

2 Literaturübersicht

2.1 Definition von Bruchfestigkeit

Unter Bruchfestigkeit oder Bruchgrenze versteht man jene Grenze bei Druck-, Zug-, Biege- oder Torsionsbelastung, bis zu der ein Werkstoff belastet werden kann, ohne zu brechen. Die Bruchlast ist die Kraft, die zum Zeitpunkt des Bruchs angewendet wird (*Hoffmann-Axthelm, 1983*).

2.2 Anforderungen an die Bruchfestigkeit eines Werkstoffes zur Herstellung von Zahnersatz

Um die Eignung eines Werkstoffes zur Herstellung von Zahnersatz beurteilen zu können, ist die Kenntnis der maximal in der Mundhöhle auftretenden Kaukräfte notwendig. *Körber und Ludwig (1983)* erstellten eine Übersicht der in verschiedenen Publikationen angeführten Kaukraftwerte, wobei maximale Kaukräfte zwischen 98 N und 725 N angegeben wurden.

Messungen von *Schwickerath und Coca (1987)* ergaben Kaukraftwerte von 400 N für den Molarenbereich.

Kelly (1995, 1997) stufte die Belastungen im Bereich von 50 bis 250 N während des normalen Kauens und im Bereich von 500 bis 880 N bei Parafunktionen, wie z.B. Bruxismus, ein.

2.3 Herstellung dentalkeramischer Restaurationen

Schon Ende des 19. Jahrhunderts wurden vollkeramische Kronen, so genannte Jacketkronen, hergestellt. Dabei wurde Feldspatkeramik auf einen mit Platinfolie präparierten Stumpf aufgebrannt. Diese Jacketkronen waren damals die einzige festsitzende ästhetische Restaurationsmöglichkeit für den Frontzahnbereich, da metallkeramische Systeme erst in den 50er Jahren entwickelt wurden (*Freese, 1996*).

Mit Beginn der Metallkeramikära wurde die Technik der vollkeramischen Kronen kaum noch angewendet. Hauptgrund dafür war die hohe Bruchwahrscheinlichkeit, die in der geringen Festigkeit der Keramik sowie in dem schlechten Randschluss begründet lag. Trotz des erreichten hohen Qualitätsstandards der Metallkeramik wurden weiterhin Anstrengungen zur Entwicklung metallfreier Keramiksysteme unternommen. Der besseren Biokompatibilität und der natürlicheren Ästhetik wegen wurde trotz hoher Misserfolgsquoten immer wieder an neuen Technologien gearbeitet.

Zu Beginn der 80er Jahre wurden giessbare keramische Systeme für Front- und Seitenzahnkronen entwickelt (z.B. Dicor, Fa. DeTrey-Dentsply, Dreieich), wobei die Kronen zunächst in Wachs modelliert wurden. Die giessbaren Keramiken bewährten sich als Einlagefüllungen, wiesen jedoch bei der Versorgung von Zähnen mit Vollkronen, gerade auch im Seitenzahnbereich, eine hohe Misserfolgsrate auf (*Heintze, 1998a*).

Ende der 80er Jahre wurde eine weitere Keramik entwickelt (In-Ceram, Fa. Vita, Bad Säckingen), die auf dem Prinzip zweier dreidimensional-infiltrierender Phasen, Aluminiumoxid und einem Glas, beruht. Das Gerüst wird mit Feldspatkeramik beschichtet. In-Ceram ist zur Herstellung vollkeramischer Kronen sowie für Frontzahnbrücken geeignet (*Pröbster, 1993*).

