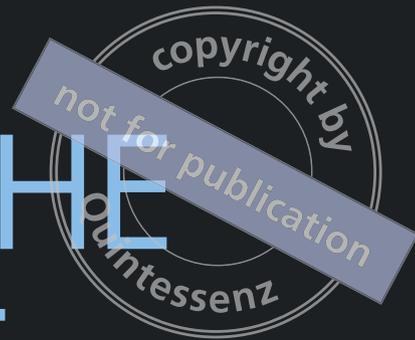


BIOMIMETISCHE RESTAURATIVE ZAHNHEILKUNDE



Pascal Magne
Urs Belser

BAND 1





DER GESUNDE ZAHN UND DAS PRINZIP DER BIOMIMETIK



Mimetik in der Wissenschaft setzt ein Modell voraus, das reproduziert oder kopiert wird – eine Referenz. Wenn wir als Zahnärzte verlorengegangene Hartschmelz ersetzen wollen, müssen wir uns daher auf eine sinnvolle Referenz einigen. Diese Referenz sollte für den gesamten Berufsstand gelten und zeitlos konstant sein. Ist sie einmal gefunden, können geeignete Forschungsansätze, gültige Konzepte und sinnvolle zahnmedizinische Behandlungspläne konzipiert, ausgearbeitet und umgesetzt werden. In der restaurativen Zahnmedizin ist der gesunde natürliche Zahn diese unbestrittene Referenz. Überreste der Inka-Kultur in Südamerika, Mumien in Ägypten¹ oder auch Funde aus der Steinzeit² bezeugen: Die ursprüngliche Anzahl, Größe und Form der Zähne hat sich nicht verändert. Während die Formen der Zahnerkrankungen (Infektionen, Abnutzung, Para-funktionen) vom Wandel unserer Lebensweisen und -stile beeinflusst werden, ist die ursprüngliche Struktur von Zahnschmelz und Dentin heute offenbar noch dieselbe wie vor 5 000 oder 6 000 Jahren. Bevor die Konzepte der restaurativen Zahnmedizin im Einzelnen besprochen werden, lohnt es sich daher zunächst, die wunderbare Form und Gestalt der natürlichen Zähne zu erkunden und zu verstehen.



1.1 BIOLOGIE, MECHANIK, FUNKTION, ÄSTHETIK



Die Physiologie gesunder Zähne ergibt sich aus dem engen und ausgewogenen Zusammenspiel biologischer, mechanischer und funktioneller Aspekte (Abb. 1-1a). Ästhetik sollte nicht die treibende Kraft der Behandlung sein, sondern ein Resultat dieses Zusammenspiels, „die Kirsche auf der Sahne“.

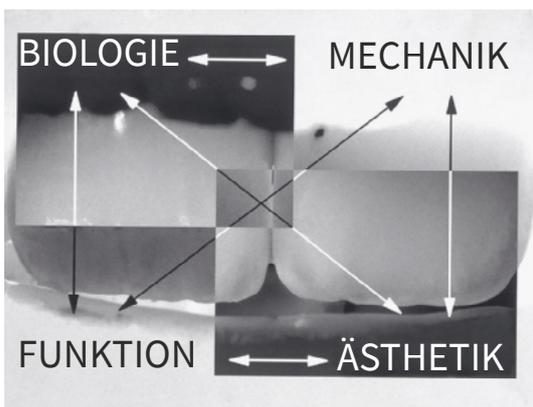
Dominierendes Element in dieser Gleichung ist die Biologie, und alle Anstrengungen sollten auf die Erhaltung der Zahnvitalität gerichtet sein.

Endodontisch behandelte Zähne – gleichgültig wie gut sie restauriert werden – haben verglichen mit vitalen Zähnen immer eine schlechtere Prognose (d. h. ein höheres Frakturrisiko)³.

Besonders gut lassen sich die komplexen Wechselwirkungen zwischen Biologie, Funktion/ Mechanik und Ästhetik an Zahnunfällen, wie dem in Abbildung 1-1 dargestellten, verdeutlichen. Die Verletzung hat entweder mechanische (Beteiligung des Hartgewebes) oder biologische Konsequenzen (Beteiligung der Pulpa). In beiden Fällen ergeben sich Folgen für die Ästhetik und die Funktion. Zum Glück für die Patientin in Abbildung 1-1 konnte das Problem mit einfachen und kostengünstigen Ansätzen gelöst werden⁴ (Wiederbefestigung des Fragments am Zahn 21, Wurzelkanalbehandlung und

internes Bleaching des Zahns 11), die in Kapitel 3 ausführlich erörtert werden. Gleichzeitig stellt sich die hypothetische Frage, wie das Ergebnis ausgefallen wäre, wenn die Zähne 11 und 21 nicht gesund, sondern bereits mit zwei starren, hochfesten Vollkronen (VMK oder verstärkte Keramik) versorgt gewesen wären. Aus Bruchlastversuchen wissen wir, dass starre und unelastische Kronen tiefere Frakturen (mit Wurzelbeteiligung) begünstigen, deren Behandlung problematisch ist⁵. Einen Gegensatz hierzu bildet das Verhalten der fragileren zementierten Jacketkronen, die leichter brechen, aber die natürliche Restsubstanz intakt lassen. Sicher ist eine partielle Kronenfraktur vorzuziehen, insbesondere wenn man bedenkt, dass die Absorption der Impulsenergie durch das Brechen der Krone weitere biologische Schäden oder Wurzelverletzungen verhindern kann.

Angesichts dieser Überlegungen sollten wir uns die Frage stellen: **Ist es besser, die Entwicklung von festen und steifen Restaurationen voranzutreiben oder Behandlungsmodalitäten zu finden, die das biomechanische Verhalten des gesunden Zahns reproduzieren? Fester und steifer ist nicht immer auch besser!**



1-1a

ABB. 1-1 Physiologie des Zahns. (a) Zähne erfüllen ihren Zweck als Ergebnis eines komplizierten physiologischen Puzzles aus Biologie, Mechanik, Funktion und Ästhetik. (b bis h) Fallbeispiel: Der Zahn 21 war nach einem Zahnunfall, der die beiden oberen mittleren Schneidezähne betraf, frakturiert (b). Das Zahnfragment wurde geborgen (c). Die Vitalität war infolge der Pulpaexposition gefährdet (d). Nach direkter Überkappung unter Kofferdam wurde das Fragment wieder mit der Restsubstanz verklebt (siehe Abb. 3-24). Das eine Woche postoperativ aufgenommene Bild zeigt eine günstige Entwicklung (e). Einen Monat später ist offensichtlich, dass der nicht frakturierte Zahn 11 eine Pulpaschädigung erlitten hat (f). Nach erfolgter Wurzelkanalbehandlung konnte die starke organische Verfärbung durch ein internes Bleaching („Walking-Bleach-Technik“, siehe Abb. 3-17 bis 3-19) vollständig entfernt werden. (Die Wurzelkanalbehandlung war aufgrund der Symptome und des Röntgenbefundes indiziert.) Der Zahn wurde etwas stärker aufgehellt, um ein zu erwartendes anfängliches Rezidiv der Verfärbung zu kompensieren (g). Die postoperative Ansicht nach 5 Jahren zeigt ein stabiles Behandlungsergebnis (h). (Genehmigter Nachdruck der Bilder b bis g aus Magne und Magne⁴.)



1-1b



1-1c



1-1d



1-1e



1-1f



1-1g



1-1h

5 Jahre

1.2 NACHGIEBIGKEIT UND FLEXIBILITÄT



Die Überlegungen im vorigen Abschnitt rufen nach einem starken natürlichen Schutzmechanismus, wie er in natürlichen Zähnen wirksam ist und mit den Begriffen *Flexibilität* oder *Nachgiebigkeit* beschrieben werden kann. Diese entscheidende Eigenschaft⁶ ermöglicht es einer Struktur, einwirkende Kräfte zu absorbieren. Mit anderen Worten: Eine nachgiebige Struktur dämpft einen plötzlichen Stoß ab, indem sie sich unter der einwirkenden Kraft elastisch verformt. Bis zu einem gewissen Punkt gilt, dass eine Struktur umso besser ist, je nachgiebiger sie sich verhält. Der intakte natürliche Zahn hat die Fähigkeit, Energie zu absorbieren, ohne bleibenden Schaden zu nehmen, und kann als Referenz angesehen werden. Schlüsselement hierbei ist das Dentin. Die Abbildungen 1-2a und 1-2b zeigen die genaue Form und Struktur dieser entscheidenden „elastischen“ Komponente. Stokes und Hood⁵

haben gezeigt, dass ein gesunder Frontzahn bei einem Aufprall verglichen mit Zähnen, die mit unterschiedlichen Kronentypen versorgt wurden, die meiste Stoßenergie absorbieren kann. Obwohl Energieabsorption durch Elastizität einen Schutz vor Stoßkräften bietet, kann übermäßige Elastizität eine Struktur auch zu „weich“ für ihre Aufgabe machen (Abb. 1-2b, links). Der Dentinkern allein wäre ohne seine starre Außenhülle aus Schmelz funktionell unzureichend (Abb. 1-2b, rechts).

In dieser Hinsicht stellen natürliche Zähne durch die optimale Kombination von Schmelz und Dentin den idealen, unübertroffenen Kompromiss zwischen Steifigkeit, Festigkeit und Elastizität dar. Restaurative Maßnahmen und Veränderungen der strukturellen Integrität von Zähnen können dieses feine Gleichgewicht leicht stören.



1-2a

ABB. 1-2 Elastische Komponente des Zahns. Die Schmelzhülle eines extrahierten Zahns wurde durch eine spezielle Säurebehandlung entfernt, um den Dentinkern darzustellen (a, links: Ansicht von approximal, rechts: Ansicht von palatinal). Das verlorene Schmelzvolumen wird in b deutlich. Der Dentinkern allein ist schwach, und die Verformung unter einer Kraft von 5 kg kann bereits mit bloßem Auge wahrgenommen werden (b, unten links, die Verformung an der Schneidekante beträgt etwa 0,5 mm). Die Schmelzhülle verleiht der Zahnkrone ausreichend Widerstand gegen Verformungen (b, unten rechts, Schneidekantenverlagerung etwa 0,1 mm). (Die Grafiken unter b wurden mit der [Finite-Elemente-Methode](#) erstellt. Siehe auch [Abb. 1-5 bis 1-9](#)).

copyright by
not for publication
Quintessenz

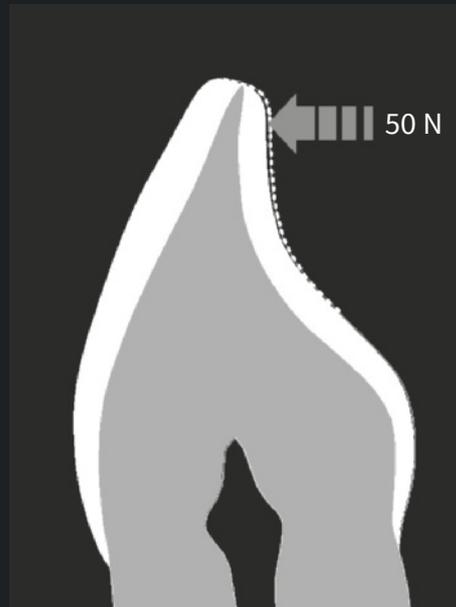
DENTIN



DENTIN + SCHMELZ



DENTIN



DENTIN + SCHMELZ



1-2b

1.3 GRUNDZÜGE DER FRONTZAHNFORM

Von distal nach mesial in der Zahnreihe fortschreitend zeigt sich das Phänomen der „Inzisivierung“ (Abb. 1-3a), das heißt, die Okklusalfläche geht allmählich in die Inzisalkante über, deren offensichtliche Funktion das Schneiden ist.

An den *Schneidezähnen* fällt ein deutlicher Gegensatz zwischen der labialen und der lingualen/palatalen Oberflächenmorphologie auf. Die labiale Kronenfläche hat glatte und überwiegend konvexe Konturen, während die linguale Oberfläche eine tiefe Konkavität zeigt, die sich vertikal vom Cingulum bis zur Inzisalkante und mesiodistal zwischen den beiden prominenten approximalen Randleisten erstreckt (Abb. 1-3b). Damit ist die Inzisalkante wie eine Klinge gestaltet, was eine wichtige Rolle für die Schneideleistung des Zahns spielt. In manchen Fällen gliedern vertikale Schmelzleisten, die vom

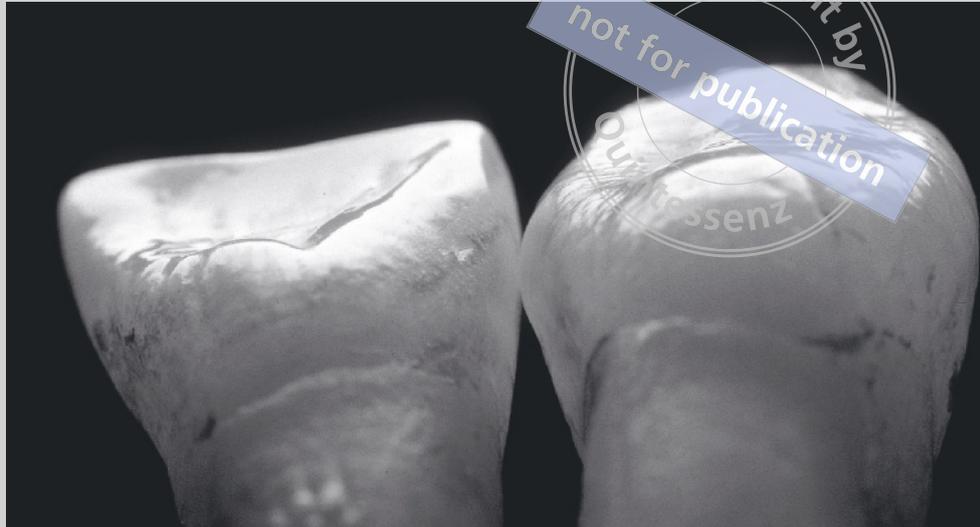
Cingulum ausgehen, die palatinale Konkavität. Der Teil der Zahnkrone, der die dünnste Schmelzschicht aufweist, nämlich das zervikale Drittel, ist auch der Bereich mit der größten Dentinstärke. Umgekehrt wird der dicke inzisale Schmelz nur von einer dünnen Dentinwand gestützt.

Die Morphologie der Eckzähne weicht hiervon ab. Das Cingulum ist groß und die Randleisten sind stark ausgeprägt. Diese konvexen Strukturen fließen ineinander, sodass sich keine größere palatinale/linguale Konkavität findet (Abb. 1-3b bis 1-3d). Die Bedeutung der konvexen Form wird später im Kontext der spezifischen funktionellen Anforderungen dieses strategisch besonders wichtigen Zahns erläutert.

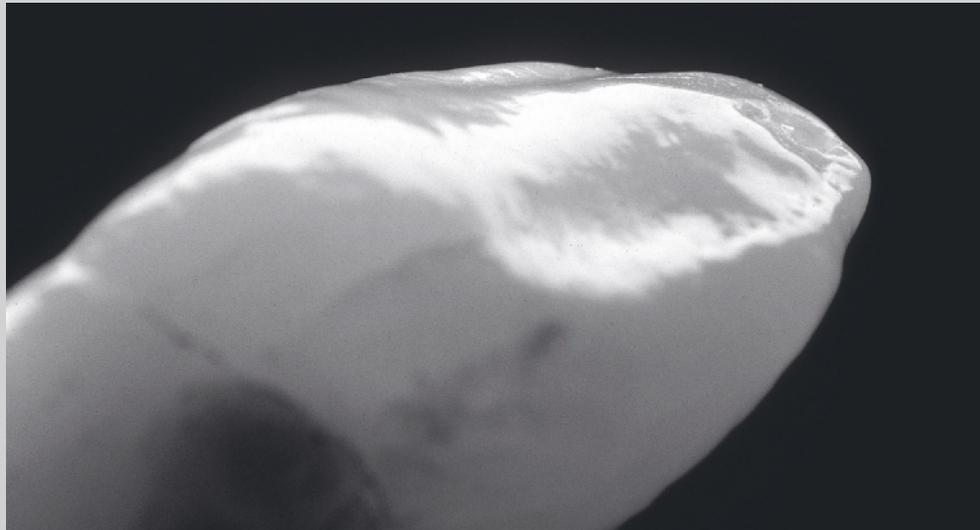
[Detaillierte Erläuterungen zur Form der Frontzähne finden sich in Kapitel 2 \(Abschnitt 2.2, Kriterium 8, Abb. 2-5 und 2-6\).](#)



1-3a



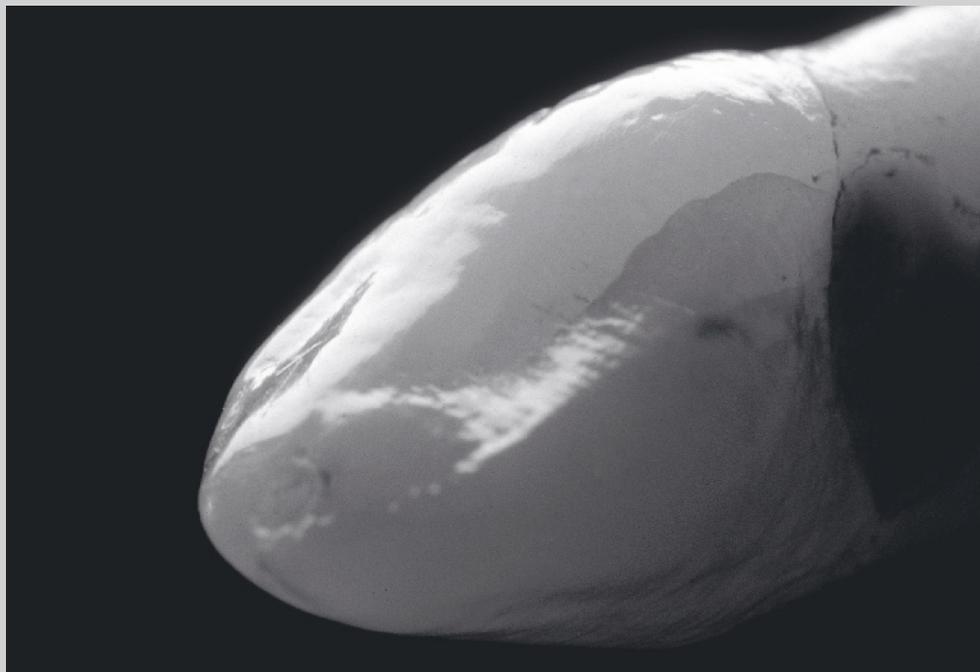
1-3b



1-3c



ABB. 1-3 Grundlagen der Frontzahn-anatomie. Vergleichende Ansichten der Funktionsflächen extrahierter Zähne. Die Palatinalflächen der Eckzähne (*a: Mitte, b: rechts sowie c und d*) weisen weiche, konvexe Krümmungen auf – im Gegensatz zur Konkavität der Schneidezähne (*b, links*).



1-3d

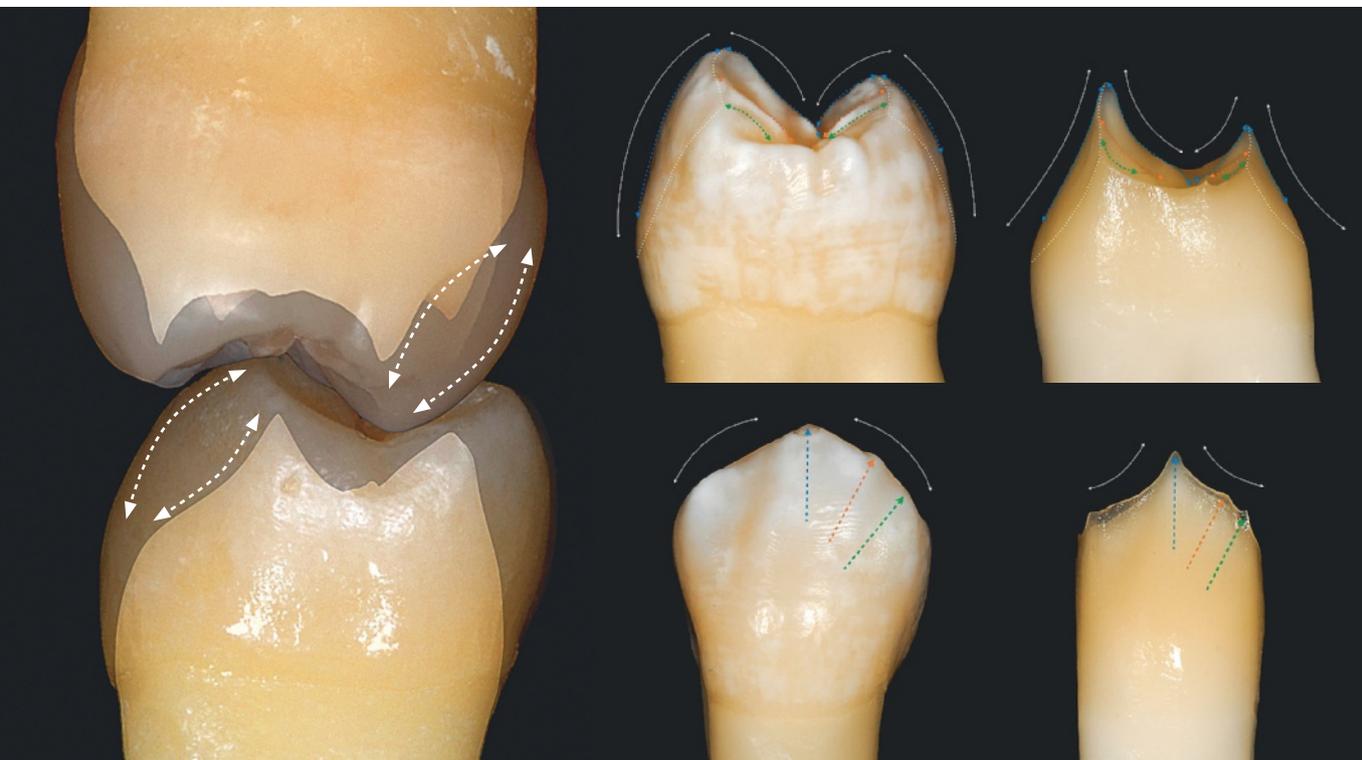
1.4 GRUNDZÜGE DER SEITENZAHNFORM

Während die Frontzähne die Hauptrolle beim Abbeißen und Zerteilen der Nahrung spielen, besteht die Hauptfunktion der Backenzähne in der Zerkleinerung in feine Stückchen, die geschluckt und verdaut werden können.

