

**Bruchzähigskeitsprüfung an monolithischen
Dentalkeramiken**

Verfahren für Biegeproben mit Chevron-Kerb

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Victoria Wientzek, geb. Nwuha

aus Pforzheim

2026

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Christoph Bourauel
2. Gutachterin: Prof. Dr. Karin Jepsen

Tag der mündlichen Prüfung: 31.03.2026

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften
- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Für meine Tochter

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	8
1. Einleitung	10
1.1 Literaturübersicht.....	12
1.1.1 Keramik	12
1.1.2 Definition der Keramik	12
1.1.3 Bedeutung der Keramik in der Zahnmedizin	12
1.2 Einteilung der Dentalkeramiken.....	13
1.2.1 Silikatkeramik	14
1.2.1.1 Feldspat- und Glaskeramik.....	15
1.2.2 Oxidkeramik.....	16
1.2.2.1 Glasinfiltrierte und polykristalline Oxidkeramik	16
1.2.3 Zirkondioxidkeramik.....	17
1.3 Verarbeitungsmöglichkeiten der Oxidkeramik	18
1.4 Bruchzähigkeit keramischer Werkstoffe	19
1.4.1 Bedeutung der Bruchzähigkeit bei dentalen Keramiken.....	21
1.4.2 Prüfverfahren zur Ermittlung der Bruchzähigkeit.....	22
1.4.2.1 Single-Edge-V-Notched Beam (SEVNB).....	22
1.4.2.2 Single-Edge-Pre-cracked Beam (SEPB)	23
1.4.2.3 Surface Crack in Flexure–Methode (SCF)	23
1.4.2.4 Chevron-Notched Beam-Methode (CNB).....	24
1.5 Fragestellung und Ziele	25
2. Material und Methoden	27
2.1 Proben	28
2.2 Probenpräparation.....	29
2.3 Vermessung der Probekörper vor der Prüfung	31
2.4 Vorbelastung	32
2.5 Temperung der Proben	34
2.6 Allgemeine Hinweise zum Biegetest	34
2.7 Frakturierung der Probekörper	36

2.8	Ausmessen der Kerbgeometrie nach der Prüfung	36
2.9	Berechnung der Bruchzähigkeit	37
2.10	Statistik	39
3.	Ergebnisse	40
3.1	Kerblänge l_{11} und l_{12}	40
3.1.1	Detaillierte Betrachtung der Dentaurum-Probekörper	41
3.1.2	Detaillierte Betrachtung der Kulzer-Probekörper	42
3.1.3	Detaillierte Betrachtung der VITA-Probekörper	43
3.1.4	Detaillierte Betrachtung der Straumann-Probekörper	44
3.2	Kerbbreite (T) und Kerbbreitenversatz (ΔT)	45
3.3	Abstand der Kerbspitze (l_0) und Kerbspitzenversatz	46
3.4	Maximalkraft bei Frakturierung	47
3.4.1	Probekörper der Firma Dentaurum	47
3.4.2	Probekörper der Firma Kulzer	49
3.4.3	Probekörper der Firma VITA	50
3.4.4	Probekörper der Firma Straumann	51
3.4.5	Zusammenfassung der ermittelten Maximalkräfte	51
3.5	K_{IC} -Auswertung	53
3.5.1	K_{IC} -Ergebnisse nach empfohlener Toleranz	53
3.5.2	K_{IC} -Ergebnisse nach alternativer Toleranz	55
3.5.3	Statistische Auswertung der K_{IC} - und K_{ICAlt} -Werte (Welch-ANOVA und Games– Howell-Post-hoc-Tests)	57
4.	Diskussion	59
4.1	Einfluss von Kerblänge l_{11} und l_{12}	60
4.2	Einfluss des Probenhalters auf Kerbbreite (T) und Kerbbreitenversatz (ΔT)	62
4.3	Auswirkungen von l_{11} und l_{12} auf Kerbspitze (l_0) und Kerbspitzenversatz (Δl) ..	63
4.4	Zusammenhang zwischen Kerbgeometrie und Maximalkraft bei Frakturierung	64
4.5	Reproduzierbarkeit und Grenzen der Vergleichbarkeit der K_{IC} -Werte	66
4.6	Methodische Einordnung und Ausblick	68
5.	Zusammenfassung	69

6.	Abbildungsverzeichnis	71
7.	Tabellenverzeichnis	73
8.	Literaturverzeichnis	74
9.	Erklärung zum Eigenteil.....	83
10.	Danksagung	84

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Analysis of variance (Varianzanalyse)
B	Prüfkörperbreite
CAD/CAM	Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing
CNB	Chevron-Notch Beam
DT/ ΔT	Kerbbreitenversatz
F	Prüfgröße in der Welch-ANOVA
F [N]	Kraft in Newton
HIP	Heißisostatisches Pressen
ISO	International Organization for Standardization
$K_{IC} / K_{I,CNB}$	Kritischer Spannungsintensitätsfaktor
L	Probenlänge
l_0	Abstand zur Chevrons Spitze
l_1	mittlere Kerblänge
l_{11}/l_{12}	Kerblänge Seite rechts/ Seite links
Mg-PSZ	Magnesium-partially stabilized Zirconia (magnesiumstabilisiertes Zirkonoxid)
MPa	Megapascal
$MPa \cdot \sqrt{m}$	Megapascal mal Quadratwurzel aus Meter; Einheit des Spannungsintensitätsfaktors
o. J.	ohne Jahr
RT	Raumtemperatur
SCF	Surface Crack in Flexure
SD	Standardabweichung
SEPB	Single-Edge-Pre-cracked Beam
SEVNB	Single-Edge-V-Notched Beam
Si	Innerer Auflageabstand (bei 4-Punkt-Biegeprüfung)
SiO ₂	Siliciumdioxid

So	Äußerer Auflageabstand (bei 4-Punkt-Biegeprüfung)
STL	Stereolithography (Dateiformat für 3D-Datenübertragung)
T	Kerbbreite
VITA	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG
W	Probenhöhe in Prüfrichtung
\bar{x}	Arithmetisches Mittel
Y-PSZ	Yttria-partially Stabilized Zirconia (yttriumstabilisiertes Zirkonoxid)
Y-TZP	Yttria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal
ZTA-Keramiken	Zirconia-Toughened Alumina

1. Einleitung

Zähne erfüllen eine Vielzahl wichtiger Funktionen im menschlichen Körper. Neben ihrer zentralen Rolle bei der mechanischen Zerkleinerung von Nahrung sind sie wesentlich an der korrekten Artikulation von Sprachlauten beteiligt (Johnson, 1959; Johnson und Sandy, 1999). Darüber hinaus gelten Zähne in vielen Kulturen seit jeher als Symbol für Gesundheit, Jugend und Attraktivität. Der Verlust eines oder mehrerer Zähne kann daher nicht nur funktionelle Einschränkungen mit sich bringen, sondern auch soziale und psychologische Belastungen verursachen (Kelly et al., 1996).

Vor diesem Hintergrund ist der Wunsch nach einem funktionalen, ästhetisch ansprechenden und gleichzeitig langlebigen Zahnersatz nachvollziehbar. Die Qualität eines Zahnersatzes wird dabei maßgeblich durch das verwendete Material bestimmt. In früheren Zeiten griff man unter anderem auf menschliche oder tierische Zähne, Elfenbein sowie Gold zurück. Diese Materialien waren jedoch mit zahlreichen Nachteilen verbunden. Menschliche Zähne waren schwer verfügbar und ihre Beschaffung war häufig mit ethisch problematischen Praktiken verbunden, etwa dem Verkauf durch Bedürftige oder der Entnahme aus Gräbern. Tierische Zähne wiederum wichen in ihrer Anatomie stark von menschlichen Zähnen ab und waren daher funktionell ungeeignet (Kelly et al., 1996).

Im Zuge der technischen Entwicklung rückten zunehmend keramische Werkstoffe in den Fokus der zahnmedizinischen Forschung. Besonders vollkeramische, metallfreie Restaurationen erwiesen sich als vielversprechend, da sie hinsichtlich Farbe, Lichtdurchlässigkeit und Oberflächenstruktur dem natürlichen Zahn nahekommen (Raptis et al., 2006, Sailer et al., 2015). Metallkeramische Restaurationen werden bereits seit über vier Jahrzehnten erfolgreich eingesetzt (McLaren, 2006). Nichtsdestotrotz gab es einen anhaltenden Bedarf an Ersatzmaterialien, die sowohl eine natürliche Optik aufweisen als auch mechanisch belastbar und biologisch verträglich sind. Ein früher Versuch, diesen Anforderungen gerecht zu werden, war die von Charles H. Land entwickelte Jacketkrone, die Anfang des 20. Jahrhunderts eingeführt wurde. Dabei handelte es sich um eine auf eine Platinhülse gebrannte Keramikmantelkrone. Diese erfüllte die ästhetischen Anforderun-

gen im Frontzahnbereich, war jedoch aufgrund ihrer geringen Bruchfestigkeit für den Seitenzahnbereich ungeeignet (Lowe, 2012).

Keramische Werkstoffe zeichnen sich durch eine hohe Druckfestigkeit und Biokompatibilität aus (Piconi und Maccauro, 1999). Gleichzeitig bringen sie aufgrund ihrer hohen Härte und Sprödigkeit technische Herausforderungen mit sich. Diese Eigenschaften machten eine Weiterentwicklung traditioneller keramischer Materialien notwendig und führten zu intensiven Forschungsaktivitäten, insbesondere im Hinblick auf die klinische Belastbarkeit und Lebensdauer keramischer Versorgungen (Haubenreich et al., 2005). Ein bedeutender Fortschritt in diesem Bereich war die Einführung des CAD/CAM-Verfahrens (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing), einer computer-gestützten Fertigungstechnologie, die die Herstellung keramischer Restaurationen deutlich präziser und effizienter machte. Dies ermöglichte den verstärkten Einsatz von Werkstoffen wie Zirkoniumdioxid, das sich aufgrund seiner hohen Festigkeit, Stabilität und Biokompatibilität zunehmend als Gerüstmaterial für Kronen und Brücken etablierte (Denry und Kelly, 2008).

Monolithische Restaurationen aus Zirkonoxid, bei denen vollständig auf eine keramische Verblendung verzichtet wird, haben sich in den letzten Jahren als besonders vorteilhaft erwiesen. Sie sind nicht nur widerstandsfähig gegenüber Kaubelastungen, sondern bieten auch ästhetische Vorteile durch den Wegfall metallischer Komponenten. Zugleich reduzieren sie das Risiko von Chipping, also des Abplatzens keramischer Verblendungen, das bei konventionell verblendeten Kronen häufiger auftritt (Quinn et al., 2014). Studien belegen die klinische Bewährung monolithischer Zirkonoxidkeramiken auch im Frontzahnbereich, wo neben der Funktionalität besonders hohe ästhetische Anforderungen bestehen (Rahardyan und Peni, 2025). Dennoch müssen auch bei diesen Werkstoffen mögliche Schwachstellen und Komplikationen berücksichtigt werden. Eine sorgfältige Auswahl des Materials, eine fachgerechte Verarbeitung und die individuelle Anpassung an die klinische Situation sind entscheidend für die langfristige Haltbarkeit solcher Restaurationen. Trotz der vielen Vorteile monolithischer Zirkonoxidkeramiken bleiben Fragen zur mechanischen Belastbarkeit dieser Materialien unter Alltagsbedingungen bestehen.

Ein zentraler Aspekt dabei ist ihre Bruchzähigkeit, also die Fähigkeit, Rissbildung und -ausbreitung zu widerstehen. Zur Bestimmung dieses Werkstoffkennwerts stehen ver-

schiedene Prüfverfahren zur Verfügung, darunter das Chevron-Notch-Beam-Verfahren (CNB) gemäß ISO 24370 (International Organization for Standardization, 2005). Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Anwendung des CNB-Verfahrens unter praxisnahen Laborbedingungen untersucht. Im Mittelpunkt stand die Frage, ob sich die Anforderungen der zugrunde liegenden Prüfnorm mit den verfügbaren Ressourcen und Rahmenbedingungen eines anwendungsorientierten Labors umsetzen lassen. Ziel war es, die methodische Umsetzbarkeit und die Handhabung des Verfahrens unter realistischen Bedingungen zu bewerten.

1.1 Literaturübersicht

1.1.1 Keramik

Im Folgenden werden insbesondere jene Keramiken behandelt, die in der Zahnheilkunde von Bedeutung sind.

1.1.2 Definition der Keramik

Der Begriff "Keramik" findet seinen Ursprung in der altgriechischen Bezeichnung "Keramos" (Mclaren und Cao, 2009) und bezeichnet eine Gruppe von nichtmetallischen, anorganischen Werkstoffen, die durch Formung aus Pulvern und anschließendes Brennen oder Pressen in einen festen, meist kristallinen Zustand überführt werden. Sie zeichnen sich vor allem durch hohe Härte und Hitzebeständigkeit aus (Piconi und Maccauro, 1999).

1.1.3 Bedeutung der Keramik in der Zahnmedizin

Dentalkeramik ist ein hochspezialisiertes Material, das in der Zahnmedizin und Zahntechnik weit verbreitet zum Einsatz kommt. Es wird für eine Vielzahl von zahnärztlichen Restaurationen und ästhetischen Rekonstruktionen verwendet, um die Funktionalität und das Erscheinungsbild von Zähnen wiederherzustellen oder ästhetisch zu optimieren

(Raptis et al., 2006). Dieser Werkstoff ist ein bevorzugtes Material für zahnärztliche Anwendungen. Eine der herausragenden Eigenschaften ist die hohe Biokompatibilität. Das bedeutet, dass es in der Mundhöhle gut verträglich ist und in der Regel keine allergischen Reaktionen oder Gewebeirritationen verursacht (Gautam et al., 2016). Darüber hinaus lässt sich das Material so gestalten, dass es die natürliche Zahnfarbe, Transluzenz und Opaleszenz realitätsnah nachahmt (Raptis et al., 2006).

Keramik weist eine hohe Härte sowie eine ausgeprägte Abrasionsbeständigkeit auf, was sie besonders für stark belastete Bereiche, wie dem Seitenzahnbereich, geeignet macht. Gleichzeitig sind keramische Materialien chemisch stabil und widerstandsfähig gegenüber aggressiven Substanzen im Mundraum, wie Säuren und Basen. Auch die hohe thermische Stabilität, insbesondere bei der Verarbeitung und dem Brennvorgang keramischer Werkstücke, trägt zu ihrem besonderen Nutzen für die dentaltechnische Anwendung bei (Gautam et al., 2016).

Dentalkeramiken werden in der Zahnmedizin vielseitig eingesetzt, um unterschiedliche Restaurationen durchzuführen. Dazu zählen Kronen und Brücken zum Ersatz beschädigter oder fehlender Zähne (Han, 2024). Gerade in sichtbaren Bereichen des Mundes spielen die ästhetischen Eigenschaften dieses Werkstoffs eine besondere Rolle (Alqutaibi et al., 2022). Weitere Indikationen umfassen Veneers, dünne Keramikschaalen, die auf die Vorderseite der Zähne aufgebracht werden, um Verfärbungen, unregelmäßige Formen oder Lücken zu korrigieren. Inlays und Onlays bieten eine weniger invasive Alternative zu Kronen und werden verwendet, um minimale Schäden an den Zähnen zu reparieren (Höland et al., 2008). Ein zusätzliches Anwendungsgebiet stellt die Verwendung keramischer Materialien für Implantatabutments dar, welche als Verbindungsstück zwischen dem Implantatkörper und der finalen Restauration fungieren (Kohal et al., 2008).

1.2 Einteilung der Dentalkeramiken

Die Klassifizierung der dentalen Keramiken erfolgt anhand verschiedener Parameter. Eine Möglichkeit besteht darin, sie gemäß ihrer klinischen Anwendung für Vollkronen, Teilkronen, Veneers, Brücken oder Stiftaufbauten zu unterteilen. Ein weiterer Aspekt bei

der Unterscheidung von Dentalkeramiken ist das Herstellungsverfahren, welches das Sintern, Heißpressen, Kopierschleifen und das CAD/CAM-Verfahren umfasst. Ebenso spielt die chemische Zusammensetzung eine entscheidende Rolle bei der Differenzierung von Dentalkeramiken. In diesem Kontext lassen sich zwei Hauptgruppen unterscheiden: die mehrphasige Silikatkeramik und die einphasige Oxidkeramik. Die Silikatkeramik wird weiter in Feldspat und Glaskeramik unterteilt, während die Oxidkeramik in glasinfiltriertes und polykristallines Keramikmaterial aufgeteilt wird (Abb. 1) (Manhart und Schenk, 2010, Rinke, 2011). Im Rahmen dieser Dissertation wurde die Zirkonoxidkeramik, insbesondere in Bezug auf monolithische vollkeramische Restaurationen, eingehend untersucht.

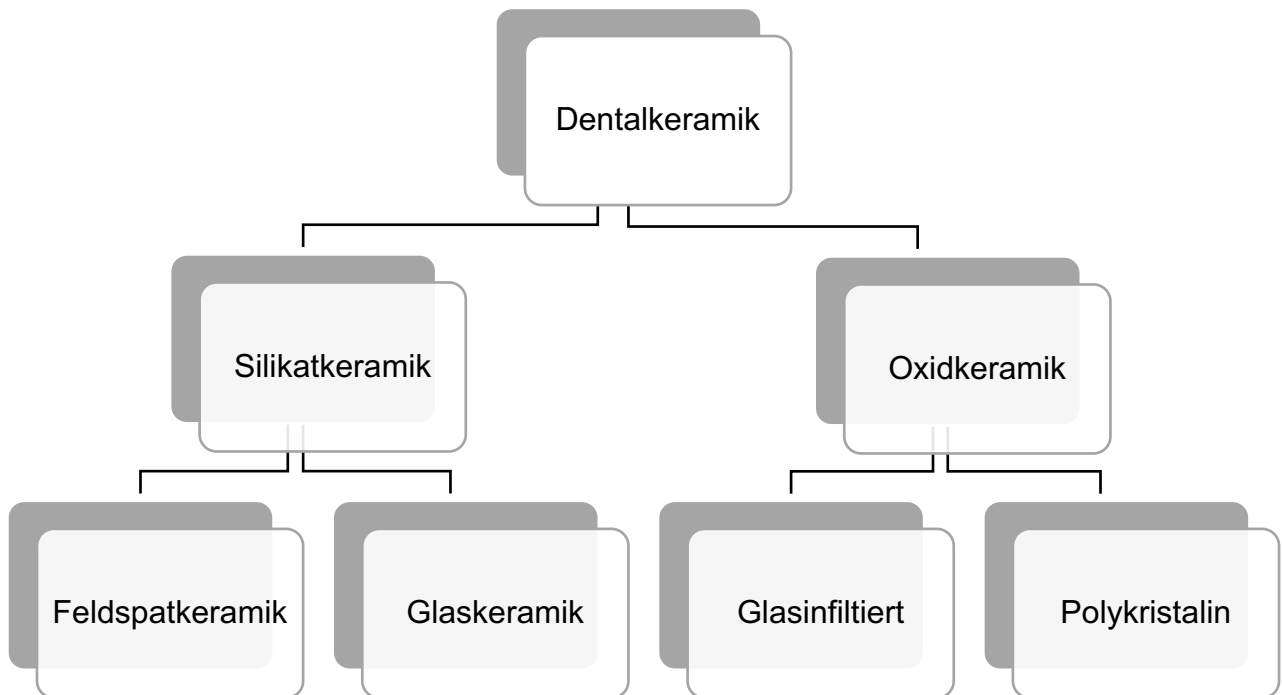


Abb. 1: Einteilung der Dentalkeramiken nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung (modifiziert nach Rinke, 2011).

1.2.1 Silikatkeramik

Silikatkeramiken besitzen einen hohen Glasanteil, der ihnen eine charakteristische Transluzenz verleiht (Salmang et al., 2022b). Diese ästhetische Eigenschaft macht sie besonders geeignet für die Verwendung als Verblendkeramik bei anspruchsvollen Res-

taurationen (Behr et al., 2018; Salmang et al., 2022b). Ihre Grundbausteine sind Ton, Feldspat und Quarz (SiO_2). Im Unterschied zu traditionellem Porzellan enthält Dentalkeramik etwa 5 % Kaolin (Kappert, 2005).

1.2.1.1 Feldspat- und Glaskeramik

Feldspatkeramik besteht hauptsächlich aus Feldspat (60–80 %), Quarz (15–25 %) und kleinen Mengen Kaolin (0–5 %) (Kappert, 2005; Marxkors et al., 2016; Reuling und Siebert, 1989). Der Feldspat, meist eine Mischung aus Kali-, Natron- und Kalkfeldspat, ist entscheidend für das Brennverhalten. Vor allem Kalifeldspat bildet beim Erhitzen Leuzitkristalle, die die Masse stabilisieren und die Viskosität erhöhen (Kappert, 2005; Marxkors et al., 2016).

Quarz wirkt als Füllstoff, der die Schrumpfung beim Brennen reduziert (Hohmann und Hielscher, 1989, Reuling und Siebert, 1989, Salmang et al., 2022b). Kaolin verbessert die Formbarkeit der ungebrannten Masse und hilft, die Form während des Brennvor-gangs zu halten. Außerdem beeinflusst es die Opazität (Salmang et al., 2022b).

Zusätze wie Flussmittel oder Metalloxide verändern gezielt Farbe, Schmelzverhalten und andere Eigenschaften. Gefügeverstärkende Kristalle wie Leuzit erhöhen die Bruchfestigkeit (Reuling und Siebert, 1989). Der Brennprozess läuft als Sinterung bei Temperaturen unterhalb des Schmelzpunkts ab. Dabei schrumpft das Volumen um 20–35 %, wobei die Verdichtung im Vakuumofen die Festigkeit und Transluzenz verbessert (Hohmann und Hielscher, 1989).

Glaskeramiken entstehen aus einer zunächst glasartigen Masse, in der durch gezielte Wärmebehandlung Kristalle gebildet werden. Diese Kristallisation verbessert die Festigkeit der Keramik. Je nach Zusammensetzung entstehen z. B. Leuzit- oder Lithiumdisilikat-Glaskeramiken, die sich durch hohe Transluzenz und gute Bearbeitbarkeit auszeichnen (Rinke, 2011).

1.2.2 Oxidkeramik

Oxidkeramiken sind keramische Werkstoffe, die hauptsächlich aus einphasigen Metalloxiden bestehen und entweder wenig oder keinen Glasanteil enthalten. Zu den in der Zahnmedizin am häufigsten eingesetzten Vertretern zählen Aluminiumoxid (Al_2O_3) und Zirkonoxid (ZrO_2). Beide Materialien weisen eine dichte, nahezu porenfreie Mikrostruktur und eine hohe chemische Reinheit auf. Ihre mechanischen Eigenschaften sind ebenfalls herausragend: Die Biegefestigkeit von Aluminiumoxid liegt bei etwa 500–700 MPa, während Zirkonoxid Werte von bis zu 1300 MPa erreicht (Manhart und Schenk, 2010). Aufgrund dieser Festigkeit eignen sich diese Werkstoffe für Gerüste mehrgliedriger Brücken im Seitenzahnbereich (Lüthy et al., 2005).

1.2.2.1 Glasinfiltrierte und polykristalline Oxidkeramik

Glasinfiltrierte Oxidkeramiken wie In-Ceram Alumina bestehen aus einem porösen Aluminiumoxidgerüst, das in einem zweiten Schritt, dem Infiltrationsbrand, mit einem Mehrkomponentenglas infiltriert wird. Die gleichmäßige Verteilung der Glasphase zwischen den Aluminiumoxidpartikeln und die geringe Partikelgröße tragen zur Erhöhung der Festigkeit bei (Rinke, 2011).

Ein weiteres wichtiges Material für dentale Restaurationen sind die polykristallinen Oxidkeramiken, die sich von den Silikatkeramiken vor allem durch ihre fast vollständig kristalline Struktur unterscheiden. Der Glasanteil ist sehr gering (Munz und Fett, 1989; Rinke, 2011). Das wirkt sich positiv auf die mechanischen Eigenschaften aus, insbesondere auf Bruchfestigkeit und Bruchzähigkeit (Albakry, 2021). Die am häufigsten verwendeten Materialien sind wiederum Aluminiumoxid (Al_2O_3) und Zirkonoxid (ZrO_2) (Manhart und Schenk, 2010). Insbesondere Zirkonoxid hat sich aufgrund seiner außergewöhnlichen mechanischen Eigenschaften und Transformationsverstärkung als bevorzugtes Gerüstmaterial in der modernen Zahnmedizin etabliert (Denry und Kelly, 2008). Im folgenden Abschnitt werden Zusammensetzung, Phasenumwandlungen und klinische Einsatzmöglichkeiten von Zirkonoxid näher betrachtet.

1.2.3 Zirkondioxidkeramik

Zirkoniumdioxid (ZrO_2) gehört zu den wichtigsten keramischen Werkstoffen in der Zahnmedizin und wird insbesondere wegen seiner hohen Festigkeit, Bruchzähigkeit sowie seiner Widerstandsfähigkeit gegenüber Korrosion und mechanischem Verschleiß geschätzt (Tinschert und Natt, 2007). Je nach Temperatur liegt ZrO_2 in unterschiedlichen Kristallmodifikationen vor. Bei Raumtemperatur tritt es in monokliner Form auf, ab etwa 1170 °C wandelt es sich in die tetragonale Phase um und oberhalb von 2370 °C liegt es in kubischer Form vor (Abb. 2). Da der Phasenübergang beim Abkühlen mit einer Volumenzunahme von 4-5 % verbunden ist (Denry und Kelly, 2008; Piconi und Maccauro, 1999; Stawarczyk et al., 2016), die zu inneren Spannungen oder Rissbildungen führen kann, werden dem Material sogenannte Stabilisatoren wie Yttriumoxid, Magnesiumoxid oder Calciumoxid zugesetzt (Tinschert und Natt, 2007). In der Zahnmedizin finden insbesondere Varianten wie Mg-PSZ (magnesiumstabilisiertes Zirkoniumdioxid) oder Y-PSZ (yttriumstabilisiertes Zirkoniumdioxid) Verwendung, wobei letzteres am häufigsten eingesetzt wird (Alqutaibi et al., 2022; Stawarczyk et al., 2016).

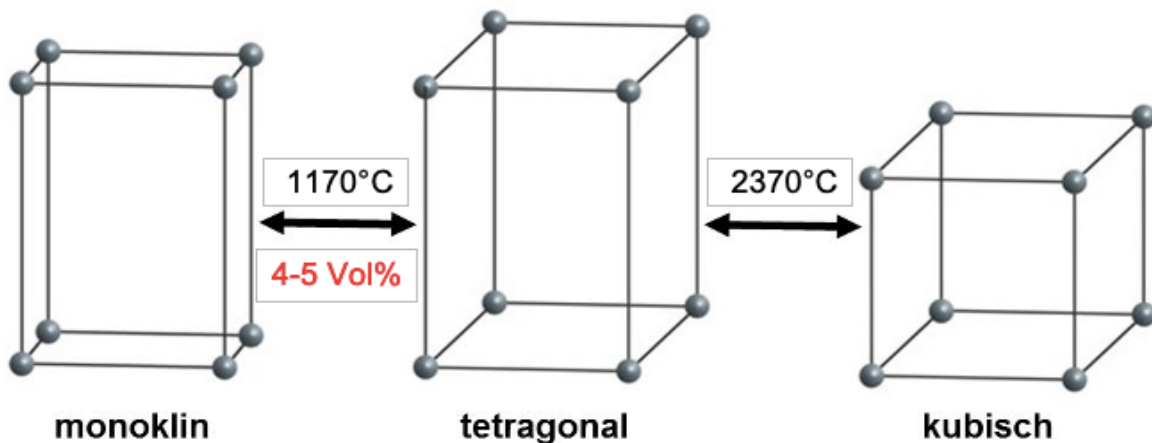


Abb. 2: Kristallstrukturen von ZrO_2 im monoklinen, tetragonalen und kubischen Zustand (modifiziert nach Stawarczyk et al., 2016).

