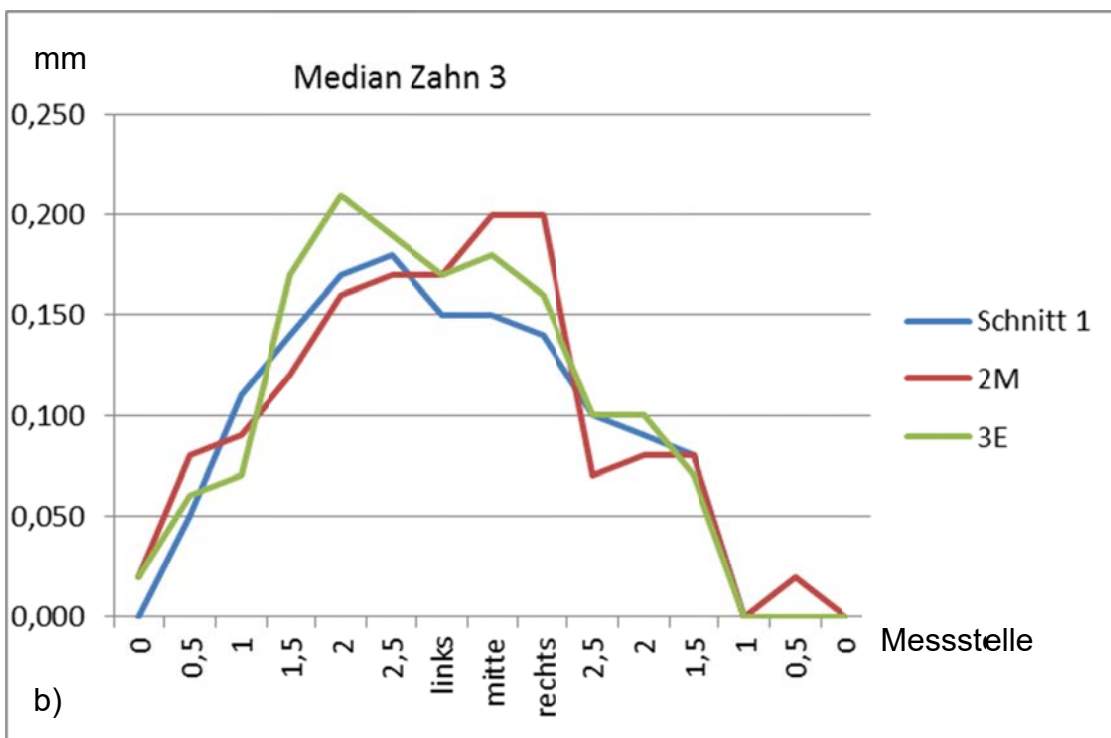
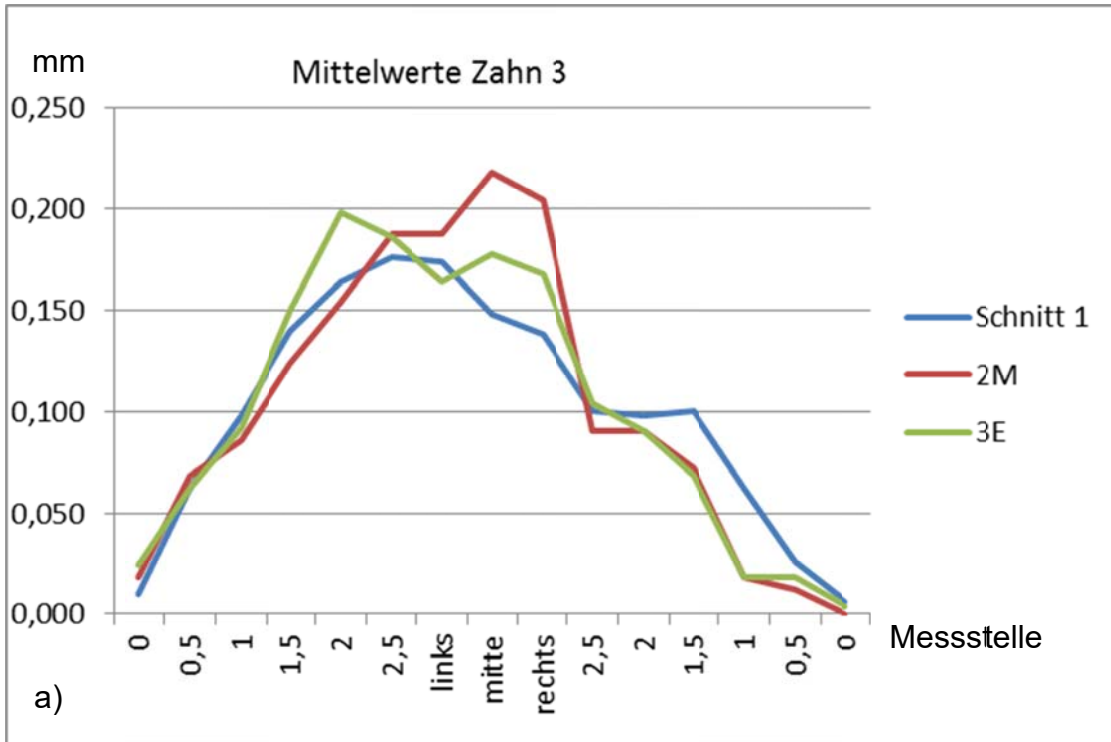
Zahn 3

Abb. 30: Liniendiagramme Zahn 3 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 3; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 3. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 30 a)

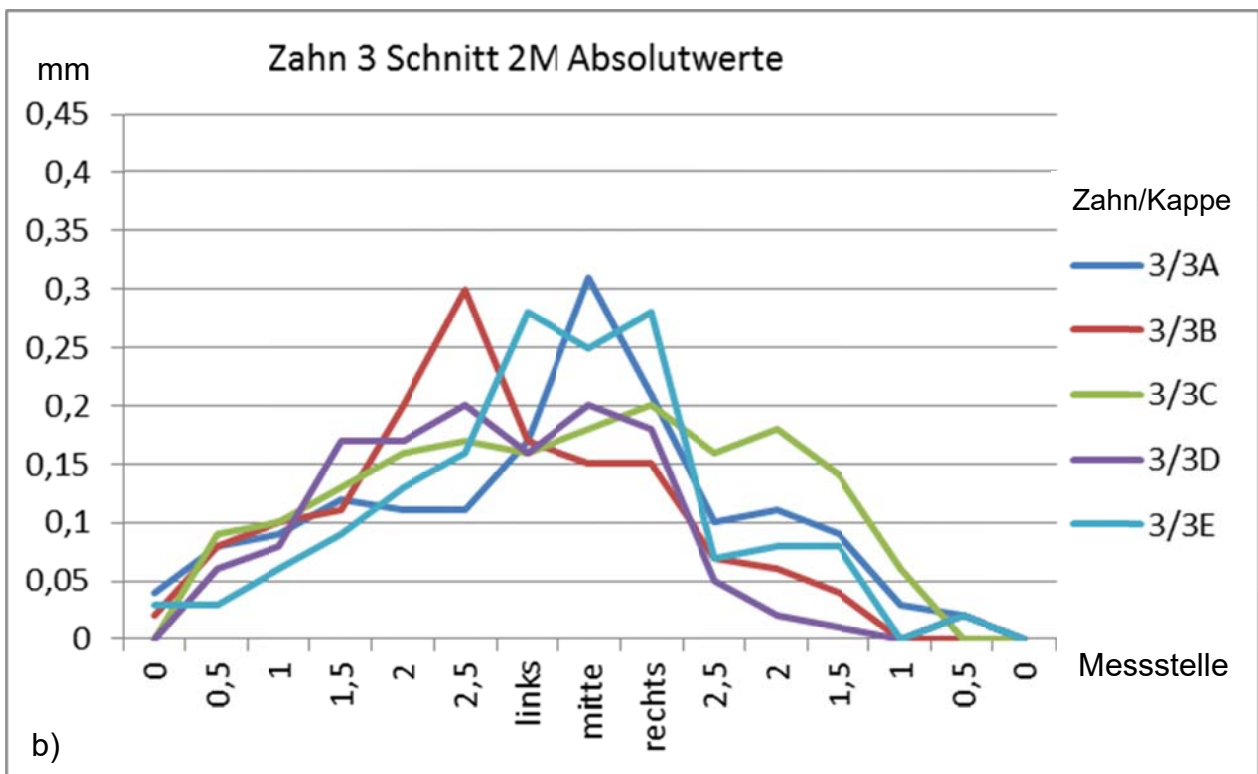
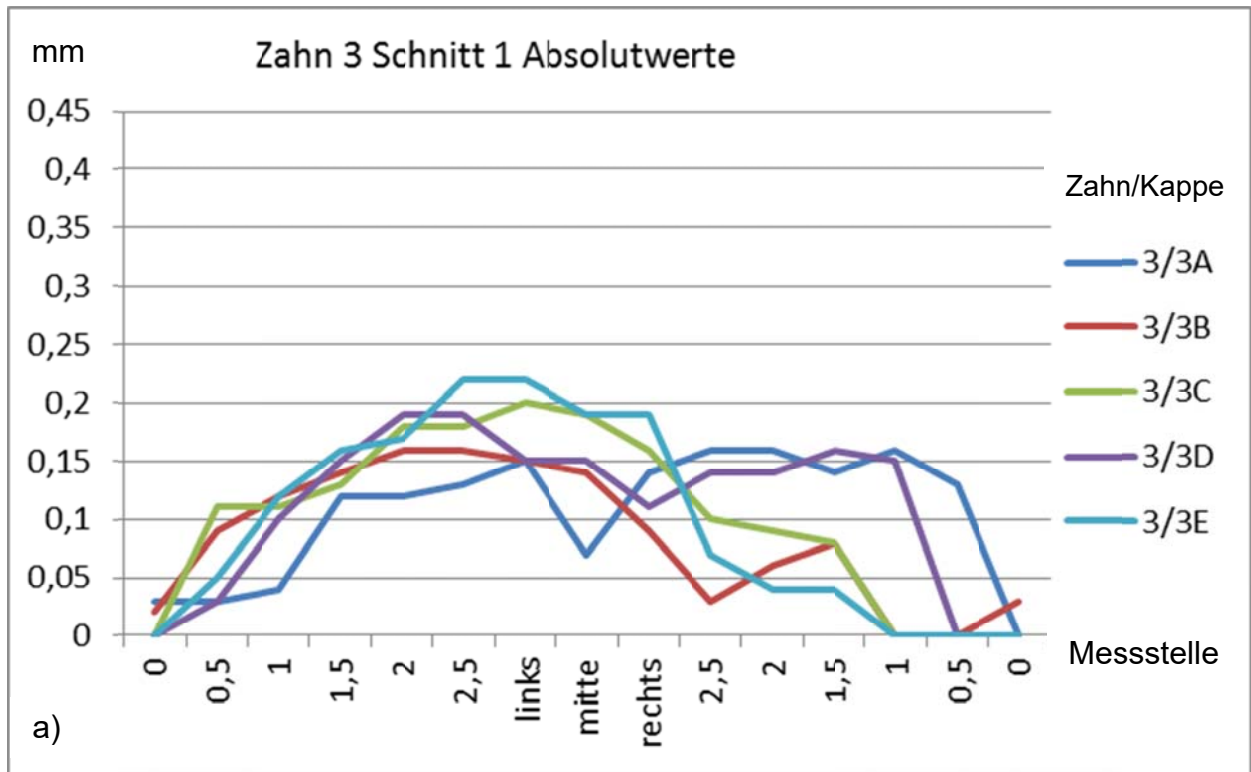


Abb. 31: Liniendiagramme Zahn 3 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 3. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M

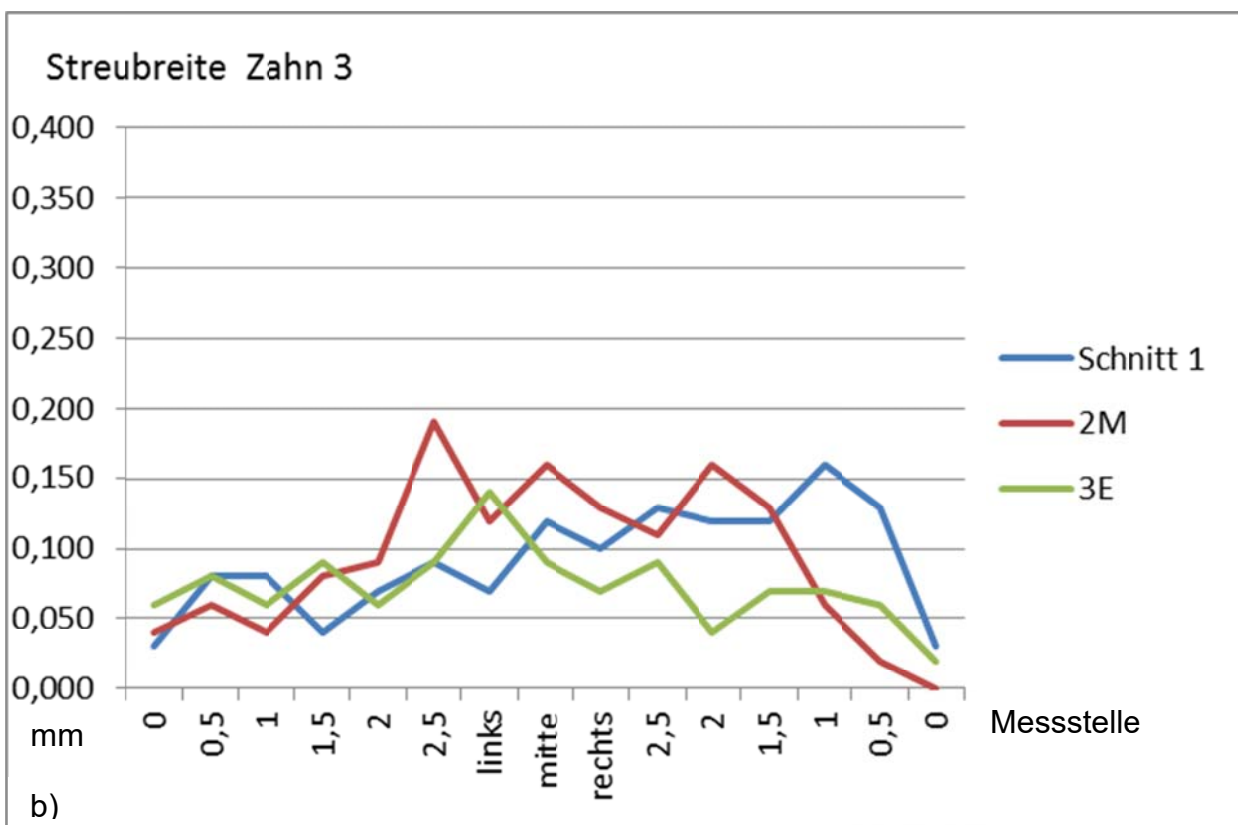
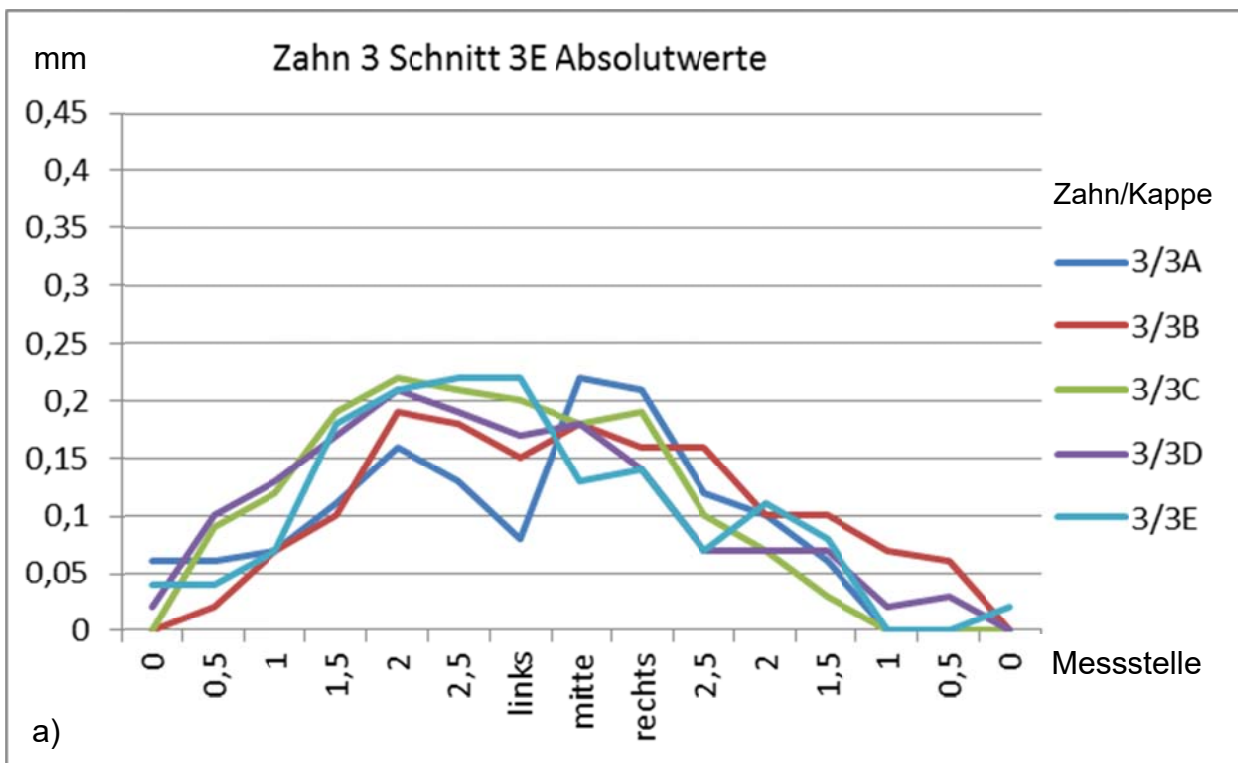


Abb. 32: Liniendiagramme Zahn 3 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 3. b) Streubreite Zahn 3 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3.