Das Zerkauen der Nahrung wird durch das Ineinandergreifen der antagonistischen Höcker ermöglicht (Abb. 1-4a). Die kräftige Makrostruktur der einzelnen Höcker wird durch die Konturen der Schmelzoberflächen bestimmt, die sowohl an der

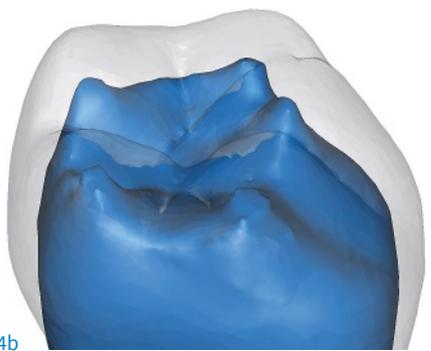
Außenfläche als auch an der Schmelz-Dentin-Grenze (SDG) abgerundet und konvex sind¹. Demgegenüber sind die Konturen des Dentins konkav und scharfkantig. Während die Schmelzoberfläche durch tiefe Fissuren und Fossae gekennzeichnet ist, ist die Oberfläche des Dentins an der SDG eher glatt (Abb. 1-4b bis 1-4d).

Detaillierte Erläuterungen zur Form der Seitenzähne finden sich in Kapitel 2 (Abschnitt 2.4, Abb. 2-21 bis 2-28).



1-4a

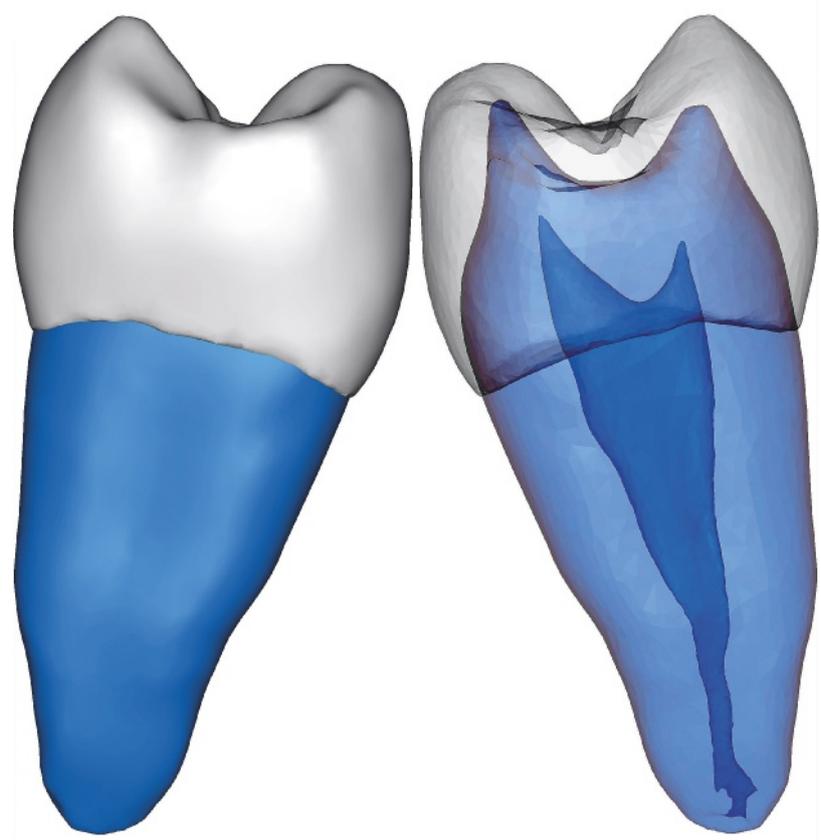
ABB. 1-4 Grundlagen der Seitenzahn-anatomie. (a, links) Antagonistische Seitenzähne in maximaler Interkuspidation. Die Stützhöcker sind sowohl im Ober- als auch im Unterkiefer durch eine dickere, bikonvexe Schmelzschicht gekennzeichnet (gestrichelte Pfeile), während das Dentin unter den Höckerspitzen scharfe Kanten aufweist. (a, rechts) Oberkieferprämolare: Ansicht von approximal (oben) und bukkal (unten) mit und ohne Schmelz. (b und c) Unterkiefermolar: 3-D-Rekonstruktion von μ CT-Daten. Man beachte die breite Basis der Stützhöcker und die konkaven Höckerabhängige des Dentins. (d) Oberkieferprämolare: 3-D-Rekonstruktion von μ CT-Daten. (Genehmigter Nachdruck der Bilder in Teil a der Abbildung aus Bazos und Magne².)



1-4b



1-4c



1-4d



1.5 MECHANIK UND GEOMETRIE DER ZÄHNE IN FUNKTION

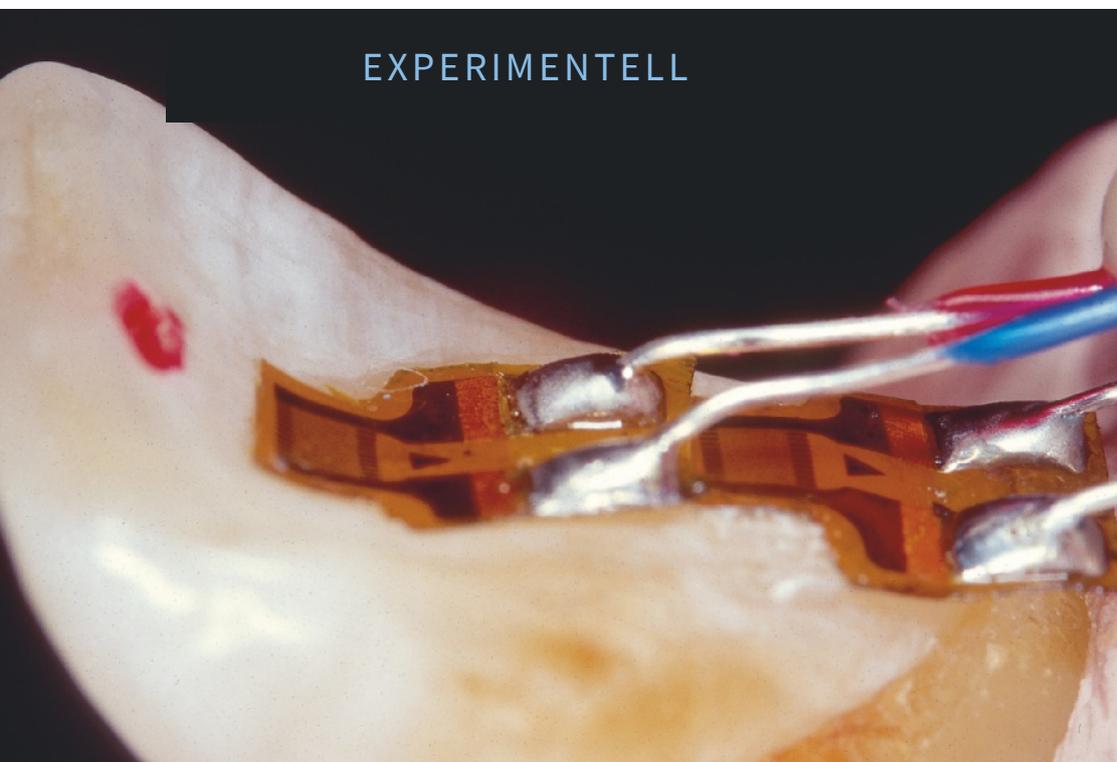
Ausgehend von einem gründlichen Verständnis der Spannungen und damit verbundenen Verformungen während der Kaufunktion lassen sich unsere Restaurationstechniken optimieren. Unter den zahlreichen mechanischen Prüfverfahren ist vor allem der Bruchlastversuch populär. Die Erkenntnisse solcher „konventionellen“ Festigkeitsuntersuchungen sind jedoch trotz aller Sorgfalt beim Testen nicht aussagekräftig genug, um strukturelle Integrität unter realer Funktion garantieren zu können. Denn Strukturen mit kleinen Rissen oder rissähnlichen Fehlern, wie Zähne oder Restaurationen aus bestimmten Dentalwerkstoffen, versagen häufig bereits bei Belastungen weit unterhalb der In-vitro-Bruchlast. Moderne Prüfkonzepte sollten deshalb auch nichtdestruktive Methoden umfassen. Die Auswirkungen funktioneller Belastung lassen sich bspw. über die Verformung der Krone quantitativ bestimmen, die unter Kausimulation mit aufgeklebten Dehnungsmessstreifen (Abb. 1-5a)

gemessen oder mit numerischen Verfahren wie der Finite-Elemente-Methode (FEM, siehe Abb. 1-5b bis 1-8) berechnet werden kann⁸⁻¹².

Mechanik und Funktion der Frontzähne

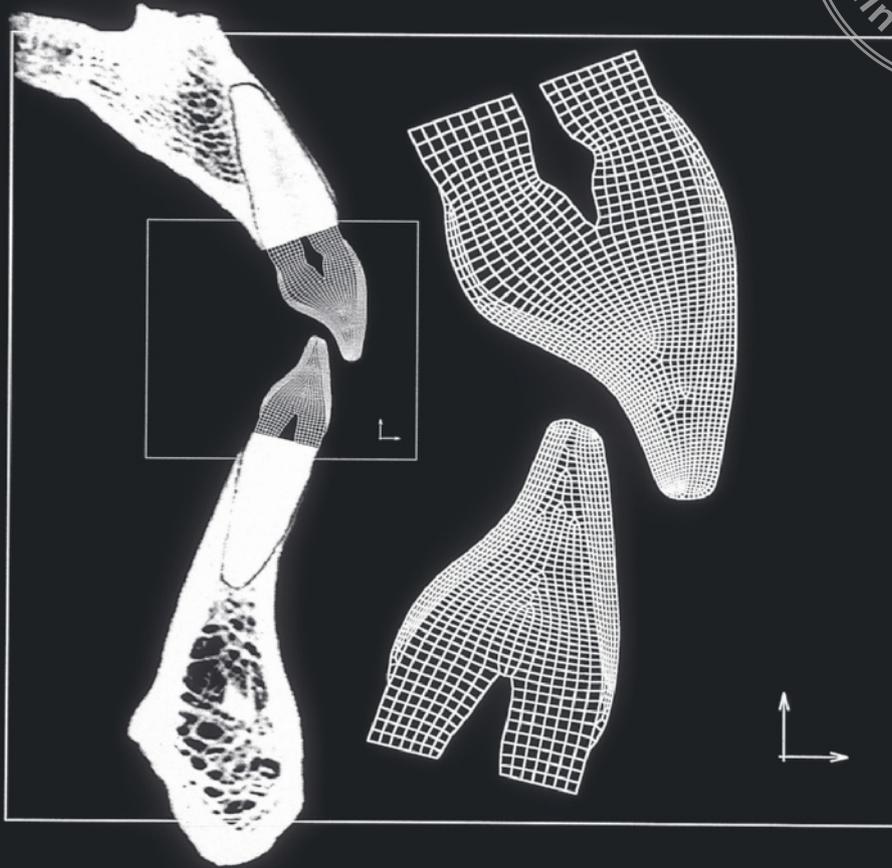
Die genannten Untersuchungsverfahren müssen die Konfiguration der Belastung von Frontzähnen reproduzieren. Diese ist gut bekannt und kann folgendermaßen beschrieben werden kann:

- **Infolge der Position und Anordnung der Frontzähne wirken mechanische Belastungen primär in vestibulooraler Richtung auf die Zähne. Die approximalen Kontakte halten mesiodistale Belastungen zurück (Abb. 1-5b).**
- **Die horizontale Komponente normaler Belastungen beim Beißen führt zur Biegung, die die größte Herausforderung für den Schneidezahn darstellt.**



1-5a

NUMERISCH



1-5b

ABB. 1-5 Nichtdestruktive mechanische Prüfmethode. (a) Probe (intakter mittlerer oberer Schneidezahn), versehen mit Dehnungsmessstreifen zum Vergleich der Dehnung in der Konkavität mit derjenigen im Cingulum. Die Messstreifen wurden parallel zur Längsachse des Zahns ausgerichtet. (b) Numerische Modellierung von Frontzähnen als vestibulo-orale Querschnitte für die Analyse mit der 2-D-Finite-Elemente-Methode* (Genehmigter Nachdruck von Bild a aus Magne et al.^{1,2})

*Bei der FEM wird eine große Struktur in eine Reihe kleiner, einfach geformter Elemente (b) zerlegt, für die sich die individuelle Verformung (Dehnungen und Spannungen) leichter berechnen lassen als für die Gesamtstruktur als Ganzes. Durch Berechnung der Verformung aller kleinen Teilelemente wird die Verformung der Gesamtstruktur rekonstruiert. Die FEM hat sich zu einem anerkannten Modellierungswerkzeug entwickelt, und neue Trends in der Forschung kombinieren den experimentellen Ansatz mit Dehnungsmessstreifen und die FEM-Analyse in einer Untersuchung.

Bei numerischen Analysen muss die Fließbedingung beachtet werden, die der Bruchprognose zugrunde liegt. Normalerweise wird hierzu das Von-Mises-Kriterium verwendet. Dieses eignet sich für Materialien, bei denen die Fließspannungen unter einachsigen Zug und Druck gleich sind. **Schmelz und Dentin sind jedoch spröde Materialien, die eine höhere Druck- als Zugfestigkeit besitzen.**

Das jeweilige Verhältnis zwischen Druck- und Zugfestigkeit wird in einem angepassten Bruchkriterium für spröde Materialien berücksichtigt, dem modifizierten Von-Mises-Kriterium¹³. Die Abbildungen 1-6a und 1-6b zeigen die Spannungsverteilung (bei Verwendung des modifizierten Von-Mises-Kriteriums) im oberen mittleren Schneidezahn während der Protrusion.

Die initiale Schneidezahnführung, die in der Interkuspitationsposition beginnt (Abb. 1-6a), verursacht bei Verwendung des modifizierten Von-Mises-Kriteriums keine signifikanten Spannungen. In dieser Position wird der größte Teil der Zahnkrone durch Druckkräfte belastet. Ihre Verformung ist minimal.

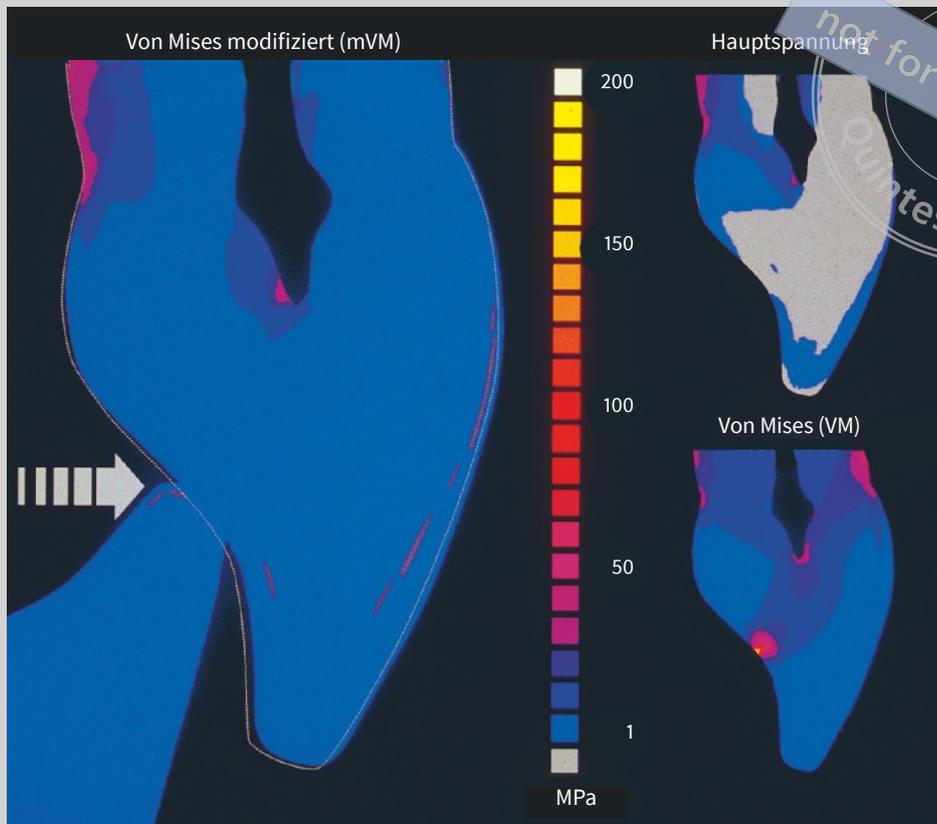
Wird jedoch im Verlauf der Protrusion eine Kante-auf-Kante-Position (Abb. 1-6b) erreicht, kommt es zu einer deutlichen Konzentration von Zugspannungen entlang der palatinalen Konkavität. Aber selbst in dieser ungünstigen Position, die mit maximalen Biegemomenten einhergeht, treten weder am Cingulum noch in der labialen Hälfte des Zahns schädigende Spannungen auf.

Es ist sinnvoll, die Spannungen in einer Wirkrichtung zu analysieren, in der die x- und y-Komponenten der Spannungen ihre Maximalwerte haben. Eine entsprechende Analyse (Abbildungen 1-6a und 1-6b, jeweils rechts oben) zeigt die Hauptspannungen in Form von Druck- und Zugbereichen. Bei maximaler Biegung lassen sich am intakten Oberkieferschneidezahn zwei Bereiche unterscheiden: Die palatinale Hälfte des Zahns zeigt positive Spannungswerte, das heißt sie unterliegt Zugspannungen, während die labiale Hälfte Druckspannungen aufweist. Auch hier fallen die geringen Zugspannungen im Bereich des Cingulums auf.

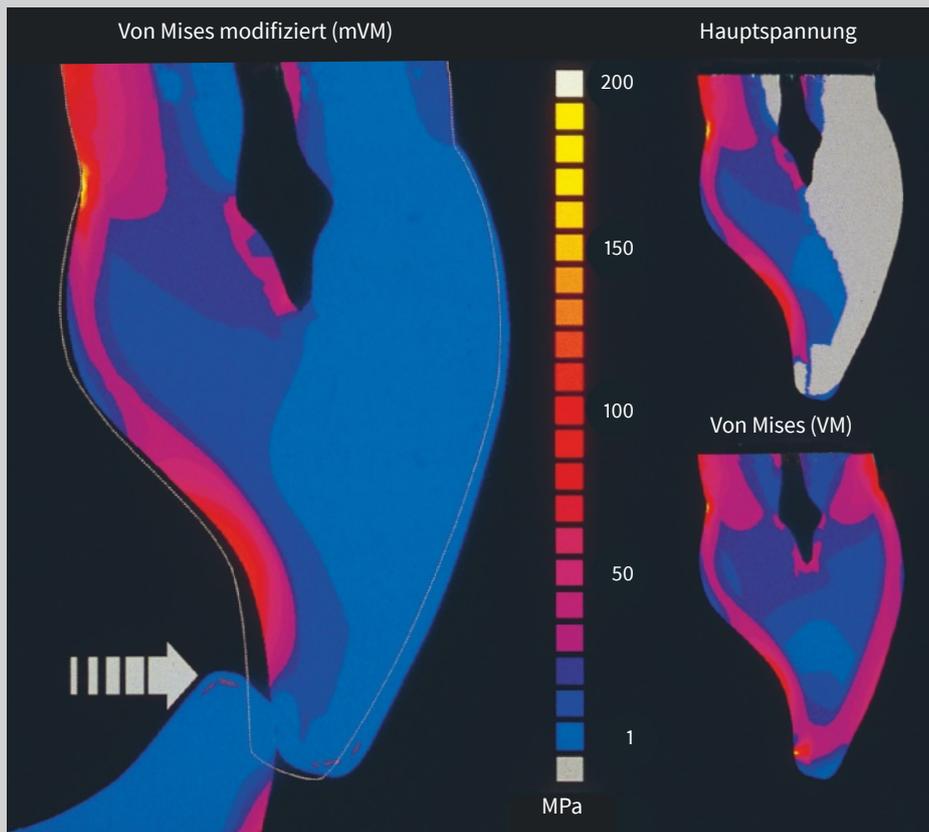
ABB. 1-6 Spannungsverteilung in einem natürlichen oberen mittleren Schneidezahn in Funktion.

Nichtlineare Finite-Elemente-Analyse des Kontaktes. Der untere Schneidezahn gleitet während der Protrusion aus der Interkuspitationsposition (a) in eine Kante-Kante-Position (b). Die Verformung ist um den Faktor 5 vergrößert dargestellt, um das Verformungsmuster der Krone deutlich zu machen. In der Position a wird der größte Teil der Querschnittsfläche durch Druck (grauer Bereich in der Darstellung der Hauptspannung) oder vernachlässigbare Zugspannungen belastet. In der Position b verhält sich der Zahn wie ein Kragarm mit einer Druckseite (labiale Hälfte) und einer Zugseite (palatinale Hälfte), die durch eine neutrale Achse getrennt sind. Die maximalen Zugkräfte finden sich im Bereich der Konkavität. Die vom Unterkieferschneidezahn erzeugte externe Kraft beträgt etwa 50 N, die tatsächliche horizontale Verformung an der Oberkieferschneidekante etwa 100 µm (b, Abstand zur gestrichelten Linie). Der Zahn ist in der Schnittebene der Wurzel fixiert (Verschiebung = Null).