Das Yttrium-teilstabilisierte Zirkoniumdioxid (Y-TZP) enthält etwa 3 mol% Yttriumoxid, was dazu beiträgt, dass die tetragonale Phase bei Raumtemperatur stabil gehalten wird (Abb. 3). Laut Piconi und Maccauro (1999) wird die Bruchzähigkeit dadurch deutlich erhöht. Die Biegefestigkeit kann bis zu 1300 MPa betragen (Manhart und Schenk,

2010). Neben seiner mechanischen Belastbarkeit überzeugt Y-TZP auch durch seine Biokompatibilität und Korrosionsbeständigkeit. Aufgrund seiner Opazität wird es vor allem für Gerüste, monolithische Kronen oder Implantatkomponenten verwendet (Rinke, 2011). Die Transluzenz lässt sich jedoch durch gezielte Zugabe von Oxiden sowie durch optimierte Sinterprozesse verbessern (Zhang et al., 2013). In der klinischen Praxis werden vorgesinterte Rohlinge mittels CAD/CAM gefräst und bei hohen Temperaturen gesintert. Optional kann durch ein Heißisostatisches Pressen (HIP) die Dichte und Festigkeit weiter erhöht werden (Denry und Kelly, 2008).

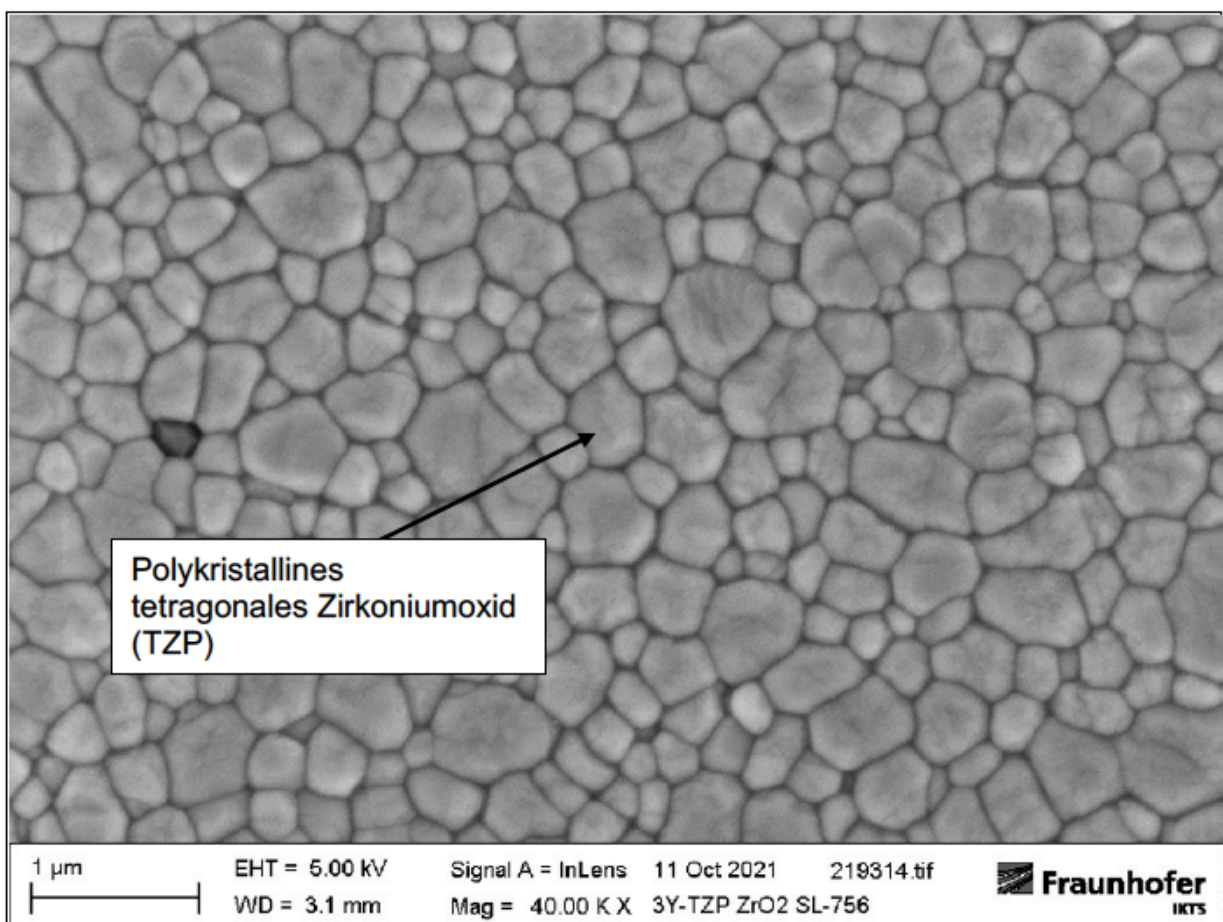


Abb. 3: REM-Bild eines 3Y-TZP-Materials (modifiziert nach Begand et al., 2022).

1.3 Verarbeitungsmöglichkeiten der Oxidkeramik

Wie bereits in Abschnitt 2.2.4 im Zusammenhang mit dem Heißisostatischen Pressen beschrieben, gibt es verschiedene Möglichkeiten zur Verarbeitung von Oxidkeramiken.

Bei der Verarbeitung dieser Keramiken werden drei Hauptverfahren unterschieden: das CAD/CAM-Verfahren, das Pressen sowie das Kopierfräsen.

Bei der CAD/CAM-Technologie wird die klinische Ausgangssituation zunächst mithilfe eines Intraoralscans oder durch das Einscannen eines Modells digital erfasst. Auf Basis dieser Daten kann ein Gerüstkörper oder eine vollanatomische Restauration digital konstruiert werden (CAD). Die so entstandene Konstruktion wird anschließend als STL-Datei an ein Fräszentrum oder eine Fräsmaschine übermittelt, die daraus das gewünschte Werkstück direkt aus einem Keramikblock herausarbeitet (CAM) (Fasbinder, 2012; Spitznagel et al., 2018). Es kann entweder ein Gerüst oder eine vollanatomische Restauration gefräst werden. Im Falle von Gerüsten erfolgt nach dem Fräsvorgang eine Verblendung, während bei vollanatomischen Restaurationen eine Politur oder Glasur mittels Glanzbrand erfolgt (Tinschert und Natt, 2007).

Ein weiteres Verfahren ist das Pressen. Hierbei wird ein industriell vorgefertigter Keramikblock zunächst auf einen pressfähigen Zustand erhitzt. Nach Erreichen der geeigneten Viskosität wird das Material in eine vorbereitete, feuerfeste Form gepresst, um die gewünschte Restauration zu erhalten (Li et al., 2024).

Beim sogenannten Kopierfräsen wird die gewünschte Rekonstruktion zunächst aus einem wachs- oder kunststoffbasierten Modellwerkstoff manuell modelliert. Diese Form dient anschließend als Vorlage für ein mechanisches Fräsverfahren, bei dem die Form des Modells auf einen Keramikblock übertragen wird. Das Modell wird durch ein mechanisches Abtastsystem erfasst und dessen Form automatisch auf den Keramikblock übertragen (Rani et al., 2017).

1.4 Bruchzähigkeit keramischer Werkstoffe

Keramische Werkstoffe verfügen über charakteristische Eigenschaften, die sie von metallischen Materialien unterscheiden und sie für spezielle technische Anwendungen geeignet machen (Salmang et al., 2022a). Das Einsatzspektrum dentaler Keramiken wird im Wesentlichen von ihren mechanischen Kennwerten bestimmt. Da diese Werkstoffe ohne nennenswerte plastische Verformung versagen, verhalten sie sich spröde

und unterscheiden sich damit deutlich von metallischen Restaurationsmaterialien (Haubenreich et al., 2005).

Die Entstehung eines Risses verläuft schleichend. Ein vorhandener Defekt wächst zunächst nur langsam. Wird allerdings eine bestimmte Risslänge überschritten und gleichzeitig eine hohe Spannung auf die Keramik ausgeübt, hat dies ein abruptes Versagen zur Folge (Marx et al., 2004). Dieses typische Verhalten spröder Werkstoffe ist in Abbildung 4 dargestellt. Dort wird die Rissgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Spannungsintensitätsfaktor K_I gezeigt. In Bereich I bleibt der Riss stabil. Überschreitet die Belastung den Schwellenwert K_{I0} , beginnt ein langsames, unterkritisches Wachstum (Bereich II). Mit weiter zunehmender Spannung steigt die Rissgeschwindigkeit deutlich an, bis es bei Erreichen von K_{IC} zum plötzlichen, instabilen Bruch kommt (Bereich III).

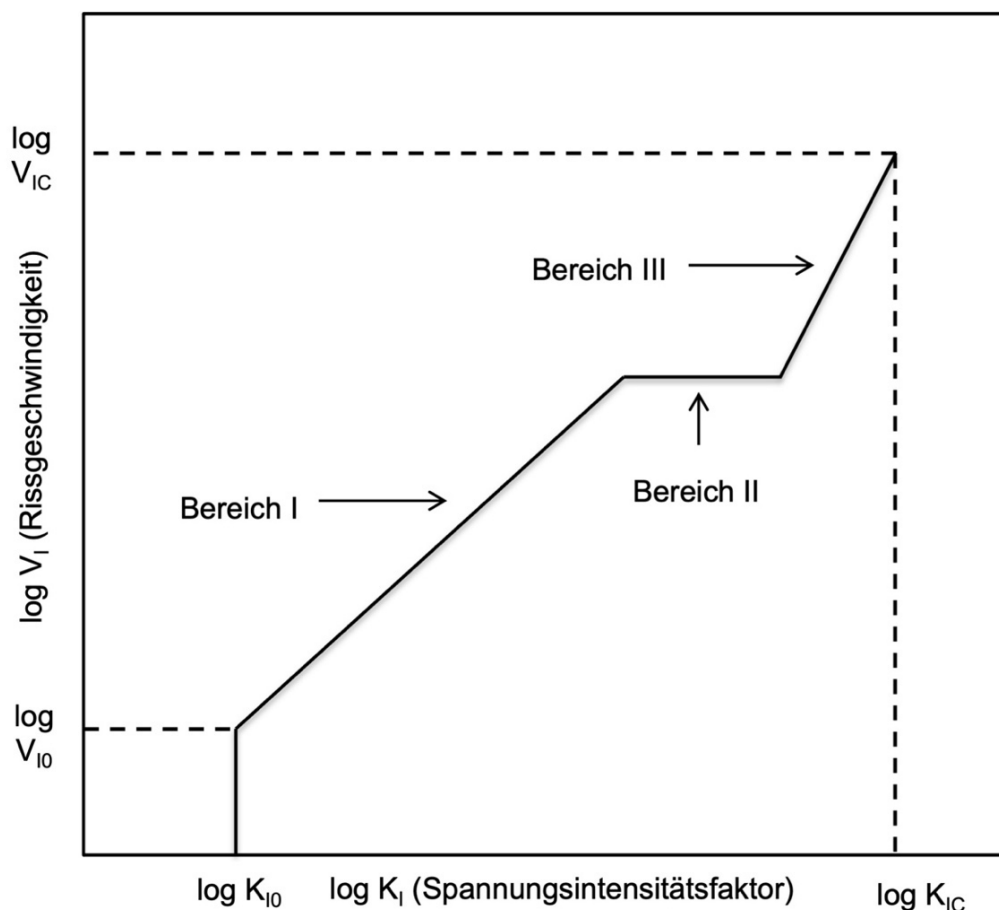


Abb. 4: Schematische Darstellung des Risswachstums V_I in Abhängigkeit vom Spannungsintensitätsfaktor K_{IC} mit den Bereichen I (subkritisches Wachstum), II (konstante Rissgeschwindigkeit) und III (instabiles Wachstum bis zur Bruchzähigkeit K_{IC}) (modifiziert nach Adams, 1980).

Besonders kritisch sind dabei mikroskopische Defekte wie Poren, Einschlüsse oder Mikrorisse, die als Ursprung für Rissbildung dienen können (Munz und Fett, 1989; Murenzi et al., 2025). Ein wichtiger Kennwert ist die Bruchzähigkeit, auf die im folgenden Abschnitt näher eingegangen wird.

1.4.1 Bedeutung der Bruchzähigkeit bei dentalen Keramiken

Die mechanische Festigkeit keramischer Materialien wird vor allem dadurch begrenzt, dass sie Spannungen an Rissspitzen kaum ausgleichen können. Ein wichtiger Kennwert dafür ist der kritische Spannungsintensitätsfaktor K_{IC} . Er beschreibt die Belastung an der Spitze eines vorhandenen Risses, bei der der Riss plötzlich weiterwächst und das Material versagt. Der K_{IC} -Wert wird verwendet, um die Bruchzähigkeit eines Materials zu bestimmen. Dieser wird in $\text{MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ angegeben (Strub et al., 2011). Die Bruchzähigkeit ist für dentale Keramiken besonders relevant, da sie Auskunft darüber gibt, wie beständig das Material langfristig ist, insbesondere im Hinblick auf die Gefahr von Risswachstum (Hampe et al., 2017). Je langsamer ein Riss voranschreitet, desto günstiger fällt die Prognose für die Langzeitfestigkeit des Materials aus (Zhang und Lawn, 2004). Werkstoffe mit höheren K_{IC} -Werten zeigen sich bei Kaubelastung, Temperaturschwankungen oder anderen Einflüssen robuster und haben ein geringeres Risiko für Materialversagen (Fischer und Marx, 2002; Guazzato et al., 2002; Quinn et al., 2003). Keramische Materialien zeigen meist eine geringere Bruchzähigkeit als metallische Werkstoffe (Tab.1).

Tab. 1: Bruchzähigkeiten ausgewählter dentaler Werkstoffe (Kappert, 2005).

Material	Bruchzähigkeit (K_{IC}) [$\text{MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$]
Einfache Verblendkeramik	ca. 0,7
Dentalkeramik (leuzitverstärkt)	> 1
Dentalkeramik (oxidverstärkt)	3,0 – 6,5
Oxidkeramik (Al_2O_3 , Y-TZP)	< 10
Dentallegierungen	60 – 100

Um diese zu ermitteln, werden vorbereitete Prüfkörper einer Drei- oder Vier-Punkt-Biegeprüfung unterzogen (Albakry et al., 2003). Je nach Verfahren werden zuvor gezielt Risse eingebracht, entweder indem feine Risse durch Härteeindrücke (Mikroverfahren) oder größere Kerben im Material (Makroverfahren) eingebracht werden (Hampe et al.,

2017). Letztere erlauben dabei eine realitätsnahe und gut reproduzierbare Bewertung des Rissverhaltens (Cesar et al., 2017).

Um die Bruchzähigkeit K_{IC} zuverlässig zu ermitteln, stehen verschiedene genormte Prüfverfahren zur Verfügung, die sich hinsichtlich Rissinitiierung, Probengeometrie und Aufwand deutlich unterscheiden. Im Folgenden werden vier etablierte Methoden zur Bestimmung der Bruchzähigkeit dentaler Keramiken vorgestellt. Sie alle verfolgen das Ziel, kontrolliert Risse zu erzeugen und unter standardisierten Bedingungen das kritische Risswachstum zu analysieren.

1.4.2 Prüfverfahren zur Ermittlung der Bruchzähigkeit

1.4.2.1 Single-Edge-V-Notched Beam (SEVNB)

Das Single-Edge-V-Notched Beam-Verfahren (SEVNB) wird in der ISO 6872 (International Organization for Standardization, 2024) beschrieben und hat sich gegenüber älteren Verfahren wie dem SENB durchgesetzt, da es eine reproduzierbare und vergleichsweise einfache Kerbgeometrie ermöglicht (Cesar et al., 2017; Fischer et al., 2008). Zur Probenvorbereitung werden quaderförmige Prüfkörper (typisch $4 \times 3 \text{ mm}^2$ Querschnitt) auf der zugbeanspruchten Seite mit einer V-förmigen Kerbe versehen. Diese entsteht in zwei Schritten: Zunächst wird eine Einkerbung mit einer Diamantsäge eingeschnitten, anschließend erfolgt das Nachschärfen des Kerbgrundes mit einer diamantierten Rasierklinge, um eine möglichst kleine Kerbspitze zu erzeugen (Nishida et al., 1994; Pabst, 1974).

Die Schärfe des Kerbgrundes ist entscheidend für die Genauigkeit der Bruchzähigkeitsmessung. Ist der Radius zu groß, wird die Spannungsintensität an der Risspitze unterschätzt, wodurch der K_{IC} -Wert zu hoch ausfallen kann (Damani et al., 1996, 1997; Nishida et al., 1994). Die Prüfung erfolgt in der Regel in einer Drei- oder Vier-Punkt-Biegeanordnung, wobei der Prüfkörper mit der Kerbseite nach unten auf zwei Auflager gelegt und mit konstanter Vorschubgeschwindigkeit bis zum Bruch belastet wird. Aus Bruchkraft, Kerbtiefe, Geometrie und gewählter Biegeanordnung lässt sich der Bruchzähigkeitswert berechnen (Fischer et al., 2008).

1.4.2.2 Single-Edge-Precracked Beam (SEPB)

Mit dem Single-Edge-Precracked Beam-Verfahren (SEPB), welches in der ISO 15732 beschrieben ist (International Organization for Standardization, 2003), lässt sich das Werkstoffverhalten unter möglichst praxisnahen Rissbedingungen untersuchen. Dies ist besonders wichtig bei Werkstoffen mit feiner Mikrostruktur, da Verfahren wie SEVNB bei solchen Materialien häufig keine ausreichend scharfen Kerben erzeugen. Dies kann zu deutlich erhöhten Bruchzähigkeitswerten führen (Schellenberger et al., 2023).

Beim SEPB-Verfahren wird ein definierter Anfangsriss (Precrack) in der Mitte der schmalen, zugbeanspruchten Seite eines rechteckigen Prüfkörpers erzeugt. Dies erfolgt entweder über einen gezielten Vickers- (Choi et al., 1992) oder Knoop-Härteeindruck (Nishida et al., 1989) oder durch einen dünnen Sägeschnitt mit einer Diamantscheibe (Quinn et al., 1992). In einem nächsten Schritt wird dieser Riss durch gezielte Vorschädigung mit einer Brücken-Amboss-Vorrichtung gleichmäßig verlängert. Dabei ist es wichtig, dass der Riss senkrecht zur Oberfläche verläuft und eine gerade Risslinie ausbildet, um reproduzierbare Bruchergebnisse zu erhalten (Mizuno und Okuda, 1995).

Nach dem Precrack-Vorgang wird die Probe in einem Drei- oder Vierpunktbiegeversuch bis zum Bruch belastet. Anschließend wird die Bruchfläche ausgewertet, um die tatsächliche Risslänge zu bestimmen. Auf dieser Basis lässt sich K_{IC} berechnen.

Das SEPB-Verfahren eignet sich insbesondere für Anwendungen, bei denen vorhandene Vorschädigungen oder Risse analysiert werden sollen, zum Beispiel bei reparierten Komponenten, porösen Keramiken oder zur Bewertung von Ermüdungsbelastungen. Aufgrund seiner realitätsnahen Rissausbreitung wird es bevorzugt bei Werkstoffen wie Siliziumnitrid oder polykristallinem Zirkonoxid eingesetzt (Choi et al., 1992; Sakaida und Tanaka, 2003; Schellenberger et al., 2023).

1.4.2.3 Surface Crack in Flexure–Methode (SCF)

Das SCF-Verfahren (Surface Crack in Flexure) kommt besonders bei Werkstoffen mit sehr feiner Mikrostruktur sowie bei mechanisch widerstandsfähigen Keramiken wie polykristallinem Zirkonoxid zum Einsatz. Die Verfahrensbeschreibung findet sich unter

anderem in der Norm ISO 18756 (International Organization for Standardization, 2003). Ein künstlicher Riss wird durch einen Härteeindruck nach Knoop erzeugt, wobei ein halb-elliptischer Oberflächenfehler entsteht (Eichler, 2004; Yoshimura, 2005). Dieser Eindruck wird im Anschluss poliert, ohne den darunterliegenden Riss zu entfernen, so dass der Fehler im Inneren des Materials bestehen bleibt (Hampe et al., 2017). Die eigentliche Prüfung erfolgt in einem Vier-Punkt-Biegeversuch, der die Bruchzähigkeit des Materials erfasst (Yoshimura et al., 2005).

Die SCF-Technik zeichnet sich dadurch aus, dass sie kontrollierbare Rissituationen erzeugt, die realen Belastungsfällen in der Praxis sehr nahekommen (Quinn et al., 1994).

1.4.2.4 Chevron-Notched Beam-Methode (CNB)

Das Chevron-Notched Beam-Verfahren (CNB) eignet sich besonders zur Bestimmung der Bruchzähigkeit spröder, feinkörniger Keramiken wie Zirkonoxid, die aufgrund ihrer Korngröße unter 1 μm besonders empfindlich auf unkontrollierte Rissbildung reagieren (Kailer und Stephan, 2016). Diese Methode nutzt eine V-förmige Kerbe (Chevron), deren Geometrie eine kontrollierte Rissausbreitung begünstigt. Dies ermöglicht die präzise Bestimmung des kritischen Spannungsintensitätsfaktors K_{IC} bei gleichzeitig hoher Reproduzierbarkeit (Kailer und Stephan, 2016).

Die Prüfung erfolgt im Vier-Punkt-Biegeversuch, bei dem die Probe mit einer geringen Vorschubgeschwindigkeit von 0,0003–0,005 mm/s belastet wird, bis der Riss gezielt durch den Prüfkörper wandert und zum Bruch führt. Die Norm ISO 24370 (International Organization for Standardization, 2005) definiert hierfür alle relevanten Anforderungen an Probengeometrie, Kerbenform und Versuchsdurchführung. In dieser Arbeit wurde geprüft, inwieweit sich diese Normvorgaben unter realitätsnahen Laborbedingungen zuverlässig umsetzen lassen.

Im Vergleich zum SEVNB-Verfahren, das mit geraden Anrissen arbeitet, ist das CNB-Verfahren weniger anfällig für Schwankungen bei der Rissinitiierung. Darüber hinaus zeigen Studien eine höhere Wiederholbarkeit der Messergebnisse bei feinkörnigen Werkstoffen, insbesondere bei dentalem Zirkonoxid (Begand et al., 2022).

Tab. 2: Vergleich der Bruchzähigkeitsprüfmethode

Verfahren	Eignung für feinkörnige Keramiken	Risskontrolle	Aufwand der Probenvorbereitung	Reproduzierbarkeit
SEVNB	-	-	+	+
SEPB	+	+	-	±
SCF	+	+	-	±
CNB	+	+	-	+

Legende:

+ = geeignet / vorteilhaft

- = ungeeignet / problematisch

± = bedingt geeignet / abhängig von Ausführung oder Erfahrung

1.5 Fragestellung und Ziele

Aus der Literaturübersicht zeigt sich, dass es verschiedene Verfahren zur Bestimmung der kritischen Bruchzähigkeit (K_{IC}) gibt. Diese Methoden unterscheiden sich in ihren Prinzipien und Anwendungsbereichen, wobei jede ihre eigenen Vor- und Nachteile besitzt. Besonders bei feinkörnigen Dentalmaterialien ist die Wahl der richtigen Methode entscheidend, um verlässliche und vergleichbare Ergebnisse zu erzielen.

Für diese Arbeit wurde die Chevron-Kerb-Methode gewählt, welche in der Norm ISO 24370 beschrieben wird. Besonders hervorzuheben ist die Kombination aus hoher Messgenauigkeit und einer im Vergleich zu den anderen Verfahren überschaubaren Versuchsdurchführung. Untersucht wird, ob sich die Vorgaben der ISO-Norm auch unter praxisnahen Laborbedingungen umsetzen lassen, ohne größere Abweichungen bei der Aussagekraft der Ergebnisse. Dafür wird die kritische Bruchzähigkeit K_{IC} vorgeschalteter Zirkonoxidkeramiken namhafter Dentalfirmen (Hersteller: Dentaurum, Kulzer, VITA und Straumann) ermittelt. Sämtliche Schritte, das bedeutet von der Probenherstellung bis zur Auswertung, werden dabei genau dokumentiert, um mögliche Fehlerquellen zu erkennen und in die Bewertung der Ergebnisse einzubeziehen.

Im Mittelpunkt steht also nicht nur die Frage, wie genau sich K_{IC} -Werte ermitteln lassen, sondern auch, ob das Verfahren im Laboralltag realistisch anwendbar ist. Demnach galt es folgende Fragen zu beantworten:

- Kann die Chevron-Kerb-Methode nach ISO 24370 unter praxisnahen Laborbedingungen zuverlässig angewendet werden?
- Welche Fehlerquellen treten im Versuchsablauf auf und wie wirken sie sich auf die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse aus?
- Unterscheiden sich die ermittelten KIC-Werte zwischen den vorgesinterten Zirkonoxidkeramiken der Hersteller Dentaaurum, Kulzer, VITA und Straumann?
- Lassen sich die Ergebnisse mit bereits veröffentlichten Daten vergleichen?

2. Material und Methoden

Im Folgenden werden alle untersuchten Materialien und die entsprechenden Prüfmetho-
den zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften dargestellt.

Tab. 3: Anforderungen an Prüfkörper- und Kerbgeometrie (Begand et al., 2022; Kapitel
7.1.1, 7.1.2 in International Organization for Standardization 24370, 2005).

Bezeichnung	Beschreibung	Werte für Standardge- ometrie [mm]	Werte für alternative Geometrie [mm]
L	Prüfkörperlänge	min. = 45	–
B	Prüfkörperdicke	3,00 ± 0,20	–
L/2	Hälfte der Prüfkörperlänge	22,5 ± 0,50	–
W	Prüfkörperbreite	4,00 ± 0,20	–
l ₀	Abstand zur Chev- ronspitze	0,80 ± 0,08 (min. 0,72, max. 0,88)	min. = 0,48, max. = 0,96
l ₁₁	Kerblänge Seite 1	min. 3,80, max. = W; kein Überschritt	–
l ₁₂	Kerblänge Seite 2	min. 3,80, max. = W; kein Überschritt	–
l ₁	Mittlere Kerblänge: $l_1 = (l_{11} + l_{12})/2$	berechnet: $(l_{11} + l_{12})/2$	min. = 3,6, max. = W; kein Überschritt ($\alpha_1 =$ 0,9–1,0)
α_0	Verhältnis $\alpha_0 = l_0 / W$	min. $(l_{0,min}/W =$ $0,72/4,00) = 0,18,$ max. $(l_{0,max}/W =$ $0,88/4,00) = 0,22$	α_0 , min. 0,12, max. 0,24
α_1	Verhältnis $\alpha_1 = l_1 / W$	min. $(l_{1,min}/W =$ $3,8/4,00) = 0,95,$ max. $(l_{1,max}/W = 4,00/4,00)$ $= 1,00$	min. = 0,90, max. = 1,00
T	Kerbbreite	max. = 0,30	–
ΔT oder DT	Sägeversatz	max. = 0,2 · T	–
–	Versatz der Chev- ronspitze von der Mittellinie	max. = 0,02 · B	–

Jede Prüfserie umfasste mindestens fünf gültige Prüfungen bei mindestens zehn Proben (Kapitel 7.2 in International Organization for Standardization 24370, 2005). Weicht die Prüfkörpergeometrie von der Empfehlung ab (Kapitel 7.1.1 in International Organization for Standardization 24370, 2005) können alternative Geometrien (Tab. 3) mit proportionalen Abmessungen ($\alpha_1 = 0,9-1,0$; $\alpha_0 = 0,12-0,24$) verwendet werden.