1986 wurde mit dem Cerec-Gerät (Fa. Siemens, Bensheim) eine Technologie entwickelt, mit der es möglich ist, direkt am Patienten mit Hilfe einer intraoralen Kamera

einen optischen Abdruck zu nehmen, und aus einem vorgefertigten Keramikblock eine Restauration herausschleifen zu lassen. Inzwischen wird auf dem Markt eine Vielzahl dieser sog. CAD/CAM-Verfahren angeboten, so z.B. Digident (Fa. Girrbach Dental-Systeme, Pforzheim), Cicero (Fa. Elephant, Horn, Niederlande), DENStech (Fa. Dens, Berlin), Precident-DCS (Fa. DCS-Dental, Basel, Schweiz), Procera (Fa. Nobel Biocare, Göteborg, Schweden), Sopha CAD/CAM (Fa. Sopha Bioconcept, Vienne, Frankreich), die unterschiedliche Praxisreife besitzen (*Becker und Heide-
mann, 1993; Mörmann, 1993; Schmidseder, 1990; van der Zel, 1994; Freesmeyer et al., 1995; Becker, 1996; Schirra und Hegenbarth, 1998; Schmidt et al., 1998*).

Ende der 80er Jahre wurde schließlich mit IPS-Empress eine leuzitverstärkte Presskeramik entwickelt, die im folgenden Gliederungspunkt ausführlicher dargestellt werden soll.

2.4 IPS Empress und IPS Empress 2

2.4.1 IPS Empress

2.4.1.1 Zusammensetzung

Die IPS-Empress-Technik wurde 1983 am Zahnärztlichen Institut Zürich entwickelt und seit 1986 in Zusammenarbeit mit der Fa. Ivoclar weiter perfektioniert (*Wohlwend und Schärer, 1990; Wohlwend und Steger, 1990; Dong et al., 1992; Kohler und Maurer, 1993*).

Bei IPS-Empress handelt es sich um eine leuzitverstärkte Keramik, die in industriell vorgefertigten Rohlingen angeliefert wird (*Heinenberg, 1991*). Sie basiert auf einem Glas, das latente Keimbildner enthält, wobei in einem mehrphasigen Prozess durch gesteuerte Kristallisation in einer Glasmatrix Leuzitkristalle (Leuzit = $K[AlSi_2O_6]$) mit einer Korngröße von wenigen μm entstehen (*Kohler und Maurer, 1993; Shimizu et*

al., 1993). Die Kristalle sind homogen in der Glasphase verteilt und zeigen eine typische lamellenartige Feinstruktur (*Heinenberg, 1991; Dong et al., 1992*).

Die stärkere Schrumpfung des Leuzits während der Abkühlung in der Glasphase führt zu einer Mikrorissbildung (*Schmid et al., 1992*). Diese Mikrorissenden tragen jedoch zur Erhöhung der Bruchfestigkeit bei und werden daher teilweise auch gezielt erzeugt, da sie rund geschmolzen und somit entschärft sind. Durch das Kristallwachstum tritt schließlich das Phänomen der Versteifung ein, wobei zum Zeitpunkt der Abkühlung tangentielle Druckspannungen in der Glasmatrix und radiale Zugspannungen im Leuzitkristall erzeugt werden, was eine Rissfortpflanzung verhindert (*Heinenberg, 1991; Suckert, 1992; Kohler und Maurer, 1993; Friese und Bischoff, 1994*).

Dieser Mechanismus bestimmt maßgeblich die Festigkeit der Keramik, weshalb die Bruchfestigkeit mit zunehmendem Leuzitgehalt positiv beeinflusst wird (*Schmid et al., 1992*). Darüber hinaus wird eine Erhöhung der Bruchfestigkeit durch die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Leuzitkristall und Glasphase erreicht. Die entstehenden Kristalle haben dabei eine höhere thermische Ausdehnung als das sie umgebende Glas, so dass die Glasphase beim Abkühlen unter eine Druckspannung gesetzt wird. Diese ist umso größer, je höher die Differenz der Ausdehnungskoeffizienten zwischen Glas- und Kristallphase ist (*Heinenberg, 1991*).