1-6a



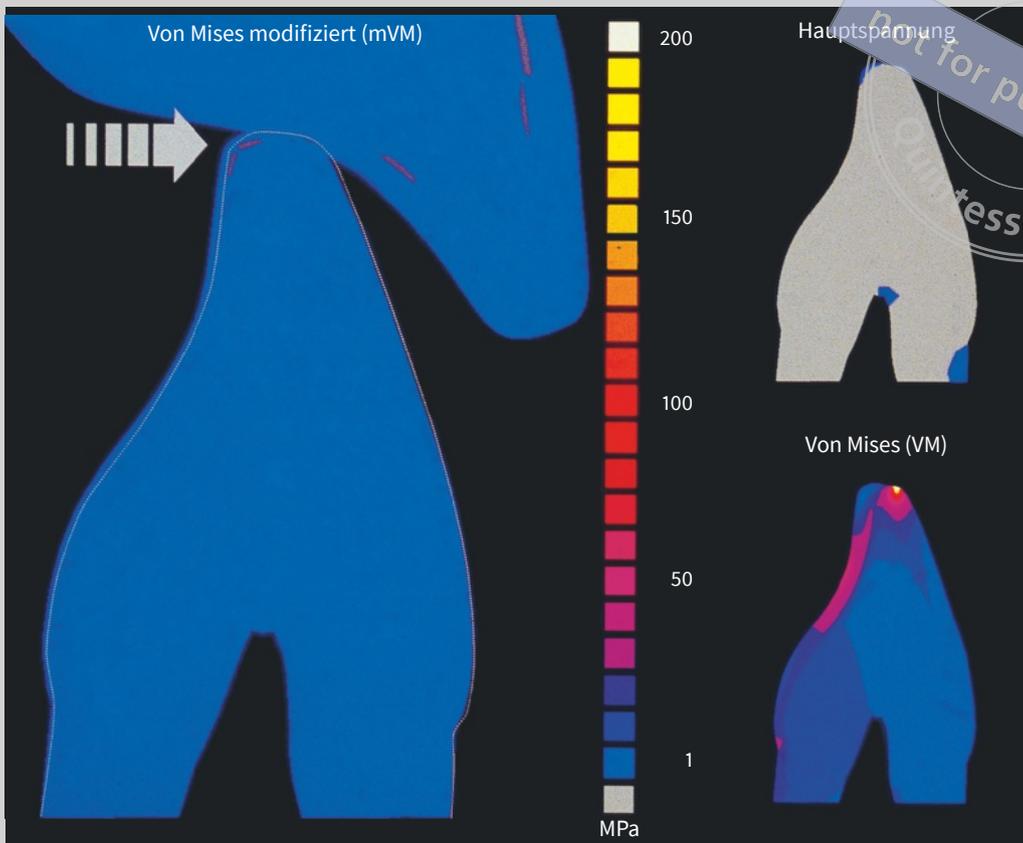
1-6b



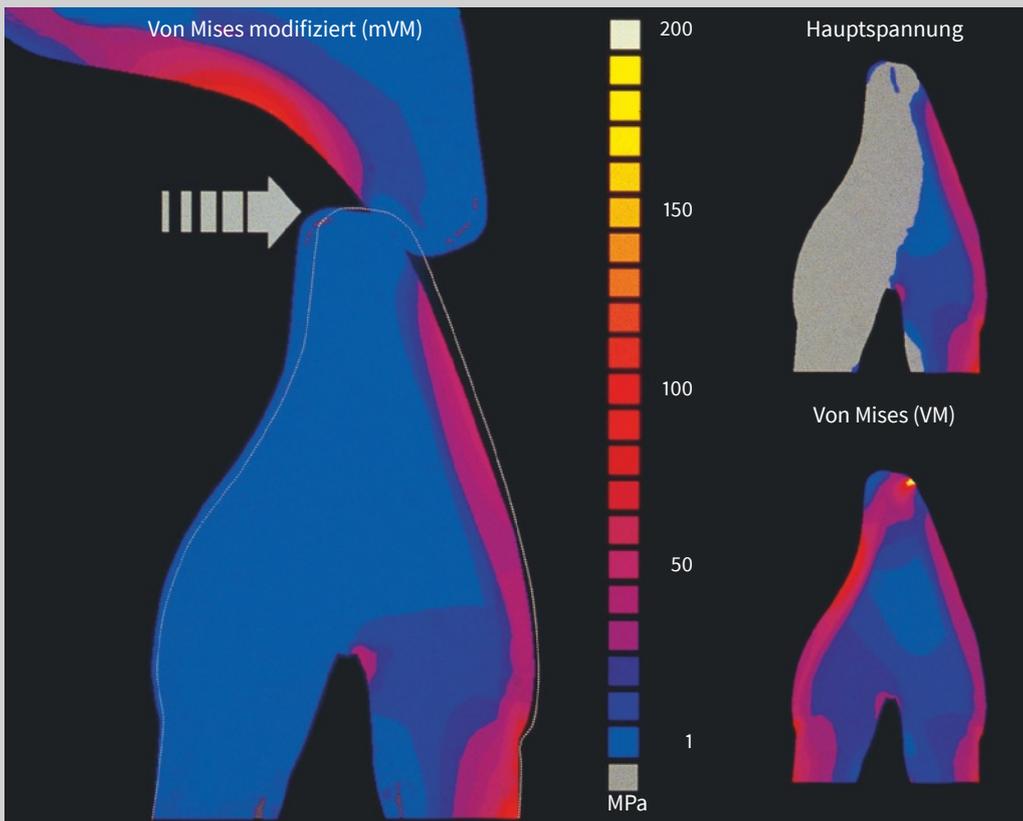
1-7a

An Unterkieferschneidezähnen finden sich in vergleichbaren Belastungssituationen umgekehrte Spannungsmuster (Abb. 1-7a). Wie bei den oberen Schneidezähnen führt die initiale Führung aus der Interkuspitationsposition heraus nicht zu signifikanten modifizierten Von-Mises-Spannungen. In dieser Position wirken nur Druckkräfte auf die Unterkieferkrone (Abb. 1-7b). Im Verlauf der Protrusion in eine inzisale Kontaktposition bauen sich Zugspannungen entlang der Labialfläche auf (Abb. 1-7c). Das Spannungsmuster ist dem des Antagonisten genau entgegengesetzt. Aufgrund der günstigen labialen Form der unteren Schneidezähne, die durch flache bis konvexe Konturen gekennzeichnet ist (Abb. 1-7a), bleibt das Niveau der labialen Zugspannungen moderat und weniger kritisch als in der palatinalen Konkavität des Antagonisten (Abb. 1-6b und 1-7c).

ABB. 1-7 Spannungverteilung in einem natürlichen Unterkieferschneidezahn in Funktion. Nichtlineare Finite-Elemente-Analyse des Kontaktes. Die Labialflächen unterer Schneidezähne haben eine sehr einfache Form mit meist flacher oder leicht konvexer Oberfläche (a). Wie in Abbildung 1-5 gleitet der untere Schneidezahn während der Protrusion aus der Interkuspitationsposition (b) in eine Kante-Kante-Position (c). Die Verformung ist um den Faktor 5 vergrößert dargestellt. In der Position b ist der größte Teil der Querschnittsfläche einer Kompression ausgesetzt (grauer Bereich in der Darstellung der Hauptspannung). In der Position c verhält sich der Zahn wie ein Kragarm mit einer Druckseite (linguale Hälfte) und einer Zugseite (labiale Hälfte), die durch eine neutrale Achse getrennt sind. Die maximalen Zugkräfte treten im mittleren labialen Kronendrittel auf, sind aber im Vergleich zu den Spannungen in der palatinalen Kurvature des Antagonisten gering. Die durch den Kontakt einwirkende externe Kraft beträgt etwa 50 N, die reale horizontale Verformung an der mandibulären Inzisalkante etwa 60 µm (c, Abstand zur gestrichelten Linie). Der Zahn ist in der Schnittebene der Wurzel fixiert (Verschiebung = Null).



1-7b



1-7c

Wie bereits dargelegt, sind die Form (d. h. Geometrie) und die Funktion wesentliche Determinanten der Spannungsverteilung.

So finden sich in den Kronenbereichen mit starker konvexer Krümmung, das heißt im Cingulum und im zervikalen Teil der Labialfläche, geringe Spannungen. Hieraus ist zu folgern, **dass sich Spannungen entlang konvexer Flächen mit dicker Schmelzschicht weniger konzentrieren als in konkaven Bereichen, die dazu neigen, Spannungen zu akkumulieren**¹².

Diese Schlussfolgerung wird durch Abbildung 1-8a gestützt, die den Einfluss der Schmelzgeometrie und -dicke anhand einer Modifikation des palatinalen Profils eines Schneidezahns zeigt. Konturen dieser Art können etwa im Bereich der approximalen Randleisten oder eines vertikalen Schmelzlobus, der sich vom Cingulum des Schneidezahns aus koronal erstreckt, vorliegen (Abb. 1-8b). Der zusätzliche Schmelz führt offenbar zu einer besseren Balance und Spannungsverteilung. Ausgehend hiervon ist darüber hinaus anzunehmen, dass an den vollständig konvexen Lingual-/Palatinalflächen, wie sie bei Eckzähnen zu finden sind, mäßige Spannungskonzentrationen auftreten. Eckzähne haben stark gekrümmte Labialflächen, die Druckkräften besser standhalten können. Mit seinem akzentuierten bikonvexen Profil (vestibuloraler Schnitt) weist der

Eckzahn eine nahezu perfekte konvexe Form auf, die eine besonders günstige mechanische Konfiguration darstellt.

Eine unregelmäßige Oberflächenanatomie, wie die der Lingual-/Palatinalflächen der Schneidezähne (Abb. 1-8b), führt demgegenüber zu einem anderen Muster der Spannungsverteilung. Die Spannungskonzentration entlang der palatinalen Konkavität kontrastiert mit den geringen Spannungen, die in Bereichen mit geradem oder konvexem Profil beobachtet werden (d. h. sowohl im Bereich der zervikalen Hälfte der Lingual-/Palatinalflächen als auch der Labialflächen). Daraus lassen sich die folgenden Schlussfolgerungen ziehen¹²:

- **Die palatinale Konkavität verleiht dem Schneidezahn seine scharfe Schneidekante und Schneidefähigkeit, erweist sich aber auch als ein Bereich, in dem sich während der Funktion Spannungen konzentrieren.**
- **Strukturen mit dickem Schmelz, wie das Cingulum und die Randleisten, kompensieren diesen Mangel und sorgen für eine Umverteilung der Spannungen.**

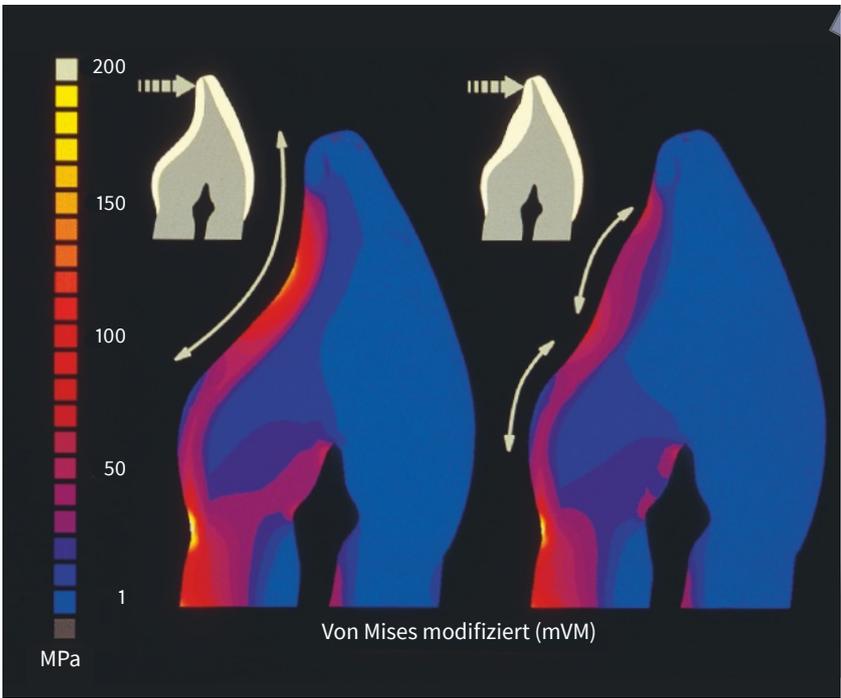
Das Cingulum und die Randleisten der oberen Frontzähne sind außerdem wichtige palatinale Stopps, welche die Vertikaldimension der Okklusion (VDO) im Frontzahnbereich sicherstellen.

ABB. 1-8 Spannungsverteilung bei unterschiedlicher Schmelzdicke und -geometrie. (a) Ursprünglicher vestibuloraler Querschnitt (*links*) verglichen mit einem modifizierten Schneidezahn mit verdicktem, konvexem palatinalen Schmelz (*rechts*). Die Spannungen in der Palatinalfläche sind beim modifizierten Zahn geringer. Zwei kleinere noch vorhandene palatinale Spannungsspitzen korrespondieren mit den konkaven Stellen, die den verdickten Schmelz begrenzen.* (b) Das modifizierte Finite-Elemente-Modell in a reproduziert die Geometrie der markanten distalen Randleiste des Zahns. Dieses typische Merkmal der Schneidezähne trägt zu einer besseren Spannungsverteilung im Bereich der Palatinalfläche bei.

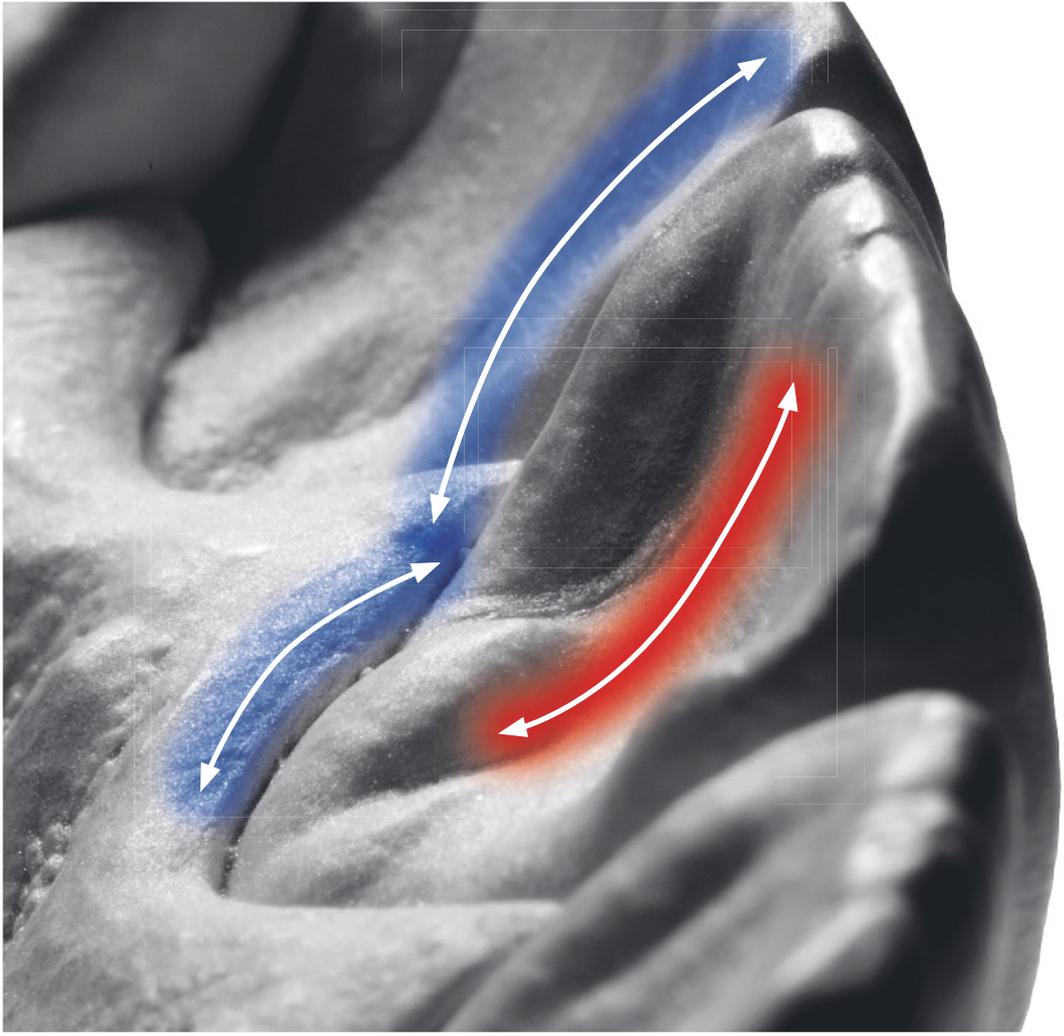


*Die Lastbedingung (50 N palatinale Last) wurde so gewählt, dass sie einer realen Belastungssituation entspricht. Zu beachten ist, dass die hier gezogenen Schlussfolgerungen nur auf diesem einen Lastfall basieren. Die Schlussfolgerungen bezüglich des Einflusses der Form (konvex versus konkav) und des Aufbaus (Schmelz-Dentin-Verteilung) auf die Spannungsverteilung sind jedoch allgemeingültig und hängen nicht von der genauen Belastungsrichtung oder -höhe ab.

copyright by
not for publication
Quintessenz



1-8a



1-8b

Mechanik und Funktion der Seitenzähne

Im Gegensatz zu den Frontzähnen verformen sich Höcker unter Belastung nicht einfach nach Art von Kragarmen¹⁴. Das Muster der Verformung ist komplex, da zahlreiche Formen der Krafteinleitung (Arbeit, Balance, Schließen) auftreten. Allgemeine Annahmen über die schädliche Wirkung lateraler Belastungen (Rissbildung) wurden sowohl experimentell^{14,15} als auch klinisch bestätigt¹⁶. Die vertikale Belastung des Zahns (Pressen in Richtung seiner Hauptachse) erzeugt dagegen keine schädlichen Spannungskonzentrationen. Eine größere Beanspruchung tritt bei Arbeits- und Balance-Mikrobewegungen auf, die umgekehrte Spannungsmuster erzeugen (2D-Finite-Elemente-Analyse, Abb. 1-9a bis 1-9c). Die Stützhöcker sind im Allgemeinen sowohl bei Arbeits- als auch bei Balancebewegungen gut geschützt (sie sind meist Druckspannungen ausgesetzt), aber der Bereich der Zentralfissur kann besonders bei Nicht-Arbeitsbewegungen stark beansprucht werden. In diesem Fall erweisen sich Schmelzbrücken und -leisten als wesentliche Strukturen für den natürlichen

biomechanischen Schutz der Krone (Abb. 1-9d). Folgende Schlussfolgerungen lassen sich hieraus ableiten:

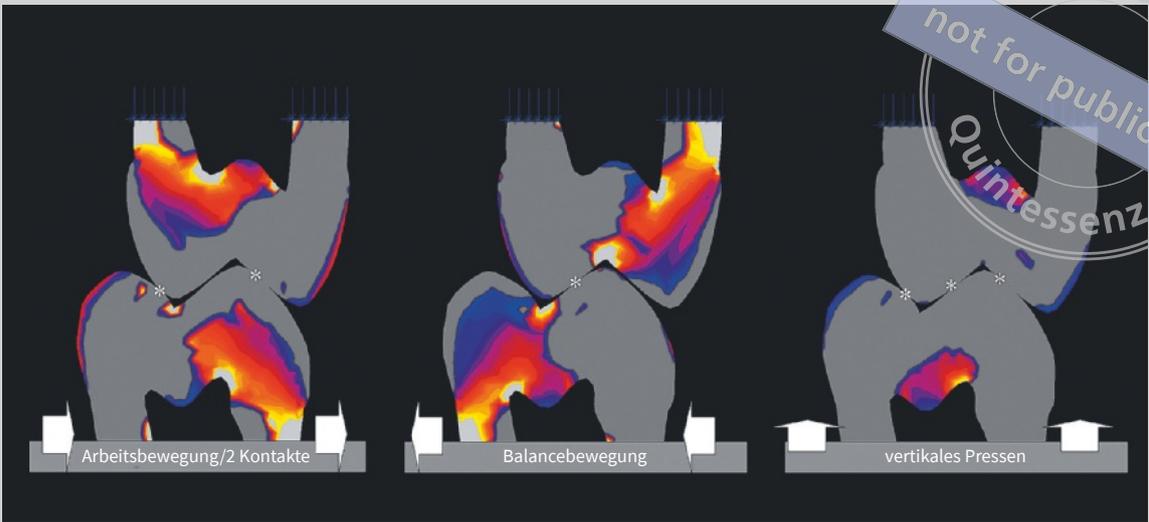
- **Prominente Stützhöcker verleihen den Prämolaren und Molaren ihre Fähigkeit zum Zerquetschen und Zerreiben der Nahrung, sind aber nachweislich an balanceseitigen Interferenzen beteiligt.**
- **Verdickte Schmelzstrukturen, wie die Cristae obliquae und Randleisten, können diesen Mangel ausgleichen und als Schutz dienen.**
- **Cristae obliquae und Randleisten stellen zudem wichtige okklusale Stopps dar, die für die Positionsstabilität der Seitenzähne sorgen und die Vertikaldimension im Seitenzahnbereich definieren (siehe Kapitel 2, Abb. 2-29).**

Eine weitere wichtige Struktur, die zu den natürlichen Schutzmechanismen des Zahns zählt, ist die SDG (siehe nächster Abschnitt). Zu beachten ist ferner, dass okklusale Abnutzung nicht unbedingt zum Verlust der Vertikaldimension führt, da das Wachstum des Alveolarfortsatzes die Abnutzung ohne einen Verlust an Vertikaldimension kompensieren kann.

ABB. 1-9 Spannungverteilung in Molarenquerschnitten. (a bis c) Negative Werte für die Hauptspannung erscheinen in Grau und grenzen die Bereiche mit Druckspannungen ab. Farbige Flächen zeigen die verschiedenen Niveaus der Zugspannungen. In jedem Lastfall beträgt die Summe der äußeren Kräfte an den Kontaktknoten rund 200 N. * = Kontaktfläche. Zu beachten sind die umgekehrten Spannungsmuster von Arbeits- und Balance-Mikrobewegungen. Balance-Mikrobewegungen verursachen die größten Spannungen (maximale Separation der Höcker), während vertikales Zusammenpressen hauptsächlich Druckspannungen zu erzeugen scheint. (d) Modifizierte Von-Mises-Spannungen (mVM) während der Balance-Mikrobewegungen. Der Graph stellt den Verlauf entlang der Schmelzoberfläche von der lingualen/palatinalen SZG (A) zur bukkalen Seite (B) dar. Zu beachten ist die deutlich geringere Spannungsspitze in der Mitte der Okklusalfäche im Bereich von Schmelzleisten (roter Graph) verglichen mit der Zentralfissur (weißer Graph). Ein und derselbe Zahn kann innerhalb der Okklusalfäche im Querschnitt sehr unterschiedliche morphologische Formen aufweisen, die je nach Schnittebene von einer Schmelzbrücke oder -leiste (oben rechts) bis zu einer tiefen Fissur (unten rechts) reichen. (Genehmigter Nachdruck aus Magne und Belser¹⁴.)