2.1 Proben

Insgesamt wurden 50 Proben vorgesinterter Zirkonoxidkeramiken von vier verschiedenen Dentalfirmen geprüft. Die Firma Dentaurum (Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen) lieferte zweimal jeweils 8 „Nacera[®] Pearl Multi Shade AD“-Prüfkörper, sodass insgesamt 16 Proben dieser Firma zur Verfügung standen. Die Unternehmen Kulzer („dima Mill Zirconia HT⁺“, Kulzer GmbH, Hanau) und VITA („VITA YZ ST^{White}“, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckigen) boten jeweils 12 Proben an und die Firma Straumann Holding AG (Basel, Schweiz) lieferte 10 feinkörnige 3Y-TZP Prüflinge (Material ID: SL756). Bei allen Prüfkörpern handelte es sich um hochfeste Keramiken, die zunächst als Weißling an die zuvor genannten Firmen ausgeliefert und durch diese nach der Formgebung der ISO 24370 in die endgültige Probengröße von etwa $3,0 \times 4,0 \times 45,0 \text{ mm}^3$ (Abb. 5) gesägt wurden. Vorab stellte die Firma Kulzer die entsprechende STL-Datei zur Verfügung, welche zur Herstellung der Probekörper genutzt wurde. Die Datei wurde zur Unterstützung bei der Herstellung der Proben an die restlichen Unternehmen übermittelt. Tabelle 1 dient zur Übersicht der einzelnen Dentalfirmen und deren für diese Prüfung angebotenen Keramiken.

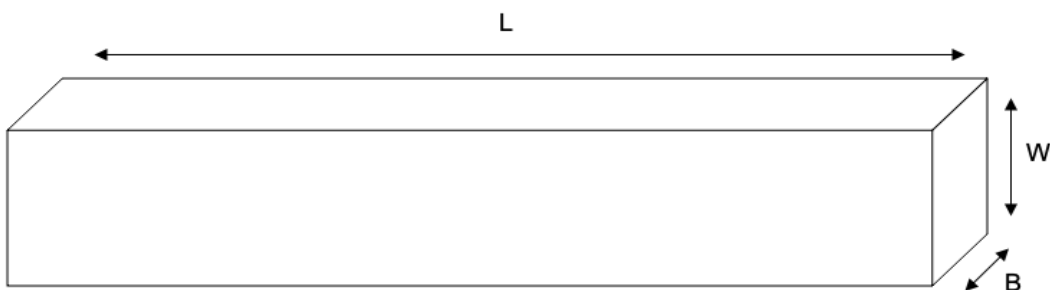


Abb. 5: Schematische Darstellung des Keramik-Probekörpers, Probenlänge 45,0 mm (L), Probenbreite 3,0 mm (B) in Prüfrichtung und Probenhöhe 4,0 mm (W), senkrecht zur Prüfrichtung.

Tab. 4: Herstellerangaben zu den untersuchten Zirkonoxidmaterialien. Dargestellt sind Hersteller, Produktnamen und die jeweiligen chemischen Zusammensetzungen mit unterschiedlichem Y_2O_3 -Gehalt.

Hersteller/Produktname	Chemische Zusammensetzung
Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen/ Nacera®Pearl Multi Shade AD Zirconia	99% $ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3$, mit 4,5% - 6% Y_2O_3 (Dentaurum GmbH & Co. KG)
Kulzer GmbH, Hanau / dima Mill Zirconia HT ⁺	99% $ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3$, mit 4,5% - 6% Y_2O_3 (Kulzer GmbH)
VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckigen / VITA YZ ST ^{White} (uneingefärbt)	99% $ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3$, mit 6% - 8% Y_2O_3 (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG)
Straumann Holding AG, Basel, Schweiz/ Material ID: SL756	99% $ZrO_2 + Y_2O_3$, mit ca. 5,4% Y_2O_3 (Begand et al.,2022)

2.2 Probenpräparation

Jeweils zwei Proben wurden in einem speziell hergestellten Probenhalter (Abb. 6a) mit einer antidromen Angulation von 26-30° montiert. In Abbildung 6b wird eine schematische Darstellung des Probenhalters gezeigt.

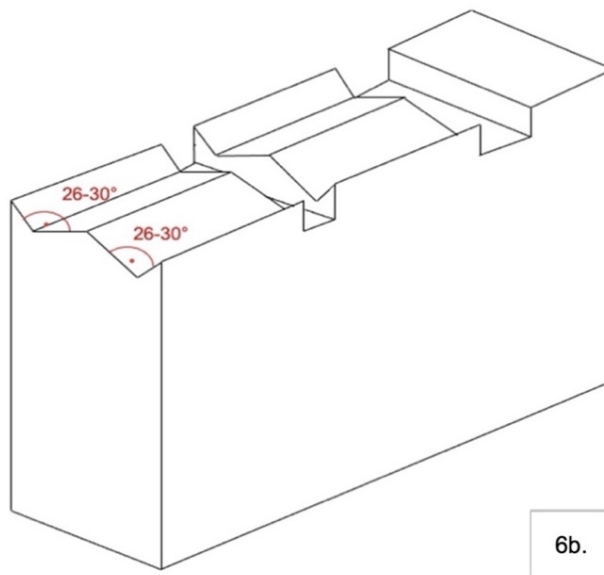
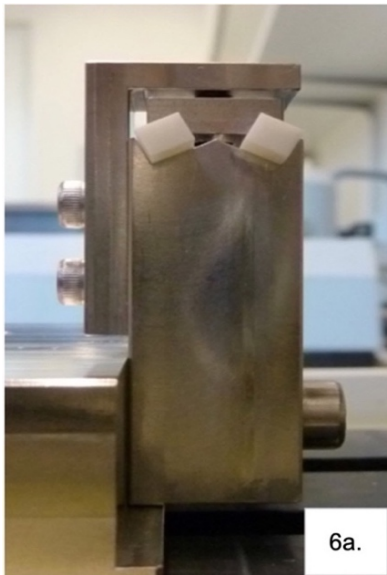


Abb. 6a: Frontalansicht des Probenhalters mit zwei eingespannten Keramikblöcken;
Abb. 6b: Schematische Darstellung des Probehalters mit der charakteristischen entgegengesetzten 26-30° Angulation.

Im nächsten Schritt wurde die Chevron-Kerbe mit einer Präzisionsdiamantsäge (Präzisionsäge, EXACT Trennschleif-System Präzision-Parallelführung 300 CPV & 310CPV, Remscheid) und einem metallgebundenen Sägeblatt mit Diamantgehalt (Trennband 0,1 mm stark/ D46, Artikelnummer 34110 der Firma EXACT & Co.KG, Remscheid) unter kontinuierlicher Wasserzufuhr geschnitten (Abb. 7).

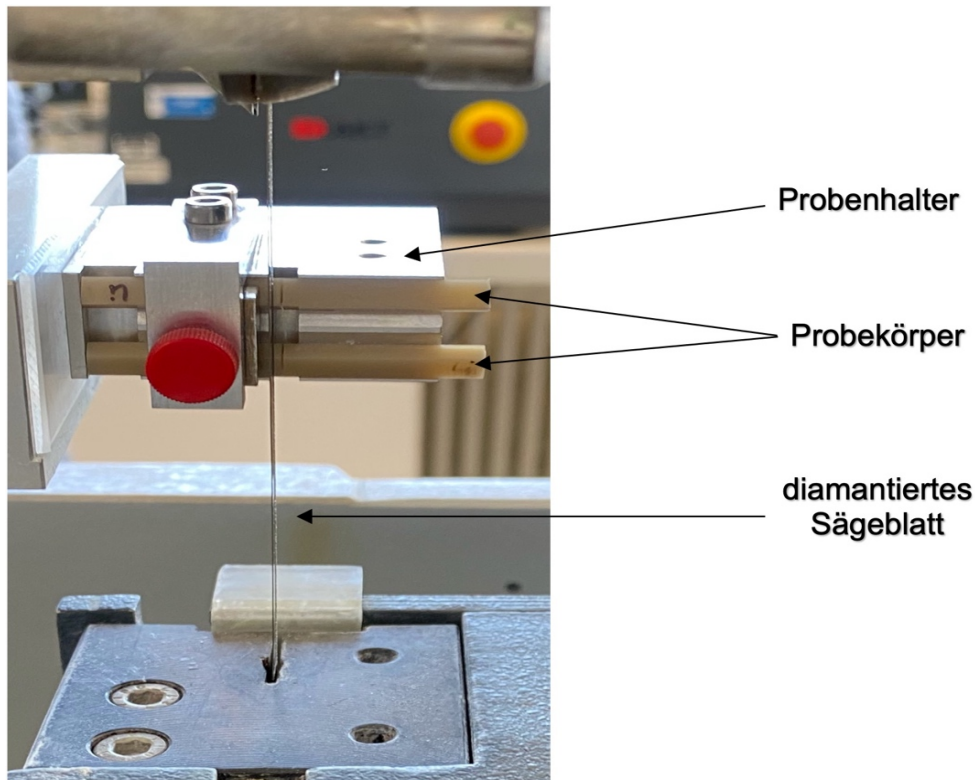


Abb. 7: Rückseitige Ansicht der Probenpräparation: zwei Keramikblöcke eingespannt im Probenhalter, Diamantsäge senkrecht zu den Prüflingen ausgerichtet. Die Schnittgeschwindigkeit betrug 4 mm/min.

Aufgrund der fehlenden Tiefenmarkierung an der Säge wurde die Schnitttiefe über die Dauer des Schnittvorgangs gesteuert. Nach einer Voranalyse wurde ein einheitliches Zeitintervall von 1 min und 2 s pro Probe festgelegt, um möglichst konstante Kerbtiefen zu erzielen. Nach dem ersten Schnitt wurde die Position der beiden Proben ausgetauscht, um die endgültige Chevron-Kerbgeometrie (Abb. 8) gemäß ISO Norm 24370 zu erzielen.

Wichtig zu erwähnen ist, dass die Geometrieparameter der Kerbpräparation nahe an den Obergrenzen des in der ISO 24370 erlaubten Geometriebereichs liegen müssen. Jedoch sollten Überschneidungen vermieden werden (l_0 : $0,80 \pm 0,08$ mm und l_1 : min. 3,80 bis max. W).

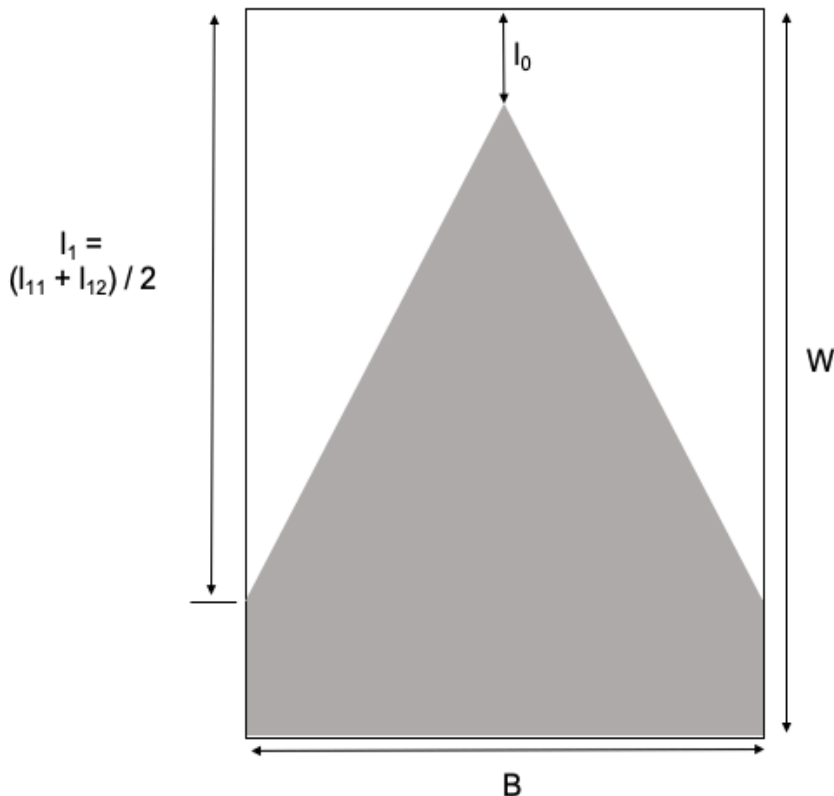


Abb. 8: Schematische Darstellung der Chevron-Kerbgeometrie mit dem Kerbspitzenabstand (l_0), der Durchschnittskerblänge (l_1), der Probenbreite (B) und der Probenhöhe (W) (modifiziert nach ISO 24370).

2.3 Vermessung der Probekanten vor der Prüfung

Nach dem Schnitt wurden die Proben für 5 Minuten mit 99,5 %igem Aceton (Artikelnummer 5025.1, Carl Roth GmbH & Co.KG, Karlsruhe) in einem Ultraschallbad (Bandelin Sonorex RK 514 Transistor, Berlin) gereinigt. Anschließend folgte rechts und links des Schnitts die mikroskopische Untersuchung der Kerbbreiten (T), der mögliche Versatz der Schnitte (ΔT) und der Kerblängen (l_{11} und l_{12}). Für die spätere Auswertung wurde das arithmetische Mittel der soeben genannten Messwerte (l_1) gebildet. Das Stereo-Zoom-Mikroskop (Wild Heerbrugg M, Durchlichtstativ EB, Leica Microsystems AG, Heerbrugg, Schweiz) wurde im Aufsichtmodus betrieben und war mit einem Computer und einer Digitalkamera (Leica DFC-420 C, Leica Microsystems AG, Heerbrugg, Schweiz) verbunden. Die Proben wurden unter dem Mikroskop mit einer Kaltlichtquelle (KL 2500 LCD, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena) beleuchtet. Die Bildaufnahme (Abb.

9) erfolgte bei 18-facher Vergrößerung. Die aufgenommenen Bilder wurden mit der Software Leica V4.10 (Leica Microsystems CMS GmbH, Wetzlar) gespeichert und mit dessen Bildbearbeitungsprogramm ausgemessen.

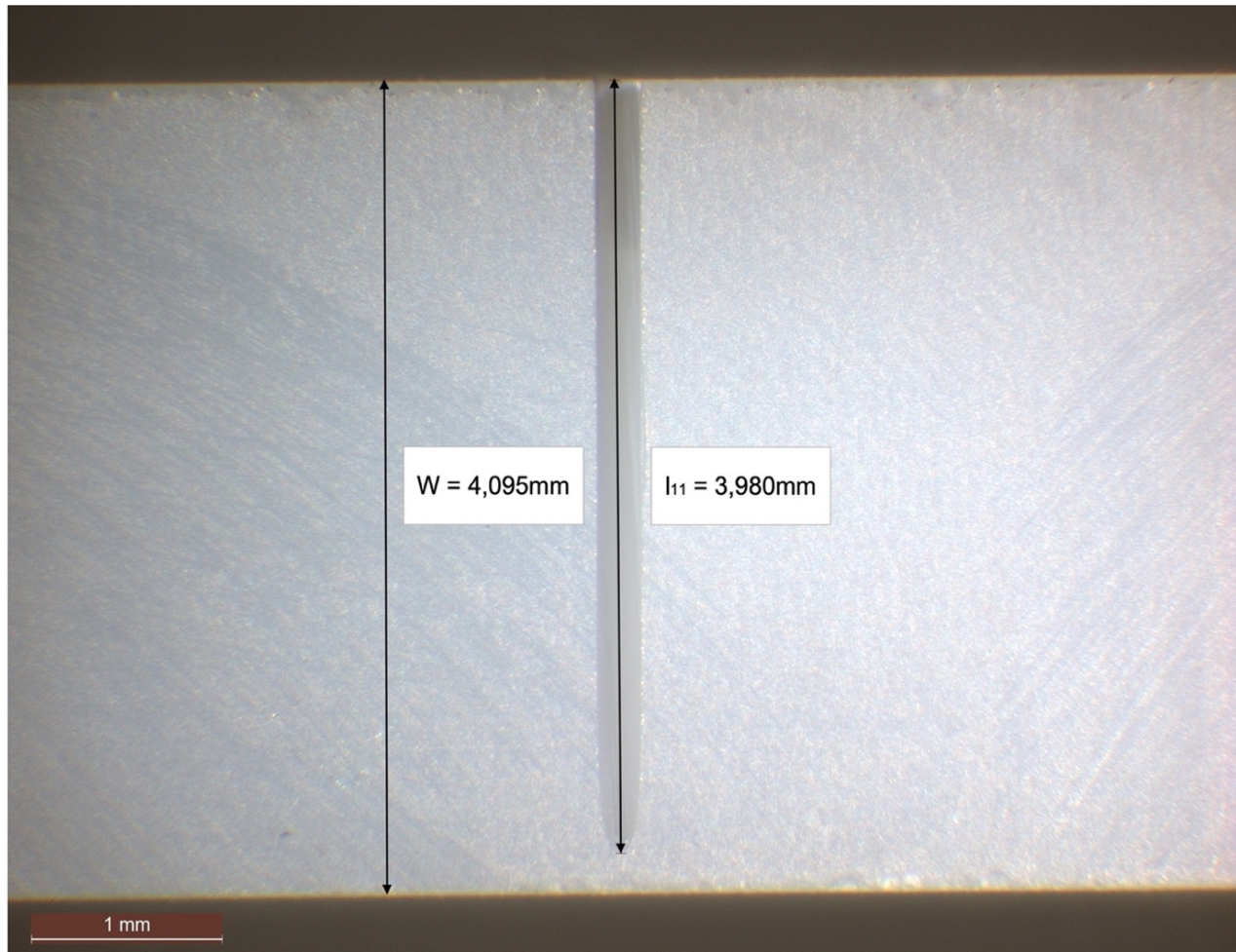


Abb. 9: Linke Seitenansicht der Keramikprobe 5 der Firma Kulzer GmbH, Hanau/ dima Mill Zirconia HT⁺. Darstellung in mm: Kerblänge (l_{11}) und Probenbreite (W).

Hierbei war zu berücksichtigen, dass die Aufnahme sowohl die gesamte Kerblänge umfasste als auch die Grenzen der Probenhöhe (W) erkennen ließ, um die notwendigen Werte für die Berechnung der Bruchzähigkeit (K_{IC}) zu erhalten.

2.4 Vorbelastung

Die Vorbelastung wurde an der Werkstoff-Prüfmaschine der Firma ZwickRoell (ZMART.PRO BZ1-MM14450.ZW03, ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) gemäß ISO 24370 Abschnitt 7.1.4 durchgeführt (Abb. 10).

Zunächst wurden die Keramikproben präzise in die 4-Punkt-Biegekonfiguration eingeführt (Abb. 11). Die Prüfkörper mussten so ausgerichtet werden, dass sich die Kerbe auf der druckbeanspruchten Seite befand, also nach oben zeigte (Abb. 11 und 12) und jeweils drei Zyklen á 200 N und 10 N/s ohne Haltezeit durchlaufen. Die Stützweiten der Auflagefinnen betragen auf der oberen Seite 20 mm (S_i) und auf der unteren Seite 40 mm (S_o). Durch diese Platzierung der Probe befand sich die Kerböffnung im Mittelpunkt aller Prüfstempel. Diese Vorbelastung bewirkt durch Kompression der Kerbe die Bildung eines kleinen Vorrisses, um dann eine kontrollierte Fraktur des Keramikblocks zu ermöglichen.

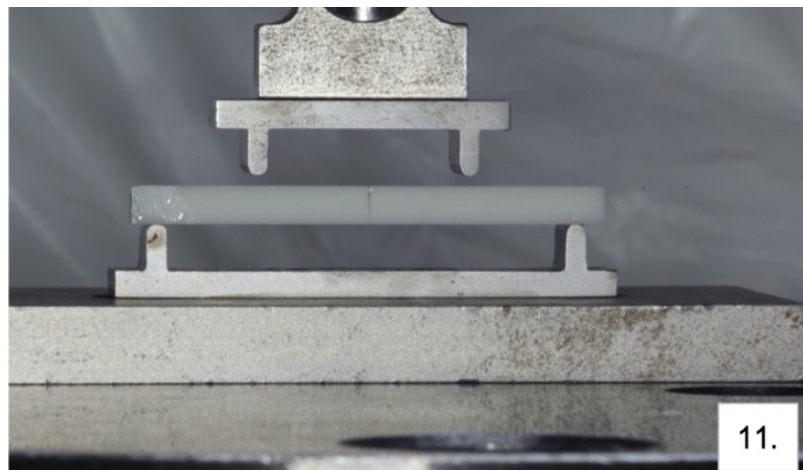


Abb. 10: Frontalansicht der Prüfeinrichtung (ZMART.PRO BZ1-MM14450.ZW03, ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) mit eingesetzter 4-Punkt-Biegeeinrichtung. Unten erkennbar die Auflager und oben die beiden Lastrollen zur Krafteinwirkung;

Abb. 11: Probeanordnung bei Vorlast in der Prüfmaschine. Die Probe ist auf zwei Auflagern gelagert und wird über zwei parallele Laststempel belastet. Die Kerböffnung in Prüfrichtung ausgerichtet.

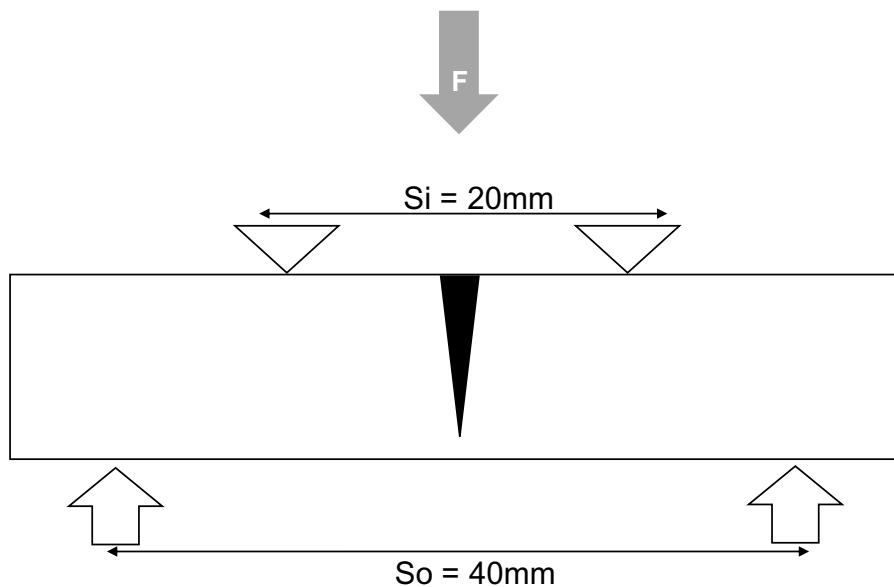


Abb. 12: Schematische Darstellung der Keramikprobe im 4-Punkt-Biegeversuch unter Vorlast. Die Probe ist auf zwei Auflagern gelagert und wird über zwei parallele Laststempel belastet. Die Kerböffnung ist zur Prüfrichtung ausgerichtet, Prüfkraft (F) = 200 N.

2.5 Temperung der Proben

Vor Durchführung der eigentlichen Bruchprüfung wurden die Proben getempert und anschließend mit einem Silikonöl beträufelt. Die Probekörper und das Silikonöl (dünnflüssiges Paraffinöl der Firma Carl Roth GmbH & Co.KG, Karlsruhe) wurden getrennt voneinander für 60 Minuten und bei 110 °C in einem Inkubator (Memmert UM400, Schwabach) erhitzt. Nach der Temperung wurden die Proben über die Kerbe mit dem heißen Öl beträufelt und für 1 Stunde auf Raumtemperatur von ca. 24 °C abgekühlt. Kurz vor der Prüfung wurden die Prüfkörper einzeln aus dem Öl entnommen. Die Prüfung wurde in einer inerten Atmosphäre unter Verwendung von Silikonöl mit wenig Wassergehalt durchgeführt, um ein unterkritisches Risswachstum zu verhindern, das die Testergebnisse nachteilig beeinflussen kann (Kailer und Stephan, 2016).

2.6 Allgemeine Hinweise zum Biegetest

Die Belastungsmaxima wurden mit dem CNB-Tests gemäß ISO Norm 24370, Abschnitt 8.2.4-8.2.5 (International Organization for Standardization 24370, 2005), ermittelt. Auch

hier handelte es sich bei der Prüfeinrichtung um die Maschine der Firma ZwickRoell. Die Proben wurden präzise in die 4-Punkt-Biegekonfiguration eingeführt. Dabei war zu beachten, dass die Kerböffnung nach unten zeigte (Abb. 13 und 14). Alle Tests wurden bei Raumtemperatur und bei max. 40 % Luftfeuchtigkeit durchgeführt.

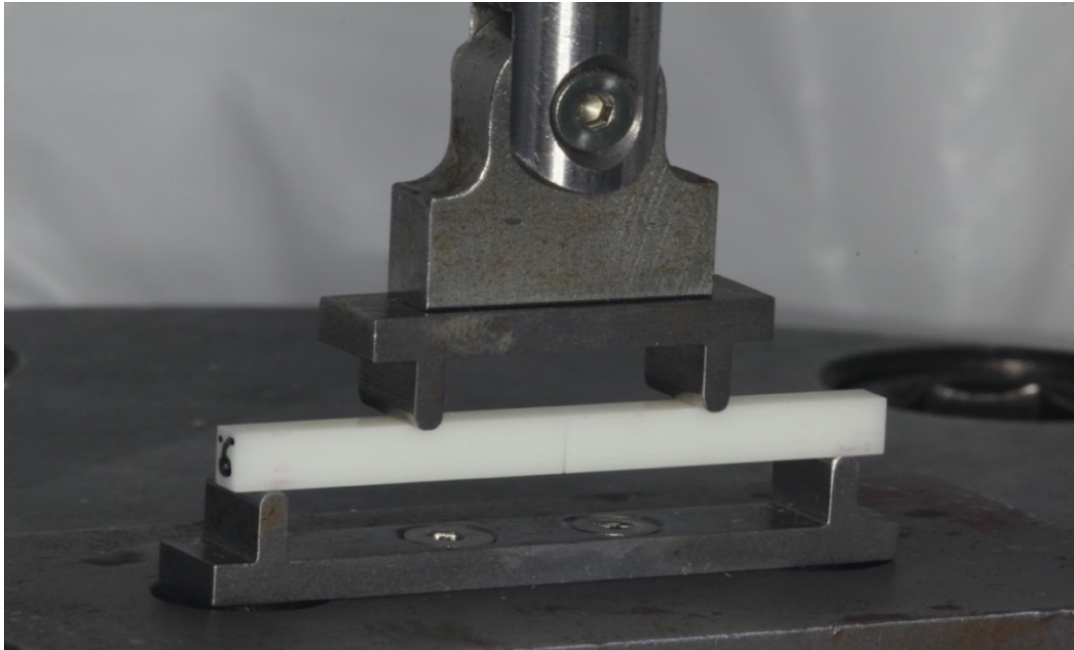


Abb. 13: Probeanordnung 4-Punkt-Biegeversuch bei Fraktur der Kulzer Probe 9. Die Probe ist auf zwei Auflagern gelagert und wird über zwei parallele Laststempel belastet. Die Kerböffnung ist entgegen der Prüfrichtung ausgerichtet.