Zahn 4

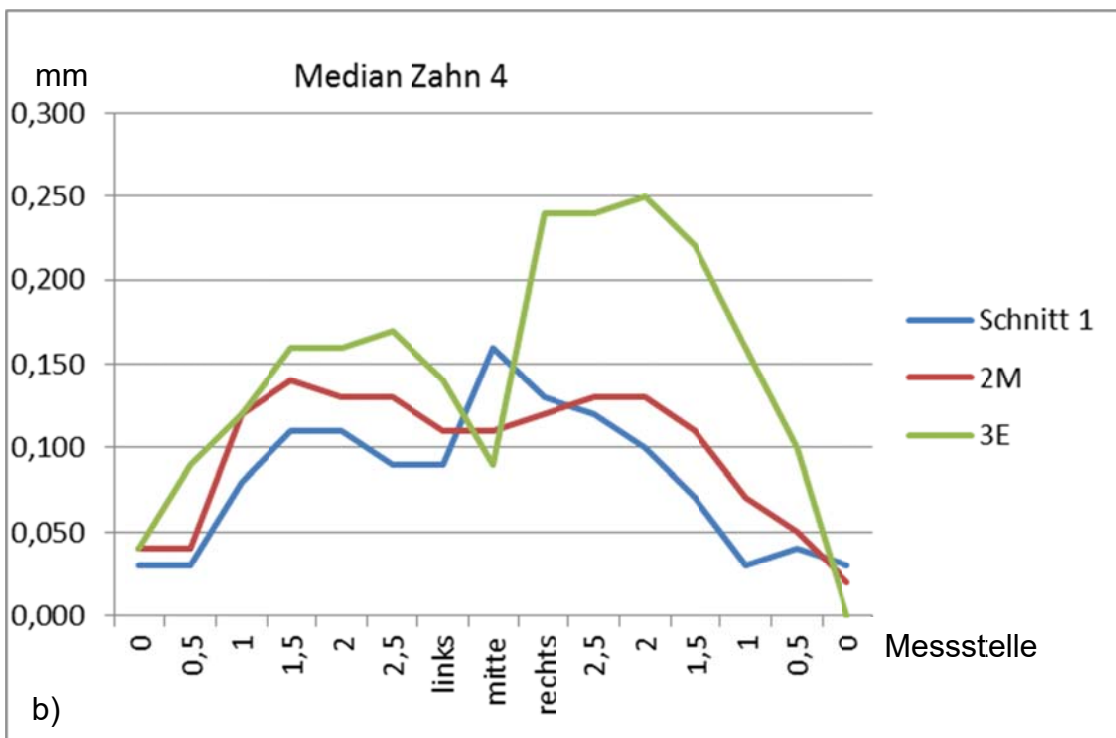
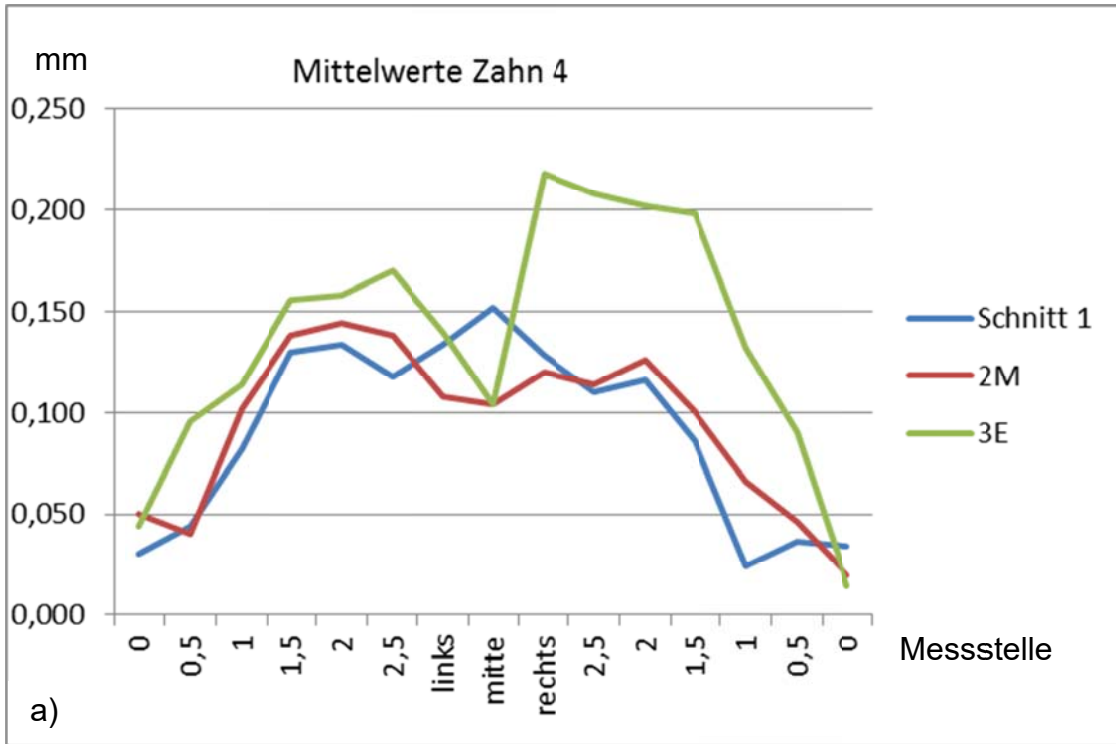


Abb. 33: Liniendiagramme Zahn 4 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 4; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 4. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 33 a)

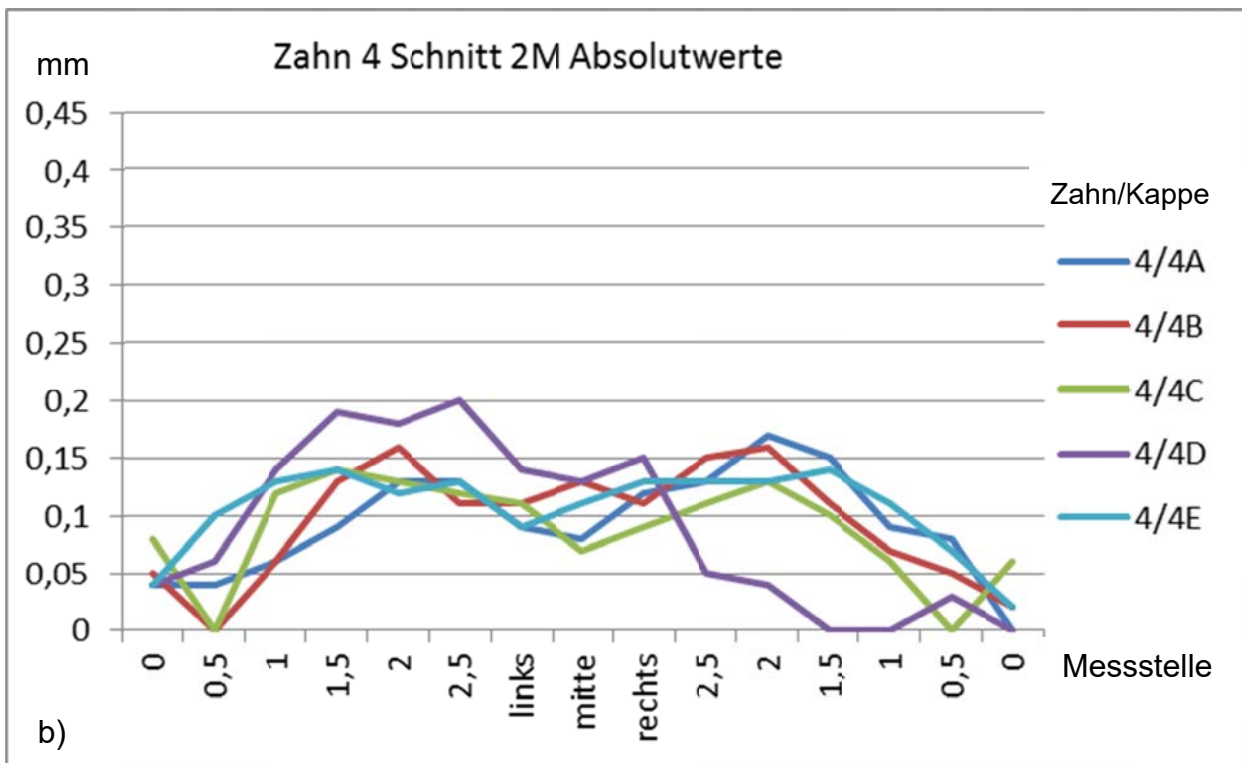
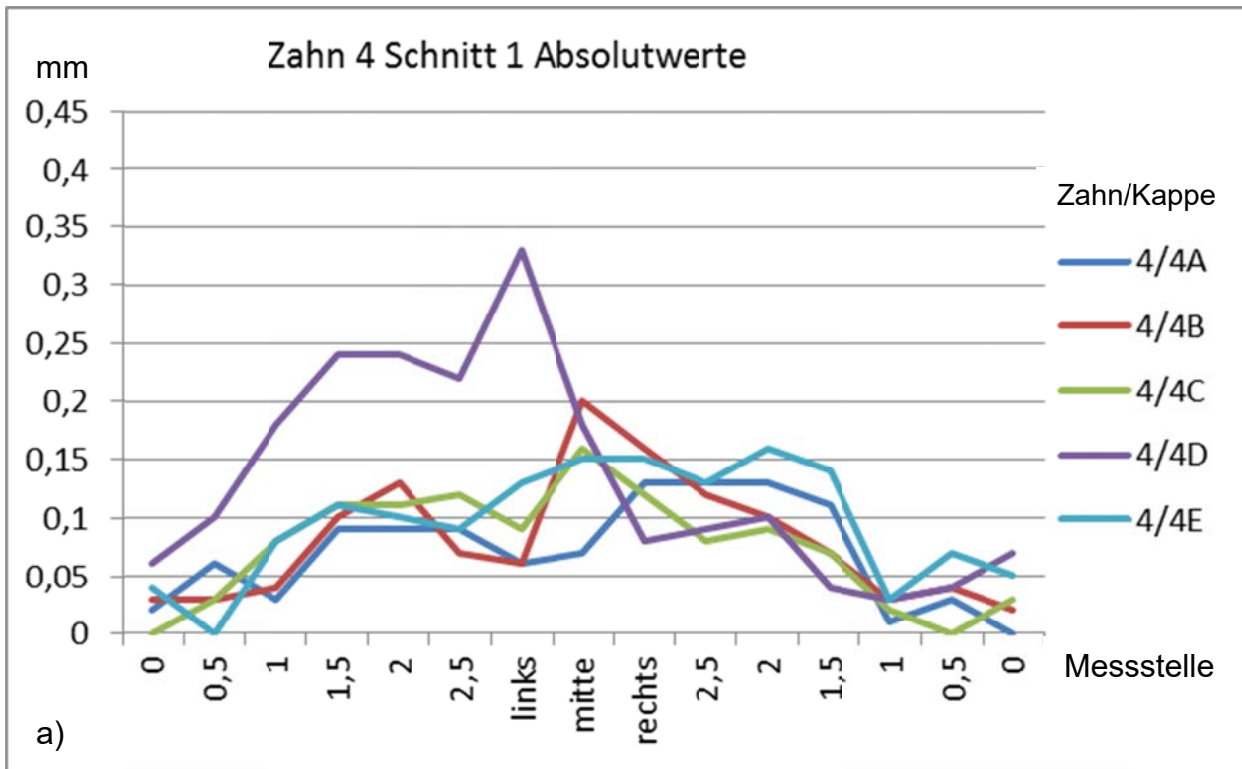


Abb. 34: Liniendiagramme Zahn 4 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 4. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M

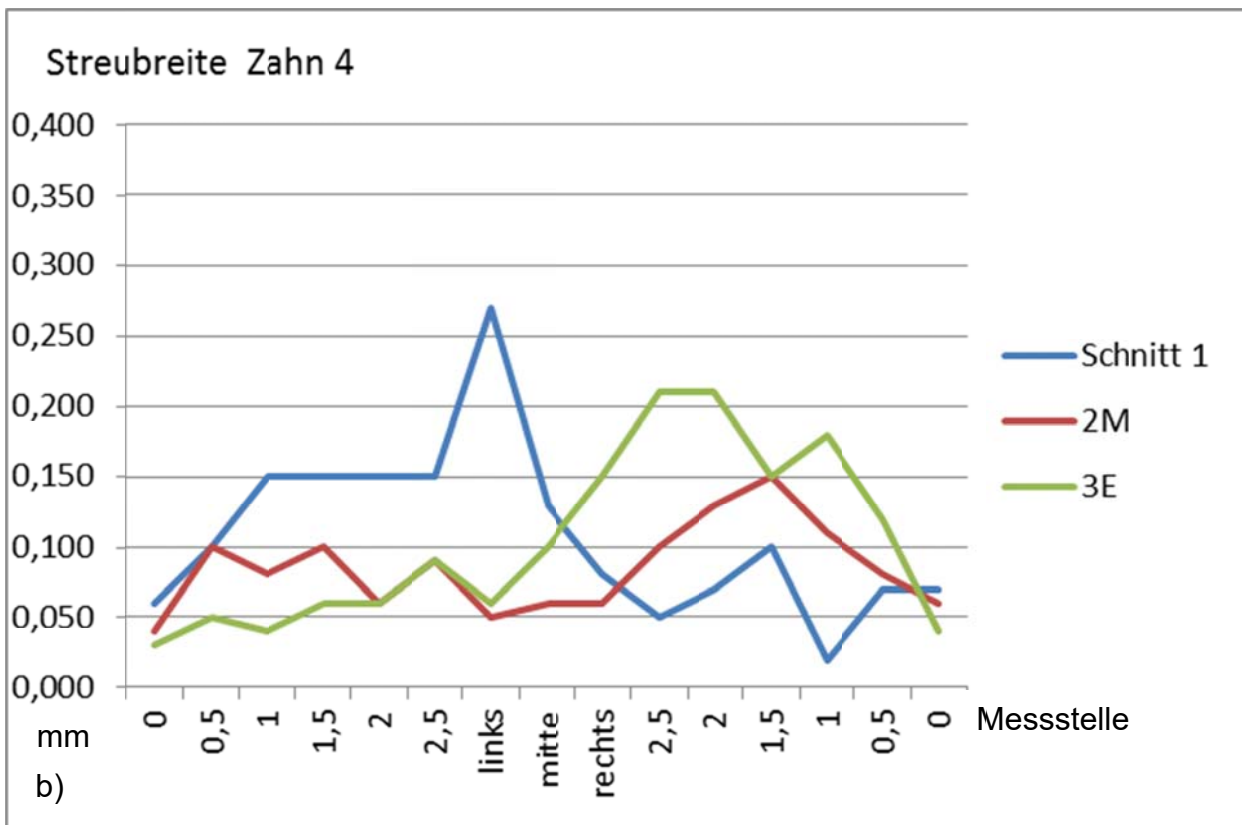
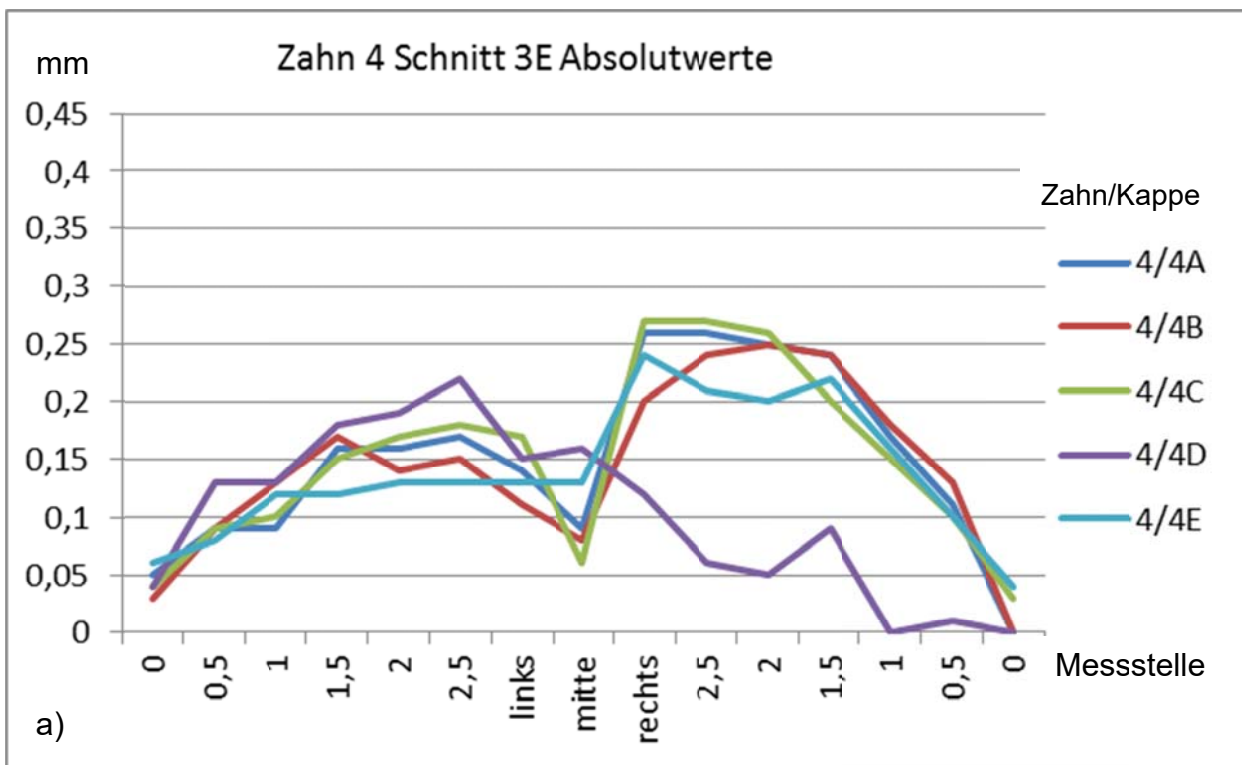


Abb. 35: Liniendiagramme Zahn 4 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 4. b) Streubreite Zahn 4 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3