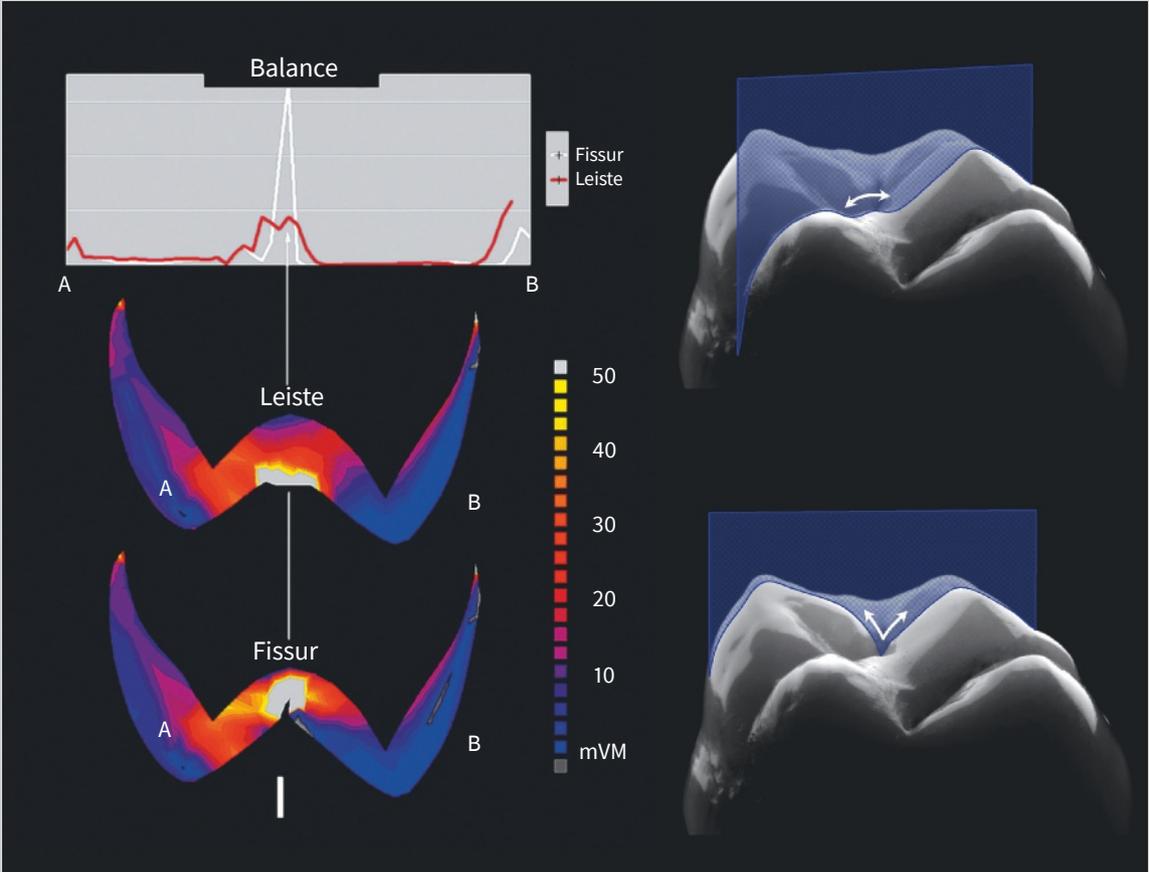
copyright by
not for publication
Quintessenz



1-9a

1-9b

1-9c



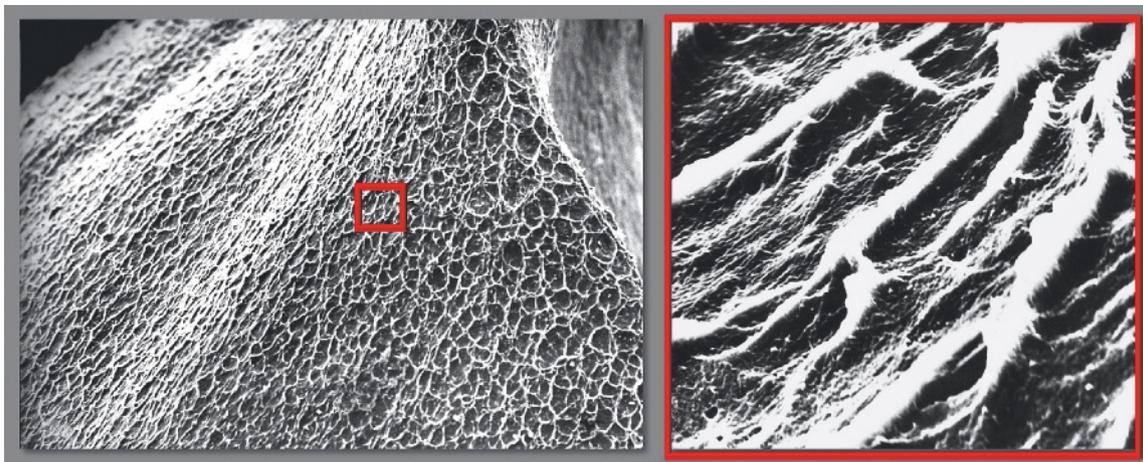
1-9d

1.6 PHYSIOLOGISCHE RISSBILDUNG IM SCHMELZ UND DIE SDG

Die Kombination von zwei Hartsubstanzen mit sehr unterschiedlichen Elastizitätsmodulen erfordert, um langfristig funktionell erfolgreich zu sein, einen komplexen Verbund. Die Spannungsübertragung in einfachen bilaminären Strukturen mit unterschiedlichen Eigenschaften führt in der Regel zu hohen Spannungen an der Grenzfläche¹⁷. Wären der Schmelz und das Dentin im Bereich der Funktionsflächen eines Zahns ein solches einfaches Bilaminat, würden im Schmelz beginnende Risse die SDG leicht überschreiten und sich in das Dentin ausbreiten. Die reale Situation ist jedoch eine ganz andere. Obwohl in gealterten Zähnen typischerweise multiple Schmelzrisse vorhanden sind, beeinträchtigen diese nur selten die strukturelle Integrität des Schmelz-Dentin-Komplexes. Die Erklärung hierfür liegt in einem der faszinierendsten Merkmale des natürlichen Zahns: dem komplexen Verbund von Schmelz und Dentin an der SDG (Abb. 1-10a bis 1-10d), die als faserverstärkte Verbindung betrachtet werden kann¹⁸.

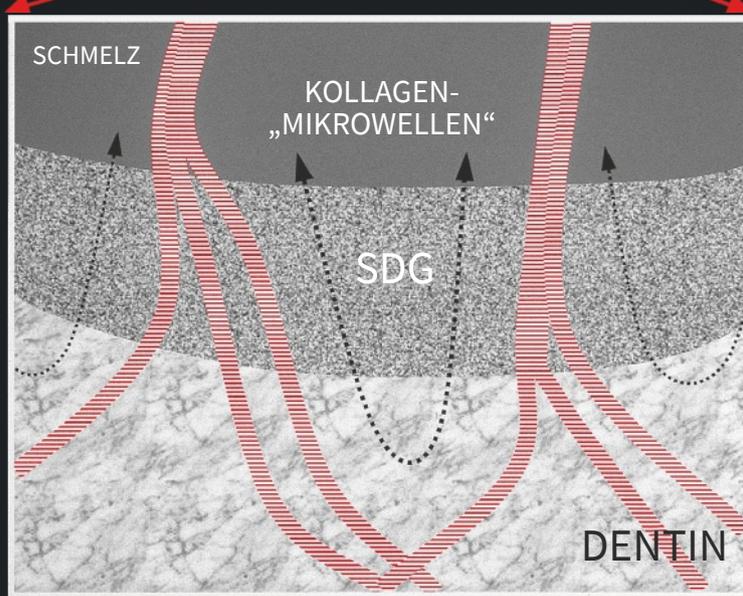
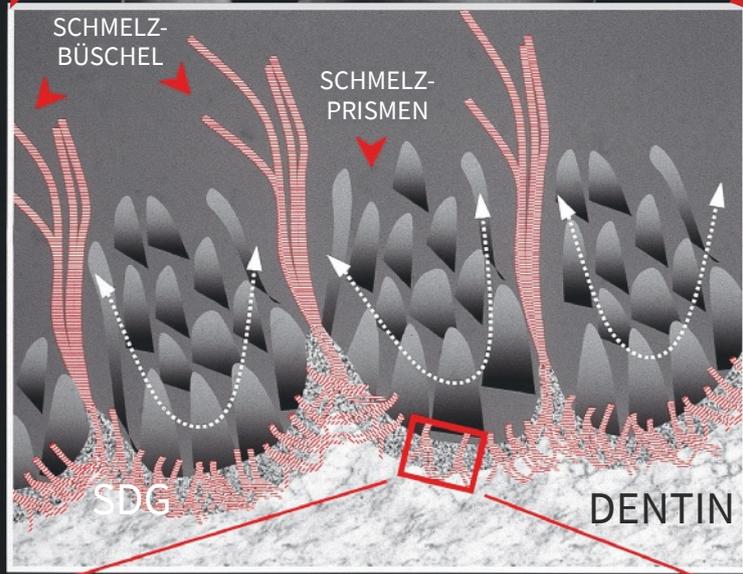
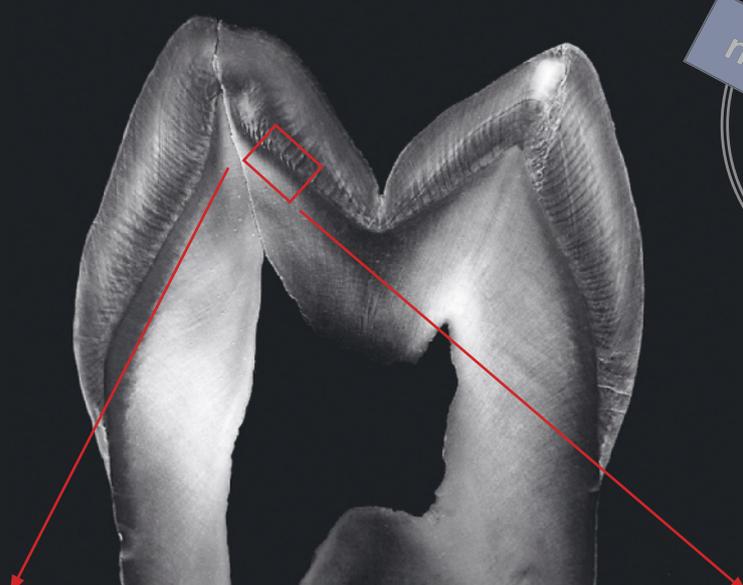
Die SDG ist eine moderat mineralisierte Schnittstelle zwischen zwei stark mineralisierten Geweben (Schmelz und Dentin). Grobe parallele Kollagenbündel (wahrscheinlich die von-Korff-Fasern des Manteldentins) bilden hier eine robuste Verstärkung, die Schmelzrisse durch plastische Verformung umleiten und abstumpfen kann.

Mittels rasterelektronenmikroskopischer Fraktografie von SDG-Proben wurde gezeigt, dass Risse bei der Propagation durch die SDG in eine andere Bruchebene abgelenkt werden¹⁹. Die SDG weist eine wellenförmige Strukturierung in zwei Größenordnungen auf (Abb. 1-10a und 1-10b), die zu einer deutlichen Oberflächenvergrößerung führt und den Verbund zwischen Schmelz und Dentin verstärkt. Diese Strukturierung ist dort am stärksten ausgeprägt, wo die Grenzfläche den größten funktionellen Belastungen ausgesetzt ist²⁰.



1-10a

ABB. 1-10 Räumliche Struktur der SDG. (a) Die Dentinoberfläche an der SDG ist wabenförmig strukturiert, was zu einer Vergrößerung der Kontaktfläche mit dem Schmelz führt. (b) Schematische Darstellung der räumlichen Anordnung der Kollagenfibrillen. Dicke Bündel und Büschel (entsprechend den rechts in a sichtbaren Leisten) verstärken die Verbindung von Schmelz und Dentin (Mitte). Grobe Kollagenbündel bilden „Mikrowellen“ (unten, schwarz gestrichelte Pfeile) innerhalb der großen Wellen des SDG-Querschnittes (Mitte, weiß gestrichelte Pfeile). Diese Bündel verschmelzen vor oder nach dem Eintritt in die Schmelzmatrix mit anderen Fibrillen (unten). (Genehmigter Nachdruck der Abbildung a aus Doukoudakis et al.²⁰, genehmigter Nachdruck des oberen Bildes in Abbildung b aus Bazos und Magne¹, modifizierter Nachdruck des mittleren und unteren Bildes in Abbildung b aus Lin et al.¹⁸.)

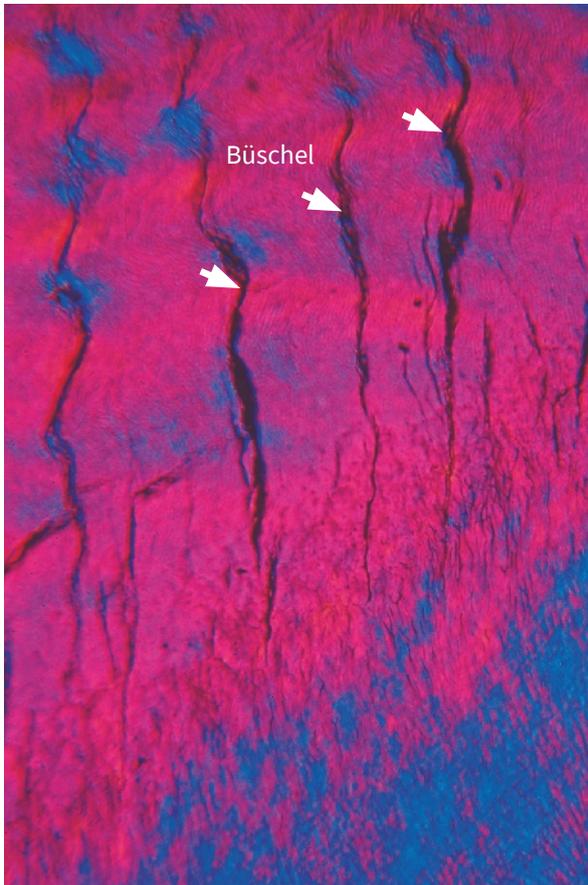


1-10b

Interessanterweise bildet sich die SDG bereits im frühesten Entwicklungsstadium der Zahnkrone, zum Zeitpunkt der beginnenden Mineralisation, und viel früher als eine als solche erkennbare Pulpa (Abb. 1-10e). Diese Reihenfolge ist nicht zufällig: Eine andere Abfolge würde die Entwicklung eines derart komplexen Schmelz-Dentin-Verbundes nicht

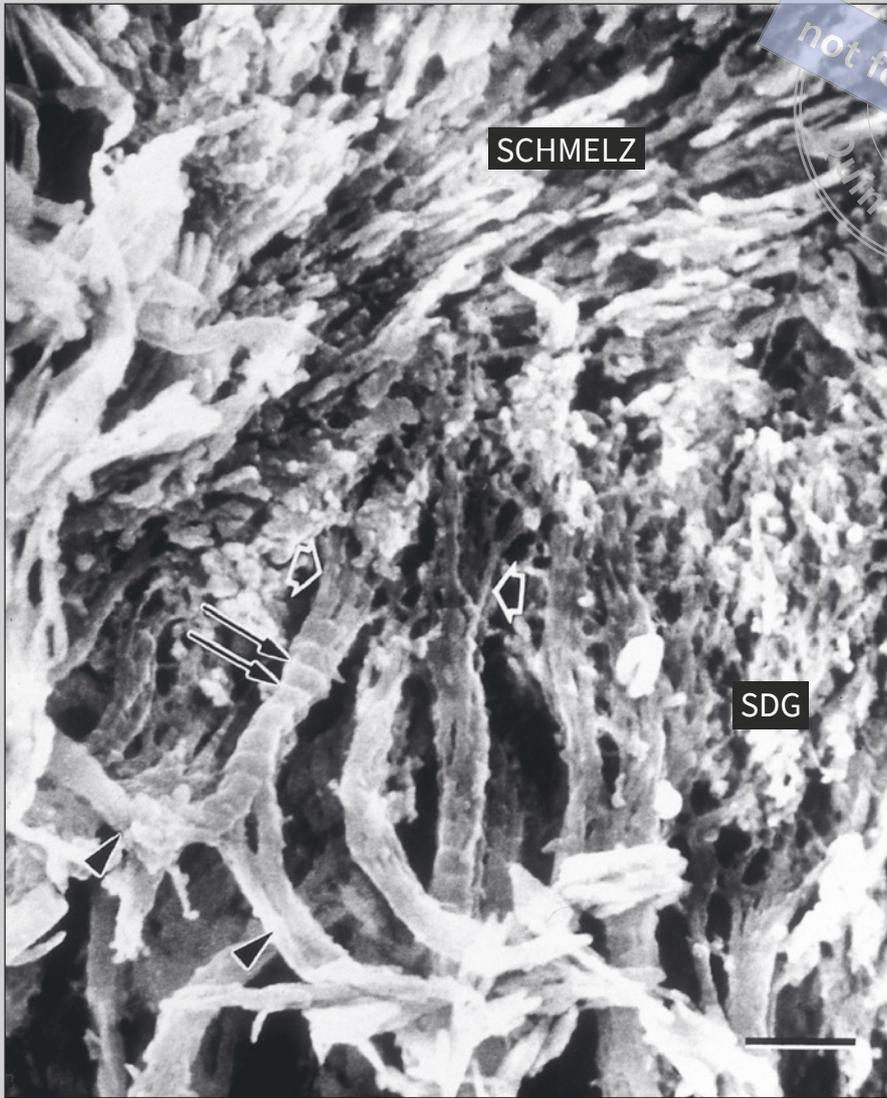
zulassen. Die Bildung der Zahnkrone sollte vermutlich korrekter als von der SDG ausgehender bidirektionaler Wachstumsprozess betrachtet werden denn als Wachstum aus der Pulpa.

Mit anderen Worten: Die SDG ist das „Zentrum“ des Zahns, nicht die Pulpa.

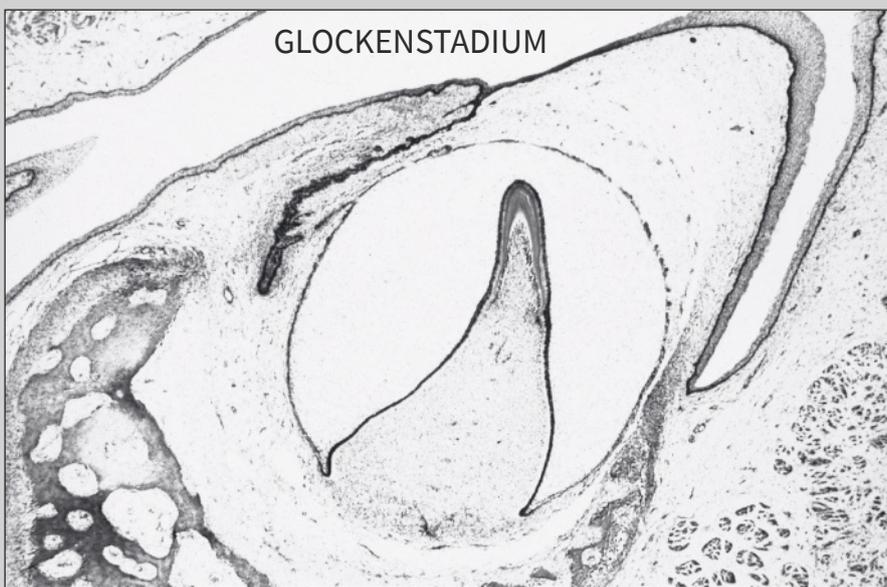


1-10c

ABB. 1-10 (Fortsetzung) (c) Dünnschnitt eines Zahns (unter polarisiertem Licht), der die Kollagenbüschel im Schmelz zeigt (Originalvergrößerung: 250-fach; mit freundlicher Genehmigung von N. Allenspach, Universität Genf). (d) Feldelektronenmikroskopisches Bild der mit neutraler Ethylendiamintetraessigsäure entkalkten SDG. Kollagenfibrillen mit einem Durchmesser von 80 bis 120 nm verschmelzen mit Dentinmatrix-Fibrillen (Pfeilspitzen) und breiten sich in die Schmelzmatrix aus (offene Pfeile). Auffällig ist die Querbänderung der Kollagenfibrillen alle 600 Å ($1 \text{ Å} = 10^{-10} \text{ m}$) (schwarze Pfeile) (Originalvergrößerung: 50 000-fach). Dieses tiefe Eindringen des Kollagens in den Zahnschmelz – entscheidendes Merkmal der SDG – könnte bei vollständig kalzifiziertem Zahnschmelz (99 % Mineralanteil) nicht stattfinden. Dies deutet darauf hin, dass sich die SDG schon früh in der Embryonalentwicklung bildet und anschließend verkalkt. (e) Die SDG eines Milchzahns wird im späten Glockenstadium (frühes Kronenstadium) der Zahnentwicklung gebildet. Dentin und Schmelz haben begonnen, sich im Bereich der Falte des inneren Schmelzepithels zu bilden. In diesem Stadium und im weiteren frühen Wachstum findet ein Vordringen von Kollagen in das angrenzende Schmelzorgan statt. Nach der Reifung bildet dies die voll funktionsfähige SDG, die eher als Zwischenschicht denn als Grenzfläche betrachtet werden sollte. (Genehmigter Nachdruck von Bild d aus Lin et al.¹⁸. Abbildung mit freundlicher Genehmigung von Dr. W. H. Douglas, Universität Minnesota.)



1-10d



1-10e

Aufgrund der inhärenten Sprödigkeit des Zahnschmelzes und der kollagenen Verstärkung der SDG sollten Schmelzrisse als normale Alterungsphänomene betrachtet werden (Abb. 1-10f). Weitere Auswirkungen von Schmelzrisse lassen sich in Finite-Elemente-Modellen sichtbar machen. Dank der SDG werden Spannungen im Schmelz um den Riss herum umverteilt, wodurch eine Spannungskonzentration an der Risspitze entsteht, während die Zahnoberfläche im Bereich des Risses relativ ruhig bleibt (Abb. 1-10g).