2.4.1.2 Herstellung von Empress-Restaurationen

Der Werkstoff steht als Maltechnik- und Schichttechnikvariante zur Verfügung (*Bieniek et al., 1993; Kohler und Maurer, 1993; Heintze, 1998b; Höland, 2000*).

Das Grundprinzip des Pressverfahrens besteht darin, dass das visköse Fließen der Glaskeramik zur Formgebung ausgenutzt wird. Das bedeutet, dass durch Temperaturerhöhung der Glaskeramik die Viskosität erniedrigt wird, wodurch der Werkstoff fließfähig wird. Für den gesamten Verarbeitungsprozess wurde eine spezielle Apparatur, der EP 500 Pressofen, entwickelt (*Höland, 2000*).

2.4.1.3 Indikationen und klinische Erfolge

Auf Grund der Biegefestigkeit von 110 bis 120 MPa ist das IPS-Empress-System nur für Einzelkronen, Inlays und Veneers indiziert, wobei gute klinische Erfolge erzielt wurden (*Lehner et al., 1997a,b; Lehner et al., 1998; Sorensen et al., 1998; Studer et al., 1998; Manhart et al., 2001; Gemalmaz und Ergin, 2002*).

Brückenkonstruktionen waren jedoch nicht möglich. Aus diesem Grund wurde die neue hochfeste IPS Empress 2-Schichttechnik-Keramik entwickelt, welche die herkömmliche Schichttechnik-Keramik von IPS Empress ablöste. Die Materialkomponenten der IPS Empress-Maltechnik blieben davon unberührt bestehen (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998*).

2.4.2 Neue Schichttechnik Empress 2

2.4.2.1 Gerüstwerkstoff

Lithiumdisilikat-Glaskeramik

Der Gerüstwerkstoff der IPS Empress 2-Schichttechnik ist als hochfeste Komponente des Materialsystems eine Lithiumdisilikat-Glaskeramik, dessen chemische Basis das $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ -System darstellt. Neben den im Vergleich zu bisherigen Lithiumdisilikat-Glaskeramiken wesentlich verbesserten chemischen Eigenschaften wurde eine hohe Transluzenz erreicht. Durch die Möglichkeit des Verpressens der Glaskeramik bei 920°C durch visköses Fließen besitzt die Keramik zudem gute Verarbeitungseigenschaften (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998; Höland, 2000*).

Mikrogefüge des IPS Empress 2 Schichttechnik-Rohlings

Abgesehen von der chemischen Zusammensetzung und den physikalischen Eigenschaften unterscheiden sich IPS Empress und IPS Empress 2 auch hinsichtlich ihres Gefüges, wobei die kristalline Phase von IPS Empress 2 überwiegend aus längli-

chen, ca. 0,5-5 μm großen Lithiumdisilikat-Kristallen besteht. Zudem finden sich im Gefüge von IPS Empress 2 0,1-0,3 μm kleine Lithiumorthophosphat-Kristalle (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998*).

Mikrogefüge der Press-Glaskeramik nach dem Pressvorgang

Zur zahntechnischen Verarbeitung der IPS Empress 2-Rohlinge wird wie bei der Leuzitglaskeramik der IPS Empress EP 500 Pressofen verwendet, wobei das Pressverhalten der Glaskeramik IPS Empress 2 auf Grund einer abweichenden Temperatur-Viskositäts-Funktion anders ist als das der Leuzitglaskeramik. Die Presstemperatur beträgt 920°C, wobei sowohl zu hohe als auch zu niedrige Presstemperaturen nachteilig für die Eigenschaften des Endprodukts sind. Der Pressvorgang zur Herstellung der Kronen und Brücken dauert 5-15 Minuten (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998*). Die IPS Empress 2-Glaskeramik kann mit Flusssäure angeätzt werden. Ein optimaler Verbund wird erzielt nach einer Ätzung der Press-Glaskeramik mit einem HF-haltigen IPS Ceramic-Ätzgel über 20 Sekunden, einer Silanisierung mit Monobond-S und einer Applikation von Heliobond. Bei Verwendung des Klebesystems Variolink 2 wurde eine sehr gute Verbundfestigkeit von ca. 30 MPa erreicht (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998*).