Zahn 5

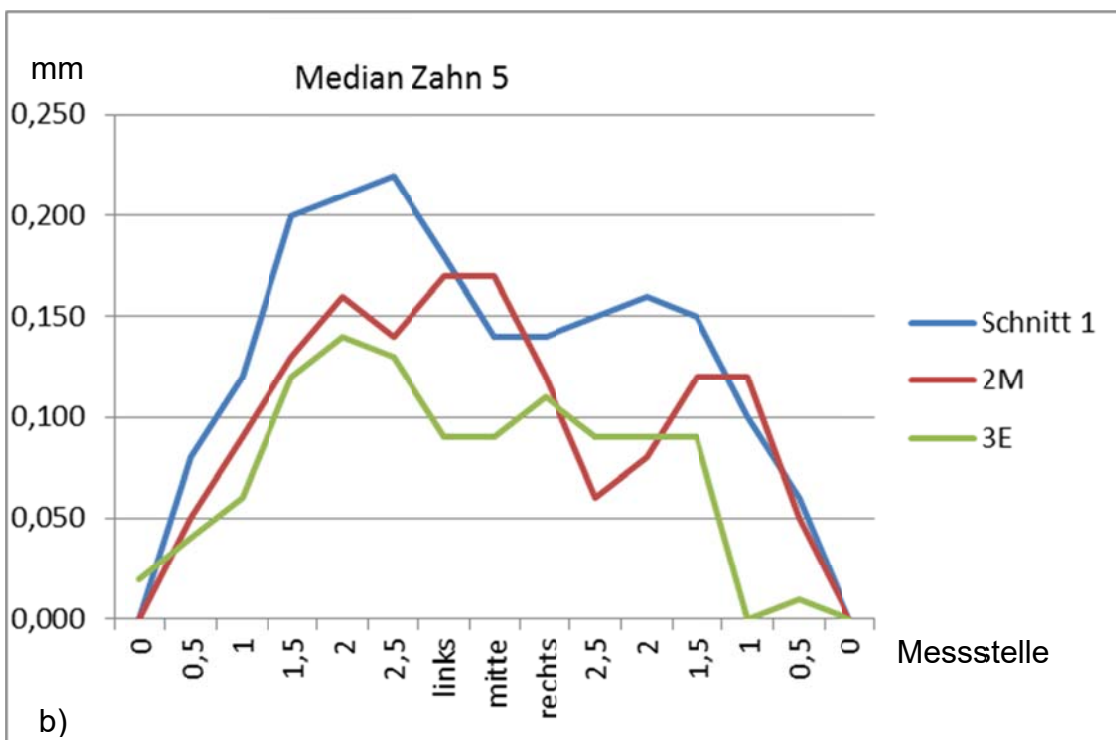
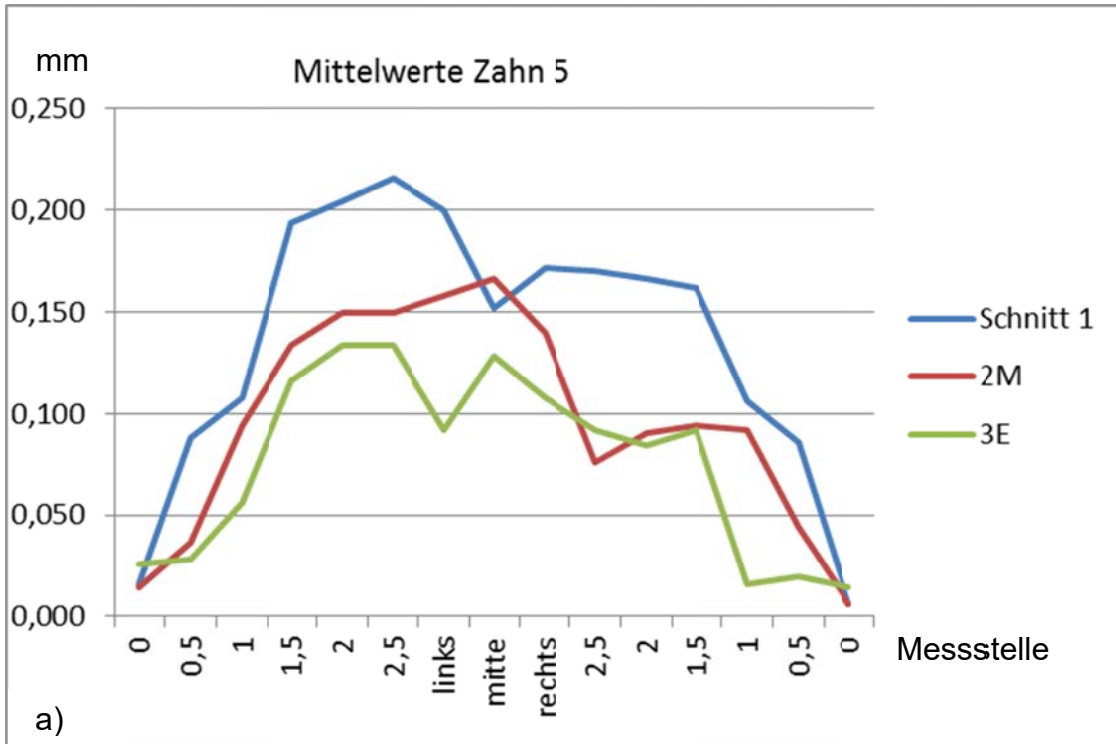


Abb. 36: Liniendiagramme Zahn 5 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 5; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 5. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 36 a)

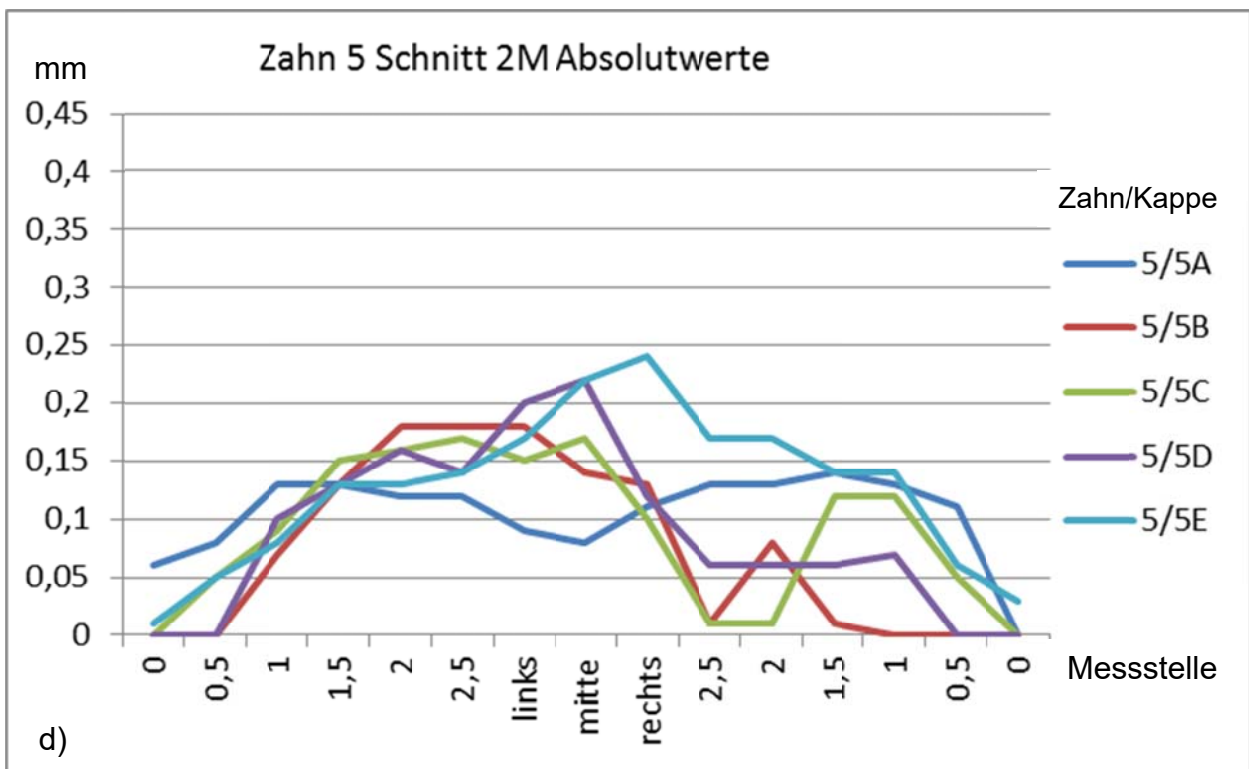
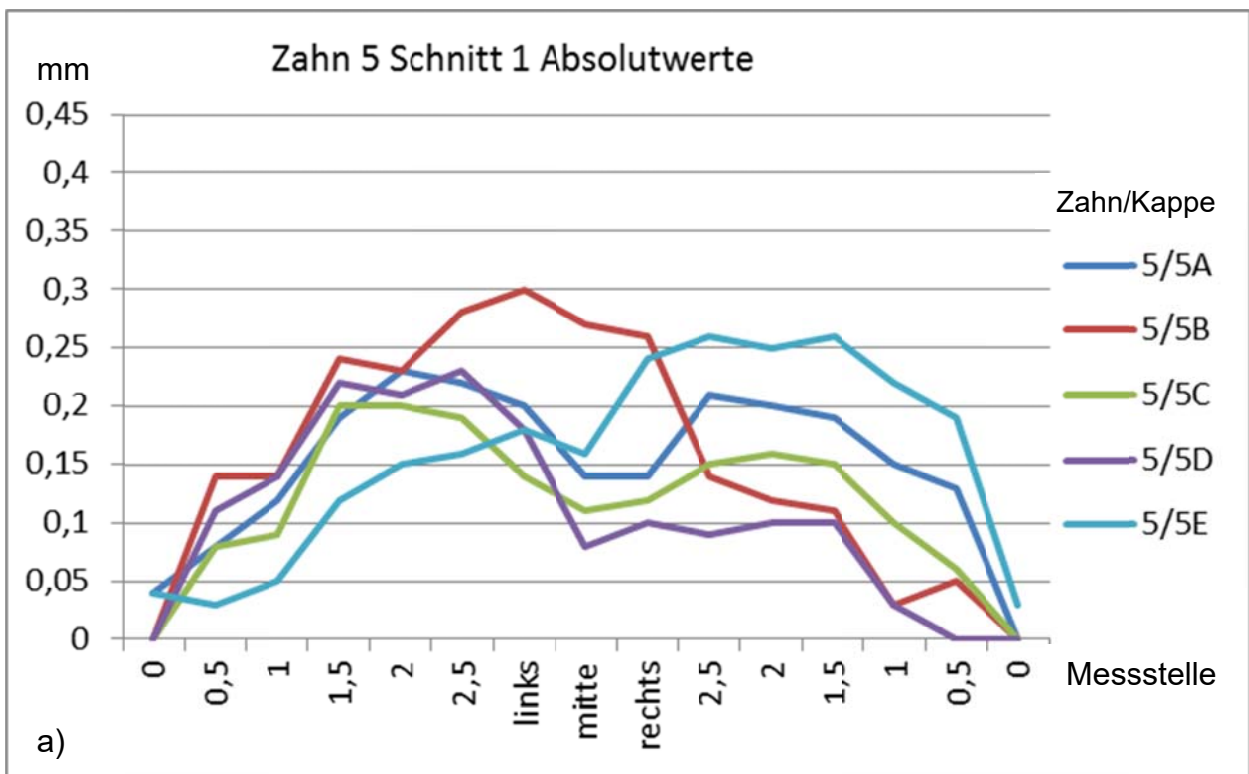


Abb. 37: Liniendiagramme Zahn 5 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 5. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M

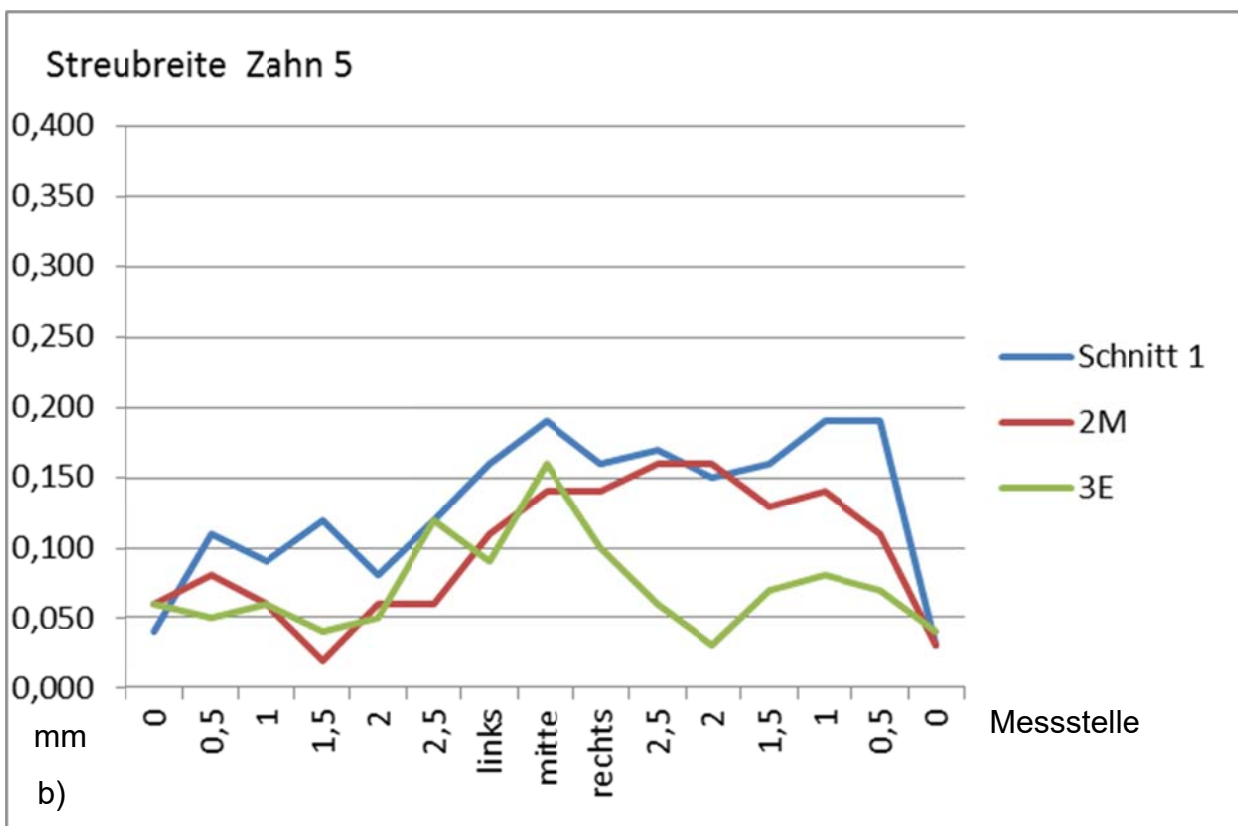
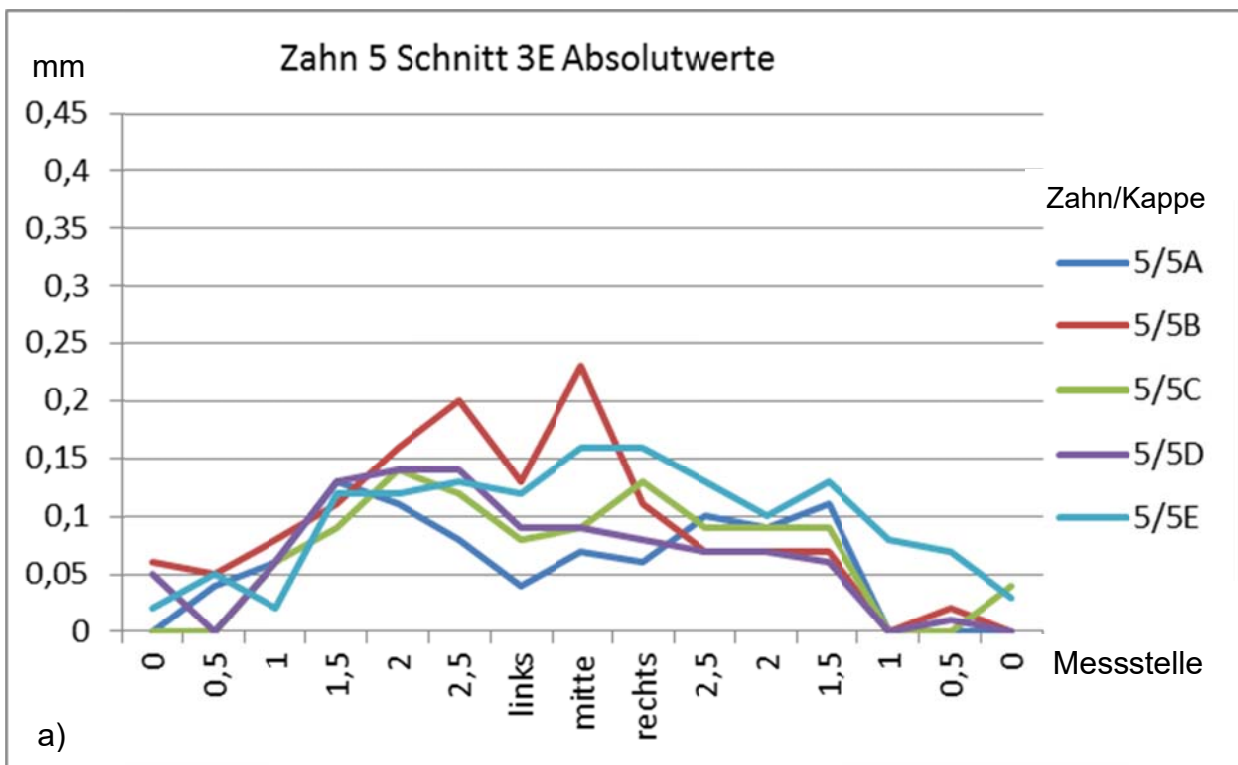


Abb. 38: Liniendiagramme Zahn 5 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 5. b) Streubreite Zahn 5 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3