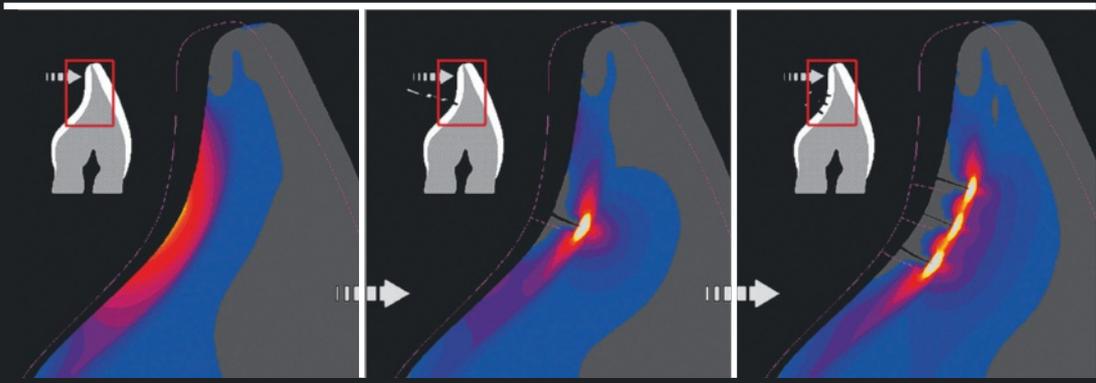
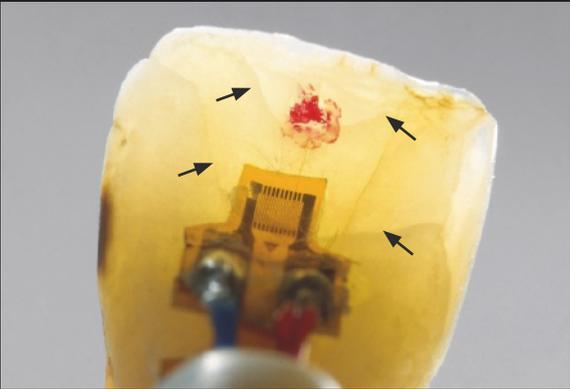
Schmelzrisse sind somit als akzeptables Schmelzmerkmal zu betrachten, und die SDG stellt ein wichtiges Element für die Spannungsübertragung (im Gegensatz zur Spannungskonzentration) und Eindämmung der Risspropagation dar (Abb. 1-10h). Die faszinierenden Eigenschaften der SDG sollten als Vorbild für die Entwicklung neuer Dentinadhäsive dienen, mit denen die biomechanische Integrität der restaurierten Krone wiederhergestellt werden kann.



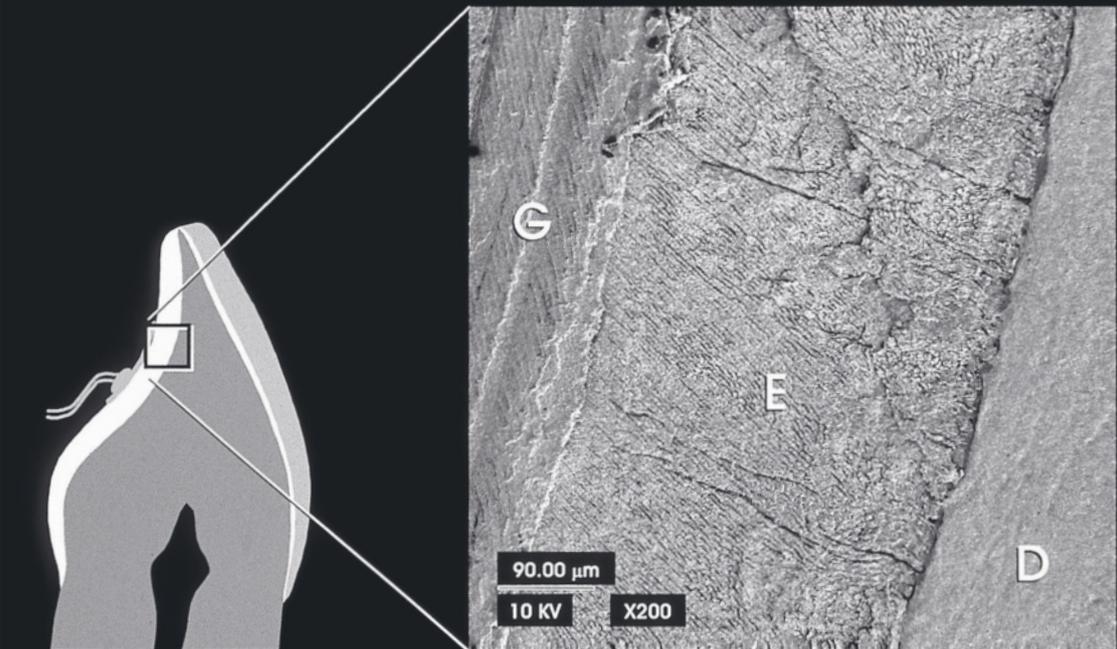
1-10f

ABB. 1-10 (Fortsetzung) (f) Klinisches Bild der Palatinalflächen oberer Schneidezähne mit zahlreichen Schmelzrisse (siehe auch Abb. 1-17e). Auch die keramische Vollkrone des Zahns 11 weist einen Riss auf (die Reparatur mittels Kunststoffinfiltration ist in Kapitel 7, Abb. 7-12, gezeigt). (g) Die Detailaufnahme eines Versuchszahns mit aufgeklebtem Dehnungsmessstreifen lässt mehrere Risse in der Palatinalfläche erkennen (oben). Ähnliche Situationen mit einzelnen und multiplen Schmelzrisse wurden mit der FEM modelliert und analysiert (unten). Der die Risse umgebende Zahnschmelz scheint völlig frei von Zugspannungen zu sein (die grauen Bereiche entsprechen modifizierten Von-Mises-Spannungen zwischen 0 und 1 MPa). Die Spannungen an der Risspitze liegen dagegen deutlich über 200 MPa (die Zähne werden horizontal mit 50 N an der Schneidekante belastet, Vergrößerung der Deformation um den Faktor 7). (h) Rasterelektronenmikroskopisches Bild palatinaler Schmelzrisse unter einem Dehnungsmessstreifen (G). Dies scheint der Bereich der maximalen Zugspannungen im numerischen Modell zu sein. Die gesamte Dicke des Schmelzes (E) wird von den Rissen durchzogen, die sich jedoch nicht in das Dentin (D) fortsetzen. (Genehmigter Nachdruck von Abbildung g aus Magne et al.¹² und von Abbildung h aus Magne und Douglas¹⁰.)

copyright by
not for publication
Quintessenz



1-10g



1-10h

All diese Beobachtungen zeigen, dass restaurative Maßnahmen die schützenden „Biomechanismen“ nachahmen sollten, die in natürlichen Zähnen zu finden sind (Abb. 1-11). Außerdem führen sie zu der Frage, ob Fissurenkaries tatsächlich durch die schlechte Zugänglichkeit bei der Reinigung oder vielmehr dadurch verursacht wird, dass es sich um einen mechanisch anfälligen Bereich handelt. Eine

Hypothese könnte lauten, dass das initiale Ereignis ein Schmelzriss ist, der das Eindringen der Bakterien bis zur SDG ermöglicht (Abb. 1-12). Die große Ähnlichkeit zwischen der Geometrie der höchsten Zugspannungen in Fissuren und der Form von Fissurenkaries ist verblüffend und zeigt, dass die Biomechanik nie unterschätzt werden sollte.



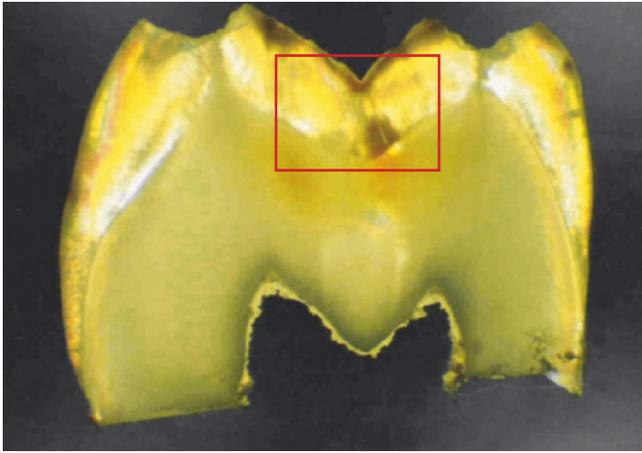
1-11a



1-11b

ABB. 1-11 Emulation der schützenden „Biomechanismen“ (Randleisten und Schmelzbrücke). (a) Kroneninfraction in Form eines ausgeprägten Risses unter einer Amalgamrestauration (Basis des distopalatinalen Höckers). (b) Die Restauration (MOD-Kompositinlay mit minimalem Schutz des distopalatinalen Höckers) wurde mit starken Randleisten und einer zentralen Schmelzbrücke modelliert.

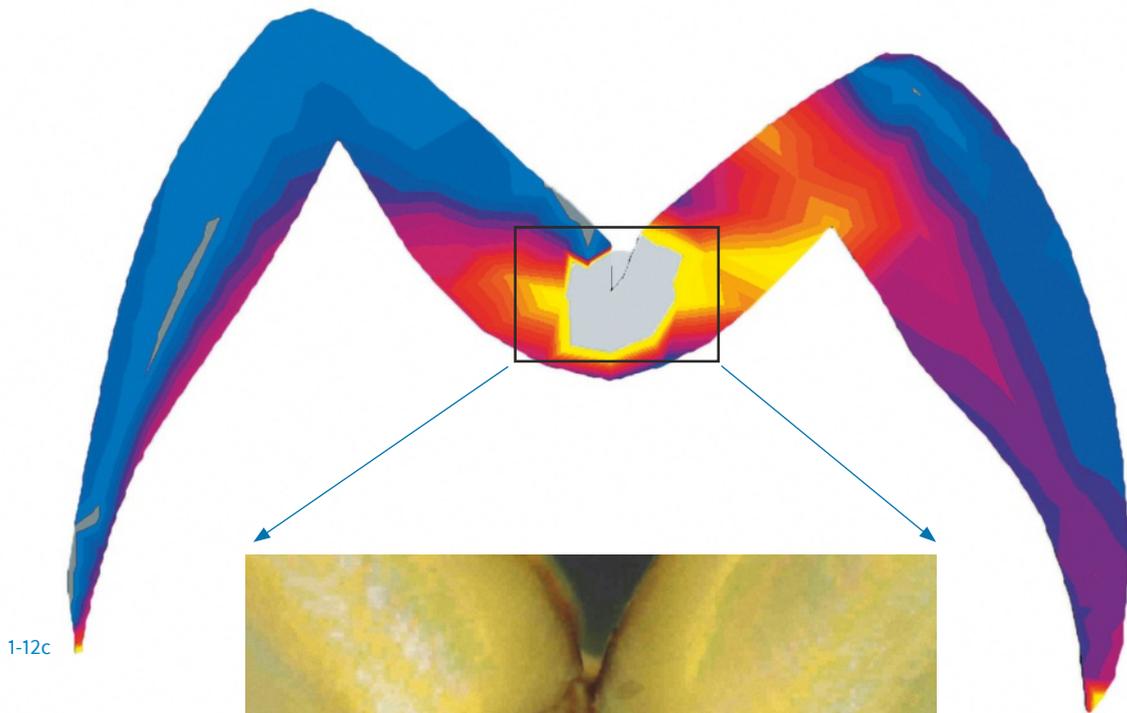
ABB. 1-12 Fissurenkaries ausgehend von einem mechanischen Defekt? (a) Zahnschnitt in polarisiertem Licht mit kariösem Befall der Hauptfissur. (b) Bei stärkerer Vergrößerung ist in der Mitte der Läsion ein Schmelzriss zu erkennen. War der Riss bereits vor Beginn der Demineralisation vorhanden? (c und d) Die Ähnlichkeit zwischen der Geometrie der maximalen modifizierten Von-Mises-Spannungen in der Hauptfissur (c, hellgrauer Bereich) und dem Bereich der Schmelzdemineralisation (d) ist verblüffend. (Abdruck von a, b und d mit freundlicher Genehmigung von N. Allenspach, Universität Genf.)



1-12a



1-12b



1-12c

1-12d

BIOLOGIE ODER MECHANIK?

4 SEMI(IN)DIREKTE RESTAURATIONEN FÜR SEITEN- UND FRONTZÄHNE



Wie im vorigen Kapitel gezeigt, zeichnen sich direkte Kompositrestaurationen durch größtmögliche Schonung der gesunden Hartsubstanz und eine hervorragende klinische Bewährung aus. Dank ihrer Kosteneffizienz und Minimalinvasivität erfreuen sich kunststoffbasierte Materialien auch für CAD/CAM-Restaurationen zunehmender Beliebtheit, insbesondere im Seitenzahnbereich. Semi(in)direkte CAD/CAM-Inlays/Onlays aus Komposit kommen dann infrage, wenn direkte Techniken zu Problemen führen (bspw. bei großen Schrumpfungsvolumina und im Dentin liegenden zervikalen Rändern) und die Kosten für indirekte Techniken nicht gerechtfertigt oder für die Patienten zu hoch sind. Aus denselben Gründen können heute auch Frontzähne, die normalerweise entweder mit direkten Kompositrestaurationen oder mit indirekten Keramikveneers versorgt würden, mit neuartigen semiindirekten CAD/CAM-Restaurationen behandelt werden, die sich durch Nichtinvasivität und einfache Realisierung auszeichnen. Die im Folgenden diskutierten bilaminären Frontzahnrestaurationen bestehen aus einer individuellen histoanatomischen CAD/CAM-Dentinbasis mit inzisal-approximalem oder okklusalem Cutback, die mit einer Schicht aus einem schmelzäquivalenten Material bedeckt ist. Sowohl im Frontzahn- als auch im Seitenzahnbereich können die Patienten entweder in einer einzigen Behandlungssitzung (semidirekt) oder in zwei Sitzungen (semiindirekt) versorgt werden. Dieses Kapitel stellt eine weitere Option des restaurativen Spektrums vor, welche die Lücke zwischen direkten und indirekten Techniken schließt.



4.1 ENTWICKLUNGSGESCHICHTE UND KLASSIFIZIERUNG

In den 1980er- und frühen 1990er-Jahren erschöpfte sich die ästhetische restaurative Behandlung im Wesentlichen in direkten Komposit-Restaurationen und vollflächig zementierten Kronen. Damals wurden Zahnärzte auf die Möglichkeit aufmerksam, diese Lücke mit indirekten adhäsiven Teilrestaurationen (Veneers, Inlays und Onlays) als Zwischenschritt zu überbrücken, was sowohl aus wirtschaftlicher Sicht als auch unter dem Aspekt des Substanzerhalts sinnvoll war^{1,2}. Und auch zwischen direkten und indirekten adhäsiven Restaurationen ergab sich die Möglichkeit, in Form von einfacheren, semidirekten (eine Behandlungssitzung) oder semiindirekten (zwei Sitzungen) Restaurationen eine Zwischenlösung einzuschalten (Tabelle 4-1)³. Letztere Optionen erforderten eine Reihe von extraoralen Arbeitsschritten, die in der Zahnarztpraxis („in-house“) durchgeführt wurden. Semiindirekte Restaurationen werden, wie indirekte Restaurationen, adhäsiv befestigt, aber letztere setzen immer mindestens zwei Termine und die Zusammenarbeit mit einem Dentallabor voraus. Während direkte und semidirekte Restaurationen vollständig chairside und in einer einzigen Sitzung hergestellt werden, sind für semiindirekte und indirekte Restaurationen auch Provisorien und mindestens zwei Behandlungssitzungen nötig. **Alle semi(in)direkten Techniken kombinieren Aspekte direkter und indirekter Restaurationen und sind angezeigt, wenn**

direkte Techniken zu Problemen führen würden (bspw. bei großen Restaurationsvolumina mit erheblicher Polymerisationsschrumpfung und im Dentin liegenden zervikalen Rändern) und andererseits die Kosten für indirekte Techniken nicht gerechtfertigt sind (oder die Patienten überfordern)⁴. Insbesondere für große Klasse-I- und -II-Präparationen an einer begrenzten Anzahl von Zähnen mit günstigem intraoralem Zugang (idealerweise Prämolaren und erste Molaren) sind hervorragende Langzeitergebnisse mit semi(in)direkten Restaurationen dokumentiert (Abb. 4-1)⁵.

Die extraoralen Arbeitsschritte erleichtern auch die Schaffung einer optimalen okklusalen und interdentalen Anatomie im Vergleich zur direkten Technik. Das semidirekte Konzept wurde ursprünglich für den Seitenzahnbereich entwickelt und umfasste verschiedene intra- oder extraorale Inlaytechniken mit Komposit⁴⁻⁹. Es kam jedoch auch für Veneers im Frontzahnbereich zur Anwendung (sogenannte „direkt-indirekte Technik“ von Newton Fahl)^{10,11}. Frühe CAD/CAM-Systeme wurden auch für semidirekte Restaurationen verwendet, konzentrierten sich jedoch hauptsächlich auf die Herstellung von Keramikinlays und -onlays in einer einzigen Sitzung¹². Völlig neue Perspektiven mit der CAD/CAM-Technologie ergaben sich 2001 mit der Einführung von CAD/CAM-Blöcken aus Komposit¹³.

copyright by
not for publication
Quintessenz

TABELLE 4-1 Klassifizierung der restaurativen Techniken

DIREKT Komposit	SEMIDIREKT Komposit oder Keramik	SEMIINDIREKT Komposit oder Keramik	INDIREKT Komposit oder Keramiken
Eine klinische Sitzung	(direkt intraoral, extraoral, CAD/CAM) Eine klinische Sitzung + extraoraler Schritt („in-house“)	(extraoral oder CAD/CAM) Zwei klinische Sitzungen + extraoraler Schritt („in-house“)	(geschichtet, gepresst, CAD/CAM usw.) Zwei klinische Sitzungen Ein Laborschritt (extern)
Ein Schritt	Ein Schritt	Schritt 1	Schritt 1
Zahnpräparation und Restauration	Präparation ↓ Abformung ↓ Herstellung der Restauration (in der Praxis) ↓ Einsetzen (Befestigung)	Präparation ↓ Abformung ↓ Provisorium	Präparation ↓ Abformung ↓ Provisorium
		Schritt 2	Schritt 2
		Herstellung der Restauration (in der Praxis)	Externes zahntechnisches Labor ↓ Herstellung der Restauration
		Schritt 3	Schritt 3
		Einsetzen (Befestigung)	Einsetzen (Befestigung)

Die vier restaurativen Ansätze und Beschreibung der Schrittfolgen³. Jeder Kasten steht für eine klinische Sitzung oder einen Laborschritt. Für alle vier Ansätze wird bei größeren Formveränderungen im Frontzahnbereich empfohlen, zunächst ein Wax-up und Mock-up durchzuführen, bevor die eigentliche Restorationsphase beginnt (siehe Abschnitt 4.8). „Abformung“ bezeichnet sowohl analoge als auch digitale Techniken.

Das direkte intraorale Inlay

Diese semidirekte Methode wird auch als direkt-indirekte Technik¹⁴ bezeichnet und beginnt mit einer lichtgehärteten Bulk-Füllung oder geschichteten Füllung, die direkt in der isolierten nichtretentiven Präparation hergestellt wird (Abb. 4-1)⁶. Eine gleichmäßig glatte, konische Präparation ist die notwendige Voraussetzung, um die anschließende Entnahme des polymerisierten Inlays aus dem Zahn zu ermöglichen. Die Gesamtschrumpfung (Dimensionsstabilität) und die vollständige Monomerkonversion werden durch eine photothermische Nachhärtung in einem speziellen Polymerisationsgerät beschleunigt. Ein ursprünglich für diesen Zweck entwickeltes Gerät ist der DI 500 der Fa. Coltène/Whaledent (Nachhärtung: 7 Minuten bei 120 °C). Auch andere Laboröfen für Komposite wie die Premise Indirect Curing Unit der Fa. Kerr können verwendet werden. Trockene Wärme kann auch mit einem einfachen Sandwichtoaster erzeugt werden, sofern die Temperatur mit einem Ofenthermometer kalibriert wird.

Wie bei allen übrigen extraoralen semi(in)direkten und indirekten Schichttechniken empfiehlt es sich, dieselben Kompositmaterialien zu verwenden, die auch bei direkten Restaurationen zum Einsatz kommen (Mikrohybrid-/Nanohybridkomposite).

Eine 7- bis 10-minütige trockene Wärmebehandlung des Inlays oder Onlays bei 100 bis 125 °C optimiert die Konversionsrate und die physikalischen Eigenschaften und verringert die Menge an nicht umgesetztem Restmonomer, das ausgewaschen und freigesetzt werden kann¹⁵⁻¹⁹.

Obwohl die ursprüngliche Idee des direkten Inlays aus den 1980er-Jahren stammt⁶, wird sie von einigen Zahnärzten auch heute noch befürwortet²⁰. Komplexe Präparationen, wie MOD-Kavitäten mit bukkalen und lingualen Erweiterungen, müssen vermieden werden, da die intraorale Schrumpfung die Restauration gegebenenfalls blockiert und ihre Entnahme schwierig bis unmöglich macht. Eine zusätzliche Herausforderung bei dieser Technik stellt die sofortige Dentinversiegelung (IDS) dar, die bei der Herstellung des Inlays mit diesem verkleben kann. Um diese Probleme zu lösen, wurde eine dicke Isolierung der Präparation mit einem Silikonfilm (z. B. Rubber Sep, Fa. Kerr) vorgeschlagen²⁰. Jedoch kam in den frühen 1990er-Jahren mit extraoralen Inlay-Systemen (z. B. AP.H-Inlay System, Fa. Dentsply Caulk) eine weitere Lösung ins Spiel²¹.