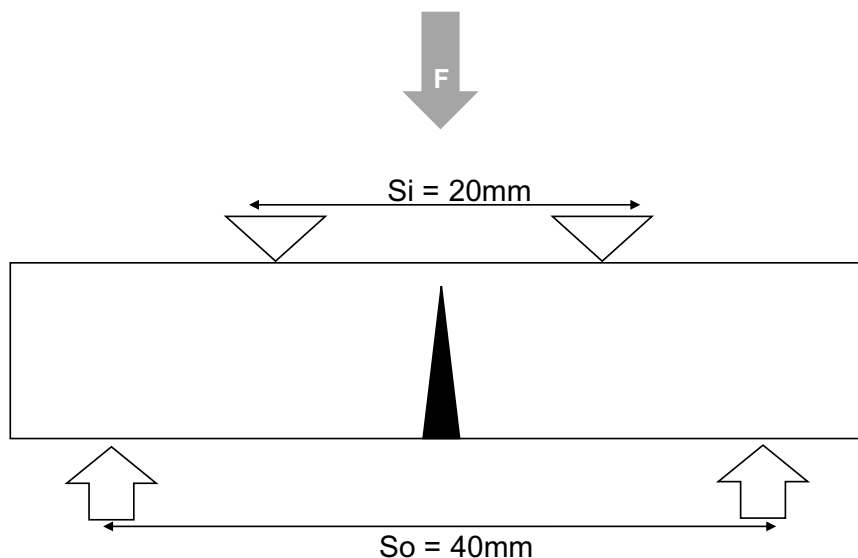


Abb. 14: Schematische Darstellung der Keramikprobe im 4-Punkt-Biegeversuch unter Vorlast. Die Probe ist auf zwei Auflagern gelagert und wird über zwei parallele Laststempel belastet. Die Kerböffnung ist entgegen der Prüfrichtung ausgerichtet, Prüfkraft (F) = 200 N.

2.7 Frakturierung der Probekörper

Es wurde eine zunehmende Druckkraft auf die Vorrichtung ausgeübt, solange bis die Probe gebrochen ist (Abb. 15). Die Belastungsrate betrug 1 N/s und die Vorschubrate 0,05 mm/min. Dabei wurde die Prüfung im Kraft-/Weg-Diagramm mittels der testXpert V6.1-Software (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) aufgezeichnet, sodass die maximale Bruchkraft F_{\max} ermittelt werden konnte.

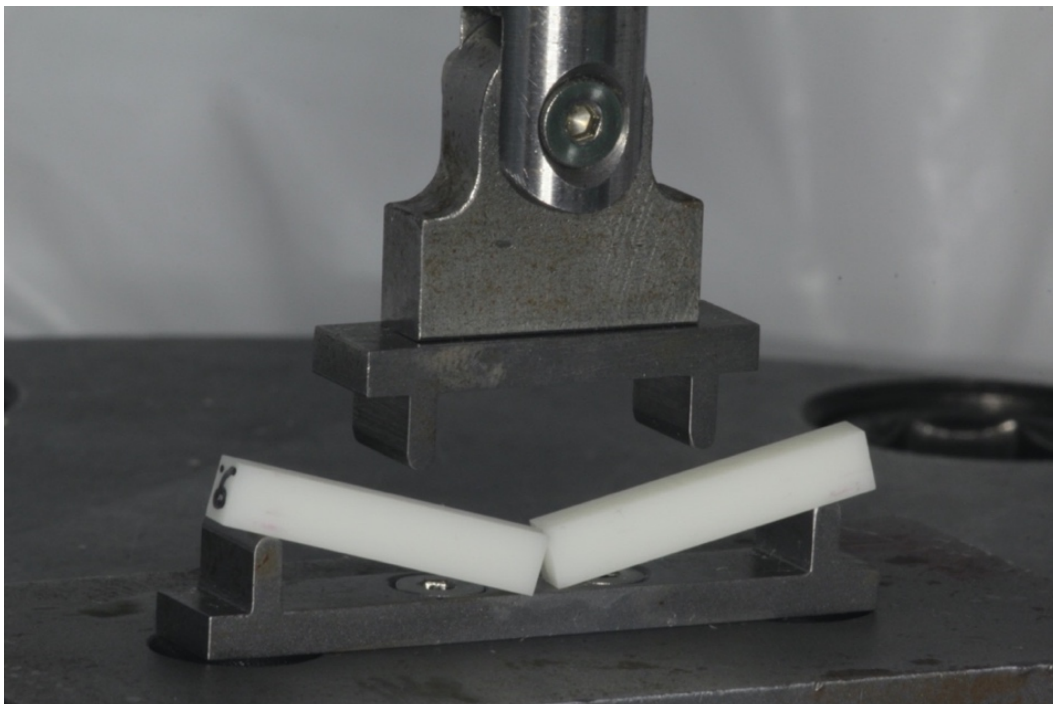


Abb. 15: Frakturierte Keramikprobe 9 der Firma Kulzer. Die Probe ist auf zwei Auflagern gelagert und wurde über zwei parallele Laststempel belastet.

2.8 Ausmessen der Kerbgeometrie nach der Prüfung

Nach der Prüfung erfolgte das lichtmikroskopische Ausmessen der Kerbgeometrie mit dem Stereo-Zoommikroskop (Wild Heerbrugg M, Durchlichtstativ EB, Leica Microsystems AG, Heerbrugg, Schweiz) im Auflichtmodus. Genau wie bei der Bilduntersuchung vor der Prüfung erfolgte die Aufnahme der Kerbgeometrie (Abb. 16) bei 18-facher Vergrößerung. Auch hier wurde darauf geachtet, dass die Aufnahme den kompletten Querschnitt der Probe mitsamt seinen Grenzen erkennen lässt. Es wurden die Breite (B), die Höhe der Probe (W) und die beiden Kerblängen rechts und links (l_{11} und l_{12}) in Millime-

tern gemessen. Aus Letzterem wurde die durchschnittliche Länge der Chevron-Seite (l_1) ermittelt, welche zur Berechnung der Bruchzähigkeit K_{Ic} notwendig war. Anhand des Bildmaterials war es ebenso möglich, die Tiefe der Chevron-Spitze (l_0) und den Abstand der Kerbspitze von der Mitte der Probe zu ermitteln.

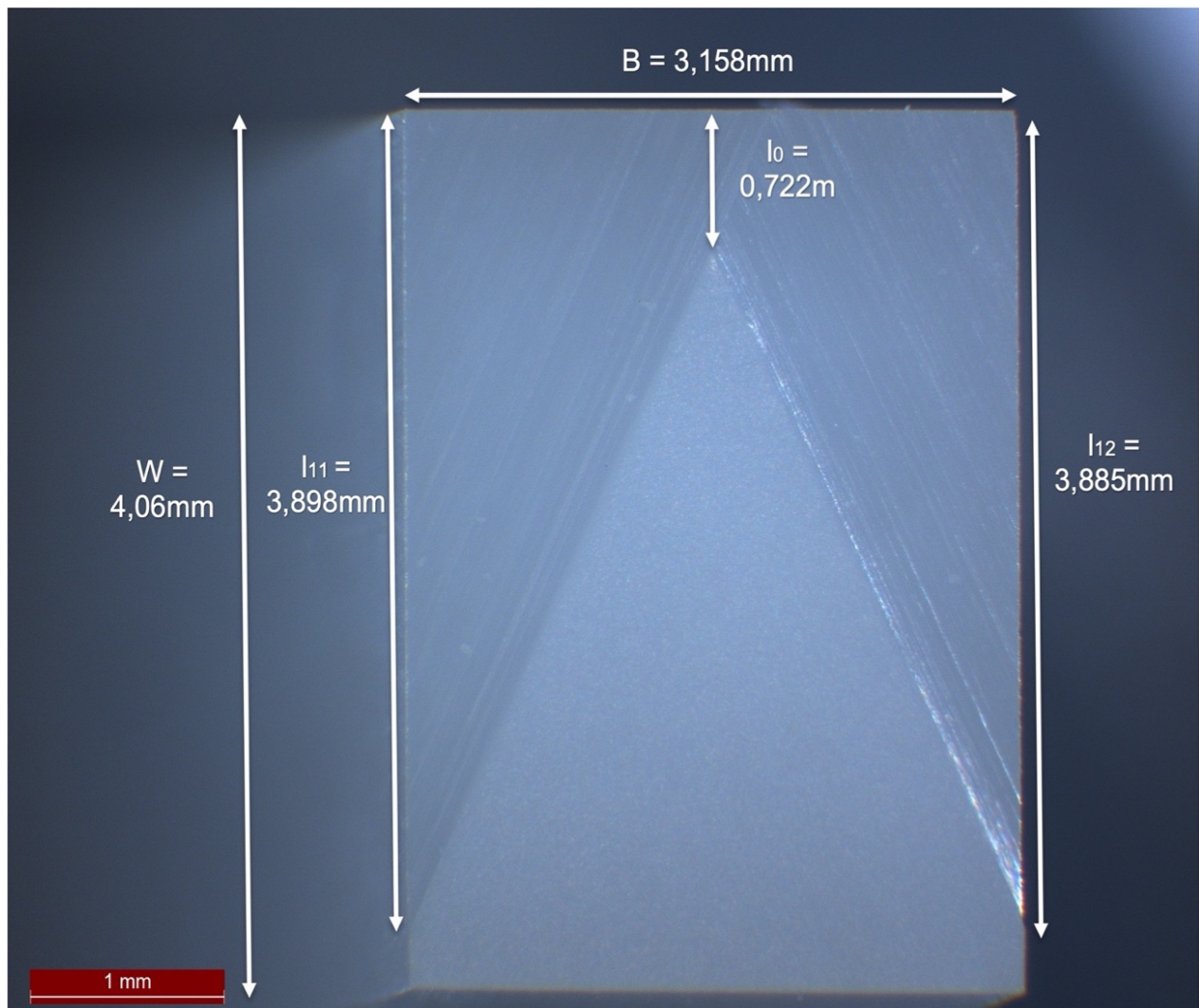


Abb. 16: Kerbgeometrie bei 18-facher Vergrößerung. Probe 6 der VITA-Reihe (VITA YZ STWhite) mit Probenbreite (B), Probenhöhe (W), Kerblängen (l_{11} und l_{12}), Tiefe der Chevron-Spitze (l_0).

2.9 Berechnung der Bruchzähigkeit

Aus den gültigen Prüfungen wurden die Belastungsmaxima ermittelt und die resultierenden K_{Ic} -Werte, nach der in der ISO Norm 24370 aufgezeigten Formel berechnet:

Formel 1: Bruchzähigkeit nach der CNB-Methode

$$K_{I,CNB} = \frac{F(S_0 - S_i)}{BW^{3/2}} \times \frac{Y_{\min}^*}{\sqrt{1000}} \quad (1)$$

mit:

$K_{I,CNB}$	=	Bruchzähigkeitswert, angegeben in $\text{MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$
F	=	maximale Bruchlast, in Newton
S_0	=	der äußere Auflageabstand, in Millimetern: 0,40mm
S_i	=	der innere Auflageabstand, in Millimetern: 0,20mm
B	=	die Dicke des Prüfkörpers, in Millimetern
W	=	die Breite des Prüfkörpers, in Millimetern
Y_{\min}^*	=	dimensionslose Spannungsintensitätsfaktor-Koeffizient

Der Spannungsintensitätsfaktor-Koeffizient kann, wie in der ISO 24370 beschrieben, sowohl für Proben mit empfohlener Prüfkörpergeometrie (Formel 2) oder alternativer Geometrien (Formel 3) berechnet werden. Wie bereits erwähnt, sind die entsprechenden Abmessungen aus Tabelle 3 zu entnehmen.

Formel 2: Spannungsintensitätsfaktor - empfohlene Geometrie (nach ISO 24370)

$$Y_{\min}^* \left(\frac{l_0}{W}, \frac{l_1}{W} \right) = \frac{0,3874 - 3,0919(l_0/W) + 4,2017(l_1/W) - 2,3127(l_1/W)^2 + 0,6379(l_1/W)^3}{1,000 - 2,9686(l_0/W) + 3,5056(l_0/W)^2 - 2,1374(l_0/W)^3 + 0,013(l_1/W)} \quad (2)$$

Formel 3: Spannungsintensitätsfaktor - alternative Geometrie (nach ISO 24370)

$$Y_{\min}^* \left(\frac{l_0}{W}, \frac{l_1}{W} \right) = \left(2,92 + 4,52 \left(\frac{l_0}{W} \right) \frac{l_0}{W} + 10,14 \left(\frac{l_0}{W} \right)^2 \right) \sqrt{\left(\frac{\left(\frac{l_1}{W} \right) - \left(\frac{l_0}{W} \right)}{1,000 - \left(\frac{l_0}{W} \right)} \right)} \quad (3)$$

mit:

l_0	=	Abstand zur Chevronspitze, in Millimetern
l_1	=	mittlere Kerblänge; Mittelwert aus l_{11} und l_{12} , in Millimetern mm

2.10 Statistik

Die statistische Analyse wurde mit der Computer Software jamovi (Version 2.7, The jamovi project (2025), Sydney, Australien) durchgeführt. Zur Untersuchung signifikanter Unterschiede der Bruchzähigkeitswerte (K_{IC} und K_{ICAlt}) zwischen den vier Herstellergruppen wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt. Aufgrund ungleicher Gruppengrößen und Varianzen kam die Welch-ANOVA zur Anwendung. Für die paarweisen Gruppenvergleiche wurden Games–Howell-Post-hoc-Tests durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Unterschiede mit $p < 0,05$ galten als statistisch signifikant. Zusätzlich wurden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet und in den Ergebnistabellen dargestellt.

3. Ergebnisse

Im Folgenden werden die in den durchgeführten Versuchen ermittelten Ergebnisse für die Kerblängen, die Kerbreite, die Kerbspitze und die Maximalkraft der untersuchten Keramikproben tabellarisch und graphisch dargestellt.

3.1 Kerblänge l_{11} und l_{12}

Nach ISO 24370 darf die Kerblänge die Probenhöhe W nicht überschreiten und muss mindestens 3,80 mm betragen. Der Mittelwert der Probenhöhen W betrug 4,14 mm. In Tabelle 5 sind die maximalen Probenhöhen (W_{\max}) der Keramikproben der Hersteller sowie die arithmetischen Mittelwerte und Standardabweichungen der geschnittenen Kerblängen l_1 aufgeführt.

Die von Dentaurum gefertigten Proben wiesen mit 4,21 mm die größte durchschnittliche Höhe auf, während die Proben von Kulzer mit 4,10 mm die geringste Höhe erreichten. Von den insgesamt vier Herstellern erfüllten die meisten Proben die Anforderungen der ISO 24370 und waren damit für den CNB-Test gültig. Vier Proben wichen zwar von der empfohlenen Geometrie ab, lagen aber noch im zulässigen Bereich der alternativen Geometrie laut Norm. Eine Probe stammte von VITA, die übrigen drei Proben von Straumann. Der Mittelwert der Kerblänge l_1 betrug bei den Keramikproben von Dentaurum 3,91 mm. Die Proben von Kulzer und VITA erreichten Mittelwerte von 3,88 mm bzw. 3,86 mm und für Straumann ergab sich ein Mittelwert von 3,91 mm.

Tab. 5: Probenhöhe W und arithmetisches Mittel für l_1 und den jeweiligen Standardabweichungen.

Firma	W_{\max} [mm]	SD_W	$\bar{x} l_1$ [mm]	SD_{l_1}
Dentaurum	4,21	0,05	3,91	0,08
Kulzer	4,1	0,01	3,88	0,06
VITA	4,14	0,02	3,86	0,07
Straumann	4,11	0,01	3,91	0,11
\bar{x}	4,14			

3.1.1 Detaillierte Betrachtung der Dentaurum-Probekörper

Die größte Kerblänge innerhalb der Dentaurum-Proben wurde an Probe 6 (Kerblänge rechte Seite) mit 4,19 mm gemessen. Am unteren Ende lag Probe 10 mit 3,83 mm (rechte Seite). Mit dem ermittelten Mittelwert von 3,91 mm befinden wir uns mit den Prüfkörpern der Firma Dentaurum in dem angeforderten Bereich der zulässigen Werte für die Kerblänge der ISO 24370. Es existiert kein Wert unter oder oberhalb des Minimums bzw. Maximums. Somit sind alle Proben gültig für die Prüfung. Die Abbildung 17 zeigt einen Überblick der ermittelten Kerblängen.

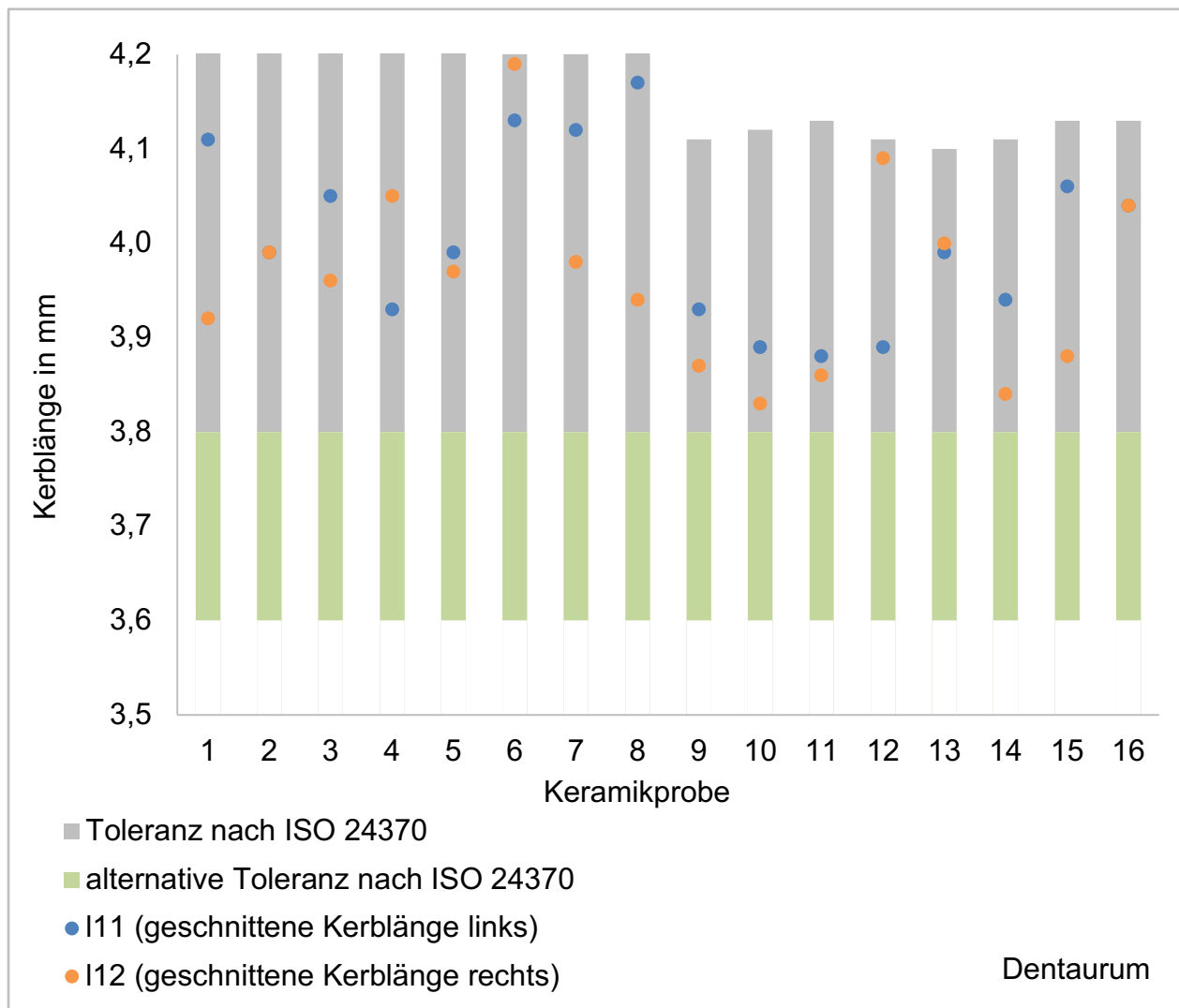


Abb. 17: Übersicht der gemessenen Kerblängen I_{11} (linke Seite, blaue Punkte) und I_{12} (rechte Seite, orangefarbene Punkte) der Keramikprobe der Firma Dentaurum ($n = 16$). Dargestellt sind die Einzelergebnisse im Vergleich zu den zulässigen Toleranzbereichen nach ISO 24370 (grau) sowie zu den alternativen Toleranzbereichen (grün).

3.1.2 Detaillierte Betrachtung der Kulzer-Probekörper

Die linke Seite von Probe 1 wies mit 4,06 mm die größte Kerblänge auf. Das Minimum trat mehrfach auf und betrug 3,80 mm. Zu diesen zählen Probe 6 rechts, Probe 8 links, Probe 10 links, Probe 11 rechts und Probe 12 rechts. Das arithmetische Mittel aller Kerblängen lag bei 3,88 mm. Alle gemessenen Werte erfüllten die Anforderungen der ISO 24370, sodass keine Berechnung auf Basis der alternativen Geometrie erforderlich war. Die Abbildung 18 zeigt das zugehörige Diagramm mit der Übersicht der Kulzer Kerblängen.

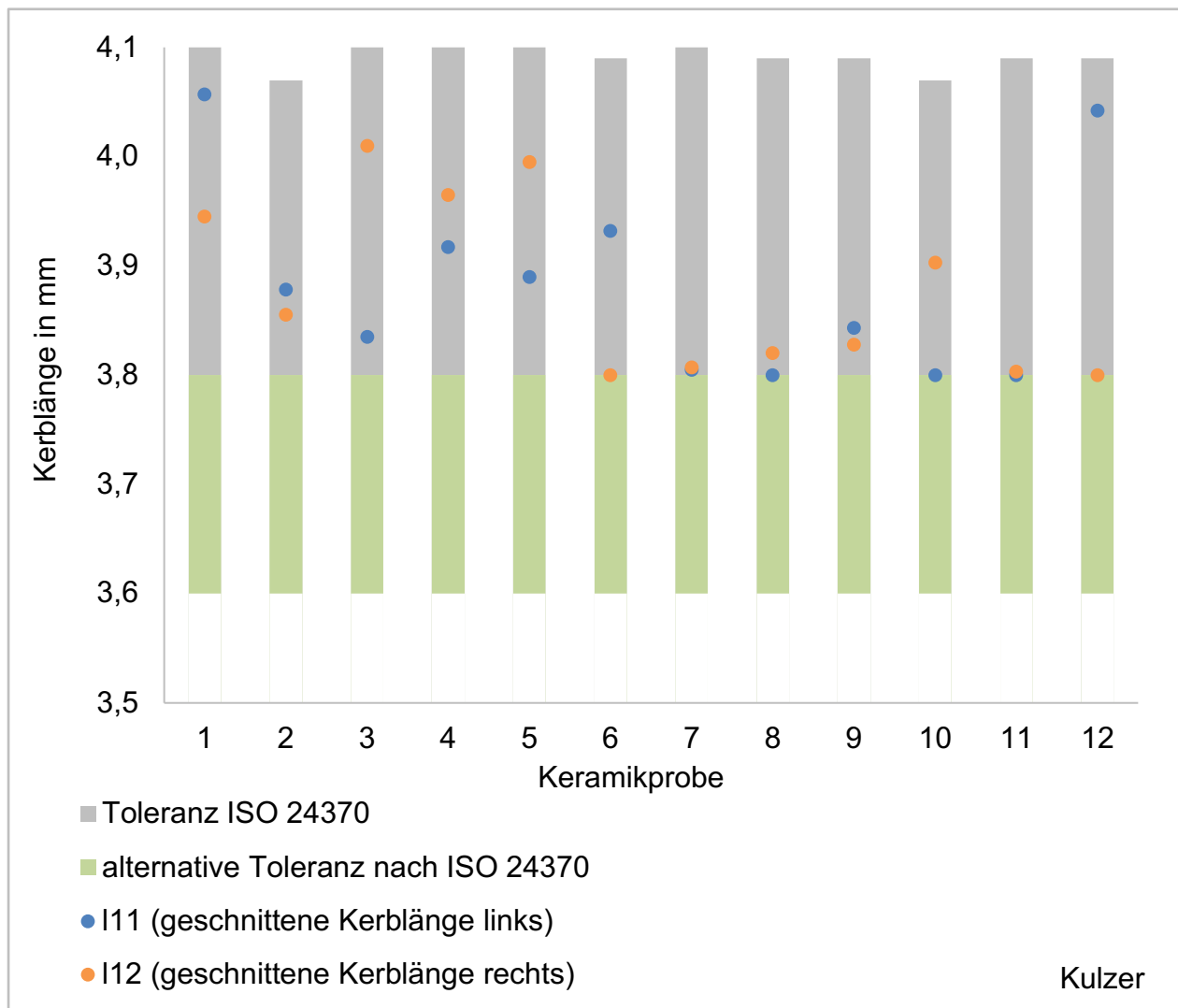


Abb. 18: Übersicht der gemessenen Kerblängen I_{11} (linke Seite, blaue Punkte) und I_{12} (rechte Seite, orangefarbene Punkte) der Keramikprobe der Firma Kulzer ($n = 12$). Dargestellt sind die Einzelergebnisse im Vergleich zu den zulässigen Toleranzbereichen nach ISO 24370 (grau) sowie zu den alternativen Toleranzbereichen (grün).

3.1.3 Detaillierte Betrachtung der VITA-Probekörper

Der Mittelwert für die Kerblängen betrug 3,87 mm und lag damit im zulässigen Bereich gemäß ISO 24370. Die längste gemessene Kerblänge von 4,09 mm wies die rechte Seite der Probe 3 auf. Die kürzeste Kerblänge betrug 3,71 mm und wurde an der linken Seite der Probe 12 gemessen. Sie unterschreitet damit die empfohlenen Geometrie-Anforderungen der Norm, daher musste für diese Probe auf die Berechnung des K_{IC} -Wertes gemäß alternativer Geometrie zurückgegriffen werden. Die übrigen Proben blieben innerhalb der zulässigen Toleranzen. Eine Übersicht über alle Kerblängen der VITA-Proben ist der Abbildung 19 zu entnehmen.