Zahn 6

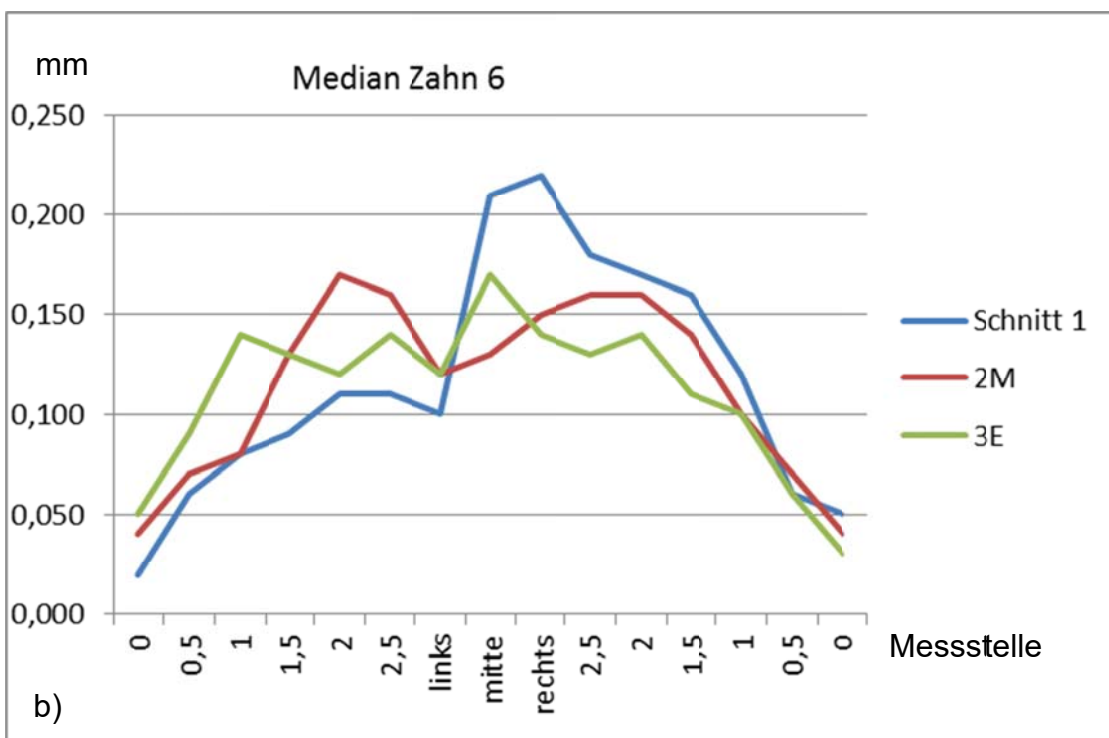
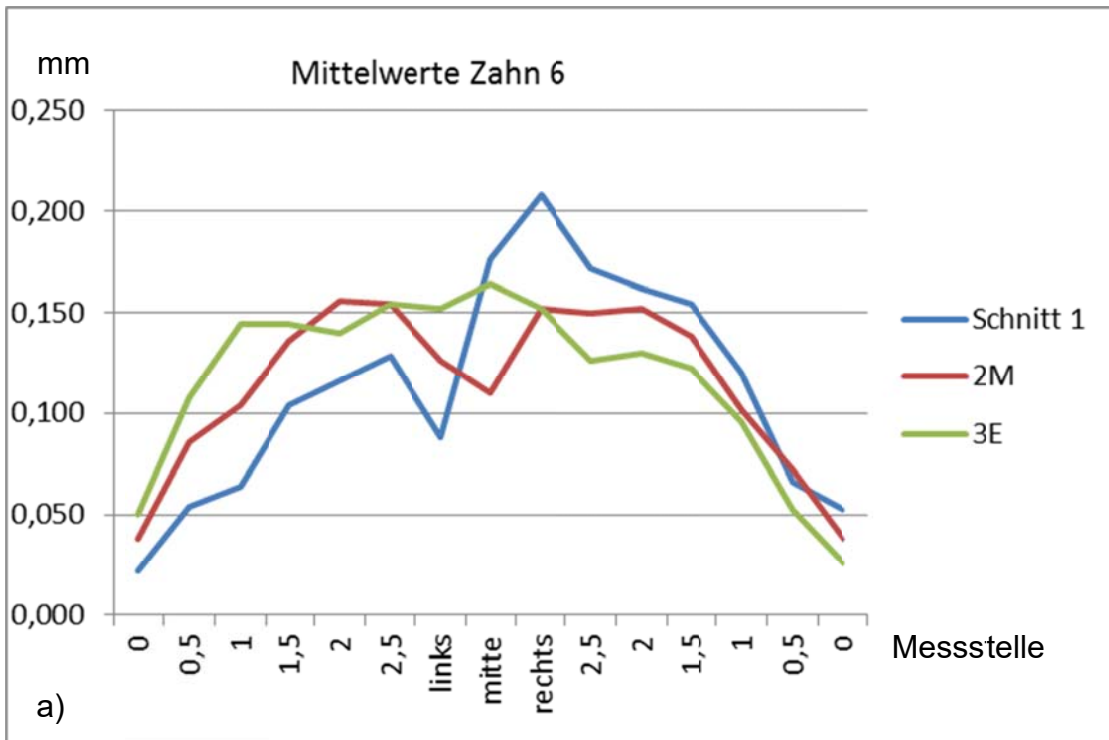


Abb. 39: Liniendiagramme Zahn 6 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 6; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 6. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 39 a)

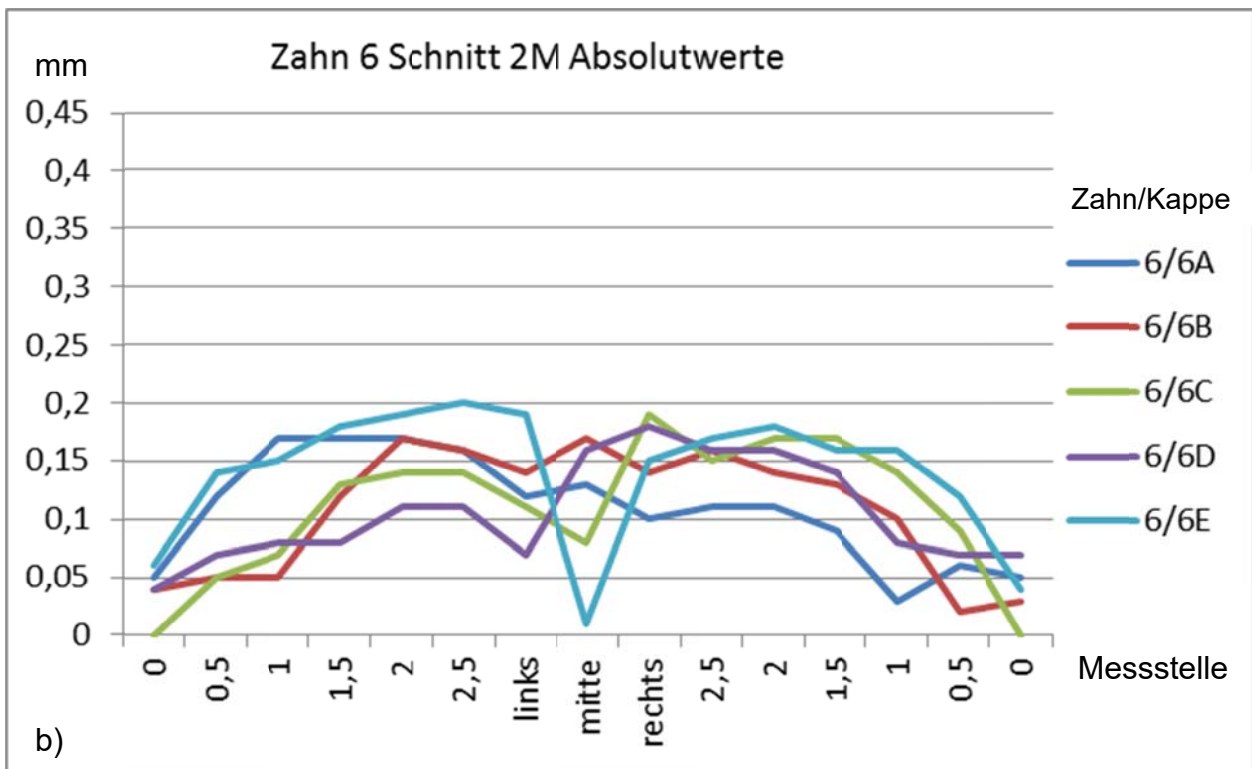
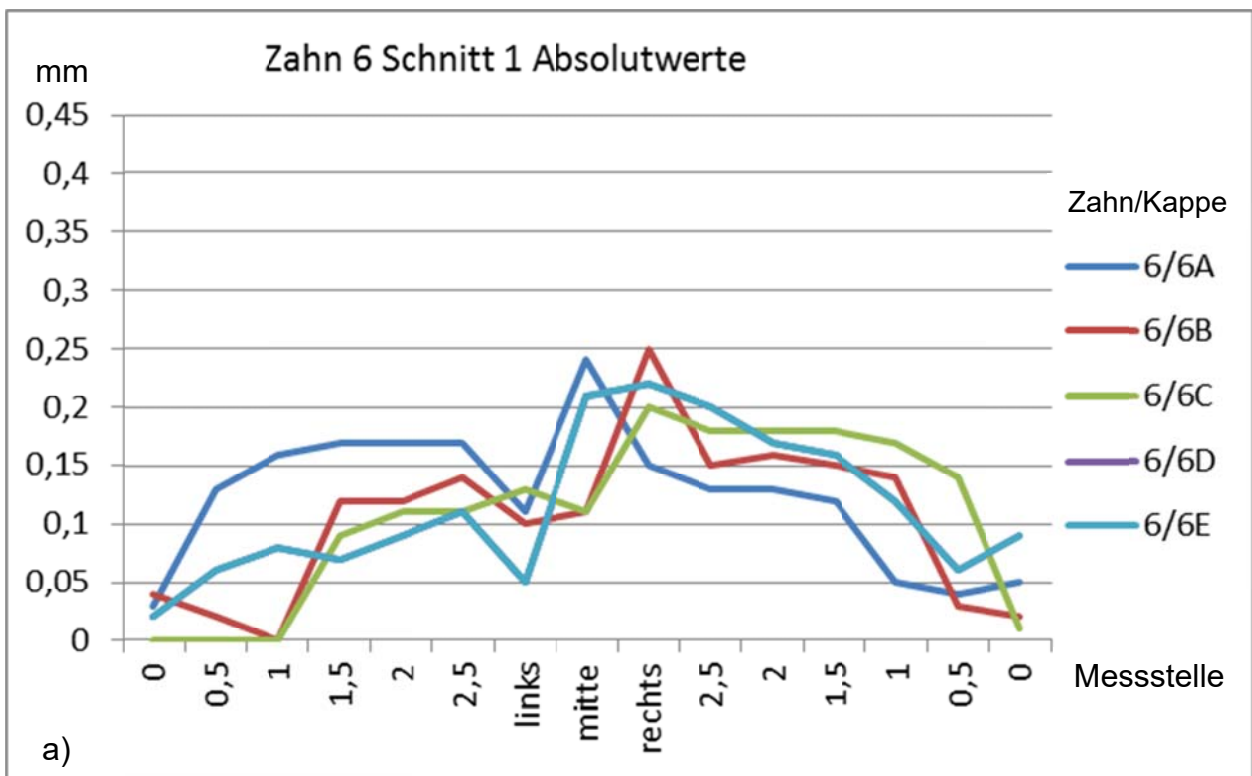


Abb. 40: Liniendiagramme Zahn 6 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 6. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M

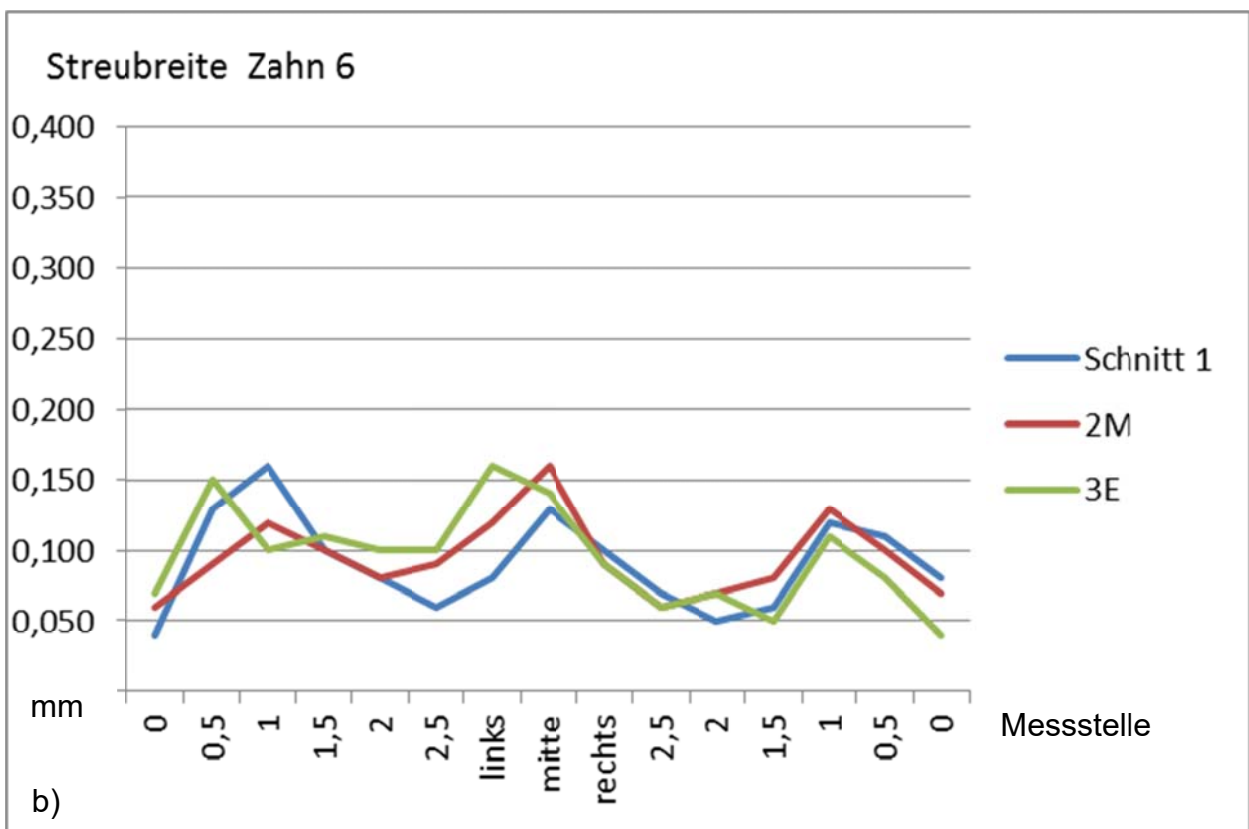
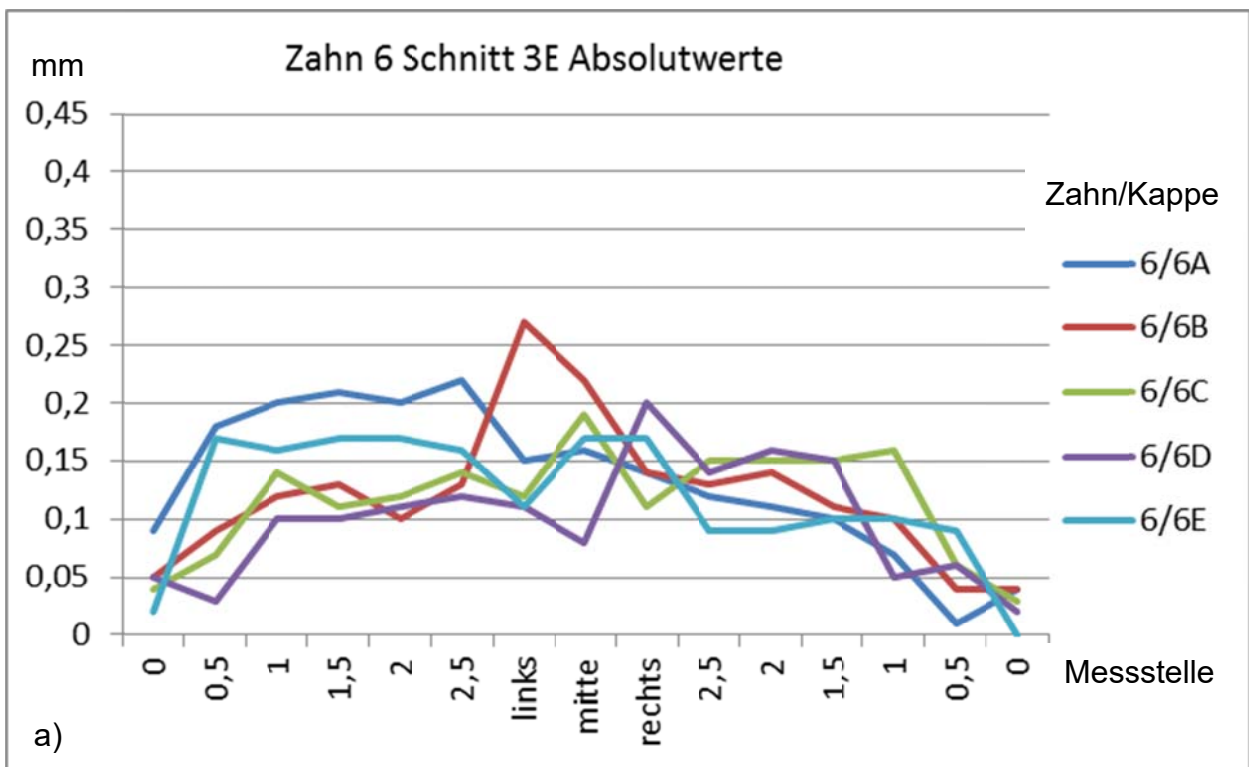


Abb. 41: Liniendiagramme Zahn 6 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedenen Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 3. b) Streubreite Zahn 3 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3

Statistische Kenngrößen über alle Zähne

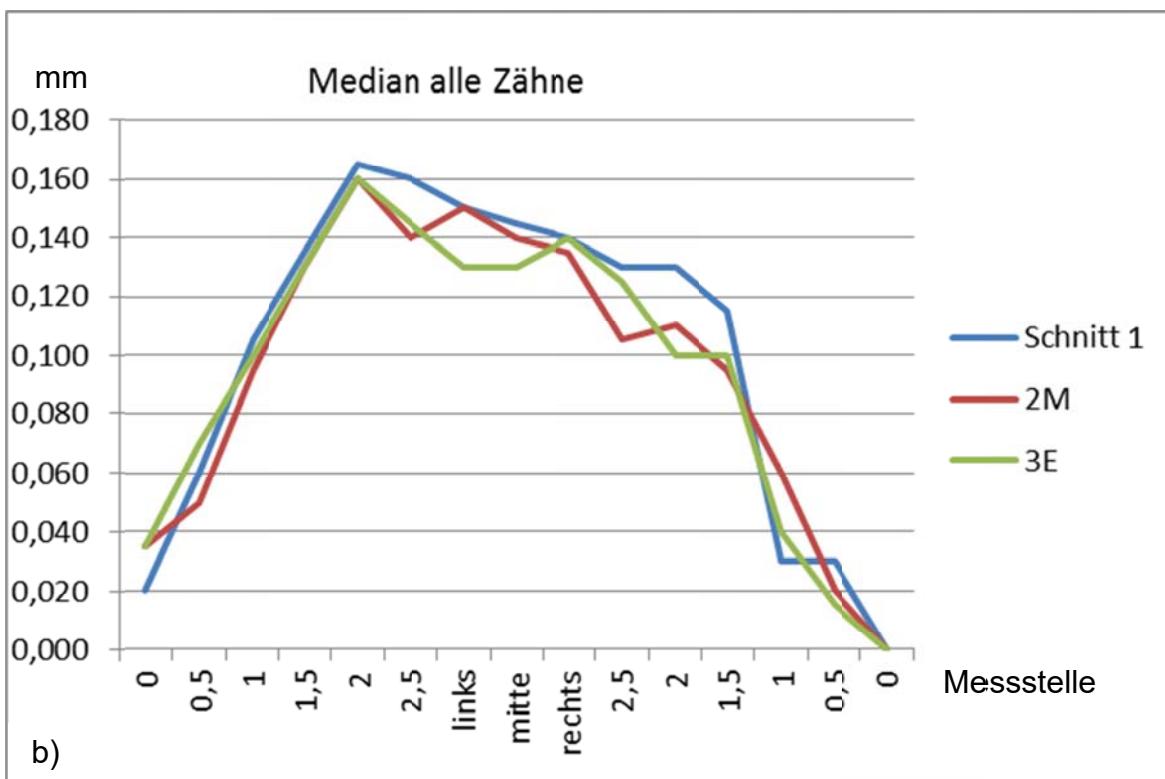
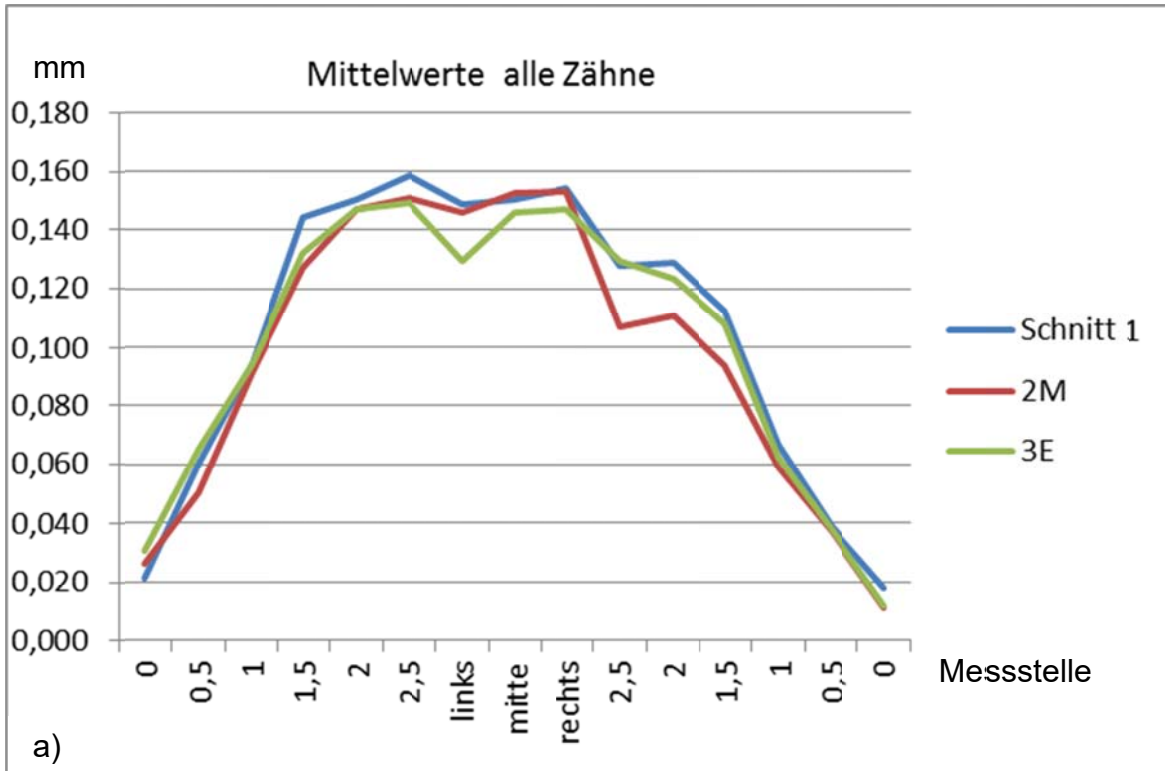