ABB. 4-1 Direktes Inlay – Langzeitergebnis. (a und b) Dieser Zahn 35 weist einen großen okklusal-distalen Defekt auf. Die mesiale Randleiste ist intakt, aber die übrigen Höcker sind unterminiert und dünn. Heute würde eine Sandwich-Restauration mit Glasionomerzement-(GIZ-)Unterfüllung gewählt. Die Behandlung wurde jedoch in den frühen 1990er-Jahren durchgeführt, und als Unterfüllung zur Versiegelung des Dentins und Ausblockung unter sich gehender Stellen kam ein Zinkphosphatzement zum Einsatz (c). Nach der Isolierung der Präparation mit Vaseline und dem Anlegen einer normalen Vollmatrize (d) wurden Dentin- und Schmelzkompositmassen geschichtet (e und f). Das lichtgehärtete Inlay ließ sich problemlos mit einem Scaler entnehmen (g und h) und wurde anschließend einer Wärmebehandlung unterzogen (7 Minuten bei 120°C). (j) Nach der Einprobe und Oberflächenkonditionierung (Schrittfolge siehe Abschnitt 4.7) folgte die Befestigung mit einem normalen lichterhärtenden Mikrohybrid-Restaurationskomposit. (k bis m) Die fertiggestellte Restauration mit korrekter Morphologie und Farbe und die Situation nach 20 Jahren in Funktion (n). Der benachbarte Zahn 37 ist mit einer 14 Jahre alten okklusalen Kompositrestauration versorgt (gleicher Zahn wie Kapitel 3, Abb. 3-59). Der Zahn wurde kieferorthopädisch mesialisiert, um die durch den verlorenen Zahn 36 entstandene Lücke zu schließen.

copyright by
not for publication
Essenz



4-1a



4-1b



4-1c



4-1d



4-1e



4-1f



4-1g



4-1h



4-1i



4-1j



4-1k



4-1l



4-1m



4-1n

Das extraorale Inlay

Da beim extraoralen Ansatz das Komposit-Inlay oder -Onlay außerhalb des Mundes auf einem Stumpf aus schnell härtendem Silikon hergestellt wird^{4,21-23}, lässt sich dank einer komplexeren Schichttechnik eine bessere Ästhetik und Morphologie realisieren (Abb. 4-2). Es wird lediglich eine Quadrantenabformung aus Alginate oder Silikon benötigt, und die Technik eignet sich folglich für mittlere bis große Kavitäten, auch wenn kein idealer Zugang gegeben ist (z. B. zweite Molaren). Schnell härtende Modellsilicone wurden ursprünglich für diese Technik entwickelt (früher Mass-Modell, Fa. DeTrey-Dentsply, EOS, Fa. Vivadent). Mit den extraoralen Systemen Mach-2/Blu-Mousse der Fa. Parkell und dem GrandioSO Inlay System der Fa. Voco stehen heute zwei kostengünstige Alternativen zu den aufwändigen und teuren CAD/CAM-Systemen zur Verfügung. Das Modell kann in 5 bis 6 Minuten bei minimalen Kosten hergestellt werden. Wie beim direkten intraoralen Inlay sollte die polymerisierte Restauration vor dem Einsetzen bei 100 bis 125 °C 10 Minuten trocken nachgehärtet werden.



4-2a



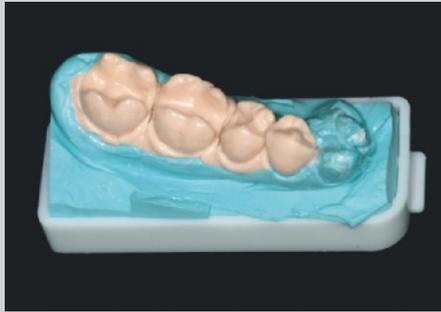
4-2b

ABB. 4-2 Semiindirektes extraorales Inlay. (a) Für die Herstellung des Modells aus schnell härtendem Silikon kann ein einfaches Alginate verwendet werden. Auch eine Silikonabformung kann verwendet werden, die jedoch mit einem Silikon-Trennmittel (z. B. GI-Mask Universal Separator, Fa. Coltène/Whaledent) beschichtet werden sollte. (b) Das Silikonmodell besteht aus zwei Materialphasen: Mach ist ein dünnflüssiges Automix-Material, das direkt in die Zahnkronenteile der Abformung eingespritzt und dann sofort mit dem visköseren Blu-Mousse bedeckt wird, welches als starre Basis dient (gingivaler Teil der Abformung). Die Sockelformer aus Kunststoff werden mit dem System geliefert. Wenige Minuten später ist das Segmentmodell in seinem Sockel fertig (c). Mit einer Skalpellklinge können die Zähne getrennt werden, um die interdentale Adaptation und Konturierung der Restaurationen zu erleichtern (d). Die getrennten Stümpfe lassen sich leicht wieder in den Sockelformer zurücksetzen (siehe Teil g).

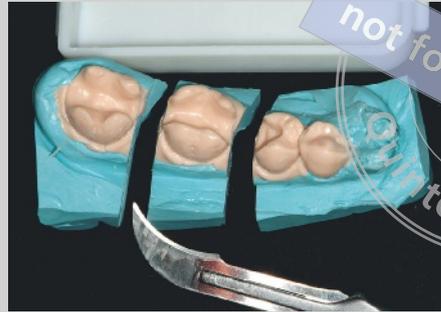


Sowohl bei der intraoralen als auch bei der extraoralen Technik besteht die größte Herausforderung in der Okklusion (fehlende Antagonisten), die nach dem Einsetzen der Restauration erhebliche Anpassungen erfordern kann. Deshalb sollten die Okklusionsbeziehungen und die vorhandenen Kauflächen vor der Präparation sorgfältig analysiert werden.

Die mögliche Okklusionskontrolle macht CAD/CAM-Systeme zur bevorzugten Wahl gegenüber anderen semi(in)direkten Techniken, da sie beim Scannen und der Konstruktion der Restauration die Gegenzähne und Okklusionskontakte berücksichtigen. Wie Zahntechniker, die immer noch auf feuerfesten Stümpfen handgeschichtete Veneers bevorzugen, schätzen einige erfahrene Praktiker den handwerklichen Aspekt des extraoralen Inlays/Onlays, der es ihnen ermöglicht, zu minimalen Kosten eine Restauration herzustellen, die wie vom Zahntechniker gemacht aussieht (Abb. 4-2g). Zudem wird die Technik gelegentlich auch zur Herstellung semidirekter Provisorien verwendet.



4-2c



4-2d



4-2e



4-2f



4-2g



4-2h

ABB. 4-2 (Fortsetzung) (e) Der Ersatz von Amalgamfüllungen ist eine klassische Indikation für semi-indirekte extraorale Inlays. Die von den alten Füllungen hinterlassenen Unterschnitte wurden mittels sofortiger Dentinversiegelung (Immediate Dentin Sealing, IDS) und Komposit „additiv“ ausgeblockt (Schrittfolge siehe Abschnitt 4.4), gefolgt von einer Nachpräparation der Schmelzränder, um saubere Präparationsgrenzen zu erhalten. Der Kofferdam kann während der Abformung angelegt bleiben (f). Die Dentin- und Schmelzinkremente werden direkt auf dem Modell platziert (g, ohne Isolierung oder Distanzlack). Die polymerisierten Inlays lassen sich dann problemlos aus dem elastischen Modell entnehmen und werden durch vorsichtiges Reduzieren der Klebeflächen mit einem Diamantschleifer angepasst (um das Fehlen des Distanzlacks auszugleichen). (h) Passung auf dem Zahn nach adhäsiver Befestigung mit einem vorgewärmten restaurativen Mikrohybrid-Komposit. (Genehmigter Nachdruck der Abbildungen a, c und d aus Magne²².)

4.2 DAS CHAIRSIDE-CAD/CAM-ZEITALTER



Historischer Überblick

Die Entwicklung der CAD/CAM-Systeme begann in den 1980er-Jahren. Den Grundstein legte der französische Zahnarzt und Erfinder François Duret, der das erste optische Abformsystem konzipierte²⁴. Der Zahnarzt Werner Mörmann und der Ingenieur Marco Brandestini entwickelten 1984 in Zürich, Schweiz, das erste Chairside-CAD/CAM-System. Die berühmten Entwickler taufte das System „CEREC“²⁵, ein Akronym, das für **CE**ramic **RE**construction steht, denn der ursprüngliche Schwerpunkt war das Formschleifen von Keramikinlays innerhalb einer Behandlungssitzung²⁶. Das erste Gerät war eine kleine, kompakte mobile Einheit, die alle Komponenten, wie Computer, Aufnahmekamera (Abb. 4-3) und Schleifgerät, enthielt.



ABB. 4-3 Der junge Pascal Magne (mit Haaren) bedient die Aufnahmekamera des ersten CEREC-Systems während eines Fortbildungskurses an der Universität Genf im Jahr 1990.

Ursprünglich wurde nur eine einzige Schleifscheibe verwendet, was die Form der Restauration stark einschränkte (z. B. flache Okklusalfäche) und invasive Präparationen erforderte, um die Herstellung der Restauration zu ermöglichen. Mit der dritten Systemgeneration (CEREC 3, Fa. Sirona Dental

Systems) wurde die Bearbeitungseinheit von der Aufnahmeeinheit getrennt und mit zwei Schleifinstrumenten ausgestattet, womit es möglich wurde, auch die okklusale Morphologie grob zu gestalten. Mit wachsender Leistungsfähigkeit der Computer und Fertigungstechnik kamen weitere Systeme hinzu, die heute alle Arten von Restaurationen abdecken – dank faszinierender Fortschritte bei der Genauigkeit (einschließlich Okklusion), Scangeschwindigkeit und vollwertigen dreidimensionalen Gestaltung.

Aktuelle Aspekte und Systemauswahl

Heute ist es möglich, eine einzelne Restauration in wenigen Minuten zu scannen und zu konstruieren.

Es würde den Rahmen dieser Darstellung sprengen, den sich ständig verändernden Markt der Intraoral-scanner zu besprechen. Stattdessen sollen hier die neuen Möglichkeiten umrissen werden, die dieses innovative Hilfsmittel bietet²⁷.

Neue Möglichkeiten von Intraoralscannern

1. Optische Abformungen verringern Stress und Unannehmlichkeiten.
2. Die Genauigkeit entspricht derjenigen konventioneller Abformungen für Einzelrestaurationen mit bis zu drei oder vier Elementen (Quadranten). Die Genauigkeit wird permanent weiterentwickelt und verbessert, und in naher Zukunft werden auch optische Ganzkieferabformungen die Genauigkeit analoger Abformungen bieten.
3. Der Prozess ist einfacher und effizienter als der analoge Arbeitsablauf.
4. Digitale Daten sparen Platz (keine physische Lagerung von Abformungen, Modellen usw.) und erleichtern die Kommunikation sowohl mit dem Patienten als auch mit dem Dentallabor.

Ein Problem dagegen bleiben subgingivale Restaura-
tionsränder. Als Lösungen kommt die **Anhebung
tiefer Ränder (Deep Margin Elevation, DME, siehe
Kapitel 3, Abschnitt 3.10)** oder das extraorale Scan-
nen einer analogen Abformung in Betracht. Auch
die Anschaffungs- und Verwaltungskosten müssen
in die Gleichung einbezogen werden. Zusammenfas-
send lässt sich sagen, dass die Systemauswahl erst
nach sorgfältiger Analyse der folgenden Faktoren
erfolgen sollte:

- **Ergonomie der intraoralen Kamera.** Die Systeme variieren in ihrer Größe, was sich auf die Handhabung und den Zugang zu den distalen Kieferabschnitten auswirkt.
- **Pudersysteme (Titandioxid) versus puderfreie Systeme.** Puderfreie Systeme sind logischerweise die bequemere und damit beliebtere Variante, aber die Genauigkeit ist in der Regel immer noch am höchsten, wenn ein antireflektierende Puder aufgebracht wird^{28,29}.
- **Einfache, leistungsfähige und intuitive Konstruktionssoftware.** Wie bei den meisten Technologien des täglichen Lebens sind einige Geräte eher intuitiv und lassen wenig Raum für individuelle Anpassungen, während andere eine anspruchsvolle Bearbeitung mit einer größeren Anzahl von Werkzeugen ermöglichen. Beides hat seine Vor- und Nachteile. Eine hochentwickelte Konstruktionssoftware ermöglicht zwar eine ausgeklügelte Bearbeitung, erfordert aber auch viel mehr Einarbeitung und hochqualifiziertes Personal (und damit zusätzliche Investitionen).
- **Bibliotheken mit natürlichen Frontzahnformen.** Die meisten Systeme können Restaurationsvorschläge mit adäquaten Seitenzahnformen generieren, die entweder aus vorhandenen Bibliotheken stammen oder anhand komplexer mathematischer Modelle auf Grundlage Hunderter natürlicher Zähne berechnet werden³⁰. Vorschläge für Frontzähne sind dagegen problematischer und erfordern unter Umständen eine umfangreiche Nachbearbeitung, um zu einem zufriedenstellende Ergebnis zu gelangen. Hier

erweist sich die Möglichkeit, eine unbehandelte Ausgangssituation zu kopieren (z. B. über ein Wax-up oder Mock-up, siehe Abb. 4-27 bis 4-29) als entscheidender Vorteil (z. B. Modus „biogenetische Kopie“ in CEREC, Fa. Sirona, oder der PreOp-Modus in PlanScan, Fa. Planmeca).

- **Art des digitalen Workflows.** Es gibt zwei Haupttypen digitaler Arbeitsabläufe: (1) komplett in der Praxis oder (2) Scannen in der Praxis, aber Konstruktion und Herstellung außer Haus. Im ersten Fall erfasst der Zahnarzt oder ein Praxismitarbeiter die Daten und nimmt dann die Konstruktion und Herstellung der Restauration vor. Dies führt zu vollständiger Autonomie und einer effizienten Versorgung (ideal vor allem für Einzelzahnrestorationen). Allerdings setzt dieser Workflow erhebliche Investitionen voraus, die nicht jeder Zahnarzt zu tätigen bereit ist. Stattdessen wird daher oft nur in einen Intraoralscanner investiert und die Konstruktion und Herstellung an ein Dentallabor ausgelagert. Dieser zweite Workflow bietet sich vor allem bei mehrgliedrigen Arbeiten und komplexen Versorgung an. Er erfordert ein System mit offener Plattform für den Datenaustausch. Beide Ansätze sind praxistauglich und können miteinander kombiniert werden. Zudem können sie mit unterschiedlichen Praxismodellen korrespondieren, die unterschiedlichen Patientenbedürfnissen entsprechen.
- **Zuverlässigkeit, Stabilität und Kundendienst.** Systeme, die eben erst auf den Markt gekommen sind, können fehleranfälliger sein als Systeme, die bereits seit mehreren Jahren verfügbar sind. Zudem ist die Marktpräsenz der Unternehmen in verschiedenen Ländern sehr unterschiedlich, was sich auf die Art des verfügbaren Services auswirkt. Ist ein digitaler Workflow erst einmal in der Praxis eingeführt, kann das Fehlen eines sofort verfügbaren Kundendienstes bei auftretenden Fehlern katastrophale Folgen haben.

4.3 CAD/CAM-RESTAURATIONEN IM SEITENZAHNBEREICH

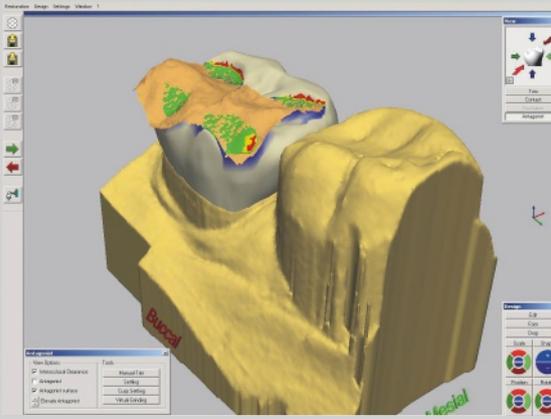
Das CAD/CAM-System selbst sollte als reines Werkzeug betrachtet werden, das, wie jedes andere Werkzeug auch, beherrscht werden muss – ein wichtiger Aspekt, der den Auswahlprozess anhand der [sechs genannten Faktoren \(siehe vorherige Seite\)](#) erleichtern kann. Weit mehr Überlegung erfordern die Wahl des CAD/CAM-Restaurationmaterials und die verschiedenen Techniken der ästhetischen Individualisierung. Zunächst waren CAD/CAM-Blöcke für Chairside-Systeme nur aus Feldspat- (Abb. 4-4) oder Glaskeramik erhältlich. Die klinische Langzeitbewährung dieser ursprünglichen CAD/CAM-Inlays und -Onlays erwies sich mit einer konkurrenzlosen geschätzten Überlebensrate von 87,5 % nach 27 Jahren als sehr akzeptabel^{31,32}. Erst im Jahr 2001 kam der erste Kompositblock für CEREC auf den Markt: Paradigm MZ100 (Fa. 3M), ein Mikrohybrid-Komposit mit sphärischen Zirkonoxid- und Siliciumdioxid-Füllern¹². Heute reicht das Spektrum der ästhetischen CAD/CAM-Materialien von hochfesten Keramiken (auf Zirkonoxidbasis) über Lithiumdisilikat, Lithiumsilikat- und leuzitverstärkte Glaskeramiken, Feldspatkeramik und polymerinfiltrierte Keramiken (auch Hybridkeramiken genannt) bis hin zu einer Vielzahl von Kompositen und sogar Polymethylmethacrylat-(PMMA-)Blöcken³³.

Komposite versus Keramiken

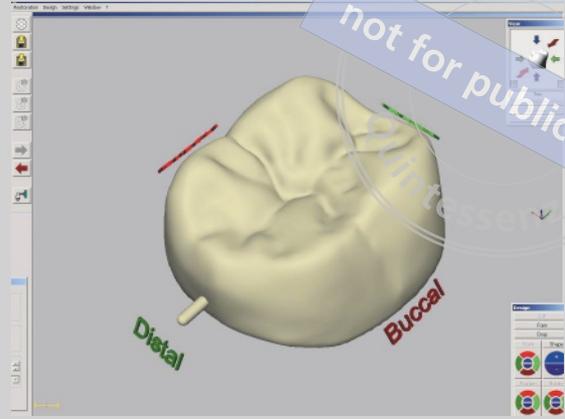
Ziel bei der Einführung von Kompositblöcken war es zunächst, eine Alternative zur Sprödigkeit und Abrasivität von Keramiken zu schaffen. Der ursprüngliche Paradigm Z100-Kompositblock wies dann auch offensichtliche Vorteile gegenüber Keramikblöcken auf³⁴⁻⁴⁰, darunter die Fräsbarkeit in dünnen Schichten (substanzschonender, Vermeidung von Randabsplitterungen), eine effizientere Fräsbarkeit (deutlich schneller, geringerer Werkzeugverschleiß), eine günstige mechanische Festigkeit, eine schmelzfreundliche Abrasivität, eine geringere Bruchgefahr vor der Verklebung sowie einfaches Einsetzen und gute Reparierbarkeit. All diese Vorteile waren auch der Grund für die [Verwendung von Kompositblöcken für Frontzahnrestorationen \(siehe Abschnitt 4.8\)](#)³. Bei ähnlicher Bruchfestigkeit⁴¹ erwies sich Paradigm Z100 als klinisch ähnlich leistungsfähig wie die zeitgenössischen Feldspatkeramik-Blöcke, mit deutlichen Vorteilen bei der farblichen Anpassung⁴². In vitro zeigte es in Form von Onlays auf wurzelbehandelten Molaren (Abb. 4-5)³⁷ und [dünnen okklusalen Veneers auf künstlich abgenutzten Zähnen \(siehe auch Kapitel 6, Abschnitt 6.8\)](#) eine überlegene Ermüdungsbeständigkeit.³⁸ Diese Ergebnisse sind um so ermutigender, als bereits nichtretentive feldspatkeramische okklusale Veneers (Mark II, Fa. VITA) ein hervorragende klinische Bewährung mit Überlebensraten von 99,3 % nach 93 Monaten gezeigt haben⁴³.

ABB. 4-4 Frühes monolithisches Keramik-Overlay auf einem wurzelbehandelten Molaren. (a und b) Mit dem CAD/CAM-System CEREC 3 wurde aus einem Feldspatkeramik-Block (Mark II, Fa. VITA) ein Overlay für diesen wurzelbehandelten Zahn 47 hergestellt. Zu erkennen sind die reduzierte okklusale Anatomie des fertigen Werkstückes (c, Einprobe) im Vergleich zur CAD-Vorschau (b), sowie die gleichmäßige Opazität und Farbe (d, postoperative Ansicht).

ABB. 4-5 Überleben früher CAD/CAM-Materialien unter beschleunigter Ermüdung³⁷. Diese Versuchsanordnung (a) simuliert die klinische Situation von Abbildung 4-4. Verglichen wurden die Feldspatkeramik Mark II und das Komposit Paradigm MZ100. Die okklusale Belastung wurde schrittweise erhöht (200 N alle 30 000 Zyklen). Der Prozentsatz intakter Proben (vertikale Achse in b) beginnt bei der Keramik ab 800 N und beim Komposit erst ab 1 200 N abzunehmen. Am Ende des Tests (1 400 N) hatte keines der Keramik-Onlays überlebt, während 70 % der Onlays aus Komposit noch intakt waren. Zum Vergleich: Die maximale Beißkraft beim Menschen liegt zwischen 420 N und 630 N⁴⁴. Die Befestigung der Onlays erfolgte jeweils nach einer IDS und mit einem vorgewärmten lichterhärtenden Komposit (Z100). (Genehmigter Nachdruck der Abbildungen aus Magne und Knezevic⁴⁵.)