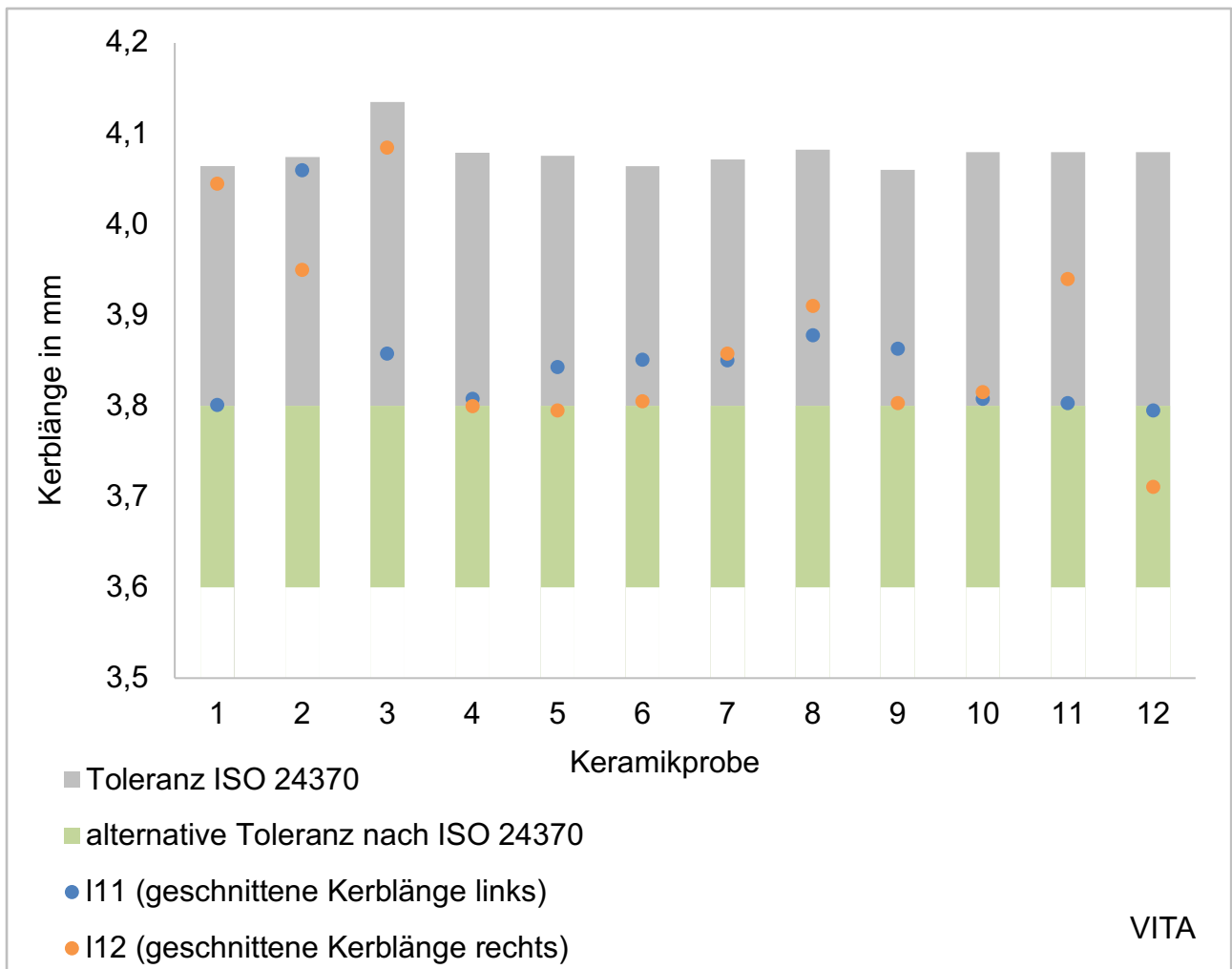


Abb. 19: Übersicht der gemessenen Kerblängen I_{11} (linke Seite, blaue Punkte) und I_{12} (rechte Seite, orangefarbene Punkte) der Keramikprobe der Firma VITA ($n = 12$). Dargestellt sind die Einzelergebnisse im Vergleich zu den zulässigen Toleranzbereichen nach ISO 24370 (grau) sowie zu den alternativen Toleranzbereichen (grün).

3.1.4 Detaillierte Betrachtung der Straumann-Probekörper

Die rechte Seite von Probe 10 markierte mit 3,65 mm die kürzeste gemessene Kerblänge und lag damit außerhalb des empfohlenen Bereichs. Auch Probe 3 rechts lag außerhalb der Toleranz, mit einer Länge von 3,76 mm. Dasselbe galt für die gesamte Probe 8 (rechts 3,70 mm und links 3,78 mm). Insgesamt galten somit drei Proben hinsichtlich der empfohlenen Geometrie als ungültig, erfüllten jedoch die Voraussetzungen für die alternative Geometrieberechnung. Die restlichen sieben Probekörper befanden sich innerhalb der vorgeschriebenen Toleranz der empfohlenen Mindestanforderungen. Der Mittelwert lag hier bei 3,91 mm. Die Abbildung 20 zeigt das Übersichtsdiagramm der Kerblängen.

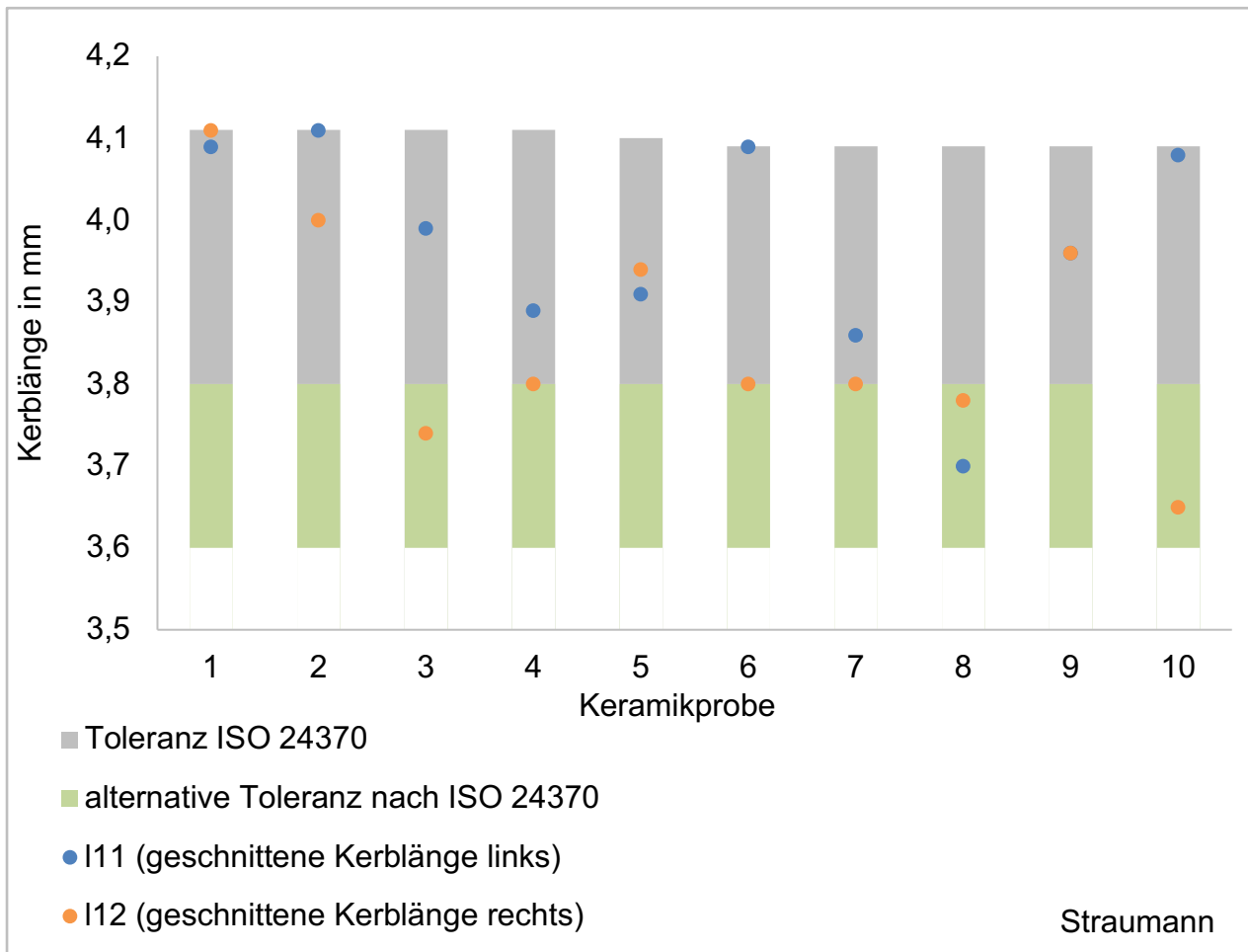


Abb. 20: Übersicht der gemessenen Kerblängen I_{11} (linke Seite, blaue Punkte) und I_{12} (rechte Seite, orangefarbene Punkte) der Keramikprobe der Firma Straumann ($n = 10$). Dargestellt sind die Einzelergebnisse im Vergleich zu den zulässigen Toleranzbereichen nach ISO 24370 (grau) sowie zu den alternativen Toleranzbereichen (grün).

3.2 Kerbbreite (T) und Kerbbreitenversatz (ΔT)

Die Abbildung 21 zeigt die Kerbbreite und den Kerbbreitenversatz für alle gemessenen Werte. Dabei lässt sich feststellen, dass der Kerbbreitenversatz in allen Fällen bei 0 mm lag. Die Kerbbreiten der Firmen Dentaurum und Kulzer befanden sich einheitlich bei 0,250 mm. Bei VITA betrug die größte gemessene Kerbbreite 0,239 mm, die kleinste 0,227 mm. Die Straumann-Proben zeigten Werte im Bereich von 0,232 mm (Minimum) bis 0,235 mm (Maximum). Alle gemessenen Kerbbreitenwerte lagen damit innerhalb der in ISO 24370 geforderten Toleranz, wonach die Kerbbreite an keiner Stelle größer als 0,30 mm sein darf. Ebenso erfüllten alle Proben die Forderung, dass sich die von beiden Seiten eingeschnittenen Kerbflächen innerhalb eines Abstands von $0,2 \times T$ treffen müssen, welches durch den konstanten Kerbbreitenversatz von 0 mm bestätigt wird.

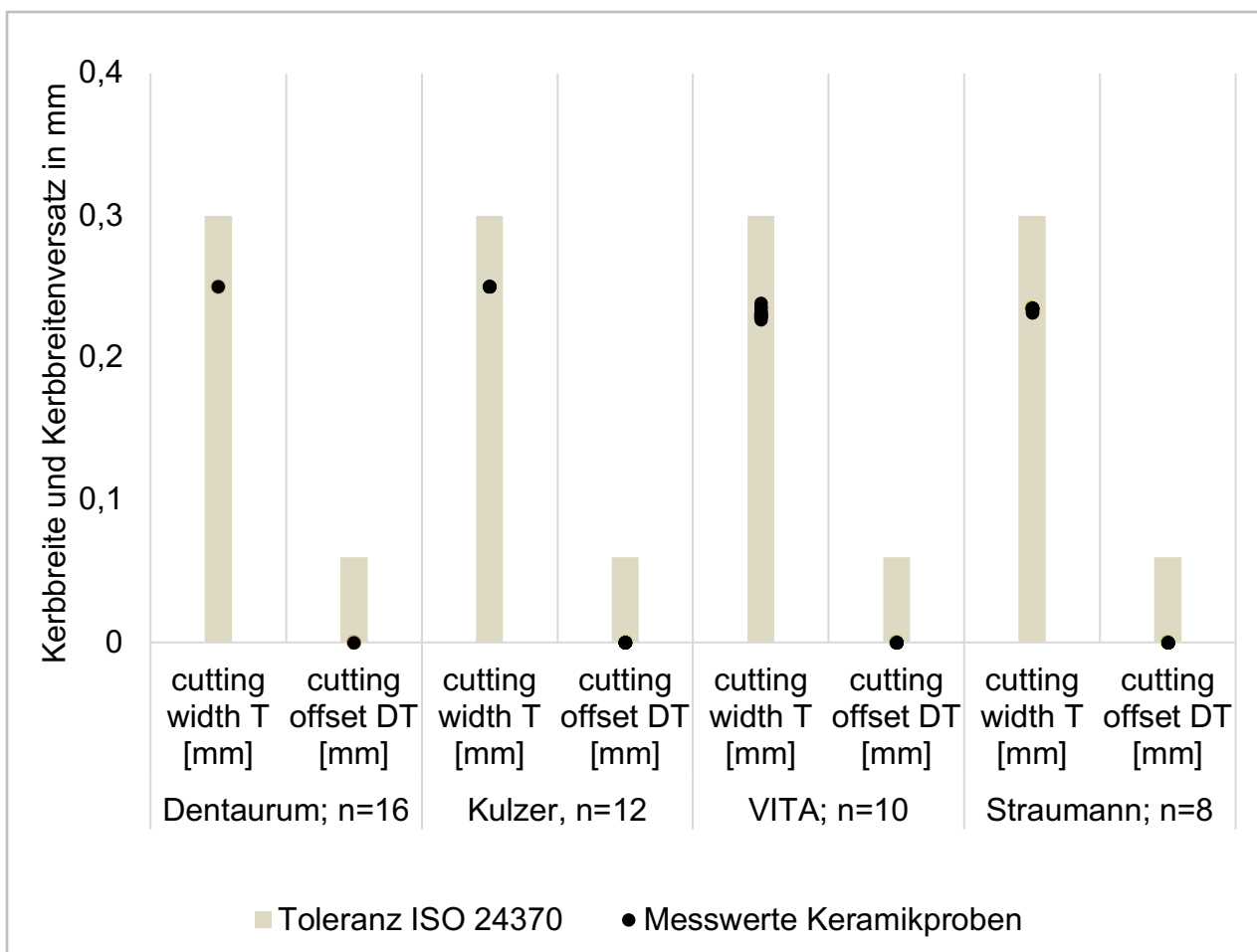


Abb. 21: Übersicht der Werte für die Kerbbreite (cutting width T) und Kerbbreitenversatz (cutting offset DT) im Vergleich zu den Toleranzbereichen der ISO 24370. Schwarze Punkte stellen die Messwerte dar.

3.3 Abstand der Kerbspitze (l_0) und Kerbspitzenversatz

Jede der vier Prüfreihe wies Abweichungen von den Toleranzgrenzen der ISO-Norm 24370 hinsichtlich der Kerbspitzenwerte auf. Dabei ist erneut zwischen der empfohlenen und der alternativen Geometrie gemäß Norm zu unterscheiden. In der Dentaurum-Reihe lag eine Probe (Probe 7) mit 0,89 mm außerhalb der empfohlenen Geometrie, blieb jedoch innerhalb der Toleranzgrenzen der alternativen Geometrie. Der niedrigste Wert in dieser Serie betrug 0,74 mm. Bei Kulzer fielen drei Proben (Proben 7, 8 und 11) mit Werten von 0,77 mm, 0,71 mm und 0,70 mm aus der empfohlenen Geometrie heraus, erfüllten aber ebenfalls die Bedingungen der alternativen Geometrie. Acht Proben der Vita-Prüfkörper (Proben 1, 4, 5, 6, 7, 9, 10 und 11) entsprachen nicht den Anforderungen der empfohlenen Geometrie. Zwei dieser Proben (Proben 5 und 7) sind bereits während der Positionierung vor der CNB-Prüfung infolge der Vorlast frakturiert, weshalb bei diesen kein Wert für l_0 ermittelt werden konnte. Alle übrigen Proben bewegten sich innerhalb der Toleranzen der alternativen Geometrie. Der kleinste Abstand, der noch innerhalb der alternativen Toleranz liegt, beträgt 0,54 mm (Probe 4). In der Straumann-Reihe lagen vier Proben (Proben 1, 2, 8 und 10) außerhalb der empfohlenen Geometrie mit Werten von 0,90 mm, 1,11 mm, 0,52 mm und 0,66 mm. Probe 2 überschritt zudem mit 1,11 mm auch den Grenzwert der alternativen Geometrie (max. 0,96 mm) und war daher vollständig ungültig.

Der Kerbspitzenversatz befand sich bei allen Proben der Firmen Dentaurum, Kulzer und VITA in der Toleranz der ISO 24370. Die höchsten Werte bei Dentaurum und Kulzer lagen bei 0,04 mm und die kleinsten bei 0,00. Bei VITA befanden sich die Werte zwischen 0,041 mm und 0,005 mm. Zwei Werte lagen bei den Proben von Straumann außerhalb der ISO-Norm und betrugen 0,26 mm und 0,25 mm (Probe 2 und 10). Der geringste Versatz betrug 0,01 mm. Abbildung 22 zeigt eine Übersicht der ermittelten Kerbspitzen- und Versatzwerte.

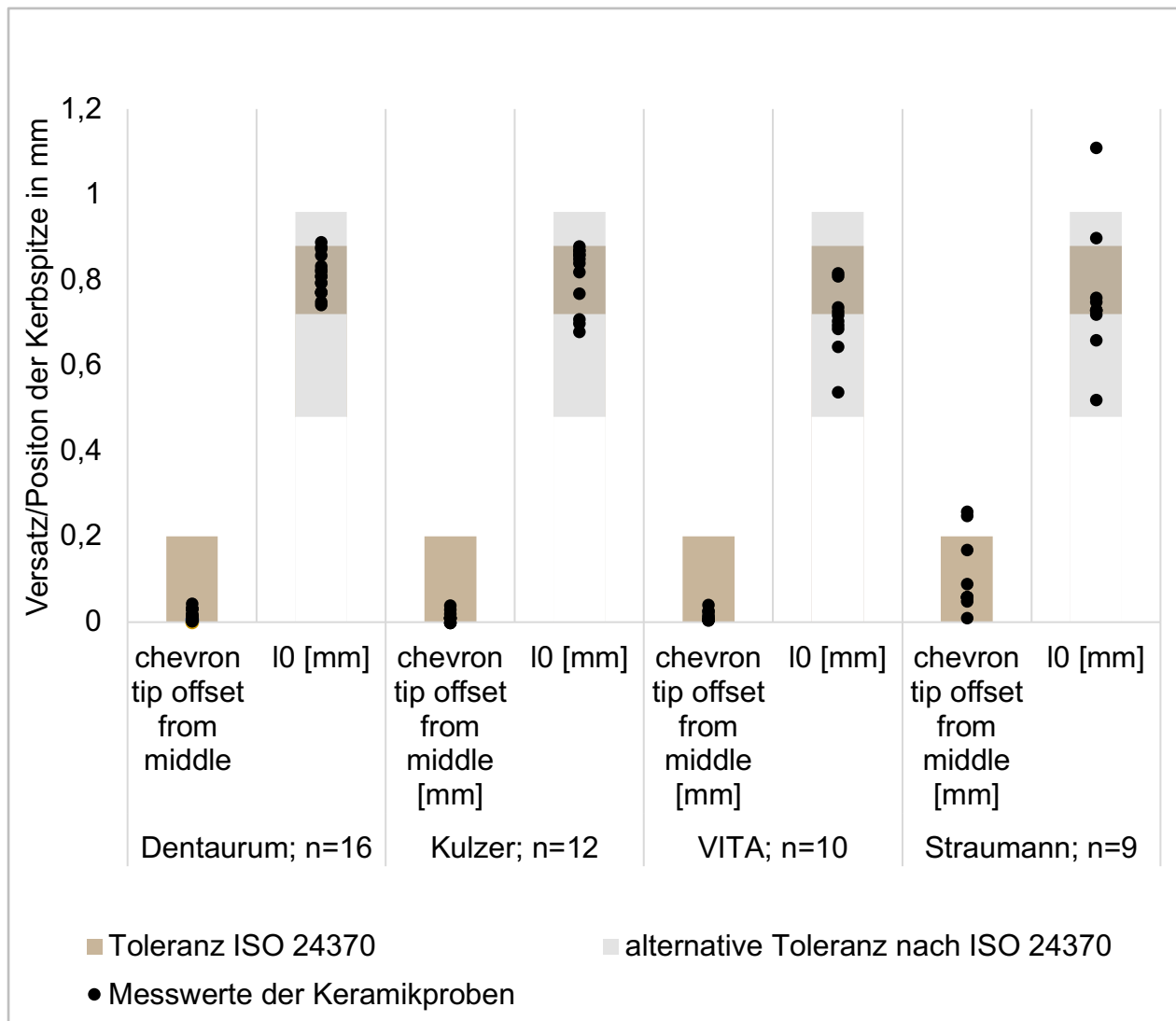


Abb. 22: Darstellung der Kerbspitzenlängen und des Versatzes aller Proben im Vergleich zu den ISO-24370-Toleranzen. Braune Flächen markieren die zulässigen Bereiche der empfohlenen Geometrie, graue Flächen die der alternativen Geometrie. Schwarze Punkte repräsentieren die gemessenen Werte.

3.4 Maximalkraft bei Frakturierung

3.4.1 Probekörper der Firma Dentaurum

Aus der Dentaurum-Reihe wurden insgesamt 16 gültige Proben untersucht. Diese stammten aus zwei verschiedenen Rohlingen, wobei aus jeder Keramik-Disc jeweils acht Proben entnommen wurden. Aus diesem Grund erfolgt die Darstellung in zwei

separaten Grafiken (23 und 24). Für die statistische Auswertung wurden die Messwerte beider Probenchargen zusammengeführt. Der höchste gemessene Wert der maximalen Kraft (F_{\max}) betrug 42,7 N, der niedrigste lag bei 37,0 N. Die mittlere Maximalkraft F_{\max} lag bei 39,8 N mit einer Standardabweichung von 1,7 N und einem Variationskoeffizienten von 4,21 %. Die mittlere Bruchlast (F_{Bruch}) betrug 38,9 N, ebenfalls mit einer geringen Standardabweichung von 1,9 N und einem Variationskoeffizienten von 4,84 %.

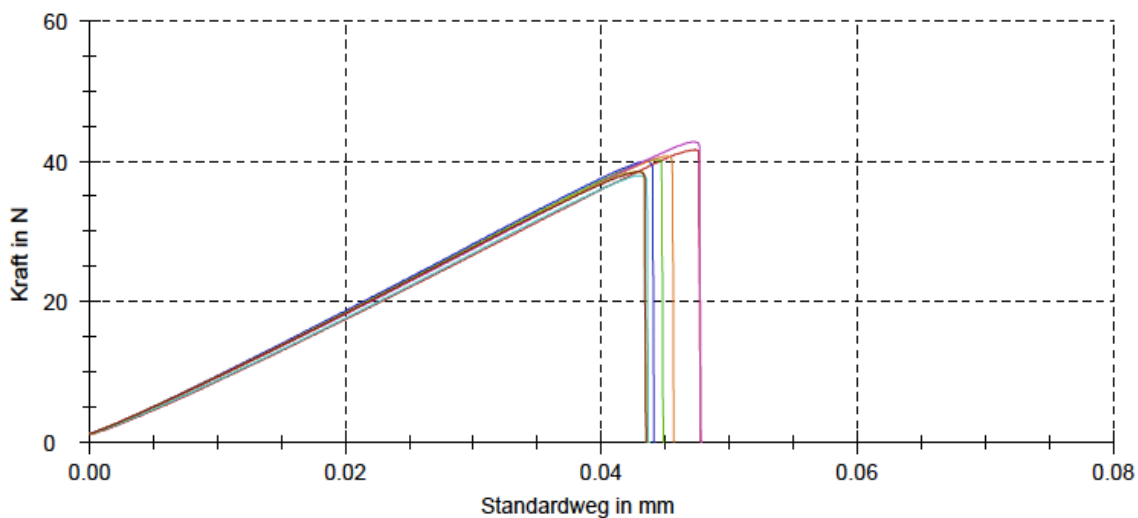


Abb. 23: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben aus der Dentaurum-Disc1 ($n = 8$). Die Kurven stellen einen linearen Anstieg bis zur maximalen Kraft dar und zeigen anschließend einen abrupten Abfall infolge des Bruchs.

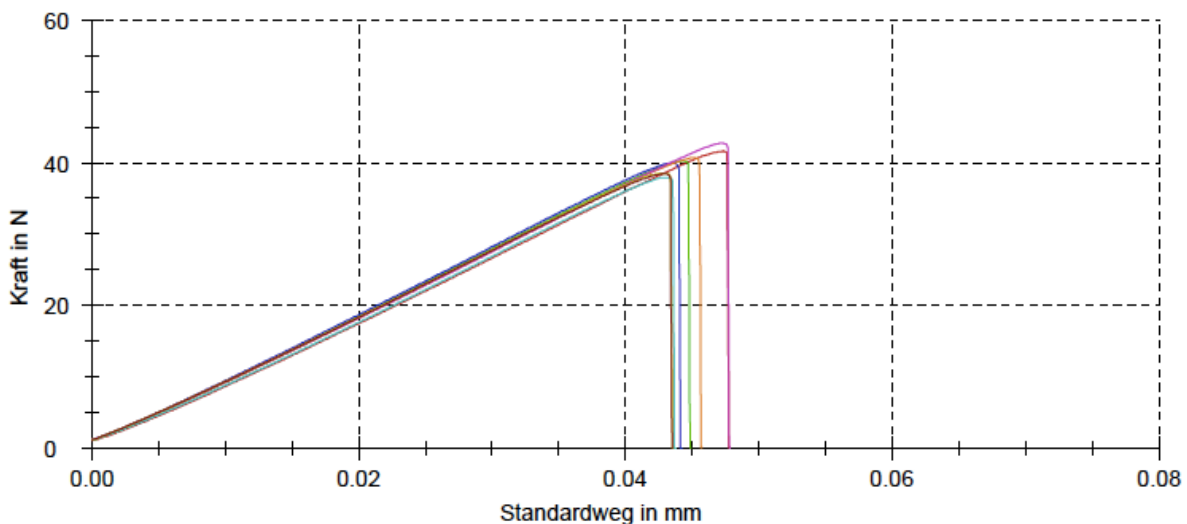


Abb. 24: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben aus der Dentaurum-Disc2 ($n = 8$). Die Kurven stellen einen linearen Anstieg bis zur maximalen Kraft dar und zeigen anschließend einen abrupten Abfall infolge des Bruchs.

3.4.2 Probekörper der Firma Kulzer

Insgesamt wurden zwölf Proben dieses Herstellers hinsichtlich ihrer maximalen Belastbarkeit untersucht (Abb. 25). In dem Protokoll ist ein Stichprobenumfang von 13 angegeben, tatsächlich wurden jedoch nur zwölf gültige Versuche ausgewertet. Der Versuch an Probe 2 wurde aufgrund einer fehlerhaften Positionierung während der Prüfung als ungültig gewertet, obwohl er bereits im Diagramm enthalten ist. Für die statistische Analyse wurde dieser fehlerhafte Datensatz ausgeschlossen.

Die durchschnittliche maximale Kraft betrug 34,9 N bei einer Standardabweichung von 5,1 N. Die mittlere Bruchkraft lag nahezu gleich bei 34,6 N mit einer Standardabweichung von 5,2 N. Daraus ergeben sich Variationskoeffizienten von 14,58 % bzw. 15,17 % (Bruchkraft). Die höchste gemessene maximale Kraft wurde bei Probe 7 mit 49,8 N festgestellt, während Probe 4 mit 31,4 N den niedrigsten F_{\max} -Wert zeigte.