2.4.2.2 Schichtkeramik (Sinter-Glaskeramik)

Da sich der Wärmeausdehnungskoeffizient des Lithiumdisilikat-Glaskeramikmaterials signifikant von dem des ursprünglichen Empress-Keramikmaterials unterscheidet, musste ein neues Verblendkeramikmaterial entwickelt werden. Hierbei handelt es sich um eine Glaskeramik auf Fluorapatit-Basis (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998; Sorensen, 2000*).

Beim Aufsintern des Fluorapatit-Verblendmaterials auf die Substruktur entstehen Apatitkristalle, die denen des natürlichen Schmelzes ähneln (*Schweiger et al., 1999*).

Der Gerüstwerkstoff Lithiumdisilikat-Glaskeramik wird mit Sinter-Glaskeramiken verblendet, deren kristalline Phase ausschließlich aus Apatit-Kristallen (Fluoroapatit)

besteht, so dass sich auch das Schichtmaterial von IPS Empress 2 vom Schichtmaterial des herkömmlichen IPS Empress unterscheidet, dessen kristalline Phase aus Leuzit bestand (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998; Sorensen, 2000*).

Die Sinter-Glaskeramiken werden bei einer Verarbeitungstemperatur von 800°C auf die Lithiumdisilikat-Glaskeramik aufgebracht. REM-Bilder zeigten, dass ein bestimmter Anteil sehr fein verteilter Apatit-Kristalle in der Glasmatrix der Glaskeramik ausgeschieden wurde, die zu einer verbesserten Bioverträglichkeit der Glaskeramik beitragen und gleichzeitig die gezielte Einstellung der optischen Eigenschaften wie Transluzenz, Helligkeit und Lichtstreuung der Schichtmassen fördern (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998; Höland, 2000*).

2.4.3 Vergleich materialtechnischer Eigenschaften von IPS Empress und IPS Empress 2

Tab. 1 fasst die materialtechnischen Eigenschaften von IPS Empress und IPS Empress 2 zusammen, wobei insbesondere die verbesserte Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit von IPS Empress 2 von Bedeutung ist.

| | IPS Empress Maltechnik (MT) | IPS Empress Schichttechnik (ST) | IPS Empress 2 Schichttechnik (ST) |
|---|---|---|--|
| Keramiktyp | leuzitverstärkte Glaskeramik | leuzitverstärkte Glaskeramik | Gerüstwerkstoff: Glaskeramik mit Lithiumdisilikat- und Lithiumorthophosphatkristallen Schichtmaterial: Glaskeramik mit Fluorapatit-Kristallen |
| Anteil an Kristallen | 30-40 Vol.% | 30-40 Vol.% | ca. 60 Vol.% (Gerüstwerkstoff) |
| Linearer thermischer Ausdehnungskoeffizient | $18,0 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ | $15,0 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ | $10,6 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ (Gerüstwerkstoff) $9,7 \pm 0,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1} \text{ m/m}$ (Sinterkeramik) |
| Biegefestigkeit | 120 MPa | 110 MPa | $350 \pm 50 \text{ MPa}$ |
| Bruchzähigkeit | $1,3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0,5}$ | $1,2 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0,5}$ | $3,2 \pm 0,3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0,5}$ |
| Presstemperatur | 1075°C | 1180°C | 920°C |
| Aufbringen der Sinterkeramiken bzw. Sinterglaskeramiken (Dentin und Schneide) | 910°C | 910°C | 800°C |

Tab. 1: Materialtechnische Eigenschaften von IPS-Empress im Vergleich zu IPS-Empress 2 (Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998)

2.4.4 Indikationen von Empress 2

Als Indikationen der IPS Empress 2-Schichttechnik werden wegen der verbesserten Bruchfestigkeit dreigliedrige Brücken im Frontzahn- und Prämolarenbereich sowie Einzelkronen im gesamten Zahnbogenbereich genannt (*Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998; Höland, 2000; Höland et al., 2000*).