4-4a



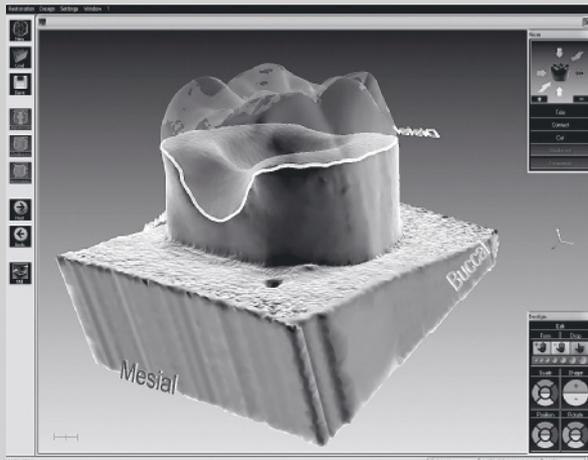
4-4b



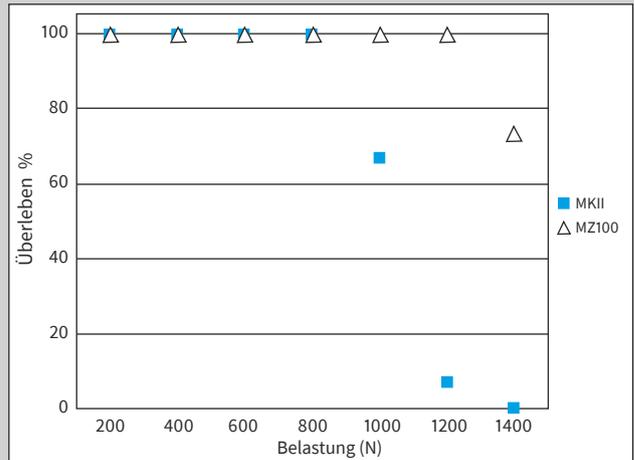
4-4c



4-4d



4-5a

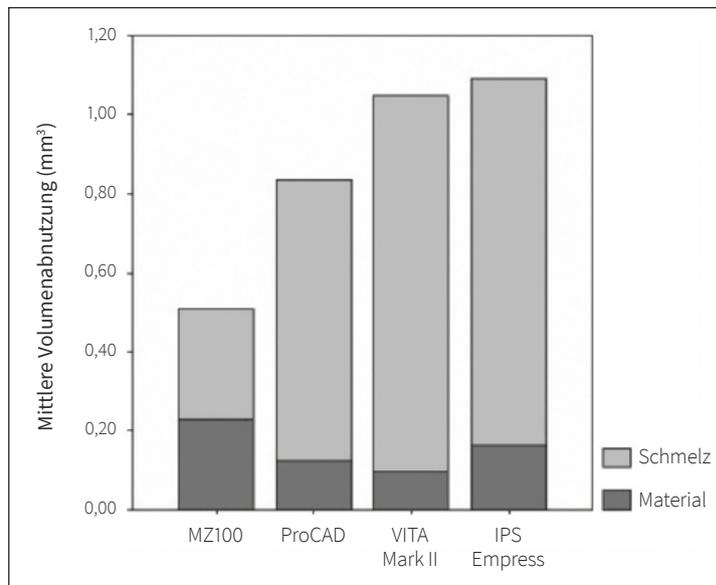


4-5b

Offenbar führen polymerbasierte Materialien mit ihrem dentinähnlichen Elastizitätsmodul als Restaurationen wurzelbehandelter Molaren außerdem zu einer günstigeren Spannungsverteilung (Abb. 4-6)^{46,47}. Das schmelzähnliche Abnutzungsverhalten dieser Materialien ist ein weiterer Faktor der im Seitenzahnbereich interessant ist^{48,49}. Keramikmaterialien sind bekanntermaßen verschleißbeständiger als Komposite, führen aber auch zu mehr Schmelzabnutzung an den Antagonisten. Die Gesamtabnutzung (Restauration plus Hartschmelz des Antagonisten) ist bei Kompositen wie MZ100 geringer (Abb. 4-7)⁴⁸. Da sowohl der Volumen- als auch der Höhenverlust zu berücksichtigen ist, kann es bei Patienten mit ausgeprägter okklusaler Aktivität vorteilhaft sein, Materialien auf Polymerbasis zu wählen. In den letzten zehn Jahren sind die oben genannten Vorteile von Kompositblöcken auch den großen Dentalherstellern bewusst geworden, die

dank industrieller Fertigung Hochtemperatur- und Hochdruckpolymerisationsverfahren sowie einen höheren Füllstoffgehalt realisieren können. Die resultierenden Blöcke sind weitaus homogener und weisen weniger Fehler auf als manuell verarbeitete Komposite, weshalb sie auch als Hochleistungspolymere (*High Performance Polymers*, HPP) bezeichnet werden.

Trotz der ausgezeichneten klinischen Bewährung der ursprünglichen „niedrigfesten“ Feldspatkeramik Mark II und der attraktiven Spannungsabsorption von Hochleistungspolymeren hat der **Wunsch nach maximaler keramischer Festigkeit zur Entwicklung von verstärkten Glaskeramiken wie Lithiumdisilikat geführt. Außerdem wurde von der Fa. VITA unter dem Namen Enamic ein echtes Hybridmaterial in Form einer kunststoffinfiltrierten Glaskeramik („polymerinfiltriertes Keramiknetzwerk“) eingeführt.**

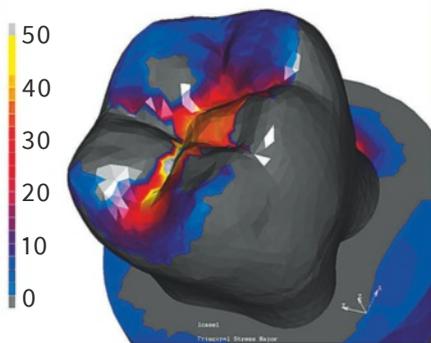


4-7

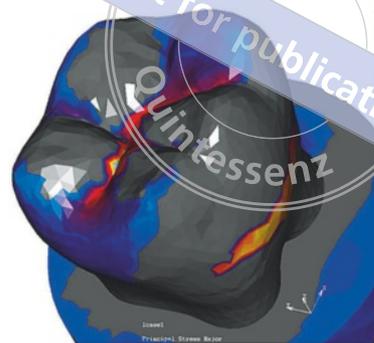
ABB. 4-7 Volumenverschleiß von Antagonistenpaaren. Der kumulierte Verschleiß durch MZ100 ist verglichen mit den drei Keramikmaterialien deutlich geringer. Das Komposit selbst verschleißt mehr als die Keramiken, aber das Verschleißvolumen entspricht im Umfang dem des antagonistischen Schmelzes. (Genehmigter Nachdruck aus Kunzelmann et al.⁴⁸)

ABB. 4-6 Finite-Elemente-Analyse von Overlay-Materialien. Dieses virtuelle Modell wurde mit der Finite-Elemente-Methode analysiert. Wie in dem Experiment der Abbildung 4-5 wurde die okklusale Belastung mit einem kugelförmigen Gegenkörper (*links*) simuliert. (*oben*) Maximale Hauptspannung (MPa) bei 700 N okklusaler Belastung: unterschiedliche Spannungsverteilung mit höheren Zugspannungen im Bereich der Okklusalfäche (insbesondere der Hauptfissur) im Fall der Keramikrestauration und höheren Spannungen am bukkalen Rand der Kompositrestauration. (*unten*) Maximale Hauptspannung (MPa) im vestibulooralen Längsschnitt durch die distale Wurzel: sehr ähnliche Spannungsverteilung für beide Materialien bei 200 N okklusaler Belastung im Vergleich zu 700 N. Bei 700 N wird mehr Spannung auf die Wurzel übertragen, was die tieferen Frakturen erklären könnte, die in den In-vitro-Experimenten beobachtet wurden^{37,45}. (Genehmigter Nachdruck aus Magne⁴⁷.)

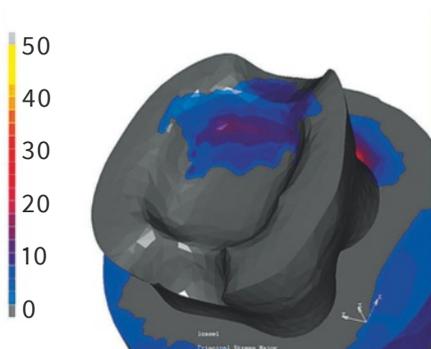
copyright by
not for publication
Quintessenz



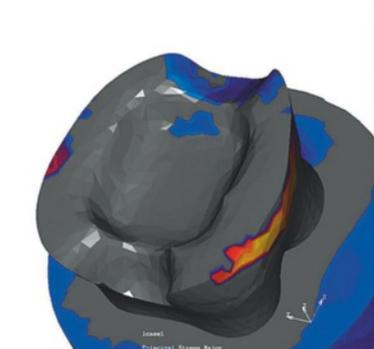
Keramik - 700 N



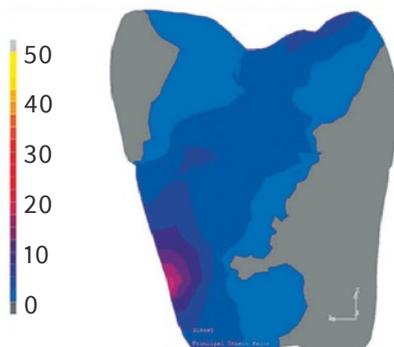
Komposit - 700 N



Keramik - 200 N



Komposit - 200 N



Keramik - 700 N



Komposit - 700 N

Lithiumdisilikat-Blöcke

Die 2006 eingeführte Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max CAD der Fa. Ivoclar wird in einem „blauen“ (teilkristallisierten) Zustand geliefert, der sich leichter fräsen lässt, und nach dem Fräsen durch Wärmebehandlung (20 bis 25 Minuten bei ca. 800°C unter Vakuum) in eine vollkristallisierte Glaskeramik umgewandelt. Mit einer maximalen Biegespannung von 360 MPa ist sie unter den CAD/CAM-Keramiken, die nicht auf Zirkonoxid basieren, diejenige mit der höchsten Festigkeit. Bei Verwendung dieses Materialtyps sind folgende Unterschiede zu polymerbasierten Werkstoffen zu beachten:

- Die Herstellung ist zeitaufwändiger (Kristallisationsbrand) und arbeitsintensiver, weshalb das Material eher für den semiindirekten Ansatz geeignet ist (Behandlung somit auch kostenintensiver).
- Aufgrund der inhärenten Sprödigkeit⁵⁰ neigt die Keramik dazu, [beim Fräsen zu splintern \(siehe Abb. 4-26a und b\)](#)⁵¹, verursacht einen höheren Werkzeugverschleiß der Fräser und erfordert eine größere Randdicke und Unterstützung (um glatte Ränder ohne Frakturen/Abplatzungen sicherzustellen) und damit auch eine invasivere Präparation der intakten Hartschicht (tiefere Hohlkehle/Schulter oder dickere Höckerüberkuppelungen).
- Für die adhäsive Befestigung ist zunächst eine 20-sekündige Ätzung mit 5%iger Flußsäure erforderlich (gefolgt von einer [Reinigung nach dem Ätzen und der Applikation eines Silans](#), siehe [Abschnitt 4.7](#)).
- Okklusionskorrekturen, falls erforderlich, sind technisch anspruchsvoller und erfordern mehr Polierarbeit mit speziellen Instrumenten (diamantierte Silikonräder).
- Wie bei allen keramischen Werkstoffen ist ein geringer Materialverschleiß in Verbindung mit einer deutlich [größeren Abnutzung des Schmelzes natürlicher Antagonisten zu erwarten \(siehe Abb. 4-7\)](#)^{48,49}.

ABB. 4-8 In-vitro-Überleben von Komposit- und Lithiumdisilikat-Kronen und -Endokronen ohne zirkuläre Umfassung nach beschleunigter Ermüdung. Dieser Versuch wurde unter ähnlichen Bedingungen wie diejenigen der Abbildungen 4-5 und 4-6 durchgeführt. Wurzelbehandelte Molaren mit umfangreichem koronalem Substanzverlust, die mit CAD/CAM-Endokronen und -Kronen aus einer „Resin-Nanokeramik“, vorzugsweise über einer kurzen Aufbaufüllung (*links*) und ohne zirkuläre Umfassung (*ferrule*), restauriert waren, überlebten Belastungen, die mit 800 N deutlich über dem physiologischen Niveau lagen. Lithiumdisilikat-Kronen mit und ohne Aufbaufüllung (Endokronen) übertrafen ebenfalls alle Erwartungen. [Weitere Informationen zu Endokronen finden sich in Abschnitt 4.6 und Abbildung 4-19.](#) (*Genehmigter Nachdruck aus Magne et al.*⁵⁷)

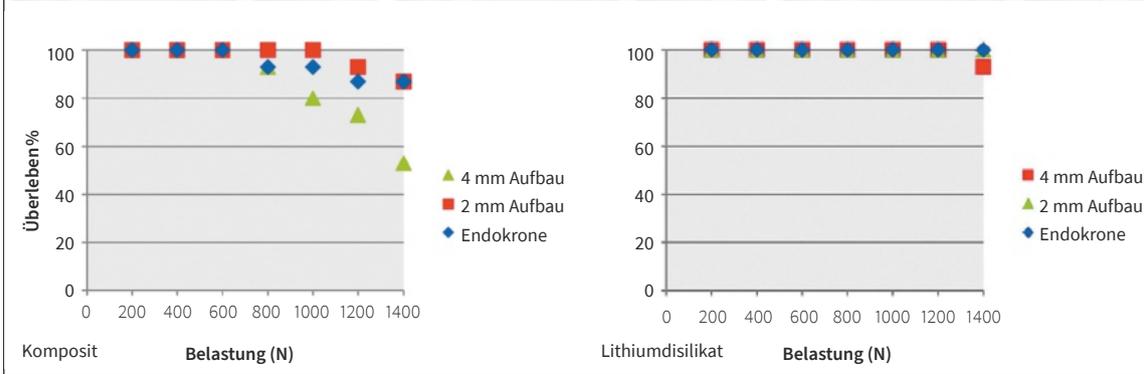
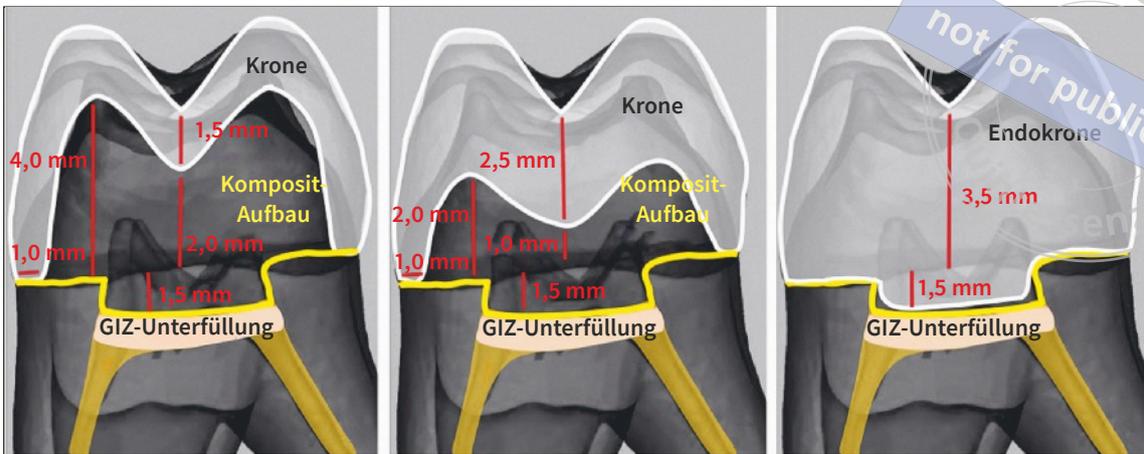
- Die konkurrenzlose Festigkeit des Materials kann die der natürlichen Hartschicht übertreffen, was sowohl als Vorteil (hohe Überlebensdauer der Restauration, [Abb. 4-8](#)) als auch als Nachteil (mehr katastrophale Frakturen) angesehen werden kann⁵².

Neuere Blöcke aus Lithiumsilikat (Obsidian, Fa. Glidewell) und zirkonoxidverstärkter Lithiumsilikat-Glaskeramik (z. B. Suprinity, Fa. VITA, Celtra und Celtra Duo, Fa. Dentsply Sirona) sind IPS e.max CAD gefolgt, müssen aber noch im klinischen Einsatz evaluiert werden³³.

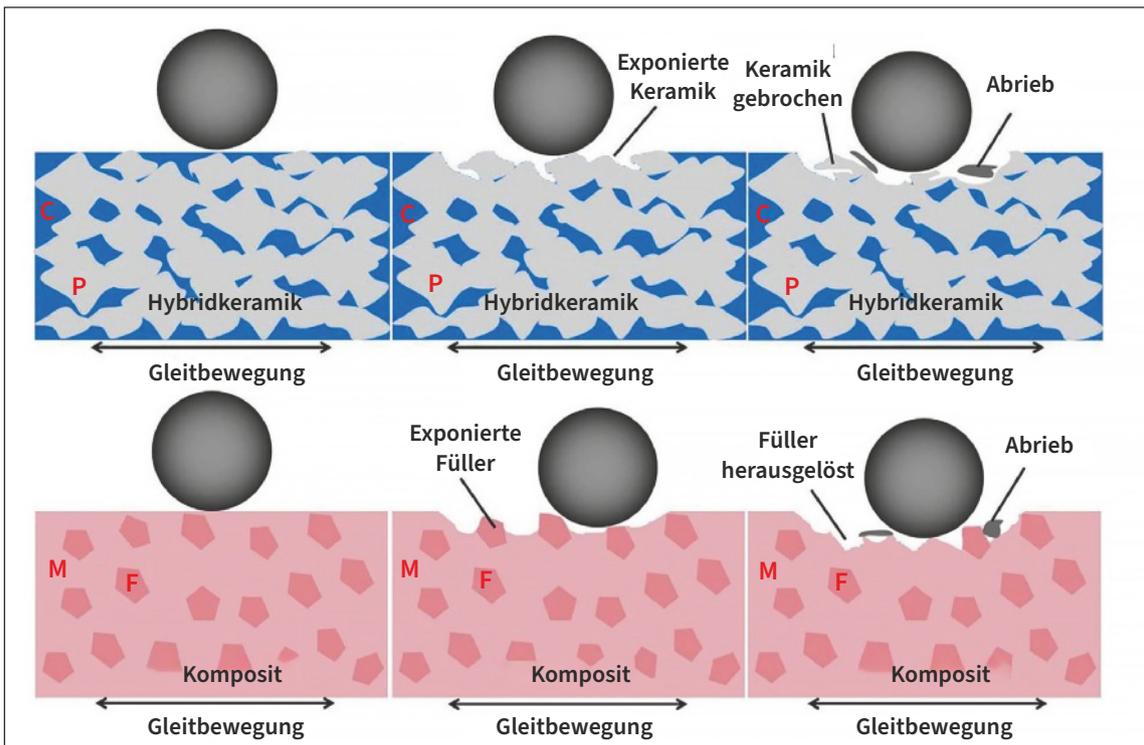
Hybridkeramik

Enamic-CAD/CAM-Blöcke (Fa. VITA) werden durch Infiltration eines teilgesinterten Glaskeramikgerüsts mit einer UDMA/TEGMA-Mischung hergestellt⁵³. Das ursprüngliche Verfahren wurde bereits 1997 von Giordano patentiert⁵⁴. Aufgrund seines echten Hybridcharakters hat dieses Material eine mittlere Elastizität (Elastizitätsmodul 30 GPa), die zwischen der von Dentin (14 GPa) und der von Schmelz (80 GPa) liegt, und zugleich eine schmelzfreundliche Abrasivität ähnlich der von Hochleistungspolymeren⁴⁹. Zudem lässt es sich hervorragend bearbeiten³³. Das Abnutzungsmuster ähnelt dem von Schmelz ([Abb. 4-9](#)), wobei sich zuerst die Kunststoffphase abnutzt (ähnlich dem interprismatischen Schmelz), gefolgt von der Exfoliation der keramischen Phase (bzw. der Schmelzprismen)⁵⁵. **In Anbetracht dessen ist Hybridkeramik ein hervorragender biomimetischer Kandidat**⁵⁶. Die Schritte der Oberflächenkonditionierung für die Verklebung von Enamic-Restaurationen entsprechen jedoch eher denen für Keramik (Flußsäureätzung und Silanisierung, siehe [Tabelle 4-5](#)). Wie bei Hochleistungspolymeren ist eine ästhetische Individualisierung nur durch kunststoffbasierte Zusätze möglich (Oberflächenbemalung oder Cutback und Verblendung mit Komposit). Ob Hybridkeramik der biomimetisch beste Dentin-Schmelz-Hybridersatz ist, muss noch durch Forschungsarbeiten validiert werden.

copyright by
not for publication



4-8



4-9a

4-9b

ABB. 4-9 Abnutzung von Hybridkeramik und Komposit. Schematische Darstellung des Verschleißprozesses auf (a) Vita Enamic (Hybridkeramik) und Komposit. C: keramische Phase, P: Polymermatrix, F: Füllstoffpartikel, M: Kunststoffmatrix. (Genehmigter Nachdruck aus Xu et al.⁵⁵)

Inlays und Onlays aus CAD/CAM-Komposit

Von Hand geschichtete (manuell hergestellte) Komposit-Inlays und -Onlays hängen in ihrer Qualität von den Fertigkeiten des Ausführenden ab und können Spalträume und Poren sowie Inhomogenitäten und einen unzureichenden Konversionsgrad (55 bis 67 %) aufweisen. Dagegen lassen sich die Blöcke, aus denen ihre CAD/CAM-Gegenstücke gefräst werden, während der Herstellung mit Hitze und Druck behandeln, was sich vorteilhaft auf die physikalischen Eigenschaften auswirkt, da die Dichte erhöht wird (Verringerung von Defekten)⁵⁸ und Konversionsraten von bis zu 95 % erreicht werden, sofern reines UDMA verwendet wird (anstelle von Bis-GMA und TEGDMA)⁵⁹.

Heute ist eine große Auswahl an polymerbasierten CAD/CAM-Blöcken erhältlich (Tabelle 4-2)^{60,61}. Für

Seitenzahnrestorationen werden Komposite mit hoher Transluzenz (HT) empfohlen. Zur adhäsiven Konditionierung ist eine Flusssäureätzung bei den meisten Kompositblöcken ungeeignet. Stattdessen wird im Allgemeinen eine **Vorbehandlung mittels Sandstrahlen und Silanisierung durchgeführt, um die Verbundfestigkeit zu erhöhen** (siehe **Abschnitt 4.7**)^{62,63}. CAD/CAM-Komposit-Inlays und -Onlays können mit verschiedenen Individualisierungstechniken ästhetisch optimiert werden, die von keiner Behandlung (monolithisch) über eine Oberflächenfärbung (mit Effektfarben und Glasurkunststoff, z. B. Optiglaze, Fa. GC, Abb. 4-10) bis hin zum **Cutback und der Schichtung von schmelzähnlichem Material** (siehe **Frontzahnfall in Abb. 4-26 bis 4-31**) reichen. Die Standard-Vorbehandlung (Sandstrahlen und Silan oder Spezialprimer) muss auch auf die zu charakterisierende oder zu verblendende Oberfläche angewendet werden.