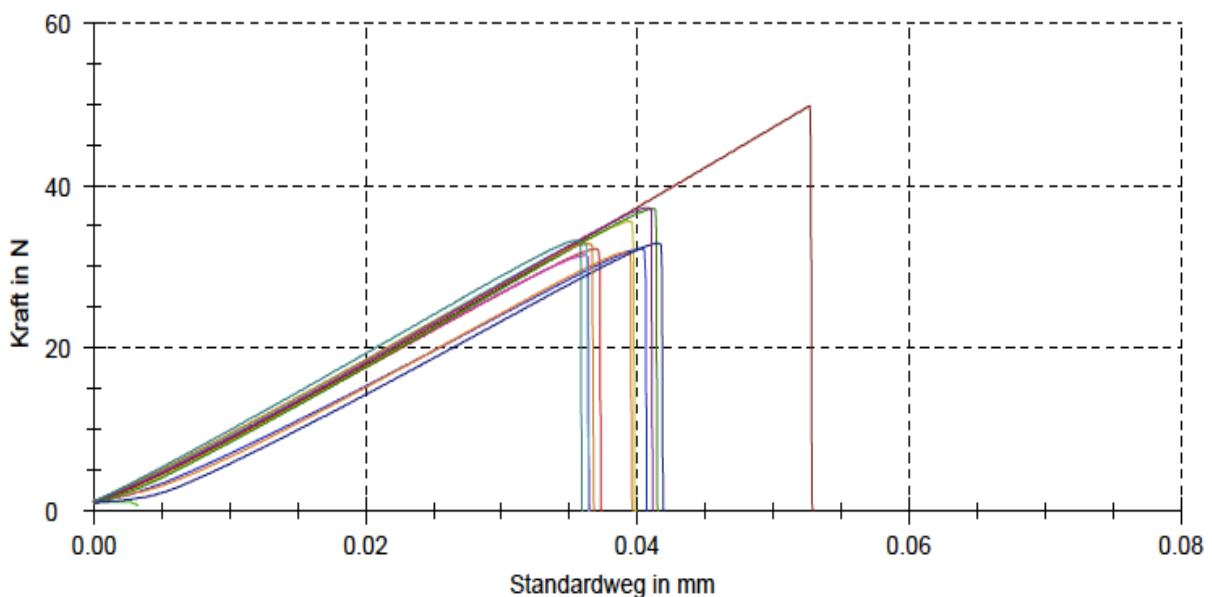


Abb. 25: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben der Kulzer-Reihe ($n = 13$ dargestellte Prüfungen; davon $n = 12$ gültige Versuche für die statistische Auswertung). Die Kurven stellen einen linearen Anstieg bis zur maximalen Kraft dar und zeigen anschließend einen abrupten Abfall infolge des Bruchs.

3.4.3 Probekörper der Firma VITA

Insgesamt wurden zehn Proben des VITA-Zirkonoxidmaterials hinsichtlich ihrer maximalen Belastbarkeit geprüft. Eine Übersicht ist der Abb. 26 zu entnehmen. Obwohl in der Dokumentation ein Stichprobenumfang von 13 angegeben ist, wurden nur zehn gültige Messungen in die statistische Auswertung einbezogen. Die Versuche an Probe 1, Probe 2 und Probe 9 mussten aufgrund fehlerhafter Positionierung in der Prüfvorrichtung (insbesondere unzureichender Justierung der Auflagefinnen) erneut durchgeführt werden. Dennoch wurden die ursprünglichen, ungültigen Prüfversuche systemseitig erfasst und im Diagramm mitgeführt.

Die höchste gemessene maximale Kraft wurde bei Probe 4 mit 54,4 N erreicht, während Probe 2 mit 43,8 N den niedrigsten gültigen F_{\max} -Wert aufwies. Der mittlere F_{\max} lag bei 47,8 N mit einer Standardabweichung von 2,8 N was einem Variationskoeffizienten von 5,96 % entspricht. Die mittlere Bruchkraft (F_{Bruch}) betrug 47,0 N mit einer Standardabweichung von 2,5 N und einem Variationskoeffizienten von 5,38 %.

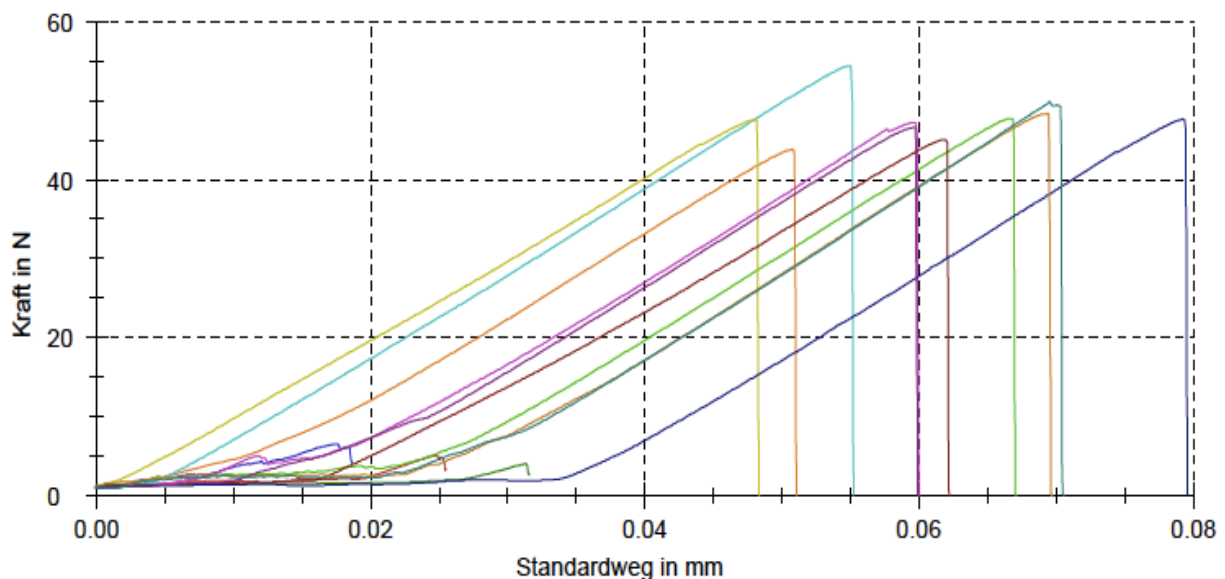


Abb. 26: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben der VITA-Reihe. ($n = 13$ dargestellte Prüfungen; davon $n = 10$ gültige Versuche für die statistische Auswertung). Die Kurven stellen einen linearen Anstieg bis zur maximalen Kraft dar und zeigen anschließend einen abrupten Abfall infolge des Bruchs.

3.4.4 Probekörper der Firma Straumann

Neun Proben der Straumann-Reihe wurden auf ihre maximale Belastung hin untersucht. Der Mittelwert der maximalen Kraft (F_{\max}) lag bei 44,5 N mit einer Standardabweichung von 4,5 N. Im Durchschnitt brach die Keramik bei 43,3 N mit einer Standardabweichung von 4,2 N. Daraus ergibt sich ein Variationskoeffizient von 10,06 % bzw. 9,73 % (Abb. 27).

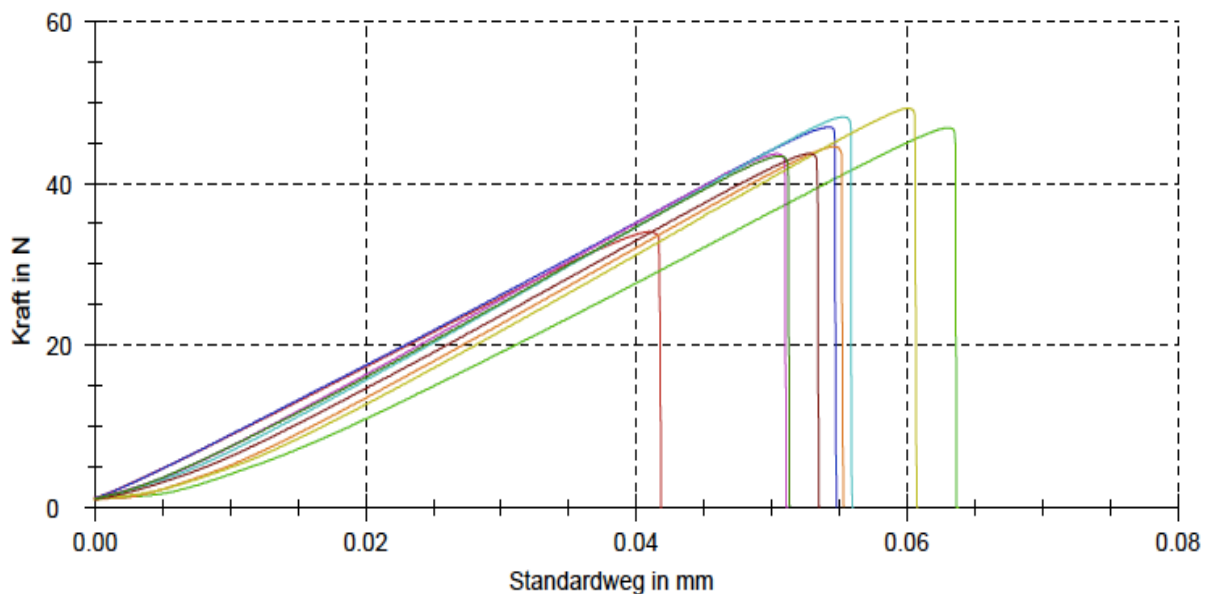


Abb. 27: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben der Straumann-Reihe ($n = 9$). Die Kurven stellen einen linearen Anstieg bis zur maximalen Kraft dar und zeigen anschließend einen abrupten Abfall infolge des Bruchs.

3.4.5 Zusammenfassung der ermittelten Maximalkräfte

Die gemessenen Maximalkräfte zeigen deutliche Unterschiede zwischen den vier untersuchten Materialien (Abb. 28), sowohl im Mittelwert als auch in der Streuung. Die höchste durchschnittliche Maximalkraft wurde bei VITA mit 47,8 N ermittelt, gefolgt von Straumann mit 44,5 N, Dentaurum mit 39,8 N und Kulzer mit 34,9 N. Die größte Einzelkraft wurde mit 49,8 N in der Kulzer-Reihe gemessen, während der niedrigste gültige Wert mit 31,4 N ebenfalls bei Kulzer auftrat. Die Streuung war bei Dentaurum (Variati-

onskoeffizient: 4,21 %) und VITA (5,96 %) am geringsten, bei Straumann moderat (10,06 %) und bei Kulzer mit 14,58 % am höchsten.

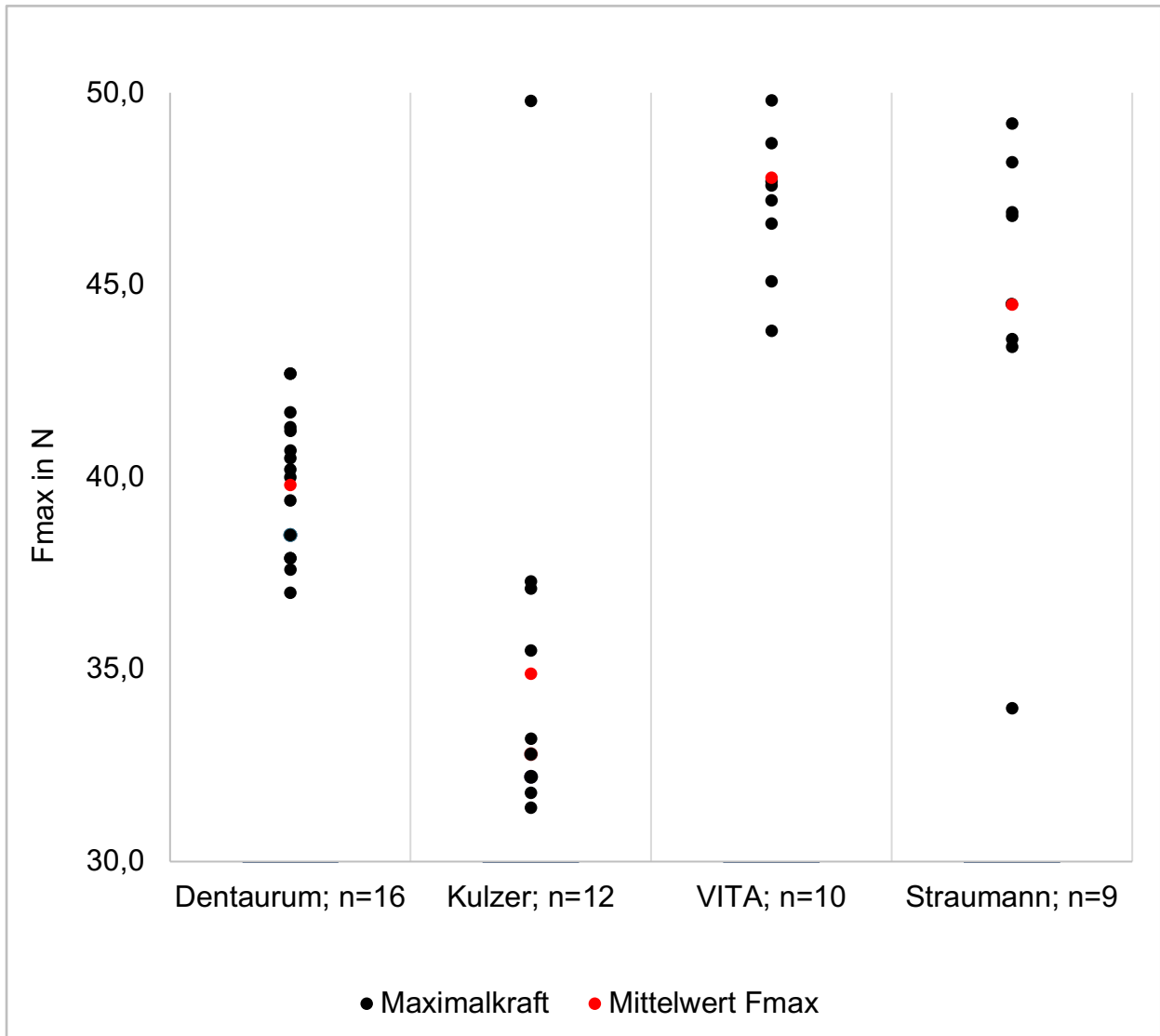


Abb. 28: Übersicht der Werte für die gemessene Maximalkraft F_{\max} der Hersteller Dentaurum, Kulzer, VITA und Straumann. Schwarze Punkte zeigen die Einzelergebnisse, rote Punkte stellen den jeweiligen Mittelwert dar.

Im Vergleich der Mittelwerte der maximalen Kraft bei Frakturierung ergibt sich folgende Reihenfolge:

1. VITA: 47,0 N
2. Straumann: 43,3 N
3. Dentaurum: 38,9 N
4. Kulzer: 34,6 N

3.5 K_{IC} -Auswertung

Insgesamt gelten drei Proben als vollständig ungültig, wie bereits in Abschnitt 3.3 erwähnt. Dabei handelt es sich um zwei Proben der Firma VITA (Proben 5 und 7), die bereits vor der eigentlichen Prüfung nach der Vorlast frakturierten, sodass eine Messung des Werts l_0 nicht möglich war. Eine weitere ungültige Probe stammte von Straumann (Probe 2), da bei dieser die Toleranzgrenze der alternativen Geometrie mit einem Wert von 1,11 mm überschritten wurde. Die Berechnung der K_{IC} -Werte (in $\text{MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$) erfolgte mit den oben genannten, bereinigten Messwerten laut ISO-Norm 24370 und führte zu den Ergebnissen, welche im folgenden Boxplot dargestellt werden (Abb. 32).

3.5.1 K_{IC} -Ergebnisse nach empfohlener Toleranz

Für Dentaurum ($n = 16$) lag der Mittelwert der Bruchzähigkeit bei $3,92 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, mit einer Standardabweichung von $0,08 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Die Messwerte bewegten sich im Bereich von $3,80 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ bis $4,08 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Der Median betrug $3,92 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Die Streuung war insgesamt sehr gering, was sich auch in einem Variationskoeffizienten von $0,02 \%$ widerspiegelt.

Bei Kulzer ($n = 12$) ergab sich ein Mittelwert von $3,59 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Die Standardabweichung betrug $0,37 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, der Variationskoeffizient lag bei $0,10 \%$. Die Werte reichten von $3,33$ bis $4,72 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Letzterer stellte einen deutlichen Ausreißer dar. Der Median lag bei $3,52 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$.

Für VITA ($n = 10$) betrug der Mittelwert $3,83 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Die Standardabweichung lag bei $0,10 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Die gemessenen Werte lagen zwischen $3,74 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ und $4,05 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, der Medianwert lag bei $3,80 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Auch hier war die Streuung sehr gering, mit einem Variationskoeffizienten von $0,03 \%$.

Die höchsten Bruchzähigkeitswerte wurden bei Straumann ($n = 9$) beobachtet. Der Mittelwert betrug $4,25 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, die Standardabweichung lag bei $0,28 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Die gemessenen Einzelwerte reichten von $3,64 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ bis $4,60 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Der Median betrug $4,29 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, der Variationskoeffizient lag bei $0,06 \%$.

Zusammenfassend zeigt sich eine unterschiedliche Streubreite der Bruchzähigkeit zwischen den Herstellern. Mittelwerte, Ausreißer und Verteilungen sind in Abbildung 29 grafisch dargestellt.

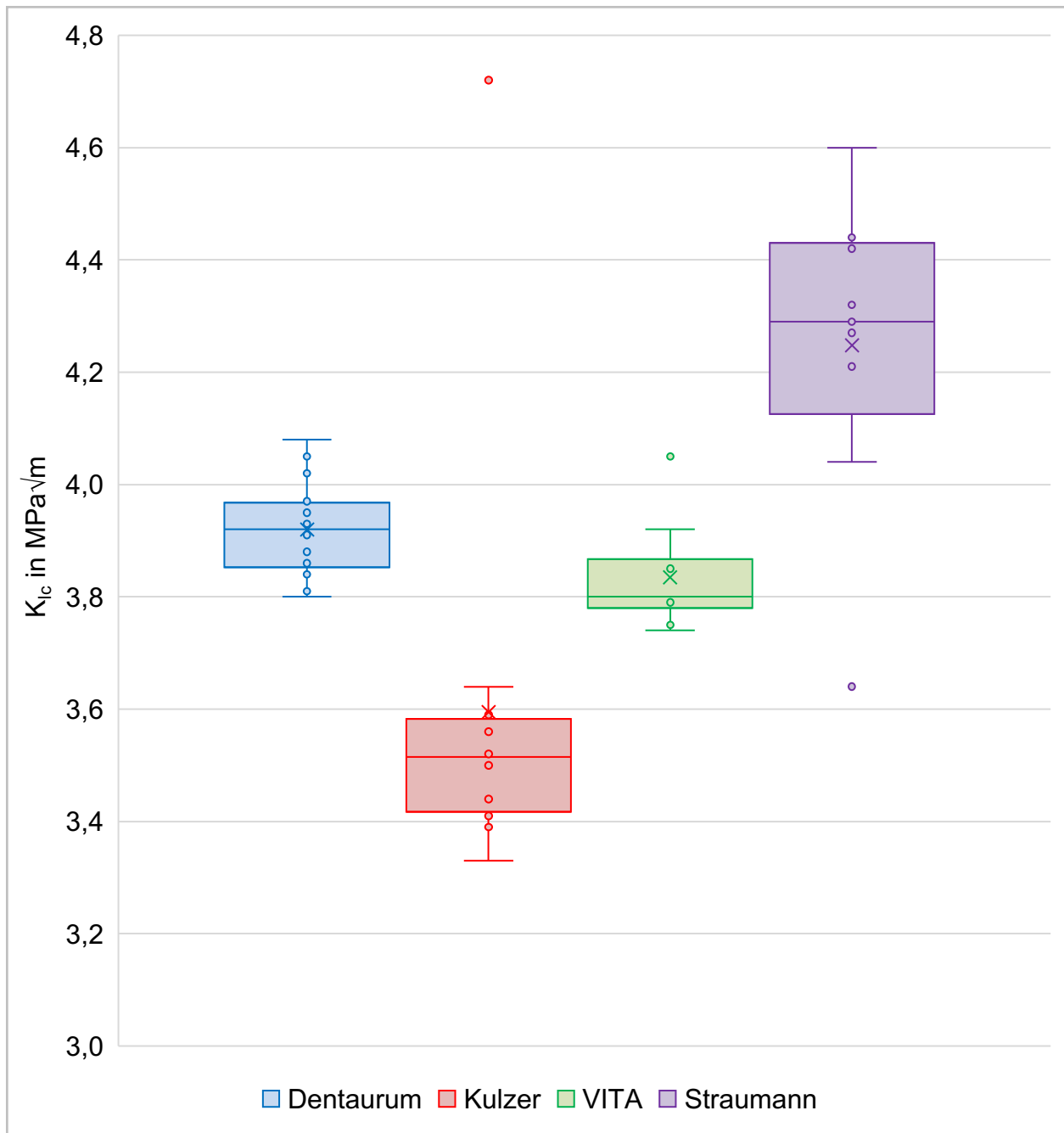


Abb. 29: Übersicht der Bruchzähigkeitswerte K_{IC} [$\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$] der Keramikproben der Hersteller Dentaurum (blau), Kulzer (rot), VITA (grün) und Straumann (lila) für die nach ISO 24370 empfohlene Toleranz (Dentaurum $n = 16$; Kulzer $n = 12$; VITA $n = 10$; Straumann $n = 9$). Die Boxplots zeigen Median, Quartile und die Spannweite sowie Einzelwerte (Punkte) und Mittelwerte (Kreuze). Ausreißer sind als separate Punkte außerhalb der Whisker dargestellt.

3.5.2 K_{IC} -Ergebnisse nach alternativer Toleranz

Die alternative Messreihe zur Bruchzähigkeit (K_{ICAlt}) der vier untersuchten Dentalmaterialien zeigt erneut gruppierte Boxplots (Abb. 30) für die Hersteller Dentaurum, Kulzer, VITA und Straumann.

Für Dentaurum ($n = 16$) lag der Mittelwert bei $3,88 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, mit einer Standardabweichung von $0,08 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Der Median betrug ebenfalls $3,88 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Die Werte bewegten sich im Bereich zwischen $3,77 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ und $4,03 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, mit einer sehr geringen Streuung (Variationskoeffizient: $0,02 \%$). Die Verteilung ist symmetrisch, und es sind keine Ausreißer erkennbar.

Bei Kulzer ($n = 12$) ergab sich ein Mittelwert von $3,55 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, mit einer Standardabweichung von $0,36 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Der Median lag bei $3,47 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Die Werte reichten von $3,30 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ bis $4,65 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Der Wert von $4,65 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ stellte einen Ausreißer dar, wie auch im Boxplot ersichtlich. Der Variationskoeffizient betrug $0,10 \%$.

Für VITA ($n = 10$) lag der Mittelwert bei $3,79 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, ebenfalls mit einer geringen Standardabweichung von $0,09 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Der Medianwert betrug $3,77 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Der Wertebereich reichte von $3,71 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ bis $4,00 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, wobei ein einzelner Ausreißer bei $4,00 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ lag. Der Variationskoeffizient lag bei $0,02 \%$, was eine geringe Streuung der Werte anzeigte.

Straumann ($n = 9$) zeigte erneut die höchsten K_{IC} -Werte im Vergleich der vier Gruppen. Der Mittelwert betrug $4,20 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, mit einer Standardabweichung von $0,26 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Der Median lag bei $4,26 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$. Die Werte erstreckten sich von $3,64 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ bis $4,54 \text{ MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$, wobei der unterste Wert als Ausreißer dargestellt wurde. Der Variationskoeffizient betrug $0,06 \%$.

Der Boxplot visualisiert die zentralen Tendenzen, die Spannbreiten, sowie die einzelnen Ausreißer der alternativen K_{IC} -Messreihe je Herstellergruppe und bietet einen direkten Vergleich der Materialverteilungen.

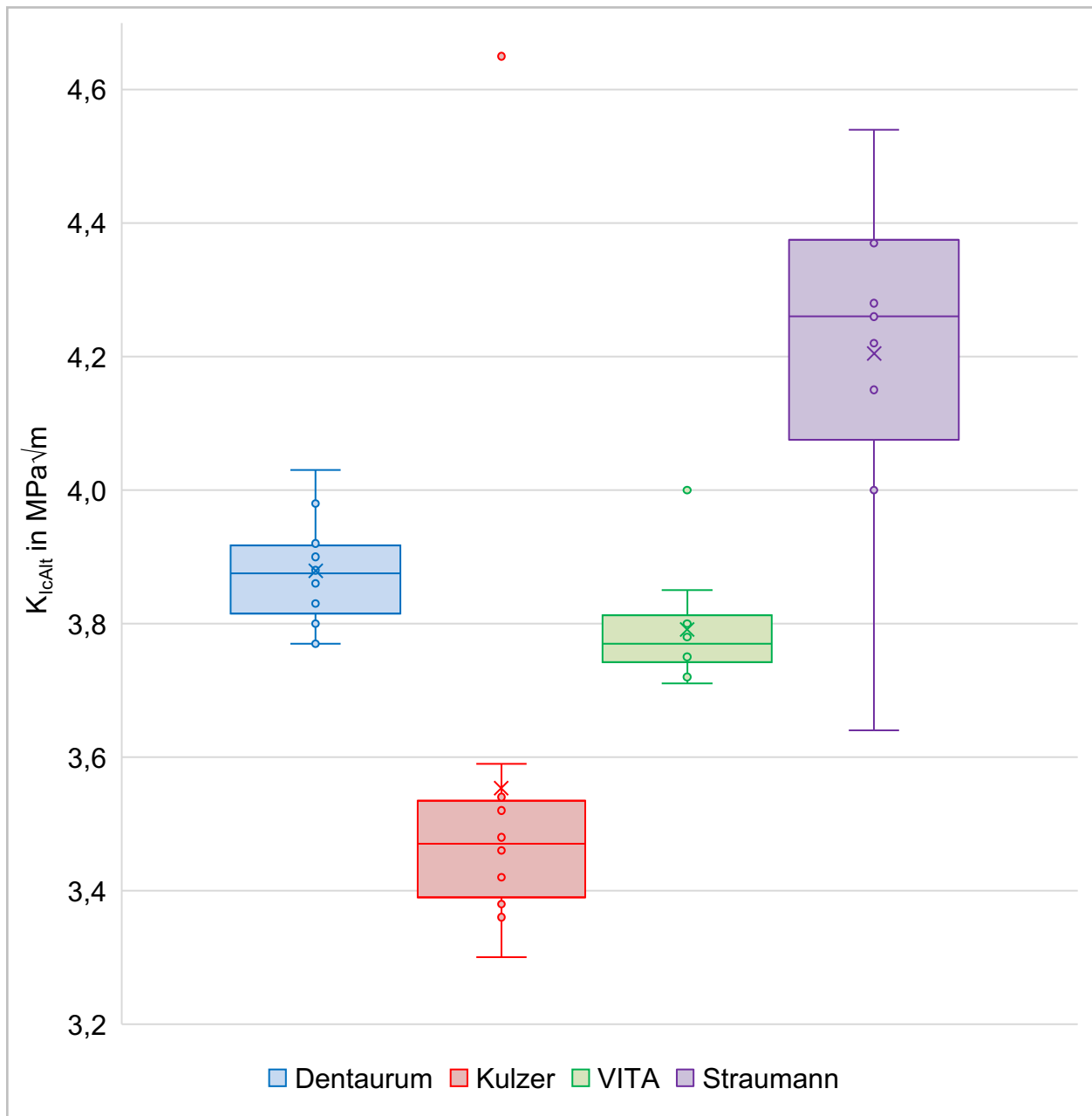


Abb. 30: Übersicht der Bruchzähigkeitswerte K_{ICAlt} [$MPa\sqrt{m}$] der Keramikproben der Hersteller Dentaurum (blau), Kulzer (rot), VITA (grün) und Straumann (lila) für die nach ISO 24370 alternative Toleranz (Dentaurum $n = 16$; Kulzer $n = 12$; VITA $n = 10$; Straumann $n = 9$). Die Boxplots zeigen Median, Quartile und die Spannweite sowie Einzelwerte (Punkte) und Mittelwerte (Kreuze). Ausreißer sind als separate Punkte außerhalb der Whisker dargestellt.