2.4.5 Ergebnisse von In-vitro-Untersuchungen mit IPS Empress 2

2.4.5.1 Bruchfestigkeit

Kappert (1998) untersuchte die Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken von Empress 2 im Vergleich zu Brücken aus verschiedenen Vollkeramikmaterialien. Dabei wurden die Brücken mit Phosphatzement auf Stümpfe aus einer CoCr-Legierung befestigt. Zwei Stunden später erfolgte die Bestimmung der Bruchlast mittels einer Universalprüfmaschine (Zwick), wobei die Belastung auf dem Zwischenglied mit einem Vorschub von 1 mm/min erfolgte. Die Seitenzahnbrücken aus Empress 2 erzielten eine Bruchfestigkeit, die deutlich über derjenigen von Optec und Dicor und in der Größenordnung von In-Ceram lag.

Ludwig und Kubick (1999) verglichen die Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Frontzahnbrücken aus Empress, Empress 2 und Celey/Aluminiumoxid bei axialer Kräfteinwirkung. Die höchste Bruchlast wurde für Empress 2 mit 1154 N gemessen, gefolgt von Celey mit 823 N und Empress mit 692 N.

Pospiech et al. (1999b) untersuchten die Bruchfestigkeit von 40 standardisierten Brücken aus Empress 2 und In-Ceram zum Ersatz eines ersten Unterkiefer-Molaren nach Wasserlagerung und Thermozyklierung. Die Belastung erfolgte auf dem Zwischenglied im 90°-Winkel, wobei die Brücken auf starren Stümpfen befestigt wurden. Es zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Bruchlast von IPS Empress 2- und In-Ceram-Brücken. Der verwendete Zement (Ketac Cem, Variolink) hatte keinen Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Brücken.

Filser et al. (2001, 2002) ermittelten die Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Grundgerüsten aus IPS Empress 2, In-Ceram Alumina und tetragonal stabilisiertem Zirkonoxid, wobei die durchschnittliche Bruchlast bei Belastung auf dem Zwischenglied im 90°-Winkel bei In-Ceram 453 N, bei Empress 2558 N und bei Zirkonoxid 1192 N betrug.

2.4.5.2 Biegefestigkeit

Kappert (1998) untersuchte die biaxiale Biegefestigkeit von 10 Prüfkörpern (16,5 mm x 1,2 mm) aus IPS Empress 2-Gerüstwerkstoff gemäß ISO 6872 im Vergleich zu anderen Vollkeramiken und einigen Referenzmaterialien. Es zeigte sich für Empress 2 eine mit 433 MPa im Vergleich zu anderen keramischen Gerüstwerkstoffen hohe Biegefestigkeit.

2.4.5.3 Bruchzähigkeit

Im Rahmen der o.g. Studie bestimmte *Kappert (1998)* auch die Bruchzähigkeit verschiedener Vollkeramiken sowie einiger Referenzmaterialien. Die Werte für Empress 2 betragen das Dreifache des Wertes von Empress und bestätigten die ausgezeichnete Bruchfestigkeit der keramischen Brücken aus der neuen Presskeramik Empress 2.

2.4.5.4 Löslichkeit

Die Löslichkeit des Gerüstmaterials von IPS Empress 2 wurde von *Kappert (1998)* in Anlehnung an ISO 6872 gemessen, wobei anstelle der in ISO 6872 beschriebenen Rückfluss-Kondenser-Typ-Extraktion eine 16-stündige Lagerung in verschlossenen Glasgefäßen bei 80°C vorgenommen wurde. Die Prüfkörpergruppen wurden gewogen, in 4%iger Essigsäure bei 80°C gelagert, anschließend gespült, getrocknet und

wieder gewogen. Aus der Gewichts Differenz wurde schließlich die auf die Oberfläche bezogene Löslichkeit ermittelt. Die chemische Löslichkeit von IPS Empress 2 liegt mit einem Wert von deutlich unter $50 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ in der Größenordnung anderer handelsüblicher Dentalkeramiken und erfüllt die Anforderungen an die Löslichkeit von keramischen Verblendwerkstoffen (ISO 6872).