Abb. 42: Liniendiagramme statistischen Kenngrößen aller Zähne a) Mittelwerte, b) Median

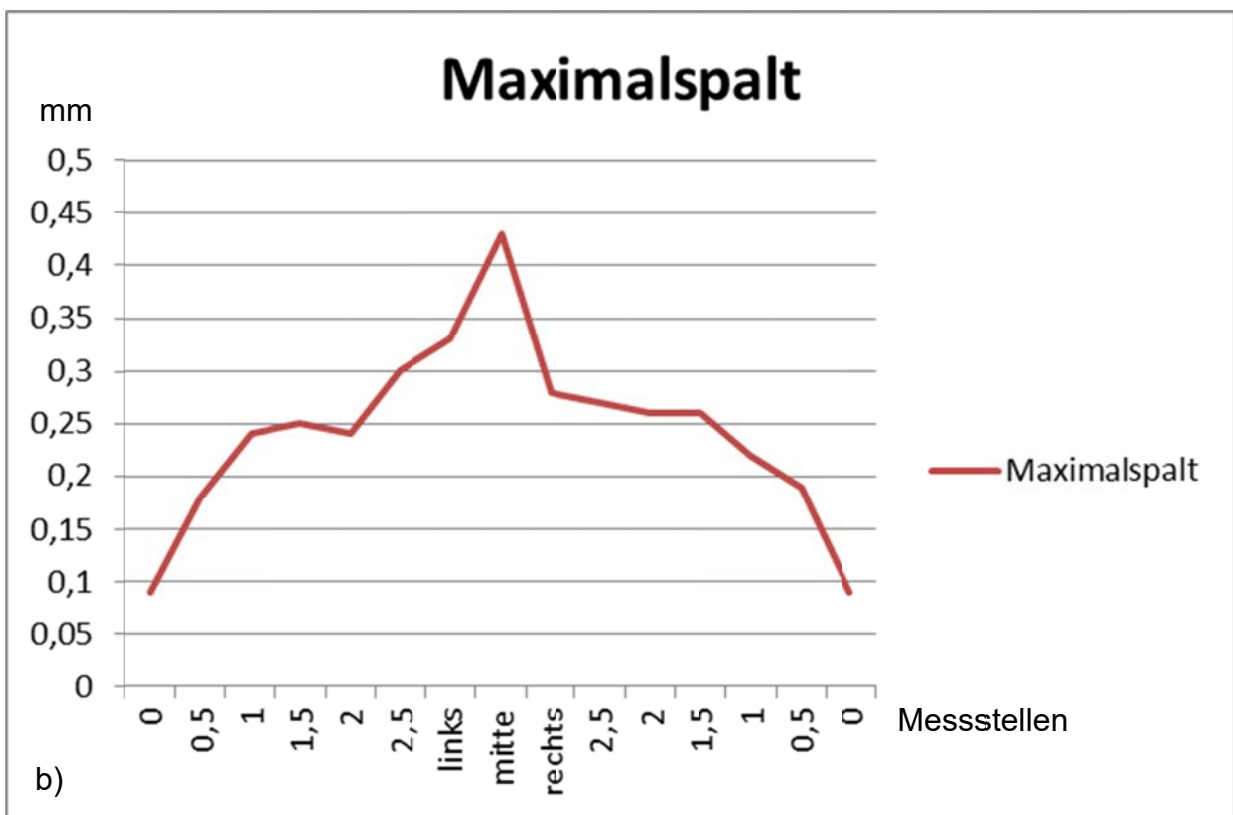
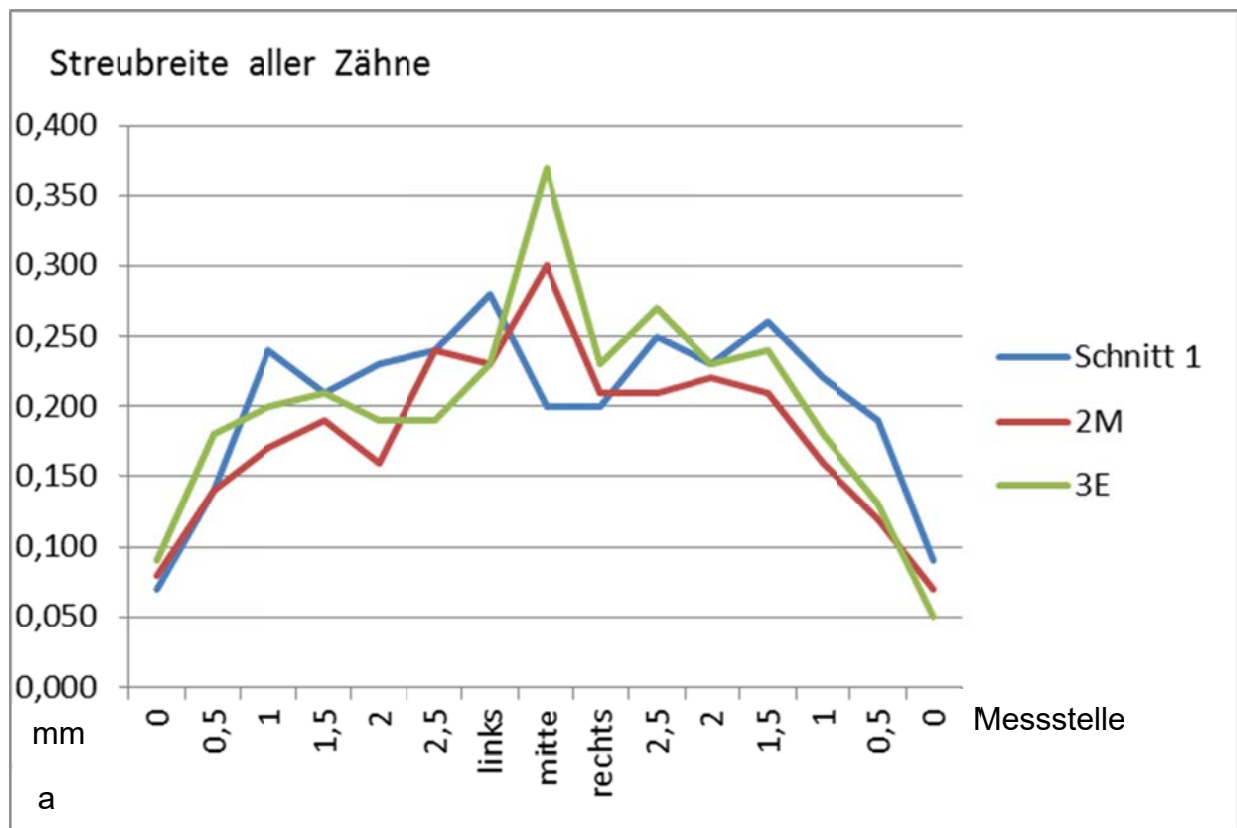


Abb. 43: Liniendiagramme statistischen Kenngrößen aller Zähne a) Streubreite, sowie b) Maximalspalt über alle Zähne

Die Erklärung für die verschiedenen Graphen in Abbildung 42 a) und b) und Abbildung 43 a) ist wie für Zahn 1 auf Seite 61 dargestellt. Bei dem Graphen in Abbildung 43 b) werden die x- und y-Achsen ebenfalls mit den Mess-punkten bzw. der Spaltbreite in Millimetern angezeigt. Der Graph zeigt den größten Spalt für den jeweiligen Messpunkt von allen Käppchen.

In den vorangegangenen Analysen wurde die Kombination aus Passgenauigkeit der Käppchen und handwerklicher Fähigkeiten des Zahnarztes analysiert. Um die handwerklichen Fehler beim Einsetzen des Käppchens auf den Zahn (Verschiebung, Verkippung) rechnerisch zu eliminieren, kann der Spalt links und rechts gemittelt werden. Dazu ist in Abbildung 44 für die exemplarische Kombination des Zahns 1 mit Käppchen 1A und 1C zum einen der absolute Spalt links und rechts sowie der gemittelte Spalt (halber Gesamtspalt) dargestellt. An der Darstellung a) ist ein Verkippen im oberen Bereich erkennbar. In der Darstellung b) ist ein Verschieben erkennbar.

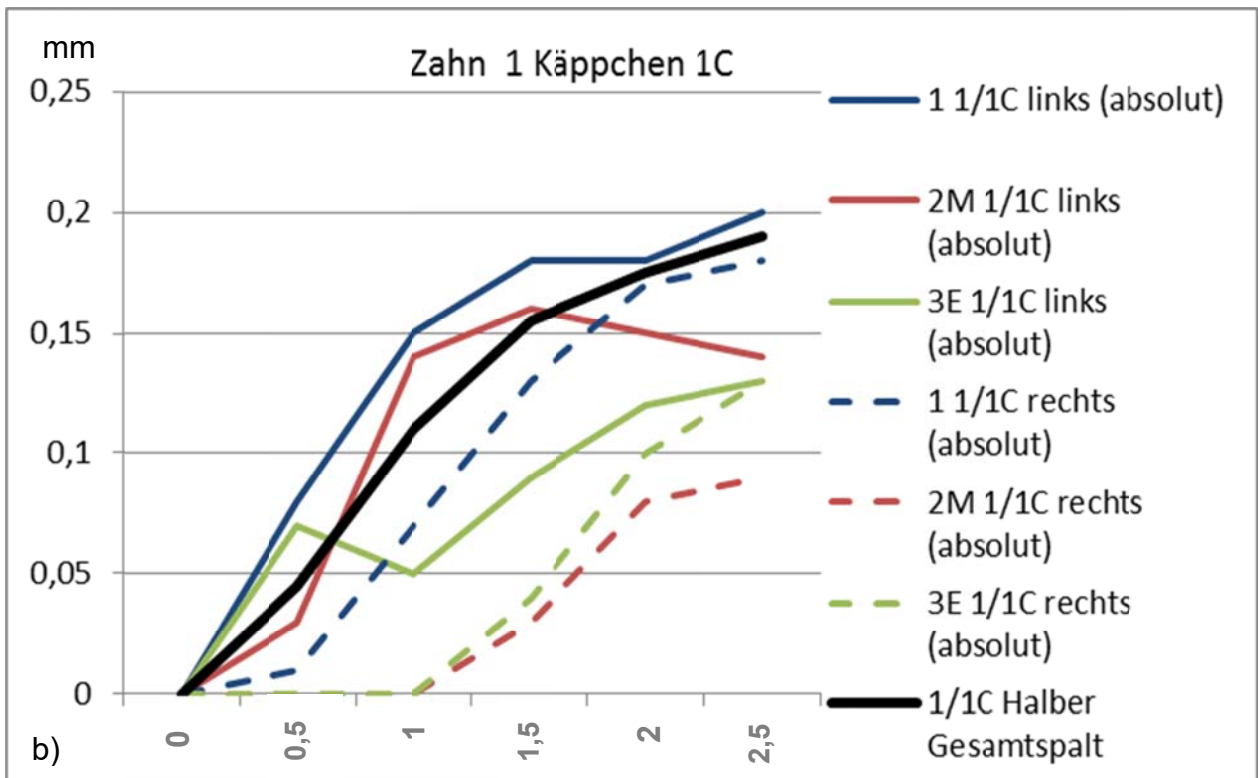
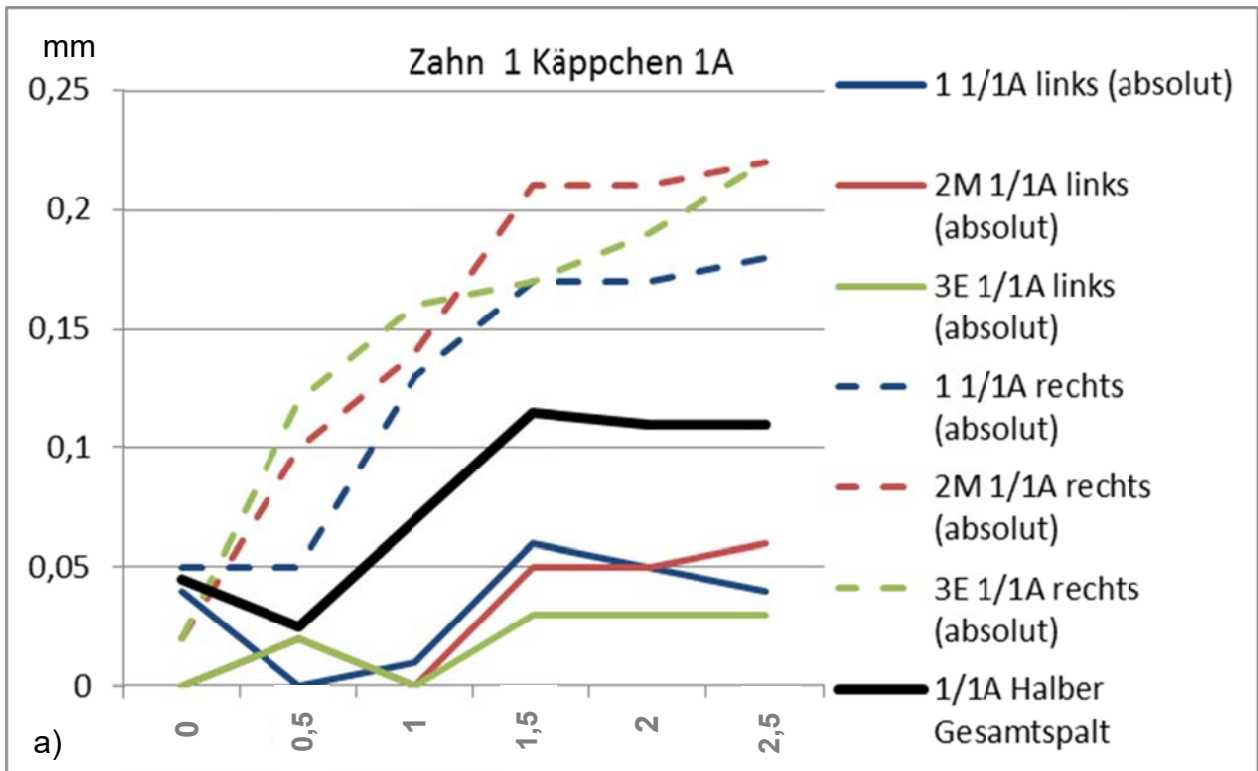


Abb. 44: Liniendiagramm mittlerer Gesamtspalt a) Zahn 1 Käppchen 1A, b) Zahn 1 Käppchen 1C (x-Achse zeigt Messstellen)

6.4 Signifikanzprüfung

Wie schon in Kapitel 5.7 beschrieben, ist die Prüfung von signifikanten Unterschieden erst ab einer größeren Stichprobengröße aussagekräftig. Desweiteren sind die Studien unterschiedlich aufgebaut. Der Vollständigkeit halber wurde diese Prüfung dennoch ausgeführt.

Mit dem t-Test für zwei Stichproben wird bei bekanntem Stichprobenumfang und bekannter Standardabweichung die minimale Differenz ermittelt, die bei zwei Stichproben als unterschiedlicher Mittelwert erkannt wird. Typischerweise wird eine Trennschärfe von 90 % gefordert.

Für die Standardabweichung am Randspalt wird in den folgenden Berechnungen die Standardabweichung der eigenen Versuche (0,02 mm) verwendet. Der nach Abbildung 45 ermittelte Stichprobenumfang beträgt am Randspalt 180. Dies entspricht sechs Zähnen mal fünf Käppchenpaare mal drei Schnitte mit zwei Messpunkten. Die erkennbare Differenz des Mittelwerts des **Randspalts** zu anderen Arbeiten beträgt ca. 7 μm .