TABELLE 4-2 Ausgewählte CAD/CAM-Kompositblöcke mit ihren Zusammensetzungen und Eigenschaften

Material	E-Modul (GPa)	Biegefestigkeit (MPa)	Füllstoff (Gew.-%)*	Kunststoffmatrix*
Hybridkeramik – Enamic (Fa. VITA)	21 ⁶⁰ –34,5 ⁶¹	160*–202 ⁶⁰	Gesintert (86)	UDMA, TEGDMA
Grandio Blocs (Fa. Voco)	14,8 ⁶¹ –18*	333*	Nanohybrid (86)	UDMA, DMA
Paradigm MZ100 (Fa. 3M)	14,1 ⁶¹	190 ⁶⁰	Mikrohybrid (85)	Bis-GMA, TEGDMA
Lava Ultimate (Fa. 3M)	12,1 ⁶¹ –12,8 ^{60*}	204*–248 ⁶⁰	Nanofüller (80)	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA
Cerasmart (Fa. GC)	10,4 ⁶¹ –12,1 ⁶⁰	231*–234 ⁶⁰	Mikrohybrid (71)	Bis-MEPP, UDMA, DMA
Brilliant Crios (Fa. Coltène/Whaledent)	10,3*–11 ⁶¹	198*	Mikrohybrid (70)	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA
Tetric CAD (Fa. Ivoclar Vivadent)	10,2*	274*	Nanohybrid (71)	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA
Shofu Block HC (Fa. Shofu)	8,8 ⁶¹ –9,6*	191*	Mikrohybrid (61)	UDMA, TEGMA

*Herstellerangaben.

ABB. 4-10 Paradigm MZ100 Onlay. (a) Typische Ermüdungsfraktur eines Höckers unter einer alten Amalgamfüllung. (b) Die Entfernung der vorhandenen Füllung machte eine ausgedehnte Sekundärkaries und Abbauprodukte sichtbar. (c) Nach der Exkavation und Präparation wurden das gesamte freiliegende Dentin mit OptiBond FL (Kerr) versiegelt und die Unterschnitte mit Komposit ausgefüllt. Das CAD/CAM-Onlay wurde aus Paradigm MZ100 gefräst (d) und nach dem Fräsen manuell hinsichtlich seiner Morphologie (Fossae und Fissuren, e) und Ästhetik verfeinert. Nach dem Pulverstrahlen (max. 50 µm Al₂O₃ bei 2 bar), der Silanisierung (f) und der anschließenden Wärmetrocknung wurden die Fissuren mit einer intensiven, braunen Farbe behutsam charakterisiert (g und h). Nach der Polymerisation dieser Effekte wurde das Onlay glasiert und unter Glycerin gel anschließend auspolymerisiert (i). (j bis l) Vergleich der Ausgangssituation und des Behandlungsergebnisses. (Das Onlay wurde mit vorgewärmtem lichterhärtendem Füllungskomposit befestigt. **Siehe Abb. 4-23 für die Schrittfolge beim Einsetzen von Kompositinlays.**)





4-10a



4-10b



4-10c



4-10d



4-10e



4-10f



4-10g



4-10h



4-10i



4-10j



4-10k



4-10l

CAD/CAM-Komposit-Inlays steigern nicht nur die Ermüdungsbeständigkeit von Zähnen mit großen Klasse-II-MOD-Defekten im Vergleich zu direkten Komposit-Restaurationen (Abb. 4-11), sondern beseitigen auch das Problem von Schmelzrissen aufgrund der Polymerisationsschrumpfung, da der V-Faktor praktisch entfällt (siehe Kapitel 3, Seite 304)^{64,65}.

Präparationsregeln für adhäsive Restaurationen

Wie bei direkten Restaurationen hängt die Präparationsgestaltung zunächst vom Umfang der Karies, dem Grad der Demineralisation des angrenzenden Schmelzes, etwaigen Schmelz- oder Dentinverfärbungen, die sich negativ auf die Ästhetik auswirken könnten, und der Geometrie der zu ersetzenden Restauration ab. In jedem Fall ist das Prinzip des maximalen Substanzerhalts zu beachten, und Randleisten, Cristae obliquae und gesunde Kauflächen müssen erhalten bleiben, auch wenn der Schmelz nicht mehr vollständig dentingestützt ist. Wenn Metallrestaurationen ersetzt werden, liegt die Kavitätenform bereits fest, und die Präparation muss nur noch die approximalen Ränder verjüngen, nachdem alle kariöse Substanz entfernt wurden. Dentinunterschnitte infolge alter, retentiver Kavitätenformen oder der Kariesentfernung, müssen nicht beseitigt werden. Sie werden vor der Abformung „additiv“ mittels IDS und Kavitätenliner („Bio-Unterfüllung“) entfernt. **Tief subgingivale proximale Präparationsränder können mithilfe von direkten Kompositfüllungen angehoben werden (siehe Kapitel 3, Abschnitt 3.10).** Für eine optimale Ausarbeitung und Adaptation werden okklusal und approximal 90°-Stufen empfohlen. Approximale und okklusale Extensionen werden möglichst minimal gehalten und können in Kontaktbereichen platziert werden. Wieder empfiehlt sich die **Verwendung oszillierender Präparationsinstrumente (Prep Ceram Instrumente Nr. 51 und 52, Fa. KaVo, siehe Abb. 4-15),** um

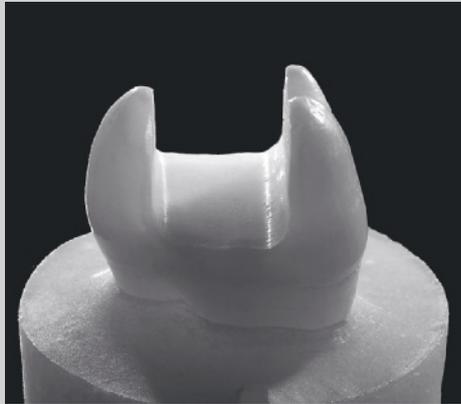
die proximale Kavitätenform zu optimieren und auszuarbeiten, ohne eine Substanzschädigung der Nachbarzähne zu riskieren.

Höckerschutz und Kroneninfraction

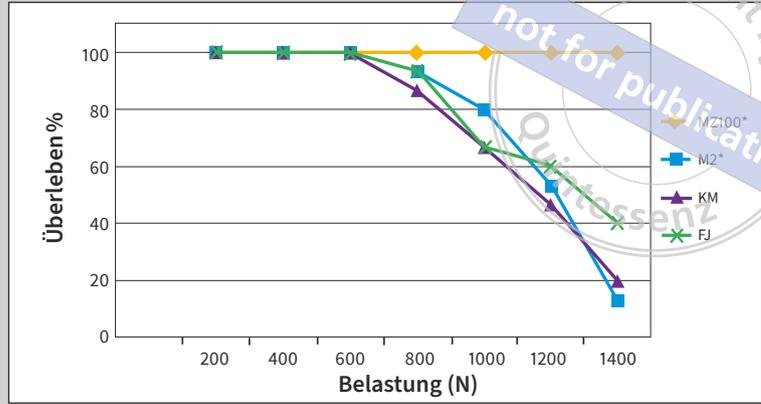
Dünne, isolierte Resthöcker (weniger als 1,5 mm Dicke an der Basis oder über die Höckerspitze verlaufender okklusaler Präparationsrand) können überkuppelt und mit 0,5 bis 1 mm- Komposit bedeckt werden (1,5 mm bei Keramik). In diesem Fall sorgen eine Hohlkehle oder verschiedene Grade von „Veneerlay“-Designs für einen optimalen Randschluss und einen ästhetischen Übergang zum intakten Schmelz (Abb. 4-12, **siehe auch Abb. 4-20a und 4-20b**). Die Überkuppelung unterminierter Höcker wird normalerweise bei Kroneninfractionen empfohlen⁶⁶. Onlays liefern eine extrakoronale Stabilisierung und schützen vor weiterer Rissausbreitung. Andererseits haben Opdam und Roeters⁶⁷ gezeigt, dass geschwächte Höcker bereits allein durch den adhäsiven Verbund stabilisiert werden, unabhängig von einer eventuellen Überkuppelung⁶⁷. Die Autoren fanden keinen Einfluss eines Höckerschutzes auf die Linderung der Symptome bei Kroneninfractionen. Andere Studien dagegen betonen die stabilisierende Wirkung eines Höckerschutzes⁶⁸⁻⁷¹. Unabhängig davon gilt: Ob Überkuppelung oder nicht – ein geschwächter Höcker ist immer eine Herausforderung.

Fennis et al.⁷² scheinen das klinische Dilemma des Höckerschutzes auf den Punkt zu bringen, wenn sie feststellen, dass die Überkuppelung von Höckern mit adhäsiven Restaurationen insofern interessant ist, als sie die Ermüdungsfestigkeit von Klasse-II-Restaurationen erhöht, während andererseits Frakturen von Restaurationen mit Höckerschutz katastrophalere Folgen für den Zahn haben, die praktisch unmöglich zu reparieren sind. Das Motto „Choose your poison!“ ist hier treffend.

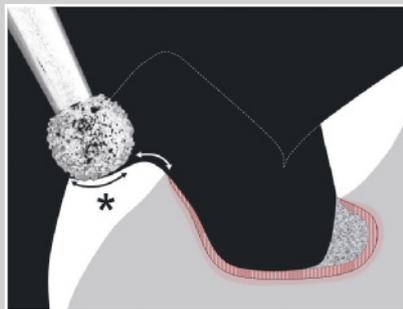
ABB. 4-11 Absolute Überlebensrate von großen MOD-Inlays aus Paradigm MZ100 im Vergleich zu direkten Restaurationen. Zu beachten sind die abgerundeten Innenkanten der großen MOD-Präparation (*links*). Die Versuche^{64,65} wurden mit ähnlichen Lastbedingungen wie diejenigen der Abbildungen 4-5, 4-6 und 4-8 durchgeführt. Verschiedene direkte Restaurationen (M2: vollgeschichtet mit Miris2, Fa. Coltène/Whaledent, KM: supergeschlossene Sandwich-Technik mit Ketac Molar, Fa. 3M, FJ: supergeschlossene Sandwich-Technik mit Fuji II LC, Fa. GC) beginnen bei 800 N zu versagen. Die CAD/CAM-Inlays aus Paradigm MZ100 überstanden den Bruchlastversuch dagegen zu 100 %.



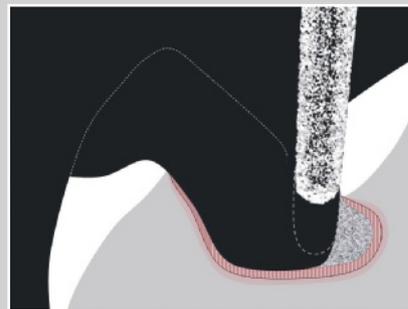
4-11a



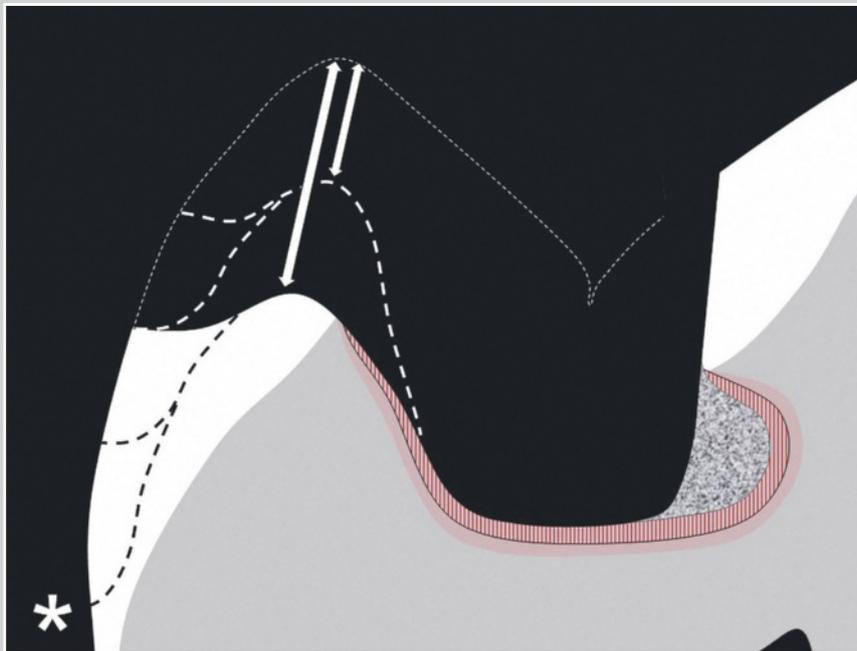
4-11b



4-12a



4-12b



4-12c

ABB. 4-12 Adhäsive Onlay- und Veneerlay-Präparationen mit Bio-Unterfüllung. Nach Platzierung der Bio-Unterfüllung (IDS + Komposit zur Verbesserung der Kavitätengeometrie und zum Ausfüllen von Unterschnitten) werden die Schmelzränder finiert (*a und b*). Sowohl für Komposit als auch für Keramik kann eine Hohlkehle (* *in a*) präpariert werden. Diese sorgt nicht nur für eine bessere Schmelzadhäsion (transversaler Prismenanschnitt), sondern auch für einen ästhetischen Übergang zwischen Restauration und Zahn^{73,74}. Die Dicke der Überkuppelung ist materialabhängig und reicht von 0,5 bis 1,0 mm für Komposit und verstärkte Lithiumsilikatkeramik (*kurzer Doppelpfeil in c*) bis hin zu 1,5 mm für normale Keramik (*langer Doppelpfeil in c*). Je nach Situation und Notwendigkeit einer Maskierung bzw. präventiven Maskierung (z. B. bei avitalen Zähnen) sind verschiedene Grade einer ästhetischen Verblendung möglich (*gepunktete bukkale Abschlusslinien in c*). Das sogenannte Veneerlay-Design (* *in c*) bietet das stabilste ästhetische Ergebnis, wobei der Rand der Gingivakontur folgt (*d*, siehe nächste Seite, Zahn 26 sowie Abb. 4-20a und 4-20b), und ist besonders im Fall einer kurzen klinischen Krone praktisch (*d*).



4-12d

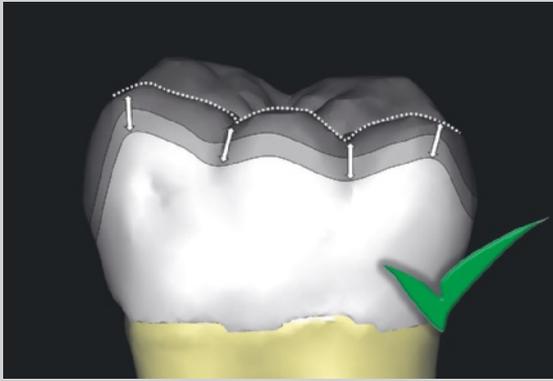
Die endodontische und parodontale Situation von Zähnen mit Infractionen muss sorgfältig geprüft werden. Die Präsenz einer lokalisierten tiefen Tasche (mehr als 6 mm) gilt als wichtiger Faktor bei der Entscheidung, ob der gebrochene Zahn erhalten oder extrahiert werden soll^{75,76}.

Im Fall eines konservativen Höckerschutzes ist wichtig, der Zahnanatomie zu folgen, um nicht nur an der Höckerspitze, sondern auch im Fissurenbereich ausreichend Platz für das Restaurationsmaterial zu schaffen (Abb. 4-13). Deshalb wird ein vorläufiges Wax-up und das Arbeiten mit davon abgeformten Silikonsschlüsseln empfohlen. [Weitere Informationen zu den so genannten „okklusalen Veneers“ finden sich in Kapitel 6, Abschnitt 6.8 \(siehe Abb. 6-20\).](#)

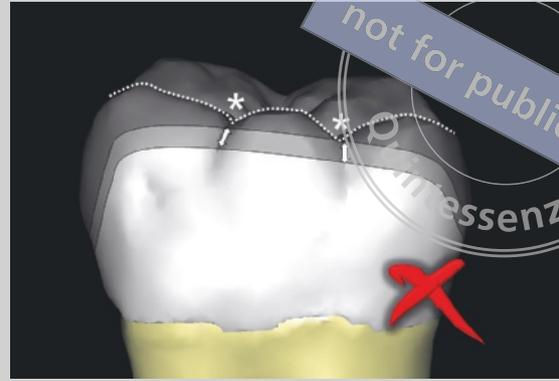
IDS – Bio-Unterfüllung

Seitenzähne profitieren sehr von einer IDS, wenn sie mit CAD/CAM-Restaurationen versorgt werden

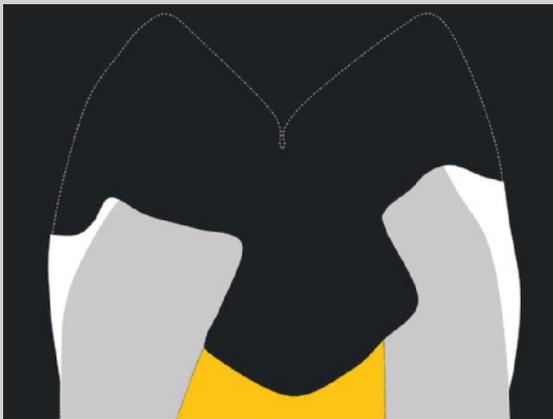
(siehe unten, Abschnitt „Mehr als 20 gute Gründe für eine IDS“)⁷⁷. Der Fräsprozess erlaubt keine Reproduktion scharfer Innenkanten und Unregelmäßigkeiten. Durch das Auftragen eines gefüllten Adhäsivsystems wie OptiBond FL (Kerr) kann nicht nur der sofortige Schutz der Dentinwunden gewährleistet, sondern auch die Präparationsoberfläche geglättet werden, ohne weitere Substanz zu opfern. Bei wurzelbehandelten Zähnen wird empfohlen, vor Beginn der IDS eine GIZ-Barriere von 1 mm Dicke zu platzieren (Abb. 4-14), um zu verhindern, dass der Wurzelkanal-sealer mit dem Lösungsmittel des adhäsiven Primers in Wechselwirkung tritt und eine kontaminierte Schmierschicht auf dem Dentin bildet. Wieder wird additives Komposit verwendet, um die Geometrie zu verbessern und unter sich gehende Stellen auszublocken (Abb. 4-15). **IDS und additives Komposit bilden eine „Bio-Unterfüllung“** (engl. „Bio-Base“, ein Begriff, der 2005 von Wendel Robertson und David Alleman geprägt wurde).



4-13a



4-13b



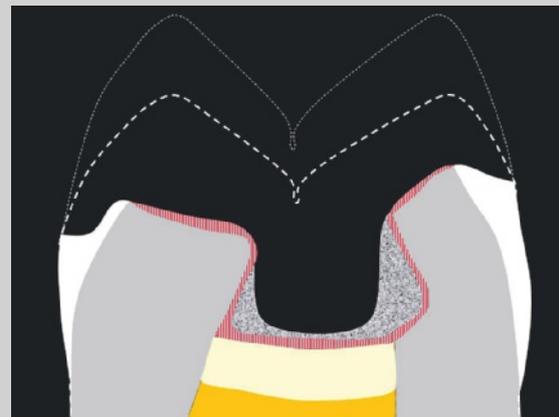
4-14a



4-14b



4-14c

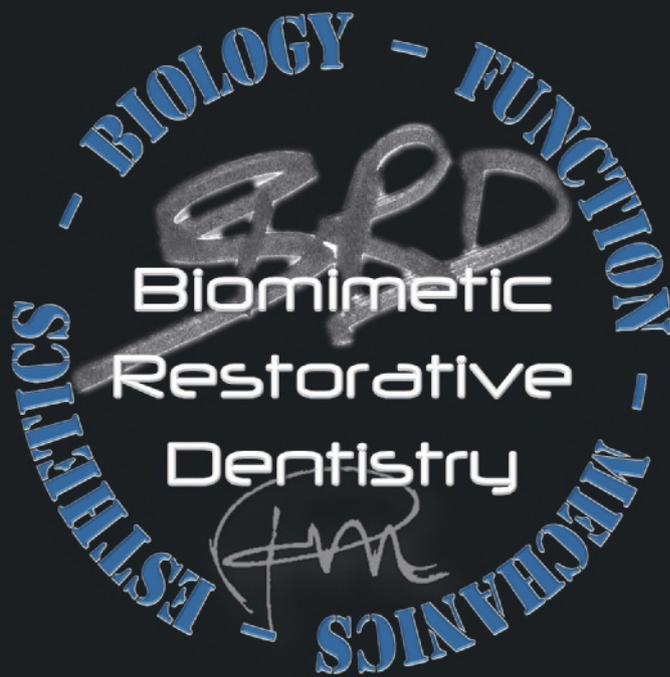


4-14d

ABB. 4-13 Konservativer Höckerschutz. (a) Bei der Überkuppelung von Höckern ist der primären Morphologie des Zahns zu folgen. (b) Eine plane Überkuppelung führt zu einer unzureichenden Dicke des Restaurationsmaterials im Fissurenbereich (*). Mit einem Silikonschlüssel der idealen okklusalen Morphologie (Wax-up) kann kontrolliert werden, ob überall eine ausreichende Reduktion vorliegt. Das Problem ist hier in der Ansicht von bukkal dargestellt, Gleiches gilt aber auch im vestibulooralen Querschnitt.



ABB. 4-14 Bio-Unterfüllung und Endokrone auf endodontisch behandelten Seitenzähnen (vestibuloorale Querschnitte). Nachdem das Dentin gereinigt und die Wurzelkanalfüllung abgeschlossen ist (a, Guttapercha in orange), wird eine GIZ-Barriere platziert (b), über der ein lichthärtendes gefülltes Dentinadhäsiv folgt (roter Liner in c und d). Zusätzlich platziertes Komposit, das als Onlay/Overlay-Präparation (c, siehe auch Abb. 4-15k) oder Endokronen-Präparation modelliert werden kann, vervollständigt die Bio-Unterfüllung. Die Endokrone eignet sich besonders für kurze klinische Kronen und bei eingeschränktem interokklusalem Freiraum, um eine ausreichende Keramikstärke zu erreichen (d).



ISBN 978-3-86867-598-6



9 783868 675986

www.quintessence-publishing.com