2.4.5.5 Abrasion

Pelka (1998) untersuchte mit Hilfe einer Abrasionstestmaschine (ACTA-Maschine) die Eigenabrasion von IPS Empress 2 im Vergleich zu anderen Keramiken und Dentalmaterialien, wobei ein profiliertes Edelstahlrad als Antagonist und Hirseabreibungsbrei als weiches Abrasivum verwendet wurde. Die profilometrische Bestimmung der Abrasionswerte ergab, dass die Eigenabrasion von IPS Empress 2 mit anderen Dentalkeramiken vergleichbar war und insgesamt weniger stark ausfiel als bei Gold, Amalgam oder Komposits. Zusätzlich wurde die Antagonistenabrasion untersucht, die ebenfalls in der Größenordnung der herkömmlichen Dentalkeramiken lag. Die Ermittlung der Antagonistenabrasion durch einen kombinierten Belastungstest bestehend aus Thermocycling ($5/55^\circ\text{C}$) und zyklischer okklusaler Belastung im Kau-simulator bestätigten die mittels Abrasionstestmaschine gewonnenen Ergebnisse (*Pelka, 1998*), während *Sorensen et al. (1999b)* für Empress 2 im Kausimulator sogar eine im Vergleich zu anderen Keramiken sehr geringe Schmelz-Höckerabrasion nachweisen konnte.

2.4.5.6 Transluzenz

Hinsichtlich der optischen Eigenschaften wurden für IPS Empress 2 wie auch für IPS Empress sehr gute Transluzenzwerte erreicht, die weit über der von Sinterkeramiken wie Al_2O_3 oder ZrO_2 liegen (*Höland et al., 2000*). Andererseits ist die Lithiumdisilikat-Keramikmasse für die Substruktur opaker als das ursprüngliche Empress-Keramikmaterial. Dies ist insofern günstig, als in gewissen klinischen Situationen, z.B. bei verfärbten wurzelbehandelten Zähnen, das bisherige leuzitverstärkte

Empress-Material zu transluzent war und die dunkle Zahnschicht durchschimmerte (Sorensen, 2000).

2.4.5.7 Biokompatibilität

Die gute Biokompatibilität von Vollkeramik-Materialien ist unumstritten (McLean, 1979; Roulet und Herder, 1985). Obwohl Empress 2 in der chemischen Zusammensetzung von konventionellen Dentalkeramiken abweicht, ergab die mittels direktem Zellkontakt-Test durchgeführte Untersuchung der In-vitro-Zytotoxizität des Gerüstwerkstoffs und der Schichtmaterialien von IPS Empress 2 kein zytotoxisches Potenzial. Ebenso erfüllten die getesteten IPS Empress 2-Keramiken die Anforderungen der ISO-Normen in Hinblick auf die maximal zugelassene Aktivität. Bei Vermeiden des Inhalierens von Schleifstaub besteht auch kein erhöhtes Risiko für Zahntechniker, so dass bei sachgerechtem Umgang mit IPS Empress 2 sowohl ein akutes als auch chronisches Gesundheitsrisiko für alle mit dem Produkt in Berührung kommenden Personen praktisch ausgeschlossen ist (Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998).

2.4.5.8 Eignung für die Verwendung in CAD/CAM-Systemen

Schmidt und Weigl (2000) konnten darüber hinaus die Eignung von IPS Empress 2 für die Verwendung in CAD/CAM-Systemen nachweisen.