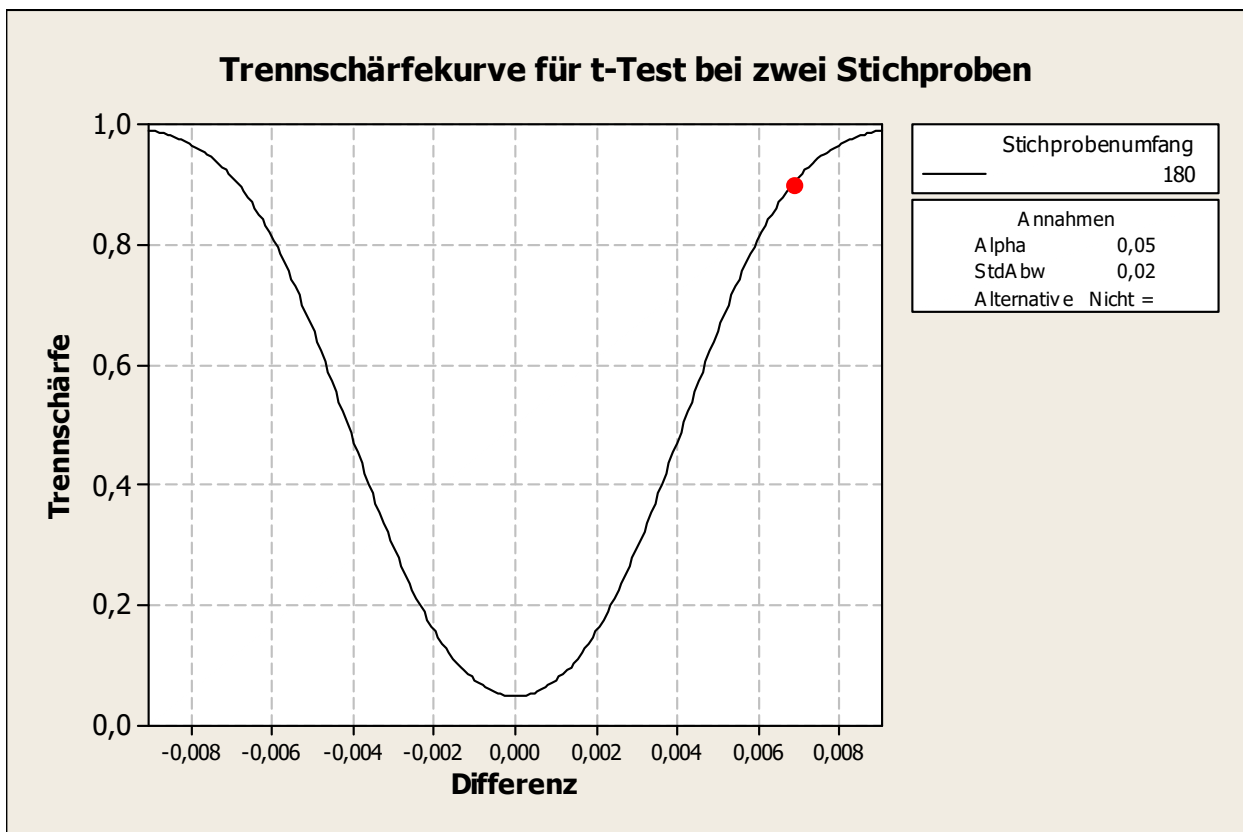


Abb. 45: Trennschärfekurve des Randspalts für t-Test bei zwei Stichproben, Probenumfang 180

Bei dem Vergleich muss jedoch immer der kleinere Stichprobenumfang verwendet werden. Wenn die Vergleichsarbeit einen geringeren Stichprobenumfang besitzt muss dieser verwendet werden. Die folgende Tabelle zeigt für die Vergleichsarbeiten den Mittelwert, Stichprobengröße, den daraus berechneten Signifikanzbereich und das Ergebnis des Vergleichs mit dem Mittelwert der eigenen Messreihe.

Die folgende Tabelle zeigt die Gegenüberstellung:

Tab. 20: Signifikanzprüfung zwischen vorliegender Arbeit und Vergleichsstudien

Studie/Material	Mittelwert Randspalt μm	Stichprobengröße	Signifikanz- bereich $\pm X$ μm	Mittelwert im Vergleich zu Endres
Wojahn, 2007 (Zerion)	167	59	12	unterschiedlich
Eenhuis, 2009 (Cerec)	58,48	60	12	unterschiedlich
Zartmann, 2009 (Lava)	23	48	13	identisch
Kokubo et al., 2005 (InCeram)	66,8	348	7	unterschiedlich
Yeo et al., 2003				
VMK	87	1.500	7	unterschiedlich
Celay InCeram	112	1.450	7	unterschiedlich
Copy-milled Celay InCeram	87	1.500	7	unterschiedlich
Empress II	46	1.450	7	unterschiedlich
Beschmidt et al., 1999 nach Zementierung				
VMK	87	150.000	7	unterschiedlich
Slip cast InCeram	82	150.000	7	unterschiedlich
Celay InCeram	91	150.000	7	unterschiedlich
Empress	63	150.000	7	unterschiedlich
Celay Feldspath	117	150.000	7	unterschiedlich
Bindl und Mörmann, 2005				
Slip Cast InCeram	25	288	7	identisch
Empress II	44	288	7	unterschiedlich
Procera	17	288	7	identisch
Decim	23	288	7	identisch
Cerec 3 InLab	43	288	7	unterschiedlich
DCS	33	288	7	unterschiedlich

Tabelle 20 zeigt, dass der Signifikanzbereich größer wird, sobald die Stichprobengröße unter 180 aus der eigenen Messreihe fällt. Dies bedeutet, dass es schwerer wird, die beiden Mittelwerte zu unterscheiden. Sobald der Mittelwert um mehr als den Signifikanzbereich entfernt vom eigenen Mittelwert liegt, ist das Verfahren sicher unterschiedlich vom hier untersuchten LAVATM-System.

Die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigen den Mittelwert aus der Arbeit von Zartmann und bieten eine solide statistische Basis.

7. Diskussion

Die Diskussion gliedert sich in zwei Bereiche. Im ersten Teil werden die Ergebnisse der Messungen analysiert. Im zweiten Teil werden die Messergebnisse mit anderen Studien verglichen.

7.1 Interpretation der Messergebnisse

Sowohl aus allen Messreihen je Zahn als auch in der summarischen Betrachtung über alle Zähne ergibt sich im Mittelwert bzw. Median eine nach innen zunehmende Klebspaltdicke. Dies ist medizinisch gewünscht, da der geringste Klebspalt am Randspalt sein soll (Bindl und Mörmann, 2005; May et al., 1998).

Die Kurven für den Mittelwert und den Median zeigen ein ähnliches Verhalten. Der Median ist prinzipiell robuster gegenüber Ausreißern. Diese Eigenschaft ist jedoch, wegen der in der Klebefuge relativ konstant streuenden Messergebnisse, nicht erforderlich.

An schiefen Absolutwertkurven (z. B. Zahn 1 Käppchen 1A, Abbildung 25 a) und b), Abbildung 26 a)) kann durch die Betrachtung eines Parallelversatzes in allen Schnitten eine Verschiebung des Käppchens beim Aufsetzen nachgewiesen werden. Dies zeigt sich besonders deutlich in der Abbildung 44 a). Denn die Kurven für die linke Seite liegen alle deutlich unter dem mittleren Wert, die rechte Seite deutlich darüber. Im Vergleich dazu zeigt z. B. Käppchen 1C (Abb. 44 b) nur eine kleine Verschiebung.

Eine Tendenz zur Verdrehung beim Aufsetzen des Käppchens ist auf Grund der größeren Streubreite der Schnitte 1 und 3E gegenüber dem Schnitt 2M an allen Zähnen erkennbar.

Extreme Ausreißer wie z. B. der Absolutwert Zahn 1 Kappe 1E im Schnitt 3E (Abb. 26 a) an der mittleren Messstelle können anhand der Schnittbilder auf einen Präparationsfehler oder ähnliches zurückgeführt werden.

Die folgende Tabelle 21 zeigt den Abgleich der Messwerte mit den Zielvorgaben:

Tab. 21: Ziel-Ist-Vergleich Der Messwerte dieser Untersuchung

	mittlerer Randspalt	max. Randspalt	mittlere Klebefuge
Ziel	40 μm	100 μm	200 μm
Messwerte	20 μm	90 μm	114 μm

Sowohl der Mittelwert als auch der Median (vgl. Abb. 42 a) und b)) zeigen, dass die Vorgabe für den Randspalt von 300 μm laut (Marxkors, 1988) im Mittel von allen Proben erfüllt wird. Selbst der größte Wert aller Proben für den Randspalt liegt unter 100 μm (vgl. Abb. 43 b) Maximalspalt). Ein Großteil der Proben liegt sogar unter der klinisch wünschenswerten Grenze von 20 μm aus parodontaler und kariesprophylaktischer Sicht (Dreyer-Jørgensen, 1958; Meiners, 1985; Silness, 1980).

7.2 Vergleich mit anderen Studien

Die Vergleichsstudien verwenden zur Bestimmung der Spalte entweder ein Schliffbild oder die Vermessung im Mund. Daher haben diese Studien im Gegensatz zur eigenen Arbeit nicht mehrere Kappchen je Zahn beurteilt. Die Anfertigung mehrerer Kappchen je Zahn bietet jedoch die Möglichkeit die Schwankung im Herstellungsprozess der Kappchen mit zu beurteilen.

Die meistzitierte Studie des LAVA™-Systems ist die Untersuchung durch Reich et al. (2005).

In der folgenden Tabelle werden die Randbedingungen und Ergebnisse mit der eigenen Studie verglichen.

Tab. 22: Vergleich der Studien von Reich et al. (2005) und der vorliegenden Studie

	Reich et al., 2005	Endres
Zahntyp	Natürlicher Zahn	Natürlicher Zahn
Studientyp	In vitro	In vitro
Restorationstyp	Brücken	Einzelzahn
Messmethode	Dünnschnitte unter Mikroskop	Micro CT
Anzahl der Proben	8 3-gliedrige Brücken	6 Zähne; 30 Kappchen
Randspalt (mean)	80 µm	20 µm

Die Studie von Reich et al. (2005) zeigt einen deutlich schlechteren mittleren Randspalt als die vorliegende Studie. Dies kann daran liegen, dass die Präparation, Abdrucknahme der Präparation zur Herstellung der Brücken und die Abdrucknahme des Klebespalts erschwert sind, da diese intraoral am Patienten vorgenommen wurden. Möglicherweise wird die Präzision beeinträchtigt, weil es sich hier um eine

Brückenrestauration und nicht eine Einzelkrone handelt. Des Weiteren scheint die Streubreite groß zu sein. Der Median liegt bei 65 μm , der minimale Wert bei 8 μm und der maximale bei 272 μm . Bei einer kleinen Stückzahl wie der bei Reich et al. (2005) können Ausreißer den Mittelwert stark beeinflussen. Die Werte können auch variieren, da die Studie von Reich et al. mit Brücken arbeitet und die vorliegende Studie mit Einzelkronen.

Eine wesentlich aktuellere Studie zum LAVATM-System ist die Untersuchung von Zartmann aus dem Jahr 2009. Die Unterschiede sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tab. 23: Vergleich der Studien von Zartmann (2009) und der vorliegenden Studie

	Zartmann, 2009	Endres
Zahntyp	Frasaco Kunststoffzahn	Natürlicher Zahn
Studientyp	In vitro	In vitro
Restaurationsstyp	Einzelzahn	Einzelzahn
Messmethode	Dünnschnitte unter Mikroskop	Micro CT
Anzahl der Proben	6 Proben	6 Zähne; 30 Käppchen
Randspalt (mean)	23 μm	20 μm
Klebspalt (mean)	74 μm	114 μm

Die vorliegende Untersuchung untermauert mit einem größeren Untersuchungsumfang an natürlichen Zähnen die grundlegenden Erkenntnisse der Studie von Zartmann. Wie in Tabelle 20 aufgeführt ist der Unterschied der Mittelwerte der Randspalten nicht signifikant. Die Unterschiede in der durchschnittlichen Klebspaltbreite sind für die medizinische Anwendung nicht von Bedeutung. Mögliche Ursachen können in der erschwerten Präparation der extrahierten Molare gegenüber den Frasco Kunststoff-

zähnen liegen, da der Präparationsschwerpunkt auf der sauberen Ausführung der Hohlkehle lag.

Die Studie von Wojahn (2007) zu Zerion Zirkonoxid der Firma Etcon ergibt folgende Ergebnisse im Vergleich.

Tab. 24: Vergleich der Studien von Wojahn (2007) und der vorliegenden Studie

	Wojahn, 2007	Endres
Zahntyp	Frasaco Kunststoffzahn	Natürlicher Zahn
Studientyp	In vitro	In vitro
Restaurationsstyp	Kronen	Einzelzahn
Messmethode	Dünnschnitte unter Mikroskop	Micro CT
Anzahl der Proben	6 Zähne	6 Zähne; 30 Käppchen
Randspalt (mean)	167 µm	20 µm
Klebespalt (mean)	150 µm	114 µm

Die Genauigkeit des LAVATM-System ist signifikant höher und wesentlich näher an der klinisch wünschenswerten Grenze des Randspalts von 20 µm aus parodontaler und kariesprophylaktischer Sicht (Dreyer-Jørgensen, 1958; Meiners, 1985; Silness, 1980). Somit ist der medizinische Nutzen deutlich höher einzustufen.

In der Studie von Lamprecht (2006) wird Cercon der Firma DeguDent GmbH untersucht. Tabelle 25 stellt die Ergebnisse gegenüber.

Tab. 25: Vergleich der Studien von Lamprecht (2006) und der vorliegenden Studie

	Lamprecht, 2006	Endres
Zahntyp	Frasaco Kunststoffzahn	Natürlicher Zahn
Studientyp	In vitro	In vitro
Restorationstyp	Kronen	Einzelzahn
Messmethode	Dünnschnitte unter Mikroskop	Micro CT
Anzahl der Proben	6 Zähne	6 Zähne; 30 Käppchen
Randspalt (mean)	69 µm	20 µm
Klebspalt (mean)	59 µm	114 µm

Als Ergebnis des Randspalts ist das Cercon System maßhaltiger als das Zerion System. Es reicht jedoch nicht an die Güte des LAVA™-Systems heran.

Alle bisher verglichenen Studien stellen Zirkonoxidkeramiken gegenüber. Daher erfolgen Vergleiche der Randspalten zu anderen Keramiksystemen und Studien mit bewährten Verblendkeramikronen (VMK).

Als Beispiel für eine Studie mit Feldspatkeramikronen wird die Untersuchung von Eenhuis (2009) zum Cerec System herangezogen (Tab. 26).

Tab. 26: Vergleich der Studien von Eenhuis (2009) und der vorliegenden Studie

	Eenhuis, 2009	Endres
Zahntyp	Kunststoffzahn	Natürlicher Zahn
Studientyp	In vitro	In vitro
Restorationstyp	Kronen	Einzelzahn
Messmethode	Dünnschnitte unter Mikroskop	Micro CT
Anzahl Proben	6 Zähne	6 Zähne; 30 Käppchen
Randspalt (mean)	58 µm	20 µm
Klebspalt (mean)	117 µm	114 µm

Die Klebspalten beider Systeme sind vergleichbar. Der Randspalt des LAVA™-Systems ist präziser. Der Unterschied ist, wie in Tabelle 20 aufgezeigt, signifikant.

Die Studie von Yeo et al. (2003) vergleicht mehrere Systeme miteinander, unter anderem VMK, Empress, Celay InCeram und copy-milled Celay InCeram.

Tab. 27: Vergleich der Studien von Yeo et al. (2003) und der vorliegenden Studie

	Yeo et al., 2003				Endres
	VMK	Celay InCeram	Copy-milled Celay InCeram	Empress II	
Zahntyp	Natürlicher Zahn				Natürlicher Zahn
Studientyp	In vitro				In vitro
Restaurations- typ	Einzelzahnkronen				Einzelzahnkronen
Messmethode	Optisches Mikroskop				Micro CT
Anzahl Proben	30	29	30	29	6 Zähne; 30 Käppchen
Randspalt (mean) [μm]	87	112	87	46	20

Die unterschiedlichen Systeme zeigen verschiedene Randspalten auf (Tab. 27). Das LavaTM-System der vorliegenden Studie hat einen signifikant kleineren Randspalt als die Kronen, inklusive der bewährten Verblendkeramikkrone, von Yeo et al. (2003). Die Differenzen können durch den anderen Studienaufbau beeinflusst werden.

Beschnidt et al. (1999) haben ebenfalls verschiedene Systeme miteinander verglichen. Auch hier wurden signifikant größere Randspalten gemessen als bei der vorliegenden Studie (Tab. 28), was die Güte des Lava-Systems unterstreicht.

Tab. 28: Vergleich der Studien von Beschnidt et al. (1999) und der vorliegenden Studie

	Beschnidt et al., 1999					Endres
	VMK	Slip Cast InCeram	Celay InCeram	Empress	Celay Feld- spath	
Zahntyp	Natürlicher Zahn					Natürlicher Zahn
Studientyp	In vitro					In vitro
Restaurations- typ	Einzelzahnkronen					Einzelzahn- kronen
Messmethode	Stereomikroskop					Micro CT
Anzahl Proben	10	10	10	10	10	6 Zähne; 30 Käppchen
Randspalt (mean) [μm]	87	82	91	63	117	20

Bindl und Mörmann (2005) erreichten deutlich präzisere Randspalten bei ihrer Untersuchung verschiedener Keramiksysteme (siehe Tab. 20). Bei den Systemen Slip Cast InCeram, Procera und Decim gab es keinen signifikanten Unterschied im Vergleich zur hiesigen Studie. Sie kamen mit 25 μm , 17 μm und 23 μm ebenfalls an die angestrebte Randspaltgröße von 20 μm .

Die verschiedenen Studien zeigen, dass es sowohl Unterschiede innerhalb und zwischen den Systemen gibt. Dies lässt darauf schließen, dass die Güte des Systems von möglichen Fehlerquellen stark beeinträchtigt werden kann.

Die Aussagekraft der Vergleiche der Klebespalte ist auf Grund der verschiedenen Messpositionen und Mittelwertbildungen begrenzt. Generell wird der Mittelwert über alle Messpositionen gebildet. Das Diagramm a) aus Abbildung 36 zeigt jedoch, dass die Mittelwerte an den Messpositionen unterschiedlich sind. Daher ist es erforderlich, dass entweder alle Arbeiten die gleiche Messpunktlagen verwenden oder dass ein expliziter Messpunkt für den Klebespalt als Referenz festgelegt wird. Da die Positionen unterschiedlich sind, wird ein Messpunkt 2 mm vom Rand als Referenzpunkt festgelegt, um ausreichend weit vom Randspalt entfernt zu liegen. Dadurch fallen jedoch einige Arbeiten aus dem Betrachtungsumfang wie z. B. Wojahn (2006).

Alle Vergleichsarbeiten sind im Dünnschnittverfahren gemessen. Dies bedeutet ca. fünf Zähne mit jeweils einem Käppchen. Um die Vergleichbarkeit in der nachfolgenden Abbildung zu gewährleisten, sind aus dieser Arbeit ebenfalls fünf Zähne mit einem Käppchen berücksichtigt worden.

In der Darstellung (Abb. 46) ist je Quelle für den Rand- und den Klebespalt an der 2 mm Position der Mittelwert (rot) sowie der Streubereich (schwarz bzw. grau) dargestellt.