3.5.3 Statistische Auswertung der K_{IC} - und K_{ICAlt} -Werte (Welch-ANOVA und Games–Howell-Post-hoc-Tests)

Die statistische Auswertung mittels Welch-ANOVA zeigte für die nach empfohlener sowie nach alternativer Geometrie berechneten K_{IC} -Werte einen signifikanten Einfluss des Herstellers ($p < 0,001$; siehe Tab. 6 und 8). Die anschließenden Games–Howell-Post-hoc-Tests (Tab. 7 und 9) ergaben mehrere signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Herstellergruppen. Allerdings zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Dentaurum und VITA sowie zwischen Kulzer und VITA ($p > 0,05$). Insgesamt weisen die untersuchten Keramiken somit statistisch signifikante Unterschiede in ihrer Bruchzähigkeit auf, auch wenn nicht alle Herstellerpaare signifikant voneinander abweichen.

Tab. 6: Ergebnisse der statistischen Auswertung der Bruchzähigkeitswerte (K_{IC}) mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) nach Welch.

F	df1	df2	p
8,86	3	18,9	< 0,001

Legende:

F = Prüfgröße der Welch-ANOVA

df1 = Zählerfreiheitsgrade

df2 = Nennerfreiheitsgrade (Welch-Korrektur)

p = Signifikanzniveau. Signifikanzniveau $\alpha = 0,05$

Tab. 7: Games-Howell-Post-hoc-Test zur Prüfung signifikanter Unterschiede der K_{IC} -Werte zwischen den Herstellern.

Vergleich	p-Wert	Signifikanz
Dentaurum-Kulzer	0,046	+
Dentaurum-VITA	0,117	-
Dentaurum-Straumann	0,030	+
Kulzer-VITA	0,177	-
Kulzer-Straumann	< 0,001	+
VITA-Straumann	0,008	+

Legende:

+ = signifikant ($p < 0,05$)

- = nicht signifikant ($p \geq 0,05$)

Tab. 8: Ergebnisse der statistischen Auswertung der Bruchzähigkeitswerte (K_{ICAlt}) mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) nach Welch.

F	df1	df2	p
10,0	3	18,9	< 0,001

Legende:

F = Prüfgröße der Welch-ANOVA

df1 = Zählerfreiheitsgrade

df2 = Nennerfreiheitsgrade (Welch-Korrektur)

p = Signifikanzniveau. Signifikanzniveau $\alpha = 0,05$

Tab. 9: Games-Howell-Post-hoc-Test zur Prüfung signifikanter Unterschiede der K_{ICAlt} -Werte zwischen den Herstellern.

Vergleich	p-Wert	Signifikanz
Dentaurum-Kulzer	0,039	+
Dentaurum-VITA	0,067	-
Dentaurum-Straumann	0,023	+
Kulzer-VITA	0,164	-
Kulzer-Straumann	< 0,001	+
VITA-Straumann	0,005	+

Legende:

+ = signifikant ($p < 0,05$)

- = nicht signifikant ($p \geq 0,05$)

4. Diskussion

In zahlreichen wissenschaftlichen Studien wurden verschiedene Prüfmethode zur Bestimmung der Bruchzähigkeit von Zirkonoxid-Keramiken untersucht (Begand et al., 2022; Belli et al., 2018a,b, 2021; Kailer und Stephan, 2016; Schellenberger et al., 2023). Dabei wurden mehrere Einflussfaktoren berücksichtigt, darunter die verwendete Prüfmethode, Umgebungstemperatur, Feuchtigkeitsbedingungen, Probendicke sowie die aufgebrachte Last, da all diese Parameter die ermittelten Bruchzähigkeitswerte maßgeblich beeinflussen können. Auf Grundlage dieser Erkenntnisse wurden Richtlinien zur Bestimmung der Bruchzähigkeit von Zirkonoxid-Keramiken entwickelt (Passos et al., 2015). Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand darin, die Anwendbarkeit der ISO-Norm 24370 unter praxisnahen Laborbedingungen zu überprüfen. Darüber hinaus sollte untersucht werden, ob sich diese Methode dazu eignet, verschiedene Keramiken hinsichtlich ihrer Bruchzähigkeit miteinander zu vergleichen. Vor Beginn der Hauptuntersuchung wurde ein Vorversuch in Form eines Interlaboratory-Ringversuchs durchgeführt. Die Ergebnisse dieses Ringversuchs zur Bestimmung der Bruchzähigkeit von 3Y-TZP-Keramik mittels der Chevron-Notch-Beam-Methode wurden in der Studie „Fracture toughness of 3Y TZP ceramic measured by the Chevron Notch Beam method: A round robin study“ veröffentlicht (Begand et al., 2022).

Neun verschiedene Universitätskliniken und Forschungsinstitute nahmen an diesem Vorversuch teil: Jena, Basel, Tübingen, Erlangen, Aachen, Hannover, Hermsdorf, München und Bonn. Jeder Teilnehmer erhielt von der Firma Straumann 30 Zirkonoxid-Keramikproben mit den Abmessungen 3x4 mm². Diese Proben sollten gemäß ISO-Norm 24370 präpariert und in zwei unterschiedlichen Prüfmedien, Öl und Luft, mittels 4-Punkt-Biegeversuch frakturiert werden. Die vorläufige Auswertung des Vorversuchs zeigte vor allem Einflüsse auf die K_{IC} -Werte durch die Wahl des Prüfmediums (Öl oder Luft) und die Einhaltung der Toleranzen hinsichtlich des Kerbspitzenversatzes und der Kerbspitze (Begand et al., 2022).

Die Erkenntnisse aus dem Vorversuch bildeten die Grundlage für den Methodenentwurf dieser Dissertation. Es wurde deutlich, dass bereits geringfügige Abweichungen einzelner Parameter, wie zum Beispiel die Toleranzüberschreitung des Kerbspitzenversatzes,

zu unterschiedlichen Ergebnissen führten und einen Vergleich der Bruchzähigkeit derselben Keramik unmöglich machten. Dass bereits geringe geometrische Abweichungen – insbesondere der Kerbtiefe und der Kerbspitzenform – einen signifikanten Einfluss auf die ermittelten K_{IC} -Werte haben können, wurde auch von Kailer und Stephan (2016) beschrieben.

Als Konsequenz aus dem Vorversuch wurde die Methodik und Durchführung der Prüfung angepasst (Begand et al., 2022). Bei der nachfolgenden Präparation der Proben wurde besonderes Augenmerk auf die Einhaltung aller Toleranzen gelegt, insbesondere hinsichtlich der Schnittbreite ($T \leq 0,3$ mm) und der Vermeidung von Schnittversätzen (ΔT). Zusätzlich wurden alle Prüfkörper hintereinander und ohne Öl in 3 Zyklen mit einer Aufbrinkraft von 200 N und einer Geschwindigkeit von 10 N/s vorbelastet und anschließend frakturiert. Beginnend mit der Analyse der Kerblänge wird im Folgenden untersucht, inwiefern die Probengeometrie die Bruchzähigkeit beeinflusst.

4.1 Einfluss von Kerblänge l_{11} und l_{12}

Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass die Bearbeitbarkeit der Prüfkörper maßgeblich vom verwendeten Zirkonoxidmaterial abhängt, insbesondere vom Gehalt an Yttriumoxid (Y_2O_3). Von insgesamt 50 analysierten Proben unterschritten vier (8 %) die in der ISO 24370 geforderte Mindestkerbtiefe von 3,80 mm. Diese Abweichungen betreffen ausschließlich Proben der Firmen Straumann (Nr. 3, 8, 10) und VITA (Nr. 12). Während VITA-Materialien laut Herstellerangaben mit einem Y_2O_3 -Gehalt von 6–8 % eine deutlich höhere Stabilisierung aufweisen, handelt es sich bei Straumann laut Begand et al. (2022) um eine klassische 3Y-TZP-Keramik mit ca. 5,4 % Y_2O_3 . Diese Proben zeigten Bearbeitungsprobleme, was auf zusätzliche werkstoffspezifische oder prozessbedingte Einflüsse hindeutet.

Die Norm ISO 24370 legt fest, dass die Kerbtiefe (l_1) mindestens 3,80 mm betragen muss, jedoch die jeweilige Probenhöhe (W) nicht überschreiten darf. In der vorliegenden Untersuchung lagen die Probenhöhen zwischen 4,06 mm und 4,21 mm, was einen sehr engen Toleranzbereich bedeutet, in dem bereits geringfügige Abweichungen zu unzu-

lässigen Ergebnissen führen können. Sowohl ein Unterschreiten der Mindesttiefe als auch ein zu tiefes Eindringen in die Probe kann damit zum Ausschluss führen.

Die ermittelten Abweichungen lassen sich plausibel sowohl auf werkstoffspezifische als auch auf prozessbedingte Faktoren beim Herstellen der Kerben zurückführen. Besonders kritisch ist die fehlende Markierung oder Tiefenbegrenzung an der verwendeten Sägeeinheit, was die präzise Einstellung der Schnitttiefe erschwert. Da die Probenhöhen leicht variierten, musste die Schnitttiefe theoretisch individuell angepasst werden. Eine solche manuelle Feinjustierung ist in der Praxis jedoch nur schwer exakt reproduzierbar und stellt damit eine potenzielle Fehlerquelle dar.

Um die Variabilität bei der Kerbpräparation zu verringern, wurde ein alternativer Ansatz gewählt: die zeitbasierte Steuerung der Schnitttiefe. Nach einer Voruntersuchung wurde eine einheitliche Schnittdauer von 1 min und 2 s für alle Proben festgelegt. Die gewählte Vorgehensweise erwies sich in den meisten Fällen als zuverlässig, zeigte jedoch auch die Grenzen des Verfahrens, insbesondere bei härteren Werkstoffen. Trotz gleichbleibender Schnittzeit unterschritten die Proben von Straumann und VITA in mehreren Fällen die zulässige Mindestkerbtiefe.

Diese Beobachtung lässt sich in Teilen durch die chemische Zusammensetzung der verwendeten Zirkonoxidkeramiken erklären. Ein tatsächlich höherer Y_2O_3 -Gehalt, wie er etwa bei VITA mit 6–8 % vorliegt, führt zur Ausbildung einer stärkeren kubischen Phase, während der Anteil der tetragonalen Phase sinkt. Da die Transformationsverstärkung an die tetragonale Phase gebunden ist, verringert sich die Bearbeitbarkeit bei zunehmendem kubischen Phasenanteil. Härte und Dichte steigen, wodurch das Schneiden erschwert wird (Belli et al., 2021; Zhang et al., 2020).

Bei den Straumann-Proben (ca. 5,4 % Y_2O_3) liegt der Y_2O_3 -Gehalt im Bereich klassischer 3Y-TZP-Materialien. Dass dennoch Bearbeitungsprobleme auftraten, deutet darauf hin, dass zusätzlich weitere werkstoffspezifische Faktoren wie Korngröße, Porosität oder Sinterdichte sowie prozessbedingte Parameter (eventuell mangelnde Kühlung beim Schneidprozess, Werkzeugverschleiß) eine Rolle gespielt haben könnten.

Die in dieser Arbeit beobachteten Abweichungen betrafen vor allem Kerbtiefen von 3,65 bis 3,78 mm, also nur knapp unterhalb der Normgrenze. Eine Auswertung der betroffenen Proben war dennoch möglich, da ISO 24370 für solche Fälle ausdrücklich eine alternative geometriebasierte Auswertung zulässt. Die Möglichkeit, trotz geringfügiger

Abweichungen aussagekräftige K_{IC} -Werte zu ermitteln, stellt eine praxisrelevante Stärke der Norm dar.

Insgesamt verdeutlicht der Anteil von 8 % nicht-normgerechter Proben, dass nicht nur technische Aspekte wie Sägeföhrung oder Schnittzeit, sondern auch werkstoffspezifische Eigenschaften maßgeblich über die Einhaltung der normativen Anforderungen entscheiden. Es erscheint daher sinnvoll, künftig prozessspezifische Anpassungen vorzunehmen, zum Beispiel durch individuell automatisierte Tiefenkontrolle. Eine pauschale Einstellung für alle Materialien erwies sich als nicht ausreichend, um normgerechte und vergleichbare Kerben zu erzeugen, insbesondere bei Keramiken mit hohem Y_2O_3 -Gehalt oder besonderen Materialeigenschaften.

Insgesamt zeigt sich, dass die Einhaltung der Kerbtiefe eine Kombination aus material- und prozessspezifischer Kontrolle erfordert. Nach der Betrachtung der Kerblänge richtet sich der Fokus nun auf die Kerbbreite und deren Versatz, zwei weitere geometrische Parameter mit potenziell hohem Einfluss auf die Messergebnisse.

4.2 Einfluss des Probenhalters auf Kerbbreite (T) und Kerbbreitenversatz (ΔT)

Die Ergebnisse zur Kerbbreite und zum Kerbbreitenversatz zeigen eine präzise Ausführung der Probenpräparation (Abb. 23). Bei allen Proben lagen die gemessenen Kerbbreiten deutlich unter dem in ISO 24370 festgelegten Grenzwert von 0,30 mm. Auch die Vorgabe, dass sich die von beiden Seiten eingeschnittenen Kerbflächen innerhalb eines Abstands von $0,2 \times T$ treffen müssen, wurde durchgängig eingehalten. Der gemessene Kerbbreitenversatz betrug bei allen Proben konstant 0 mm.

Auffällig ist die hohe Reproduzierbarkeit bei den Proben von Dentaurum und Kulzer, die jeweils eine einheitliche Kerbbreite von 0,250 mm aufwiesen. Die Proben von VITA (0,227 – 0,230 mm) und Straumann (0,232 – 0,235 mm) zeigten leichte Schwankungen, blieben jedoch ebenfalls deutlich innerhalb der zulässigen Toleranzen. Hinweise auf systematische Abweichungen ergaben sich nicht.

Ein möglicher Grund für die hohe Präzision ist der verwendete Probenhalter nach Kailer und Stephan (2016), der eine achsengleiche Kerbsetzung von beiden Seiten erlaubt und dadurch manuelle Einflüsse minimiert. Der durchgehend gemessene Versatz von 0 mm

spricht für die Wirksamkeit dieses Halters und seine Bedeutung für die normgerechte Herstellung der Kerben.

Die Ergebnisse zeigen, wie wichtig eine standardisierte und sorgfältige Vorbereitung ist, um valide Kennwerte zu erhalten, vor allem bei hochfesten, spröde brechenden Werkstoffen wie Zirkonoxidkeramiken (Begand et al., 2022; Kailer und Stephan, 2016). Während die Kerbbreite eine hohe Reproduzierbarkeit zeigte, erwies sich die Position der Kerbspitze im nächsten Schritt als deutlich sensibler gegenüber Präparationsungenauigkeiten.

4.3 Auswirkungen von l_{11} und l_{12} auf Kerbspitze (l_0) und Kerbspitzenversatz (Δl)

Im Vergleich zur Kerbbreite und dem Kerbbreitenversatz (ΔT) zeigte sich bei der Analyse der Kerbspitzenposition (l_0) eine deutlich größere Streuung. Während sämtliche Proben in Bezug auf T und ΔT innerhalb der normativen Toleranzen lagen, kam es bei l_0 in allen vier Prüfreihe zu vereinzelt Abweichungen. In den meisten Fällen bewegten sich die Werte noch im Bereich der alternativen Geometrie gemäß ISO 24370 (International Organization for Standardization, 2005). Eine Ausnahme bildete jedoch Probe 2 aus der Straumann-Reihe, die mit einem Wert von 1,11 mm selbst diese Grenze überschritt und deshalb aus der Auswertung ausgeschlossen wurde.

Ein deutlicher Zusammenhang bestand zwischen asymmetrischer Kerblänge (l_{11}/l_{12}) und einer Verschiebung der Kerbspitze. Unterschiede in Sägetiefe, Schnittdauer oder Positionierung führten zu ungleich langen Kerben, was eine Verschiebung der Kerbspitze zur Folge hatte. Proben mit über- oder unterlanger Kerbe wichen auch beim l_0 -Wert stärker von der empfohlenen Geometrie ab.

Deutlich unproblematischer zeigte sich der Kerbspitzenversatz (Δl). Alle Proben von Dentaurum, Kulzer und VITA erfüllten die Normvorgabe von maximal 0,20 mm. Lediglich zwei Proben aus der Straumann-Serie (Probe 2 und 10) lagen mit 0,26 mm bzw. 0,25 mm minimal darüber. Ein möglicher Grund für die insgesamt gute Reproduzierbarkeit dürfte der in Abschnitt 4.2 beschriebene Probenhalter nach Kailer und Stephan (2016) sein. Dieser ermöglicht eine achsengleiche Kerbsetzung von beiden Seiten und reduziert so potenzielle Abweichungen durch manuelle Einflüsse.

Die vorliegenden Ergebnisse verdeutlichen, dass die Kerbspitzenposition empfindlicher auf kleine Abweichungen im Schneidprozess reagiert als andere Geometriemerkmale. Dies ist insbesondere deshalb kritisch, weil bereits geringe Abweichungen in l_0 messbare Auswirkungen auf die ermittelten Bruchzähigkeitskennwerte haben können (Begand et al., 2022; Belli et al., 2018a,b; Cesar et al., 2017). Zwar erlaubt die Norm in solchen Fällen eine alternative Auswertung, dennoch zeigt sich, dass eine reproduzierbare Kerbspitzenlage entscheidend ist, um verlässliche und vergleichbare Ergebnisse zu erzielen.

Trotz dieser Herausforderungen konnten insgesamt weitgehend normgerechte Ergebnisse erzielt werden. Die wenigen Ausreißer verdeutlichen jedoch, dass eine konsequentere Standardisierung der Probenpräparation notwendig ist, vor allem bei der Steuerung der Schnitttiefe, der Schnitfführung und der Positionierung der Proben. Wie bereits in Abschnitt 4.1 diskutiert, erscheint der Einsatz einer automatisierten Tiefensteuerung gegenüber festen Schnittzeiten als vielversprechender Ansatz, um die Reproduzierbarkeit weiter zu verbessern und normgerechte l_0 -Werte auch bei unterschiedlichen Materialien sicherzustellen. Wie sich diese geometrischen Abweichungen auf die tatsächliche maximale Bruchkraft auswirken, wird im nächsten Abschnitt betrachtet.

4.4 Zusammenhang zwischen Kerbgeometrie und Maximalkraft bei Frakturierung

Die Unterschiede der gemessenen Maximalkräfte (F_{\max}) lassen sich sowohl auf materialbedingte als auch auf präparationstechnische Einflüsse zurückführen. Dabei zeigte sich, dass selbst geringfügige Abweichungen in der Kerbgeometrie, wie zum Beispiel in der Kerblänge (l_1), an der Kerbspitze (l_0) oder beim Kerbspitzenversatz (Δl), eine unmittelbare Wirkung auf die maximale Bruchkraft haben können. Das zeigte sich vor allem bei den Kulzer- und Straumann-Proben, bei denen solche Abweichungen dokumentiert wurden und gleichzeitig eine deutlich breitere Streuung der F_{\max} -Werte auftrat. Die VITA-Reihe zeigte im Vergleich dazu nicht nur die höchste durchschnittliche Maximalkraft, sondern auch die geringste Streuung. Diese Reproduzierbarkeit spricht für eine gleichmäßige Materialstruktur sowie eine sehr präzise Umsetzung der

vorgegebenen Kerbmaße, insbesondere im Hinblick auf Länge und Platzierung der Kerbe.

Den Zusammenhang zwischen mikrostrukturellen Merkmalen und den mechanischen Eigenschaften dentaler Zirkonoxide beschreiben auch Quinn et al. (2003), die zeigen, dass Korngröße, Kristallinität und chemische Zusammensetzung die Bruchzähigkeit wesentlich beeinflussen. Auch bei den Dentaurum-Proben lagen die Kraftwerte eng beieinander. Auffällig war hier, dass die Kerben besonders einheitlich ausgebildet waren, was offenbar durch eine konstante Schnittzeit und geringe Unterschiede in der Probenhöhe begünstigt wurde.

Die Ergebnisse zeigen, wie entscheidend eine standardisierte Probenpräparation für vergleichbare Messergebnisse ist. Die gemessenen Unterschiede in F_{\max} lassen sich daher nicht allein durch das Material erklären, sondern stehen in engem Zusammenhang mit der Präzision der Kerbpräparation. Bereits frühere Untersuchungen, wie etwa von Belli et al. (2018a), haben gezeigt, dass schon kleine Ungenauigkeiten an der Kerbspitze das Spannungsschema im Probenquerschnitt verändern können, was sich direkt auf die Messergebnisse auswirkt. Zudem wurde in dieser Arbeit mit einer konstanten Schnittzeit gearbeitet, die sich, und wie schon in Abschnitt 4.1 erwähnt, in den meisten Fällen bewährte.

Bei einigen Proben aus der VITA-Reihe, die durch einen erhöhten Yttriumanteil und einen größeren Anteil an kubischer Phase gekennzeichnet sind, war die erzielte Schnitttiefe jedoch nicht in jedem Fall vollständig ausreichend. Auch wenn sich dies nicht negativ auf die statistische Streuung auswirkte, deutet es auf eine erhöhte Präparationsanforderung hin. Die beobachtete Bearbeitbarkeit lässt sich vermutlich durch Unterschiede in Dichte und Kristallstruktur erklären, wie sie auch in vergleichbaren Studien beschrieben wurden (Jansen et al., 2019). Bei den Proben, bei denen die Kerbgeometrie vollständig den Vorgaben entsprach, lagen die F_{\max} -Werte auffallend eng beieinander. Das unterstreicht die Aussagekraft der CNB-Methode, unter der Voraussetzung, dass die Geometrie exakt umgesetzt wird (Begand et al., 2022; Kailer und Stephan, 2016). Abweichungen bei l_1 , l_0 oder Δl konnten in fast allen Fällen mit besonders hohen oder niedrigen Kraftwerten in Verbindung gebracht werden.

Auch in dieser Arbeit zeigte sich, dass der manuelle Zuschnitt, trotz definierter Parameter und Probenhalterung, nicht bei allen Materialien gleich präzise umgesetzt werden

konnte. Der Einsatz digital gesteuerter Schnittführungen könnte hier künftig für noch zuverlässigere Ergebnisse sorgen. Die Maximalkraft hängt dementsprechend nicht nur vom Werkstoff ab, sondern in starkem Maße von der Qualität der Probenpräparation. Da die Maximalkraft als Ausgangsbasis für die Berechnung des K_{IC} -Wertes dient, ist im nächsten Schritt die Auswertung der resultierenden Bruchzähigkeiten entscheidend.

4.5 Reproduzierbarkeit und Grenzen der Vergleichbarkeit der K_{IC} -Werte

Die Auswertung der Bruchzähigkeitswerte zeigt deutliche Unterschiede sowohl in den Mittelwerten als auch in der Streubreite der untersuchten Materialien. Während Dentaurum und VITA durch eine besonders geringe Schwankung auffallen, weisen Kulzer und Straumann deutlich breitere Wertebereiche und Ausreißer auf. Auch hier wiederum lassen sich die Unterschiede nicht allein durch die Werkstoffzusammensetzung erklären, sondern weisen auf die Bedeutung einer präzisen Probenpräparation hin.

Die statistische Auswertung der Bruchzähigkeitswerte mittels Welch-ANOVA zeigte, für die K_{IC} - und K_{ICAIT} -Werte einen signifikanten Einfluss des Herstellers. Die anschließenden Games-Howell-Posthoc-Tests ergaben mehrere signifikante Unterschiede zwischen den Herstellergruppen, jedoch nicht zwischen allen Herstellerpaaren. Insbesondere zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Dentaurum und VITA sowie zwischen Kulzer und VITA. Dieses Ergebnis bestätigt, dass die beobachteten Unterschiede in den Mittelwerten nicht zufällig entstanden sind, sondern auf material- oder prozessspezifische Einflüsse zurückzuführen sind.

Eine geringe Streuung spricht in der Regel für eine homogene Mikrostruktur und gleichmäßige Herstellung der Kerben. Das deckt sich mit den Beobachtungen von Quinn et al. (2003) und Belli et al. (2018a), die zeigen konnten, dass sowohl Mikrostruktur als auch Bearbeitungsqualität einen erheblichen Einfluss auf das Bruchverhalten haben.

Die hier gemessenen K_{IC} -Werte liegen tendenziell im unteren Bereich dessen, was in der Literatur für vergleichbare 3Y-TZP-Materialien berichtet wird. So geben Belli et al. (2018a) und Begand et al. (2022) in ihren Arbeiten Werte zwischen 4,4 und 6,2 $\text{MPa}\cdot\sqrt{\text{m}}$ an. Ein möglicher Grund dafür liegt in den Testbedingungen. In vielen dieser Arbeiten wurde mit Ölbadumgebungen gearbeitet, die durch geringere Feuchtigkeitseinflüsse und

reduziertes subkritisches Risswachstum meist zu höheren K_{IC} -Werten führen. Die hier verwendete trockene Umgebung könnte also zu etwas konservativeren, aber praxisnäheren Ergebnissen geführt haben.

Auch die Qualität der Kerbe spielt eine entscheidende Rolle für die Belastbarkeit der K_{IC} -Werte. Begand et al. (2022) zeigten in einer umfangreichen Round-Robin-Studie zur CNB-Methode, dass bereits geringe Abweichungen in Tiefe oder Ausrichtung der Kerbspitze zu deutlichen Schwankungen in den Messergebnissen führen können. Selbst wenn die Norm eingehalten wird, bleibt die Kerbgeometrie eine häufige Ursache für den Ausschluss von Messwerten. Die Autoren betonen deshalb die Bedeutung einer genauen optischen Kontrolle für reproduzierbare Ergebnisse.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Kerben zwar unter kontrollierten Bedingungen hergestellt und anschließend mithilfe eines Lichtmikroskops visuell überprüft. Auf eine automatisierte optische Kontrolle, etwa durch integrierte Kamerasysteme mit digitaler Auswertung während des Sägeprozesses, musste verzichtet werden, da die vorhandene Laborausstattung dies nicht ermöglichte. Dadurch konnte die exakte Geometrie der Kerbe nicht unmittelbar während des Schneidvorgangs überprüft oder bei Abweichungen korrigiert werden. Für zukünftige Untersuchungen könnte der Einsatz solcher Systeme jedoch sinnvoll sein, um die Prozesskontrolle weiter zu optimieren und die Reproduzierbarkeit zu erhöhen.