2.4.6 Ergebnisse klinischer Untersuchungen mit IPS Empress 2

2.4.6.1 Misserfolge

Tab. 2 gibt einen Überblick über die Ergebnisse der klinischen Untersuchungen mit Empress 2 (*Strub und Zwata, 1998; Pospiech et al., 1999; Sorensen et al., 1999a; Edelhoff et al., 2002*). Bei einer Beobachtungsdauer zwischen 8 und 24 Monaten waren unter Berücksichtigung von insgesamt 383 Restaurationen 10 Brüche und 12 Abplatzungen der Schichtkeramik zu verzeichnen. Mit Ausnahme der Untersuchung von *Pospiech et al. (1999)*, wo die Restaurationen überwiegend konventionell eingesetzt wurden, erfolgte in den anderen Studien überwiegend oder ausschließlich eine adhäsive Befestigung.

2.4.6.2 Abrasion

In einer klinischen Untersuchung von *Sorensen und Berge (1999)* wurden Brücken aus Empress 2 und ihre Antagonisten zu einem Ausgangszeitpunkt sowie nach sechs und zwölf Monaten abgeformt und die Abdrücke in Epoxidharz ausgegossen. Das Profil der Replikat wurde mit dem MTS Tooth Profiling System aufgezeichnet und im zeitlichen Verlauf verglichen, um Abnutzungsbereiche der Keramikbrücken oder der Antagonisten in vivo identifizieren und quantifizieren zu können. Die keramischen Okklusionsflächen passten sich der natürlichen Zahnschubstanz an, wobei etwa 40% der keramischen Okklusionsflächen Abriebfacetten aufwiesen. Das mittlere Abriebvolumen der Keramikflächen betrug $0,0268 \pm 0,370 \text{ mm}^3$, das der natürlichen Zahnschubstanz $0,0701 \pm 0,121 \text{ mm}^3$. Die Daten belegen, dass Empress 2 abriebfreundlicher ist als andere Materialien.

| Autor | Beobachtungsdauer | Untersuchte Restaurationen | Einsetzmodalität | Misserfolg |
|------------------------|--------------------------|--|--|---|
| Pospiech et al., 1999a | 12 Monate | 51 Brücken (17 Front-, 34 Seitenzahnbrücken) 76 Kronen (26 Prämolaren-, 50 Molarenkronen) | überwiegend konventionell | 9 Risse oder Abplatzungen der Schichtkeramik 1 Bruch |
| Strub und Zwata, 1998 | 8 Monate | 10 Brücken 18 Prämolaren- und Molarenkronen | adhäsiv | 1 Bruch einer Frontzahnbrücke |
| Sorensen et al., 1999a | 15 Monate | 60 Brücken (23 Frontzahn-, 37 Prämolarenbrücken) | adhäsiv | 2 Abplatzungen, 2 Brüche |
| Edelhoff et al., 2002 | 24 Monate | 43 Brücken 125 Kronen | adhäsiv: n = 94 konventionell: n = 74 | 6 Brüche bei Brücken, deren Ausführung und Lokalisation nicht den Herstellerangaben entsprach |

Tab. 2: Literaturübersicht: Klinische Studien mit IPS Empress 2 (aktualisiert in Anlehnung an: Wissenschaftlicher Dienst der Fa. Ivoclar, 1998)

2.4.6.3 Erforderlicher Substanzabtrag

In einer klinischen Studie zu adhäsiv zementierten Empress 2-Kronen konnte gezeigt werden, dass die erforderliche Substanzreduktion axial weniger als 1,3 mm betrug (*Schweiger et al., 1999*). Um bei Metallkeramik-Zahnersatz eine akzeptable ästhetische Wirkung zu erzielen, ist eine deutlich stärkere Reduktion um 1,4 bis 1,7 mm axial erforderlich (*Shillingburg et al., 1987; Ciche und Pinault, 1994; Rosenstiel et al., 1995*).