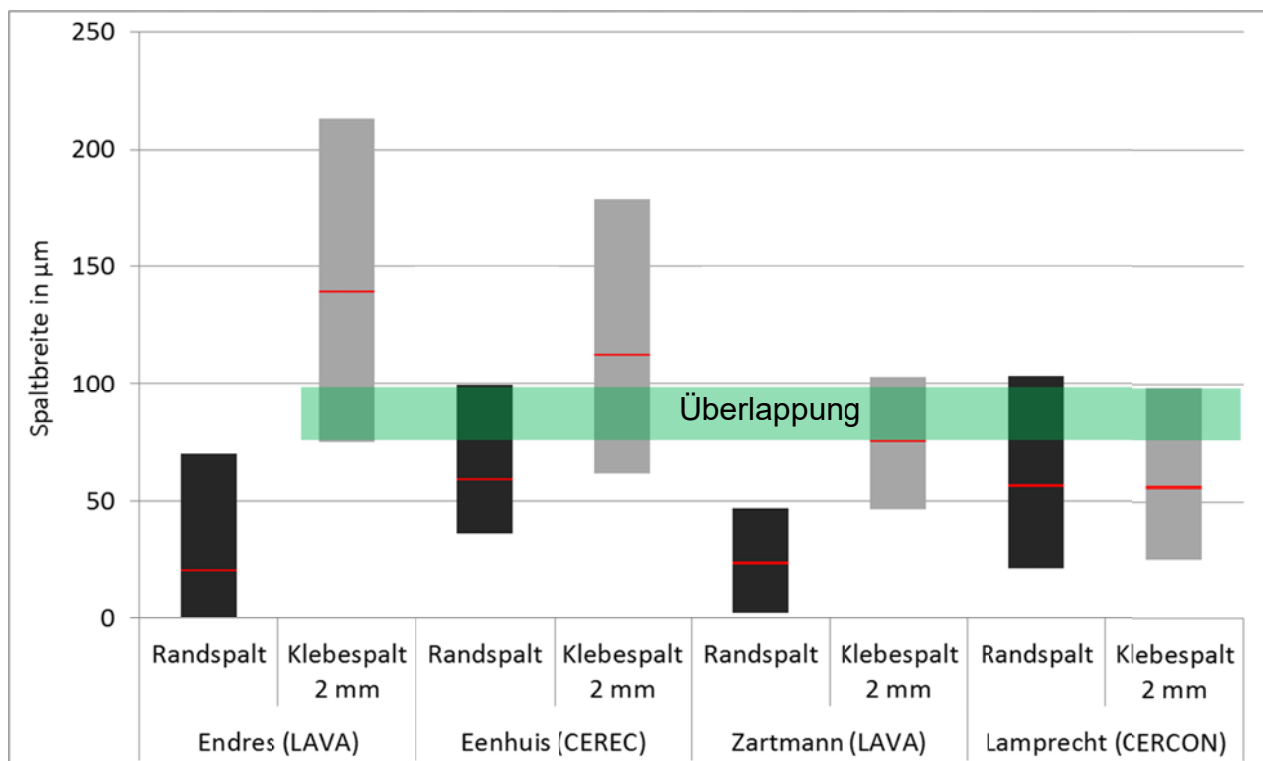


Abb. 46: Vergleich der Rand- und Klebespalten verschiedener Arbeiten

Ergänzend zu den vorhergehenden Aussagen in Bezug auf den Klebespalt, der jedoch medizinisch im Vergleich zum Randspalt weniger relevant ist, fällt auf, dass Eenhuis und Endres sehr dicht zusammenliegen. Selbst über alle Arbeiten betrachtet, überlappen sich die Streubereiche für den Klebespalt.

Die Klebespalten bei Endres und Zartmann beim 2 mm Messpunkt sind zeigen Unterschiede auf, obwohl das gleiche System überprüft wurde. Dies kann unter anderem an der unterschiedlichen Einstellung der Schleifparameter liegen, bei denen man die Breite der Klebefuge einstellen kann.

Um bei zukünftigen Untersuchungen die Aussagekraft sollte man eine größere Versuchsmenge wählen, die Schleifparameter, wie die Größe der Klebefuge, standardisieren und verschiedene Systeme mit den gleichen Messverfahren auswerten.

8. Zusammenfassung

Die Ansprüche der Patienten an die Qualität der Restauration steigen stetig. Besonders im Fokus stehen natürlich wirkende, biokompatible Materialien. Für diese bieten sich moderne Verfahren wie das volldigitale CAD/CAM-Verfahren an.

Die vorliegende In-vitro-Studie hat die Untersuchung des Randspalts und der Passgenauigkeit des Klebespalts der vollkeramischen Kappchen des LAVA™-Systems zum Ziel.

Zur Verbesserung der Aussagekraft werden im Vergleich zu anderen Studien natürliche extrahierte Zähne verwendet. Dazu werden für sechs natürliche, präparierte Molaren jeweils fünf LAVA™-Kappchen hergestellt.

Zur Ermittlung von Randspalt und Klebespalt werden Innenabformungen der Kappchen gefertigt. Diese werden mit Hilfe eines Micro-CT V/tome/x s 240D der Fa. GE Sensing & Inspecting Technologies gescannt. Die Vermessung erfolgt in drei parallelen Schnittebenen. Die Messpunkte konzentrieren sich auf den Randbereich und nehmen in der Dichte nach innen hin ab.

Es ergibt sich ein Minimalwert von 0 µm sowohl für den Randspalt als auch den Klebespalt. Für den Randspalt wird ein Maximalwert von 90 µm und für den Klebespalt 430 µm ermittelt. Der Mittelwert des Randspalts beträgt 20 µm und der Median 0 µm (vgl. Tab. 16). Der Klebespalt hat einen Mittelwert von 114 µm und einen Median von 120 µm. Diese Werte sind mit ähnlich aufgebauten Studien anderer vollkeramischer Systeme vergleichbar oder besser. Die vorliegende Studie liegt nach Auszählung aller Messwerte beim Randspalt mit 62 % der Proben unter der aus parodontaler und kariesprophylaktischer Sicht klinisch wünschenswerten Grenze von 20 µm.

Anhand der Ergebnisse wird gezeigt, dass das LAVA™-System eine gute Passgenauigkeit erreicht und somit mittels der CAD/CAM-Technologie bioverträgliche, ästhetisch hochwertige Restaurationen möglich sind.

Der Quervergleich mit den anderen Studien zeigt, dass die Werte von Endres und Zartmann (LAVA™) bezüglich des Randspalts sehr eng zusammen liegen und dass das LAVA™-System im Quervergleich die besten Randspaltwerte aufweist.

Als Ausblick für weitere Studien ist eine Analyse der Einzelparameter denkbar. Dazu könnten in einem ähnlichen Aufbau z. B. die Messungen an einem Zahn und einem Käppchen mehrfach durchgeführt werden, um weitere Aufschlüsse über den Einfluss des Aufsetzens zu gewinnen. Dieser kann dann als Basis in weiteren Studien verwendet werden, um die Unterschiede von den verschiedenen Kronensystemen ohne Behandler-einfluss zu bewerten.

Tabelle 3: Mittelwerte des Rand- und Klebespalts für Zahn 1 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,020	0,062	0,132	0,158	0,124	0,160	0,140	0,110	0,114	0,136	0,130	0,106	0,044	0,018	0,010
2M	0,022	0,046	0,092	0,134	0,132	0,126	0,110	0,120	0,126	0,110	0,092	0,070	0,032	0,020	0,004
3E	0,032	0,056	0,072	0,114	0,122	0,122	0,104	0,170	0,116	0,138	0,124	0,074	0,048	0,028	0,014

Tabelle 2: Streubreite des Rand- und Klebespalts für Zahn 1 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,060	0,100	0,230	0,190	0,200	0,210	0,120	0,020	0,140	0,110	0,090	0,140	0,130	0,050	0,050
2M	0,060	0,050	0,140	0,120	0,130	0,110	0,100	0,040	0,160	0,150	0,180	0,210	0,140	0,100	0,020
3E	0,070	0,050	0,110	0,130	0,130	0,150	0,100	0,370	0,090	0,140	0,100	0,170	0,160	0,120	0,050

Tabelle 1: Median des Rand- und Klebespalts für Zahn 1 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,000	0,070	0,130	0,180	0,170	0,170	0,120	0,110	0,110	0,150	0,120	0,110	0,020	0,010	0,000
2M	0,000	0,050	0,100	0,150	0,150	0,140	0,110	0,120	0,110	0,090	0,080	0,050	0,000	0,000	0,000
3E	0,040	0,070	0,090	0,130	0,140	0,130	0,130	0,120	0,100	0,130	0,110	0,040	0,020	0,000	0,000

Tabelle 6: Mittelwerte des Rand- und Klebespalts für Zahn 2 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,028	0,050	0,082	0,138	0,158	0,152	0,156	0,164	0,164	0,078	0,102	0,066	0,044	0,002	0,000
2M	0,016	0,026	0,070	0,098	0,146	0,148	0,184	0,198	0,176	0,100	0,114	0,088	0,044	0,028	0,000
3E	0,006	0,042	0,086	0,112	0,130	0,130	0,124	0,130	0,120	0,108	0,110	0,094	0,064	0,020	0,000

Tabelle 5: Streubreite des Rand- und Klebespalts für Zahn 2 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,070	0,100	0,150	0,160	0,110	0,140	0,120	0,090	0,200	0,170	0,160	0,140	0,120	0,010	0,000
2M	0,040	0,080	0,140	0,190	0,150	0,160	0,070	0,090	0,140	0,180	0,210	0,150	0,120	0,080	0,000
3E	0,030	0,080	0,160	0,190	0,170	0,170	0,130	0,100	0,160	0,210	0,170	0,200	0,160	0,090	0,000

Tabelle 4: Median des Rand- und Klebespalts für Zahn 2 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,020	0,020	0,130	0,170	0,190	0,160	0,170	0,160	0,140	0,060	0,110	0,050	0,000	0,000	0,000
2M	0,000	0,010	0,100	0,130	0,170	0,180	0,190	0,220	0,180	0,070	0,080	0,080	0,000	0,000	0,000
3E	0,000	0,060	0,130	0,170	0,180	0,180	0,130	0,110	0,090	0,090	0,070	0,050	0,030	0,000	0,000

Tabelle 8: Mittelwerte des Rand- und Klebespalts für Zahn 3 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,010	0,062	0,098	0,140	0,164	0,176	0,174	0,148	0,138	0,100	0,098	0,100	0,062	0,026	0,006
2M	0,018	0,068	0,086	0,124	0,154	0,188	0,188	0,218	0,204	0,090	0,090	0,072	0,018	0,012	0,000
3E	0,024	0,062	0,092	0,150	0,198	0,186	0,164	0,178	0,168	0,104	0,090	0,068	0,018	0,018	0,004

Tabelle 9: Streubreite des Rand- und Klebespalts für Zahn 3 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,030	0,080	0,080	0,040	0,070	0,090	0,070	0,120	0,100	0,130	0,120	0,120	0,160	0,130	0,030
2M	0,040	0,060	0,040	0,080	0,090	0,190	0,120	0,160	0,130	0,110	0,160	0,130	0,060	0,020	0,000
3E	0,060	0,080	0,060	0,090	0,060	0,090	0,140	0,090	0,070	0,090	0,040	0,070	0,070	0,060	0,020

Tabelle 7: Median des Rand- und Klebespalts für Zahn 3 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,000	0,050	0,110	0,140	0,170	0,180	0,150	0,150	0,140	0,100	0,090	0,080	0,000	0,000	0,000
2M	0,020	0,080	0,090	0,120	0,160	0,170	0,170	0,200	0,200	0,070	0,080	0,080	0,000	0,020	0,000
3E	0,020	0,060	0,070	0,170	0,210	0,190	0,170	0,180	0,160	0,100	0,100	0,070	0,000	0,000	0,000

Tabelle 11: Mittelwerte des Rand- und Klebespalts für Zahn 4 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,030	0,044	0,082	0,130	0,134	0,118	0,134	0,152	0,128	0,110	0,116	0,086	0,024	0,036	0,034
2M	0,050	0,040	0,102	0,138	0,144	0,138	0,108	0,104	0,120	0,114	0,126	0,100	0,066	0,046	0,020
3E	0,044	0,096	0,114	0,156	0,158	0,170	0,140	0,104	0,218	0,208	0,202	0,198	0,132	0,090	0,014

Tabelle 10: Streubreite des Rand- und Klebespalts für Zahn 4 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,060	0,100	0,150	0,150	0,150	0,150	0,270	0,130	0,080	0,050	0,070	0,100	0,020	0,070	0,070
2M	0,040	0,100	0,080	0,100	0,060	0,090	0,050	0,060	0,060	0,100	0,130	0,150	0,110	0,080	0,060
3E	0,030	0,050	0,040	0,060	0,060	0,090	0,060	0,100	0,150	0,210	0,210	0,150	0,180	0,120	0,040

Tabelle 12: Median des Rand- und Klebespalts für Zahn 4 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,030	0,030	0,080	0,110	0,110	0,090	0,090	0,160	0,130	0,120	0,100	0,070	0,030	0,040	0,030
2M	0,040	0,040	0,120	0,140	0,130	0,130	0,110	0,110	0,120	0,130	0,130	0,110	0,070	0,050	0,020
3E	0,040	0,090	0,120	0,160	0,160	0,170	0,140	0,090	0,240	0,240	0,250	0,220	0,160	0,100	0,000

Tabelle 15: Mittelwerte des Rand- und Klebespalts für Zahn 5 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,016	0,088	0,108	0,194	0,204	0,216	0,200	0,152	0,172	0,170	0,166	0,162	0,106	0,086	0,006
2M	0,014	0,036	0,094	0,134	0,150	0,150	0,158	0,166	0,140	0,076	0,090	0,094	0,092	0,044	0,006
3E	0,026	0,028	0,056	0,116	0,134	0,134	0,092	0,128	0,108	0,092	0,084	0,092	0,016	0,020	0,014

Tabelle 14: Streubreite des Rand- und Klebespalts für Zahn 5 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,040	0,110	0,090	0,120	0,080	0,120	0,160	0,190	0,160	0,170	0,150	0,160	0,190	0,190	0,030
2M	0,060	0,080	0,060	0,020	0,060	0,060	0,110	0,140	0,140	0,160	0,160	0,130	0,140	0,110	0,030
3E	0,060	0,050	0,060	0,040	0,050	0,120	0,090	0,160	0,100	0,060	0,030	0,070	0,080	0,070	0,040

Tabelle 13: Median des Rand- und Klebespalts für Zahn 5 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,000	0,080	0,120	0,200	0,210	0,220	0,180	0,140	0,140	0,150	0,160	0,150	0,100	0,060	0,000
2M	0,000	0,050	0,090	0,130	0,160	0,140	0,170	0,170	0,120	0,060	0,080	0,120	0,120	0,050	0,000
3E	0,020	0,040	0,060	0,120	0,140	0,130	0,090	0,090	0,110	0,090	0,090	0,090	0,000	0,010	0,000

Tabelle 18: Mittelwerte des Rand- und Klebespalts für Zahn 6 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,022	0,054	0,064	0,104	0,116	0,128	0,088	0,176	0,208	0,172	0,162	0,154	0,120	0,066	0,052
2M	0,038	0,086	0,104	0,136	0,156	0,154	0,126	0,110	0,152	0,150	0,152	0,138	0,102	0,072	0,038
3E	0,050	0,108	0,144	0,144	0,140	0,154	0,152	0,164	0,152	0,126	0,130	0,122	0,096	0,052	0,026

Tabelle 17: Streubreite des Rand- und Klebespalts für Zahn 6 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,040	0,130	0,160	0,100	0,080	0,060	0,080	0,130	0,100	0,070	0,050	0,060	0,120	0,110	0,080
2M	0,060	0,090	0,120	0,100	0,080	0,090	0,120	0,160	0,090	0,060	0,070	0,080	0,130	0,100	0,070
3E	0,070	0,150	0,100	0,110	0,100	0,100	0,160	0,140	0,090	0,060	0,070	0,050	0,110	0,080	0,040

Tabelle 16: Median des Rand- und Klebespalts für Zahn 6 (Werte in mm)

	Messpunkte														
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	links	mitte	rechts	2,5	2	1,5	1	0,5	0
Schnitt 1	0,020	0,060	0,080	0,090	0,110	0,110	0,100	0,210	0,220	0,180	0,170	0,160	0,120	0,060	0,050
2M	0,040	0,070	0,080	0,130	0,170	0,160	0,120	0,130	0,150	0,160	0,160	0,140	0,100	0,070	0,040
3E	0,050	0,090	0,140	0,130	0,120	0,140	0,120	0,170	0,140	0,130	0,140	0,110	0,100	0,060	0,030

10. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Umzeichnung der Kronenrandterminologie nach Holmes (Holmes et al., 1989)	10
Abb. 2: Bruchlast vollkeramischer, dreigliedriger Brücken: der Querschnitt der Gerüst- verbindung beträgt einheitlich 16 mm ² ; alle Brücken wurden vor der Belastungsprüfung mit Zinkoxid-Phosphatzement auf starr gelagerten Metallstümpfen von 15-17 zementiert; die Krafteinleitung erfolgte zentral im Bereich des Brückengliedes 16 (Pospiech et al., 2004).....	16
Abb. 3: Dentalkeramiken nach deren chemischem Aufbau unterteilt (Pospiech et al., 2004).....	17
Abb. 4: Biegefestigkeit verschiedener Kronenwerkstoffe (Pospiech et al., 2004).....	19
Abb. 5: Umzeichnung des Ablaufs der Zirkoniumoxidbearbeitung des LAVA™-Systems und deren Parameter mit der jeweiligen klinischen Auswirkung (aus LAVA™-Expertise 3M ESPE)	22
Abb. 6: Chemische Löslichkeit von LAVA™ Frame Zirkonoxid im Vergleich zu anderen Dentalkeramiken: Ausdruck der hohen Biokompatibilität des LAVA™ Zirkonoxid- Gerüsts ist hier die nicht nachweisbare Löslichkeit (Pospiech et al., 2004)	23
Abb. 7: Versuchsumfang – je Zahn wurden jeweils fünf Zirkonkappchen angefertigt....	27
Abb. 8: Stereolithographisches Modell mit LAVA™-Zirkonoxidkappchen.....	28
Abb. 9: Präparationsmodell, echte Zähne in Kunststoff gesetzt	30
Abb. 10: Digital Workflow LAVA™ Chairside Oral Scanner.....	31
Abb. 11: LAVA™ Chairside Oral Scanners (3M ESPE, Seefeld)	32
Abb. 12: Lava™ CNC 500 Frässystem (3M ESPE, Seefeld).....	33
Abb. 13: LAVA™-Zirkonoxidkappchen	33
Abb. 14: Grafische Darstellung der Innenabformung des Klebe- und Randspalts	35
Abb. 15: Probe (Innenabdruck plus Trägermaterial).....	35
Abb. 16: Mikrofokus Computertomograph V/tome/x s 240D (Fa.GE Sensing & Inspecting Technologies – phoenix/x-ray) betrieben von der Firma Freudenberg Forschungsdienste SE & Co. KG in Weinheim betrieben	36
Abb. 17: Übersichtsbild der Schnittlagen mittels Mikro-CT 3D-Scan der Probe	37