Da in dieser Untersuchung eine solche Kontrolle nicht zur Verfügung stand, ist es denkbar, dass die größere Streuung der K_{IC} -Werten bei Kulzer und Straumann zumindest teilweise auf die manuelle Präparation ohne kontinuierliche optische Überwachung zurückzuführen ist. Gleichzeitig zeigen die stabilen Werte bei Dentaurum und VITA, dass sich auch mit manueller Herstellung zuverlässige Ergebnisse erzielen lassen, unter der Voraussetzung, dass die Kerben exakt den Vorgaben entsprechen.

Interessant ist auch, dass ein hoher Durchschnittswert nicht automatisch heißt, dass das Material zuverlässig ist. Bei Straumann waren die K_{IC} -Werte zwar im Durchschnitt am höchsten, schwankten aber stark. Dies zeigt, dass hohe Einzelwerte allein noch nichts über die Zuverlässigkeit eines Materials aussagen. Viel wichtiger ist die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse.

Insgesamt verdeutlichen die Ergebnisse, dass standardisierte Testmethoden zwar Vergleichbarkeit schaffen, jedoch nicht alle Einflussfaktoren vollständig kontrollieren kön-

nen. Umso wichtiger ist eine transparente Dokumentation der Prüfbedingungen, insbesondere hinsichtlich Umgebungseinflüssen, Kerbpräparation und Werkstoffherkunft. Erst durch die Kombination aus normgerechter Methodik und präziser Umsetzung lassen sich verlässliche Aussagen über die Bruchzähigkeit dentaler Zirkonoxide treffen. Diese Ergebnisse bilden die Grundlage für die abschließende methodische Bewertung der ISO 24370 im Kontext praxisnaher Laborbedingungen.

4.6 Methodische Einordnung und Ausblick

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass die Chevron-Notch-Beam-Methode gemäß ISO 24370 auch unter praxisnahen Laborbedingungen grundsätzlich geeignet ist, die Bruchzähigkeit vorgesinterter Zirkonoxidkeramiken zu bestimmen. Die Ergebnisse waren insgesamt konsistent, die Reproduzierbarkeit hing jedoch stark von der Qualität der Kerbpräparation ab. Während bei Dentaurum und VITA besonders geringe Streuungen auftraten, zeigten Straumann und Kulzer größere Abweichungen, vermutlich aufgrund von Ungenauigkeiten bei der manuellen Bearbeitung, etwa in der Schnitttiefe oder Kerbausrichtung. Im Vergleich mit Literaturwerten lagen die hier bestimmten K_{IC} -Werte am unteren Rand des Spektrums. Dies könnte u. a. an der Wahl einer trockenen Prüfbedingung liegen, die, im Gegensatz zu Ölbadumgebungen, ein subkritisches Risswachstum begünstigen kann. Die Ergebnisse deuten zudem darauf hin, dass ein hoher Mittelwert allein keine verlässliche Aussage über die Materialqualität erlaubt, denn entscheidender ist die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse.

Die Methode erwies sich als praktikabel, erfordert jedoch viel Präzision, insbesondere bei der Kerbgeometrie. Die in dieser Arbeit verwendete Halterung nach Kailer und Stephan (2016) konnte viele systematische Fehler kompensieren, jedoch blieb die Kerbspitze der kritischste Punkt der Präparation. Für zukünftige Studien erscheint es daher sinnvoll, die Schnittparameter gezielter auf die jeweilige Materialeigenschaft abzustimmen. Dazu zählen z. B. eine definierte Schnittgeschwindigkeit und eine automatisierte Tiefenkontrolle. Auch die Weiterentwicklung von Halterungen oder Führungssystemen zur reproduzierbaren Positionierung könnte die Präzision der Kerben erhöhen und die Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Materialien weiter verbessern.

5. Zusammenfassung

Diese Arbeit befasst sich mit der Bestimmung der Bruchzähigkeit K_{IC} vorgesinterter Zirkonoxidkeramiken mithilfe der Chevron-Notch-Beam-Methode nach ISO 24370. Untersucht wurden Materialien von vier Herstellern (Dentaurum, Kulzer, VITA und Straumann). Ziele waren die Umsetzbarkeit der Norm unter praxisnahen Laborbedingungen, die Analyse möglicher Fehlerquellen und deren Einfluss auf die Reproduzierbarkeit sowie der Vergleich der Messergebnisse zwischen den Herstellern und mit Literaturwerten.

Für die Untersuchungen wurden insgesamt 50 Prüfkörper (ca. $3 \times 4 \times 45 \text{ mm}^3$) aus vorgesintertem Zirkonoxid getestet. Die Chevron-Kerben wurden mit einer Präzisionsdiamantsäge unter standardisierten Bedingungen eingearbeitet und anschließend mikroskopisch vermessen. Die mechanische Prüfung erfolgte als 4-Punkt-Biegeversuch unter kontrollierter Belastung. Die maximale Bruchlast wurde aufgezeichnet und die Bruchzähigkeit K_{IC} nach den Formeln der ISO 24370 berechnet. Zur statistischen Auswertung der Unterschiede zwischen den vier Herstellergruppen wurde eine Welch-ANOVA mit anschließenden Games–Howell-Post-hoc-Tests durchgeführt ($\alpha = 0,05$).

Die mittleren K_{IC} -Werte der empfohlenen Geometrie lagen für Dentaurum bei $3,92 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$, für Kulzer bei $3,59 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$, für VITA bei $3,83 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ und für Straumann bei $4,25 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$. Dentaurum und VITA zeigten sehr geringe Streuungen (hohe Reproduzierbarkeit), während bei Kulzer und Straumann größere Streubreiten und einzelne Ausreißer auftraten. Die statistische Analyse zeigte einen signifikanten Einfluss des Herstellers auf die Bruchzähigkeit ($p < 0,001$). In den paarweisen Vergleichen ergaben sich mehrere signifikante Unterschiede zwischen den Herstellergruppen, jedoch nicht zwischen allen Herstellerpaaren. Dies deutet darauf hin, dass neben der Materialzusammensetzung auch die Genauigkeit der Kerbherstellung eine wesentliche Rolle für die Messergebnisse spielt.

Im Vergleich mit Literaturwerten lagen die K_{IC} -Werte dieser Arbeit insgesamt im unteren Bereich. Ein möglicher Grund dafür ist die trockene Prüfumgebung, während in anderen Studien häufig unter Ölbadbedingungen getestet wurde. Dennoch erscheinen die Ergebnisse konsistent und praxisnah. Besonders deutlich wurde, dass kleine geometri-

sche Abweichungen bereits messbare Auswirkungen auf die ermittelte Bruchzähigkeit haben. Dies unterstreicht die hohe Sensitivität der CNB-Methode und zeigt, dass sie als präzises Werkzeug zur Bewertung keramischer Werkstoffe eingesetzt werden kann.

Die Studie zeigt, dass die CNB-Methode grundsätzlich auch im normalen Dentallabor anwendbar ist, allerdings nur dann, wenn sorgfältig gearbeitet wird und die Kerbpräparation exakt erfolgt.

Es erscheint daher sinnvoll, künftig prozessspezifische Anpassungen vorzunehmen, zum Beispiel durch individuell einstellbare Schnittparameter und eine automatisierte Tiefenkontrolle. Auf diese Weise ließe sich die Präparation weiter standardisieren und die Vergleichbarkeit der Ergebnisse verbessern. Insgesamt liefert die Arbeit wichtige Erkenntnisse zur Bruchzähigkeit vorgesinterter Zirkonoxidkeramiken und zur praktischen Umsetzung der ISO-Norm. Sie macht deutlich, dass zuverlässige K_{IC} -Messungen nicht nur vom Werkstoff selbst abhängen, sondern in hohem Maße von der Qualität der Probenpräparation beeinflusst werden.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Einteilung der Dentalkeramiken nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung	14
Abb. 2: Kristallstrukturen von ZrO_2 im monoklinen, tetragonalen und kubischen Zustand	17
Abb. 3: REM-Bild eines 3Y-TZP-Materials	18
Abb. 4: Schematische Darstellung des Risswachstums V_I in Abhängigkeit vom Spannungsintensitätsfaktor K_{IC}	20
Abb. 5: Schematische Darstellung des Keramik-Probekörpers, Probenlänge	28
Abb. 6a: Frontalansicht des Probenhalters mit zwei eingespannten Keramikblöcken	29
Abb. 6b: Schematische Darstellung des Probehalters mit der charakteristischen entgegengesetzten 26-30° Angulation	29
Abb. 7: Rückseitige Ansicht der Probenpräparation: zwei Keramikblöcke eingespannt im Probenhalter	30
Abb. 8: Schematische Darstellung der Chevron-Kerbgeometrie	31
Abb. 9: Linke Seitenansicht der Keramikprobe 5 der Firma Kulzer GmbH	32
Abb. 10: Frontalansicht der Prüfeinrichtung	33
Abb. 11: Probeanordnung bei Vorlast in der Prüfmaschine	33
Abb. 12: Schematische Darstellung der Keramikprobe im 4-Punkt-Biegeversuch unter Vorlast	34
Abb. 13: Probeanordnung 4-Punkt-Biegeversuch bei Fraktur der Kulzer Probe 9	35
Abb. 14: Schematische Darstellung der Keramikprobe im 4-Punkt-Biegeversuch unter Vorlast	35
Abb. 15: Frakturierte Keramikprobe 9 der Firma Kulzer	36
Abb. 16: Kerbgeometrie bei 18-facher Vergrößerung	37
Abb. 17: Übersicht der gemessenen Kerblängen l_{11} und l_{12} der Keramikprobe der Firma Dentaurum	41
Abb. 18: Übersicht der gemessenen Kerblängen l_{11} und l_{12} der Keramikprobe der Firma Kulzer	42
Abb. 19: Übersicht der gemessenen Kerblängen l_{11} und l_{12} der Keramikprobe der Firma VITA	43

Abb. 20: Übersicht der gemessenen Kerblängen l_{11} und l_{12} der Keramikprobe der Firma Straumann.....	44
Abb. 21: Übersicht der Werte für die Kerbbreite und Kerbbreitenversatz im Vergleich zu den Toleranzbereichen der ISO 24370	45
Abb. 22: Darstellung der Kerbspitzenlängen und des Versatzes aller Proben im Vergleich zu den ISO-24370-Toleranzen.....	47
Abb. 23: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben aus der Dentaurum -Disc1	48
Abb. 24: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben aus der Dentaurum-Disc2	48
Abb. 25: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben der Kulzer-Reihe.....	49
Abb. 26: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben der VITA-Reihe.....	50
Abb. 27: Kraft-Weg-Diagramm der Bruchprüfungen an den Keramikproben der Straumann-Reihe	51
Abb. 28: Übersicht der Werte für die gemessene Maximalkraft F_{max} der Hersteller Dentaurum, Kulzer, VITA und Straumann.....	52
Abb. 29: Übersicht der Bruchzähigkeitswerte K_{IC} der Keramikproben der Hersteller Dentaurum, Kulzer, VITA und Straumann für die nach ISO 24370 empfohlene Toleranz	54
Abb. 30: Übersicht der Bruchzähigkeitswerte K_{ICAlt} der Keramikproben der Hersteller Dentaurum, Kulzer, VITA und Straumann für die nach ISO 24370 alternative Toleranz	56

7. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Bruchzähigkeiten ausgewählter dentaler Werkstoffe	21
Tab. 2: Vergleich der Bruchzähigkeitsprüfmethoden.....	25
Tab. 3: Anforderungen an Prüfkörper- und Kerbgeometrie	27
Tab. 4: Herstellerangaben zu den untersuchten Zirkonoxidmaterialien	29
Tab. 5: Probenhöhe W und arithmetisches Mittel für l_1 und den jeweiligen Standardabweichungen.	40
Tab. 6: Ergebnisse der statistischen Auswertung der Bruchzähigkeitswerte (K_{IC}) mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) nach Welch.	57
Tab. 7: Games-Howell-Post-hoc-Test zur Prüfung signifikanter Unterschiede der K_{IC} - Werte zwischen den Herstellern.	57
Tab. 8: Ergebnisse der statistischen Auswertung der Bruchzähigkeitswerte (K_{ICAlt}) mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) nach Welch.....	58
Tab. 9: Games-Howell-Post-hoc-Test zur Prüfung signifikanter Unterschiede der K_{ICAlt} - Werte zwischen den Herstellern.	58

8. Literaturverzeichnis

Adams TE. Dynamic fatigue of alumina refractories at room temperature. [Master Thesis]. Ceramic Science, Pennsylvania State University, 1980

Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2003; 31: 181–188

Albakry M. Insightful understanding of the role of the mechanical properties in defining the reliability of all-ceramic dental restorations: a review. *J Biomater Nanobiotechnol* 2021; 12: 57-78

Alqutaibi AY, Ghulam O, Krsoum M, Binmahmoud S, Taher H, Elmalky W, Zafar MS. Revolution of current dental zirconia: A comprehensive review. *Molecules* 2022; 27: 1699

Begand S, Spintzyk S, Geis-Gerstorfer J, Bourauel C, Keilig L, Lohbauer U, Worpenberg C, Greuling A, Adjiski R, Jandt KD, Lümckemann N, Stawarczyk B, Güllmar A, Kailer A, Oberle N, Stephan M. Fracture toughness of 3Y-TZP ceramic measured by the Chevron-Notch Beam method: A round-robin study. *Dent Mater* 2022; 38: 1128–1139

Behr M, Belli R, Boccaccini AR, Forstreuter J, Frankenberger R, Gbureck U, Gmeiner R, Hahnel S, Ilie N, Kraft M, Lohbauer U, Mehl A, Preis V, Reich S, Rosentritt M, Schmidtke M, Snétivy D, Stampfl J, Stawarczyk B, Strietzel R, Wendler M, Will J, Wöstmann B, Zimmermann M. Aufbau und Mikrostruktur dentalkeramischer Materialien. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin – Moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2018: 265–270

Belli R, Hurle K, Schürlein J, Petschelt A, Werbach K, Peterlik H, Rabe T, Mieller B, Lohbauer U. Relationships between fracture toughness, Y_2O_3 fraction and phases content in modern dental yttria-doped zirconias. *J Eur Ceram Soc* 2021; 41: 7771–7782

Belli R, Wendler M, Petschelt A, Lube T, Lohbauer U. Fracture toughness testing of biomedical ceramic-based materials using beams, plates and discs. *J Eur Ceram Soc* 2018a; 38: 5533–5544

Belli R, Wendler M, Zorzini JI, Lohbauer U. Practical and theoretical considerations on the fracture toughness testing of dental restorative materials. *Dent Mater* 2018b, 34: 97–119

Cesar PF, Della Bona A, Scherrer SS, Tholey M, van Noort R, Vichi A, Kelly R, Lohbauer U. ADM guidance-ceramics: Fracture toughness testing and method selection. *Dent Mater* 2017; 33: 575–584

Choi SR, Chulya A, Salem JA. Analysis of precracking parameters for ceramic Single-Edge-Precracked-Beam specimens. In: Bradt RC, Hasselman DPH, Munz D, Sakai M, Shevchenko VY, eds. *Fracture Mechanics of Ceramics*. Vol. 10. Boston, MA: Springer, 1992: 49–59

Damani R, Gstrein R, Danzer R. Critical notch-root radius effect in SENB-S fracture toughness testing. *J Eur Ceram Soc* 1996; 16: 695–702

Damani RJ, Schuster C, Danzer R. Polished notch modification of SENB-S fracture toughness testing. *J Eur Ceram Soc* 1997; 17: 1685–1689

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24: 299–307

Dentaurum GmbH & Co. KG, o. J.: Technische Daten: Nacera® Pearl. Online verfügbar unter: https://www.dentaurum.de/files/technische_daten_nacera_pearl_sms_de.pdf (Zugriffsdatum: 26.07.2025)

Eichler J, Eisele U, Rödel J. Mechanical properties of monoclinic zirconia. *J Am Ceram Soc* 2004; 87: 1401–1403

Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent* 2012; 33: 50–58

Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: Comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002; 18: 12–19

Fischer H, Waindich A, Telle R. Influence of preparation of ceramic SEVNB specimens on fracture toughness testing results. *Dent Mater* 2008; 24: 618–622

Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: Structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans* 2016; 45: 19194–19215

Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 339–346

Hampe R, Lümke N, Stawarczyk B. Messen und Bestimmen der Bruchzähigkeit dentaler Werkstoffe. *Quintessenz Zahntech* 2017; 43: 1110–1121

Han MK. Advances and challenges in zirconia-based materials for dental applications. *J Korean Ceram Soc* 2024; 61: 783–799

Haubenreich JE, Robinson FG, West KP, Frazer RQ. Did we push dental ceramics too far? A brief history of ceramic dental implants. *J Long Term Eff Med Implants* 2005; 15: 617–628

Hohmann A, Hielscher W. *Lehrbuch der Zahntechnik*. Bd. 3. Berlin: Quintessenz Verlag, 1987

Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices* 2008; 5: 729–745.

International Organization for Standardization (ISO). ISO 15732:2003 – Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) – Test method for fracture toughness of monolithic ceramics at room temperature by single edge precracked beam (SEPB) method. Geneva: ISO, 2003

International Organization for Standardization (ISO). ISO 6872:2024 – Dentistry – Ceramic materials. Geneva: ISO, 2024

International Organization for Standardization (ISO). ISO 18756:2003 – Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics): Determination of fracture toughness of monolithic ceramics at room temperature by the surface crack in flexure (SCF) method. Geneva: ISO, 2003

International Organization for Standardization (ISO). ISO 24370:2005 – Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics): Test method for fracture toughness of monolithic ceramics at room temperature by the chevron-notched beam (CNB) method. Geneva: ISO, 2005

Jansen JU, Lümekemann N, Sener B, Stawarczyk B. Comparison of fracture toughness measurements for zirconia materials using two test methods. *Dent Mater J* 2019; 38: 806–812

Johnson NC, Sandy JR. Tooth position and speech – is there a relationship? *Angle Orthod* 1999; 69: 306–310

Johnson WW. The history of prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1959; 9: 841–846

Kailer A, Stephan M. On the feasibility of the Chevron Notch Beam method to measure fracture toughness of fine-grained zirconia ceramics. *Dent Mater* 2016; 32: 1256–1262

Kappert HF. Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M, Hrsg. Curriculum Prothetik. Bd. 2. 3. Aufl. Berlin: Quintessenz Verlag, 2005: 607–637

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 18–32

Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants: An update. *Periodontol 2000* 2008; 47: 224–243

Kulzer, o. J.: dima Zirconia ML Zertifikat. Online verfügbar unter: https://caddent.de/fileadmin/pdf%27s/Deutsch/Dokumente_Fa._KULZER/dima_Zirconia_ML_Zertifikat.pdf (Zugriffsdatum: 26.07.2025)

Li J, Li D, Wang Q, Wang F, Zhang Z. Impact of repeated heat-pressing on the microstructure and flexural strength of lithium disilicate glass-ceramics. *BMC Oral Health* 2024; 24:1148

Lowe E. Single-tooth all-ceramic restorations. In: Freedman G, ed. *Contemporary Esthetic Dentistry*. St. Louis: Mosby, 2012: 496–508

Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hämmerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005; 21: 930–937

Manhart J, Schenk H. Vollkeramik: Was, wann, wie? *ZWP Spezial* 2010; 1+2: 6–12

Marx R, Jungwirth F, Walter PO. Threshold intensity factors as lower boundaries for crack propagation in ceramics. *Biomed Eng Online* 2004; 3:41

Marxkors R, Meiners H, Hüttemann S. *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 5. Aufl. München: Carl Hanser Verlag, 2016

- McLaren EA. Modern metal-ceramic restorations. *Inside Dent* 2006; 2: 76–82
- McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry – Part I: Classes of materials. *Inside Dent* 2009; 5: 94–103
- Mizuno M, Okuda H. VAMAS round robin on fracture toughness of silicon nitride. *J Am Ceram Soc* 1995; 78: 1793–1801
- Munz D, Fett T. Übersicht und grundlegende Eigenschaften. In: Munz D, Fett T, Hrsg. *Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe: Versagensablauf, Werkstoffauswahl, Dimensionierung*. Berlin: Springer, 1989: 1–8
- Murenzi JB, Mugisha O, Uwimana S. Experimental and numerical investigation of brittle fracture in ceramics. *Int J Mech Solids* 2025; 39
- Nishida T, Hanaki Y, Pezzotti G. Effect of notch-root radius on the fracture toughness of a fine-grained alumina. *J Am Ceram Soc* 1994; 77: 606–608
- Nishida T, Shiono T, Nishikawa T. On the fracture toughness of polycrystalline alumina measured by SEPB method. *J Eur Ceram Soc* 1989; 5:379-383
- Pabst RF. Determination of K_{IC}-factors with diamond-saw-cuts in ceramic materials. In: Bradt RC, Hasselman DPH, Lange FF, eds. *Fracture Mechanics of Ceramics*. Boston, MA: Springer, 1974
- Passos SP, Nychka JA, Major P, Linke B, Flores-Mir C. In vitro fracture toughness of commercial Y-TZP ceramics: A systematic review. *J Prosthodont* 2015; 24: 1–11
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1–25

Quinn GD, Gettings RJ, Kübler JJ. Fracture toughness by the surface crack in flexure (SCF) method: Results of the VAMAS round robin. In: Wachtman JB, ed. Proceedings of the 18th Annual Conference on Composites and Advanced Ceramic Materials – B: Ceramic Engineering and Science Proceedings. Westerville, OH: American Ceramic Society, 1994

Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part I – Procedures and results. *Dent Mater* 2014; 30: 99–111

Quinn GD, Salem J, Bar-On I, Cho K, Foley M, Fang H. Fracture toughness of advanced ceramics at room temperature. *J Res Natl Inst Stand Technol* 1992; 97: 579-607

Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003; 19: 603–611

Rahardyan P, Peni P. Achieving natural aesthetics with zirconia restorations in anterior teeth: A case study. *World J Adv Res Rev* 2025; 26:2653-2658

Rani S, Devi J, Jain C, Mutneja P, Verma M. Esthetic Rehabilitation of Anterior Teeth with Copy-Milled Restorations: A Report of Two Cases. *Case Rep Dent*. 2017; 2017: 2841398.

Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26: 31–41

Reuling N, Siebert GK. Keramische Werkstoffe – Entwicklungsstand und Bedeutung. *Dent Lab* 1989; 37: 67–71

Rinke S. Vollkeramik: Ein Praxiskonzept. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2011

Sakaida Y, Tanaka K. Evaluation of fracture toughness of porous ceramics. *JSME Int J Ser A Solid Mech Mater Eng* 2003; 46: 30–39

Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater* 2015; 31: 603–623.

Salmang H, Scholze H, Telle R. Band 2: Thermische, mechanische, tribologische, optische, elektrische und magnetische Eigenschaften. Berlin: De Gruyter, 2022a

Salmang H, Scholze H, Telle R. Silicatkeramik. In: Salmang H, Scholze H, Telle R, Hrsg. *Keramik. Band 4: Silicatkeramik, feuerfeste Werkstoffe, Hochleistungskeramik und keramische Verbundwerkstoffe*. Berlin: De Gruyter, 2022b: 1–34

Schellenberger A, Belli R, Karsten J, Lohbauer U. On the robustness of the Single-Edge-Precracked-Beam (SEPB) method for fracture toughness testing of ceramic materials. *Eng Fract Mech* 2023; 291: 109527

Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *J Dent Res* 2018; 97: 1082–1091

Stawarczyk B, Keul C, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. *Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen – von verblendet bis monolithisch*. Quintessenz Zahntech 2016; 42: 740–765

Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. *Curriculum Prothetik. Bd. 3*. Berlin: Quintessenz Verlag, 2011

Tinschert J, Natt G. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labor-technik und Werkstoffkunde*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2007

VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, o. J. Technical and scientific documentation – VITA YZ ST and VITA YZ MULTI TRANSLUCENT. Interne PDF-Dokumentation. Online verfügbar unter: https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?cls_session_id=&fallback=&id=139841&neuste_version=1&sprache=en
(Zugriffsdatum: 26.07.2025)

Yoshimura H. Fracture toughness of dental porcelains evaluated by IF, SCF and SEPB methods. *J Am Ceram Soc* 2005; 88: 1680–1683

Zhang F, van Meerbeek B, Vleugels J. Importance of tetragonal phase in high-translucent partially stabilized zirconia for dental restorations. *Dent Mater* 2020; 36: 491–500

Zhang Y, Lawn B. Long-term strength of ceramics for biomedical applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 69: 166–172

Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013; 29: 1201–1208

9. Erklärung zum Eigenteil

Die vorliegende Arbeit wurde in der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn in der Oralmedizinischen Technologie unter der Betreuung von Herrn Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Herrn Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel.

Die für die Geometrie der Prüfkörper verwendete STL-Datei wurde von der Firma Kulzer GmbH zur Verfügung gestellt. Das Einfügen der für die Untersuchungen benötigten Schnitte erfolgte eigenständig.

Sämtliche in der Arbeit erfolgten Versuche wurden eigenständig von mir, mit Unterstützung von Frau Weber aus der Oralmedizinischen Technologie, durchgeführt.

Der Datensatz wurde eigenständig zusammengestellt, geprüft und ausgewertet. Für einzelne Berechnungsschritte kam eine von AK Dentale Werkstoffe im DGM Fachauschuß Biomaterialien erstellte Excel-Datei mit vordefinierten Formeln gemäß ISO-Norm 24370 zum Einsatz.

Die statistische Analyse und Auswertung der Arbeit erfolgten eigenständig.

Bei der Erstellung dieser Arbeit verwendete ich ChatGPT um lediglich die Lesbarkeit und Sprache zu verbessern. Nach der Verwendung dieses Tools habe ich die entsprechenden Passagen überprüft und bearbeitet und übernehme die volle Verantwortung für den Inhalt der veröffentlichten Dissertationsschrift.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

10. Danksagung

Meinen Eltern danke ich von Herzen – für ihre bedingungslose Unterstützung, ihren Glauben an mich und die Werte, die sie mir mitgegeben haben. Sie haben mich gestärkt, wenn ich gezweifelt habe und mir immer das Gefühl gegeben, alles erreichen zu können.

Meinen Geschwistern danke ich für ihre Ermutigung, ihre klaren Worte und ihr Vertrauen in meinen Weg.

Mein besonderer Dank gilt meinem Ehemann – für seine Geduld, seinen Rückhalt und seine Liebe. Ohne ihn hätte ich diese Arbeit nicht in dieser Form beenden können.

Mein Dank gilt dem Team der Oralmedizinischen Technologie an der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn – insbesondere Anna Weber, die mich bei den Versuchen mit großem Engagement unterstützt hat.

Meinem Doktorvater, Professor Dr. Christoph Bourauel, danke ich für seine Geduld, seine Unterstützung – und dafür, dass er nicht aufgegeben hat, selbst wenn ich kurz davor war.