Abb. 18 a und b: Mikrofokus-CT-Gerät links und Detailaufnahme mit Probe rechts.....	38
Abb. 19: Probe 1B Schicht 1, die rote Markierung zeigt den Randspalt, die gelben Markierungen die Messpunkte für den Klebespalt (in 0,5 mm Schritten, oben links, oben Mitte und oben rechts)	39
Abb. 20: Verhältnis der gemessenen zur wahren Standardabweichung von 0,8 (Minitab 2010).....	40
Abb. 21: Kategorien der Messauswertung	42
Abb. 22: Schematische Darstellung des Rand- und Klebespalts.....	46
Abb. 23: a) Schnittebenen exemplarisch an Zahn 1, Probe 1A (Fa. Freudenberg) und b) Messpunkte exemplarisch an Probe 1A Schnitt 3 (Fa. Freudenberg).....	49
Abb. 24: Liniendiagramme Zahn 1 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 1; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 1. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 24 a)	58
Abb.25: Liniendiagramme Zahn 1 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 1. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M	59
Abb. 26: Liniendiagramme Zahn 1 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 1. b) Streubreite Zahn 1 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3.	60
Abb. 27: Liniendiagramme Zahn 2 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 2; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 2. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 27 a)	62
Abb. 28: Liniendiagramme Zahn 2 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 2. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M	63
Abb. 29: Liniendiagramme Zahn 2 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 2. b) Streubreite Zahn 2 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3.	64
Abb. 30: Liniendiagramme Zahn 3 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 3; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von	

Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 3. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 30 a)	65
Abb. 31: Liniendiagramme Zahn 3 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 3. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M	66
Abb. 32: Liniendiagramme Zahn 3 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 3. b) Streubreite Zahn 3 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3.	67
Abb. 33: Liniendiagramme Zahn 4 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 4; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 4. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 33 a)	68
Abb. 34: Liniendiagramme Zahn 4 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 4. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M	69
Abb. 35: Liniendiagramme Zahn 4 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 4. b) Streubreite Zahn 4 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3	70
Abb. 36: Liniendiagramme Zahn 5 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 5; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 5. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 36 a)	71
Abb. 37: Liniendiagramme Zahn 5 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 5. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M	72
Abb. 38: Liniendiagramme Zahn 5 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 5. b) Streubreite Zahn 5 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3	73
Abb. 39: Liniendiagramme Zahn 6 a) Mittelwerte gemittelt über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 6; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3. b) Median über alle Kappen je Messpunkt von Zahn 6. Die Schnitte und Farben wie in Abb. 39 a)	74

Abb. 40: Liniendiagramme Zahn 6 a) Schnitt 1 Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 6. b) zeigt die Absolutwerte für Schnitt 2M	75
Abb. 41: Liniendiagramme Zahn 6 a) Schnitt 3E Absolutwerte, die verschiedene Linien stehen für die verschiedenen Kappen für Zahn 3. b) Streubreite Zahn 3 je Messpunkt; blau zeigt die Werte von Schnitt 1, rot von Schnitt 2, grün von Schnitt 3	76
Abb. 42: Liniendiagramme statistischen Kenngrößen aller Zähne a) Mittelwerte, b) Median	77
Abb. 43: Liniendiagramme statistischen Kenngrößen aller Zähne a) Streubreite, sowie b) Maximalspalt über alle Zähne	78
Abb. 44: Liniendiagramm mittlerer Gesamtpalt a) Zahn 1 Käppchen 1A, b) Zahn 1 Käppchen 1C (x-Achse zeigt Messstellen).....	80
Abb. 45: Trennschärfekurve des Randspalts für t-Test bei zwei Stichproben, Probenumfang 180	82
Abb. 46: Vergleich der Rand- und Klebespalten verschiedener Arbeiten.....	93

11. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Literaturbasierter maximal zulässiger Randspalt	12
Tab. 2: Ergebnisse von marginalen Passungen vollkeramischer Systeme von in-vitro und in-vivo-Studien	13
Tab. 3: Anforderungen für dentale Vollkeramiken in der Norm DIN EN ISO 6872 (1996)	15
Tab. 4: Messwerte Zahn 1 Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter	47
Tab. 5: Statistische Kennwerte Zahn 1 für Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter.....	48
Tab. 6: Messwerte Zahn 2 Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter	50
Tab. 7: Statistische Kennwerte Zahn 2 für Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter.....	50
Tab. 8: Messwerte Zahn 3 Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter	51
Tab. 9: Statistische Kennwerte Zahn 3 für Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter.....	51
Tab. 10: Messwerte Zahn 4 Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter	52
Tab. 11: Statistische Kennwerte Zahn 4 für Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter...	52
Tab. 12: Messwerte Zahn 5 Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter	53
Tab. 13: Statistische Kennwerte Zahn 5 für Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter...	53
Tab. 14: Messwerte Zahn 6 Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter	54
Tab. 15: Statistische Kennwerte Zahn 6 für Rand- und Klebespaltbreite in Millimeter...	54
Tab. 16: Statistische Kennwerte über alle Zähne für Rand- und Klebespaltbreite	55
Tab. 17: Mittelwerte des Rand- und Klebespalts über alle Zähne in Millimeter	55
Tab. 18: Zahn 1 Kappe 1A Absolutwerte der Rand- und Klebespaltbreite und halber Gesamtpalt (links + rechts) in Millimetern.....	56
Tab. 19: Zahn 1 Kappe 1C Absolutwerte der Rand- und Klebespaltbreite und halber Gesamtpalt (links + rechts) in Millimetern.....	56
Tab. 20: Signifikanzprüfung zwischen vorliegender Arbeit und Vergleichsstudien	83
Tab. 21: Ziel-Ist-Vergleich Der Messwerte dieser Untersuchung.....	85
Tab. 22: Vergleich der Studien von Reich et al. (2005) und der vorliegenden Studie....	86
Tab. 23: Vergleich der Studien von Zartmann (2009) und der vorliegenden Studie	87
Tab. 24: Vergleich der Studien von Wojahn (2007) und der vorliegenden Studie	88
Tab. 25: Vergleich der Studien von Lamprecht (2006) und der vorliegenden Studie.....	89

Tab. 26: Vergleich der Studien von Eenhuis (2009) und der vorliegenden Studie.....	90
Tab. 27: Vergleich der Studien von Yeo et al. (2003) und der vorliegenden Studie.....	91
Tab. 28: Vergleich der Studien von Beschnidt et al. (1999) und der vorliegenden Studie	92

12. Literaturverzeichnis

Alexander AG. Periodontal aspects of conservative dentistry. BDJ 1967; 123: 542-543

Alexander AG. Periodontal aspects of conservative dentistry. BDJ 1968; 125: 111-114

Augusti D, Augusti G. Marginal Fit of Zirconia Crown-copings on Chamfer and Shoulder Preparations. J Dent Res IADR 2007; 86: 885

Berstein A, Bemauer I, Marx R, Geurtsen W. Human Cell Culture Studies with Dental Metallic Materials. Biomaterials 1992; 13: 98-100

Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in an artificial mouth. J Oral Rehabil 1999; 26: 582-593

Beuer F, Fick K, Erdelt KJ, Gernet W. Marginale und innere Passung von CAD-gefrästen Zirkoniumoxid-Einzelzahngerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 517-521

Bieniek K. Randspaltbreiten bei aktuellen Vollkeramikronensystemen. Phillip J 1993; 10: 223-226

Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil 2005; 32: 441-447

Biffar R. Zur Auswertung von Randspaltnmessungen an feststehendem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 523-525

Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera^R-AllCeram crowns. J Prosthet Dent 2000; 84: 419-424

Böckler AF, Stadler A, Setz JM. The Significance of Marginal Gap and Overextension Measurement in the Evaluation of the Fit of Complete Crowns. J Contemp Dent Pract 2005; 4: 26-37

Böttger H, Rosenbauer KA, Pospiech P. Die Oberfläche von Glaskeramikkronen (Dicor) und VMK-Kronen im rasterelektronenmikroskopischen Vergleich. ZWR 1989; 98: 46-50

Brukl CE, Philip GK. The fit of molded all ceramic, twin foil and conventional ceramic crowns. J Prosthet Dent 1987; 58: 408-413

Burgess J, Lawson C, Robles A. Comparing Digital and Conventional Impressions. Assessing the accuracy, efficiency, and value of today's systems. Inside Dent 2013; 9: 68-74

Chan C, Weber H. Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: A comparative study. J Prosthet Dent 1986; 56: 666-671

Chu-Jung W, Phillip LM, Dan N. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. J Prosthet Dent 1992; 67: 786-790

Demmel HJ. Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 1971; 26: 700-705

DIN EN ISO 6872. Dentalkeramik. Berlin: Beuthverlag, 1996

Donath K, Roth, K. Histologisch morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen. Z Stomatol 1987; 84: 53-73

Dreyer-Jørgensen K. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 1958; 7: 461-469

Düsterhaus T. Untersuchung über den zervikalen Randschluss von Gusskronen an extrahierten überkronten Zähnen. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät, Westfälische Wilhelms-Universität, Münster, 1980

Eenhuis U. In-vitro Studie zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Cerec[®]-Kronen. Mastherthese, Medizinische Fakultät, Donau-Universität Krems, 2009

Erpenstein H, Kerschbaum T. Frakturanfälligkeit von glas- und galvanokeramischen Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 686

Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Quintessenz Zahntech 2002; 28: 48-60

Galindo ML, Hagmann E, Marinello CP, Zitzmann NU. Clinical long-term results with Procera®-AllCeram full-ceramic crowns. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2006; 116: 804-809

Geis-Gerstorfer J, Fäßler P. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54: 638-640

Geursten W. Der Kronen- und Füllungsrand. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45: 380-386

Gilmore N, Sheiham A. Overhanging dental restorations and periodontal disease. J Periodontol 1971; 42: 8-12

Grossmann DG. Der Werkstoff Gussglas – Keramikmaterial, In: Preston JD, Hrsg. Perspektiven der Dentalkeramik. Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio: Quintessenz, 1989: 117-133

Hertlein G, Höscheler S, Frank S, Suttor D. Marginal Fit of CAD/CAM Manufactured All Ceramic Zirconia Prostheses. J Dent Res IADR 2001; 80: 49

Hertlein G, Kraemer M, Sprengart T, Watzek K. Milling time vs marginal fit of CAD/CAM manufactured zirconia restaurations. J Dent Res IADR 2003; 82: 1455

Hertlein G, Franke R, Wastian C, Watzek K. Marginal Fit of Zirconia Restorations with Three/Four Abutment Teeth. J Dent Res IADR 2005; 84: 1764

Hertlein G, Langdon S, Cara G, Behrens A, hartung M, Wastian C. Marginal Fit of Zirconia Restorations Manufactured With a New Scanner. J Dent Res IADR 2006; 85: 67

Holmes JR, Bayne SD, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 1989; 62: 405-408

Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: A review and discussion Part I: Terminology and widths. J Prosthet Dent 1990; 64: 548-552

Kappert HF, Altvater A. Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlussverhalten von In-Ceram-Kronen und -Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 151-153

Kelly JR, nishimura I, Campell SD. Ceramics in dentistry historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996; 75: 18-32

Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera®-AllCeram crowns. J Oral Rehabil 2005; 32: 526-530

Kugel G, Chaimattayompol N, Perry R, Ferreira S, Sharma S, Towers J, Stark P. Comparison of digital vs. conventional impression systems for marginal accuracy. J Dent Res IADR 2008; 87: 1119

Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K. Vollkeramik auf einen Blick, 2.Auflage. Ettlingen: AG-Keramik, 2006

Kurbad A, Reichel K. CAD/CAM-gestützte Restaurationen aus Zirkonoxid, In: Baltzer A, Kurbad A, Hrsg. CAD/CAM und Vollkeramik - Ästhetische Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis. Berlin: Quintessenz, 2007: 159-188

Lamprecht C. In-vitro-Untersuchung des Randschlussverhaltens und der Passgenauigkeit des Cercon® Systems zur Herstellung von Vollkeramikronen. Masterthese, Medizinische Fakultät, Donau-Universität Krems, 2006

Lange DE, Schwöppe G. Epidemiologische Untersuchungen an Rekruten der Bundeswehr (Mund- und Gebissbefunde). Deutsch Zahnärztl Zeitsch 1981; 36: 432-434

Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinical perfect margins. J Clin Periodontol 1983; 10: 563-578

Lang NP, Kaarup-Hansen D, Joss A, Siegrist B, Weber HP, Gerber C, Saxer UP, Curilović Z. The significance of overhanging filling margins for the health status of interdental periodontal tissues of young adults. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1988; 98: 725-730

Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Esthet Dent* 1998; 42: 567-577

May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 394-404

Marxkors R. Der Randschluss von Gusskronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1980; 35: 913-915

Marxkors R. Kriterien für die zahnärztliche Prothetik. In: Marxkors, Hrsg. Studienhandbuch des Projektes Qualitätssicherung in der Zahnmedizin – Definitionsphase. Würzburg: Arbeitsgruppe Qualitätssicherung in der Zahnmedizin, 1988

McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in-vivo technique. *Br Dent J* 1971; 131: 107-111

Meiners H. Prophylaxe und Werkstoffkunde. *Zahnärztl Welt* 1985; 94: 792-798

Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 201–206

Müller N, Pröschel P. Kronenrand und parodontale Reaktion. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 30-36

Ogledzki M, Wenzel K, Doherty E, Kugel G. Accuracy of 3M-Brontes stereolithography models compared to plaster models. *J Dent Res IADR* 2010; 88: 1060

Pauli C. Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer Oberkieferseitenzahnbrücken. *ZWR* 1996; 105: 626-632

Piwowarczyk A, Lauer HC. Determining the marginal fit of CAD/CAM bridge frameworks. *J Dent Res IADR* 2006; 85: 254

Pospiech P, Rountree PR, Nothdurft FP. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic posterior bridges: Two year result. *J Dent Res IADR* 2003; 82: 817

Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski A. *Keramik-Vollkeramik*. Seefeld: 3M ESPE, 2004

Pospiech P, Nothdurft FP. A prospective study on the long-term behavior of zirconia-based bridges (Lava™): results after three years in service. *J Dent Res IADR* 2004; 83: 230

Quintas AF, Oliviera F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 250-257

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. Clinical efficacy of Y-TZP-based posterior fixed partial dentures. *J Dent Res IADR* 2005; 84: 226

Rehberg HJ. Exakter Randschluss – was ist das? *Dtsch Zahnärztl Z* 1971; 26: 696-699

Reich S. Grünbearbeitung von Zirkonoxid. Neue Möglichkeiten in der CAD/CAM Technologie. *Dent Labor* 2004; 52: 973-979

Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 174-179

Renggli H, Regolati B. Gingival inflammation and plaque accumulation by well-adapted supragingival and subgingival proximal restorations. *Helv Odon Acta* 1972; 16: 99-101

Rodriguez-Ferrer HJ, Strahan JD, Newmann HN. Effect of gingival health of removing overhanging margins of interproximal subgingival amalgam restorations. *J Clin Periodontal* 1980; 7: 457-462

Schäfer R, Kappert HF. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993; 48: 625-628

Shannon AJT, Qian F, Tan P, Gratton D. In-vitro horizontal marginal adaptation comparison of CAD/CAM zirconium copings. *J Dent Res IADR* 2008; 87: 188

Silness J, Løe H. Periodontal disease in Pregnancy. II. Correlation between oral hygiene and periodontal condition. *Acta Odon Scand* 1964; 22: 121-135

Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. J Periodont Res 1970a; 5: 60-68

Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges (V). Effect of splinting adjacent abutment teeth. J Periodont Res 1970b; 9: 121-126

Silness J, Ohm E. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. J Periodont Res 1974; 5: 60-68

Silness J. Fixed prosthodontics and periodontal health. Dent Clin N Am 1980; 24: 317-329

Sörensen JA. A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. J Prosthet Dent 1989; 62: 264-269

Spiekermann H. Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 1986; 41: 1015-1019

Strub JR. Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 1992; 47: 566-571

Suttor D, Höscheler S, Hauptmann H, Hertlein G, Bunke K. Lava – das System von 3M ESPE für vollkeramische ZrO₂-Kronen- und Brückengerüste. Quintessenz 2001; 27: 1018-1026

Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. J Dent 2010; 38: 553-559

Than A, Duguid R, McKendrick AJW. Relationship between restorations and the level of the periodontal attachment. J Clin Periodontol 1982; 9: 193-202

Tinschert J, Natt G, Spiekermann H. Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. Dent Praxis 2001; 18: 293-309

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture strength of lithium disilicate-, alumina- and zircon-based three-unit partial dentures. Int J Prosthodont 2001; 14: 231-238

Tuntiprawon M, Wilson P. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. Aust Dent J 1995; 40: 17-21

Utz KH, Grüner M, Vothknecht R. Zervikale Diskrepanzen und Randschlussdichte von Vollgusskronen in Abhängigkeit vom Befestigungszement. Dtsch Zahnärztl Z 1989; 44: 901-904

Valderhaug J, Heloe LA. Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses. J Periodontol 1977; 48: 221- 224

Waerhaug J. Histological considerations which govern where the margin of restorations should be located in relation to the gingiva. Dent Clin North Am 1960; 5: 161-176

Witkowski S. Vorhang auf für LAVA. Zahntech Mag 2001; 5: 230

Wojahn T. In-vitro-Untersuchung des Randschlussverhaltens und der Passgenauigkeit von Zerion[®] Zirkonoxid zur Herstellung von Vollkeramikkkronen. Masterthese, Medizinische Fakultät, Donau-Universität Krems, 2007

Wöstmann B. Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Med Habil, Medizinische Fakultät, Westfälische Wilhelms-Universität, Münster, 1992

Yeo I, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2003; 90: 459-464

Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. Braz Oral Res 2011; 25: 261-266

Zartmann T. In-vitro Studie zur Bestimmung der Passgenauigkeit von vollkeramischen Zirkonoxidkronen des LAVA-Systems. Masterthese, Medizinische Fakultät, Donau-Universität Krems, 2009

Zöllner A, Heuermann M, Weber HP. Secondary caries in crowned teeth: correlation of clinical and radiographic findings. J Prosthet Dent 2002; 88: 314-319

Abb. 20, S. 44 is being printed with permission of Minitab Inc. All such material remains the exclusive property and copyright of Minitab Inc. All rights reserved.

13. Danksagung

Ich danke allen, die mir bei der Durchführung dieser Arbeit behilflich waren. Insbesondere richtet sich mein Dank an:

Prof. Dr. Walter Lückerath für die Bereitstellung des Themas und der Betreuung.

3M Espe für das Herstellen der Kronenkäppchen.

Und nicht zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mich immer unterstützt haben, meine Ziele zu erreichen.