

Nr. 23
März 2019

REPORT

Aus der Forschung und Entwicklung der Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan / Liechtenstein



DIGITAL DENTURE
DER SCHNELLE
MONOLITHISCHE PROZESS

ivoclar
digital®

Dr. Thorsten Bock
Director
R&D Organic Chemistry



Der Weg zu einer hochwertigen und präzise passenden Prothetik beinhaltet bei der klassischen Fertigung von abnehmbarem Zahnersatz eine Vielzahl von arbeits- und zeitintensiven Teilaufgaben. Dem gegenüber steht, dass Zahntechnische Labore und Zahnärzte besonders in wirtschaftlicher Sicht zunehmend gefordert sind, die Patientenwünsche „Funktion“, „Ästhetik“ und „Langlebigkeit“ in effizienter, zuverlässiger und effektiver Weise zu erfüllen.

Vor diesem Hintergrund begann auf der IDS 2015 eine neue Epoche in der Fertigung von Zahnersatz: die Einführung des digitalen Workflows für die Totalprothetik mit den entsprechenden Werkstoffen der Ivoclar Vivadent AG. Die seither gesammelten Erfahrungen und Kundenberichte inspirierten uns bei Ivoclar Vivadent AG zu substanziellen Verbesserungen hinsichtlich des Prozesses und des Ergebnisses.

Hierbei sind wir den Bedürfnissen von Zahnärzten, Zahntechnikern und Patienten nachgegangen und haben Zuverlässigkeit, Wirtschaftlichkeit, Ästhetik und Langlebigkeit gleichermaßen optimiert. Das Ergebnis unserer Arbeit ist ein reibungsloser Prozess, der bei der anatomischen Abformung in Verbindung mit Centric-Tray und UTS CAD in der Zahnarztpraxis beginnt, im zahntechnischen Labor nach der Digitalisierung als 3D-BitePlate für die Funktionsabformung weitergeht und ohne Einprobe bereits beim dritten Patiententermin mit der Eingliederung der fertigen Prothese endet – und das in einer Qualität, die dem konventionellen Prozess in nichts nachsteht.

Zahlreiche technische sowie prozessuale Neuerungen flossen ein, so dass Zahnärzte und Zahntechniker nun schneller, einfacher und effizienter ein noch besseres Ergebnis erzielen. Die eingesetzten Software-Tools „Full Denture“ (3Shape), „CAM 5.0“ und „Ivoclar Digital Denture Zahnbibliothek“ begeistern durch aufeinander abgestimmte CAD/CAM-Prozesse. Der gesamte Prozess wurde von uns optimiert für den Einsatz von Prothesenbasen aus IvoBase CAD und Zahn-

bögen aus SR Vivodent CAD. Zahntechnische Labore werden u. a. die SR Vivodent CAD Disc in Kombination mit dem Smile Composer begrüßen, da so die Lagerkosten für Konfektionszähne stark gesenkt werden. Zudem sind Individualisierungen einfacher möglich und der Aufwand beim Verkleben von Zahn und Basis wird auf ein Mindestmass reduziert. Unser Augenmerk lag auch auf optimal integrierter Fertigung und höchster Prozesssicherheit mit der neuen Fräseinheit PrograMill PM7.

Bei Einsatz des von Ivoclar Vivadent und 3Shape entwickelten Aufmassprozesses und des einzigartigen Over-Size-Millings, profitiert der Patient durch eine hervorragende Qualität in Passung, Funktion und Bisslage. Alle durch das Verkleben hervorgerufenen Fehler werden prozessinhärent eliminiert. Dank der hohen Prozesssicherheit kann eine hochwertige Prothese mit einer Sitzung weniger als im konventionellen Ablauf hergestellt werden. Eine so geschaffene digitale Prothese ist zudem einfach reproduzierbar – z. B. bei Verlust oder Fraktur.

Der gesamte Ablauf, die Geräte, die Software und die Materialien wurden bei zahlreichen Tests in den zahntechnischen Laboren und der Klinik der Ivoclar Vivadent AG geprüft und die Funktionalität von externen Experten bestätigt. Die digitale Prothese der Ivoclar Vivadent AG erfüllt alle dentalmedizinischen Normanforderungen und kann sich bezüglich Qualität und Langlebigkeit mit konventionellen Prothesen in jeder Hinsicht messen.

Wir sind davon überzeugt, dass der neue Digital Denture-Prozess und die dazugehörigen Geräte, Software und Materialien einen Meilenstein des digitalen Designs und der Fertigung in der Totalprothetik darstellt. Der komplette Prozess ist für Zahnarzt, Zahntechniker und Patienten gleichermaßen wertvoll. Wir hoffen, Sie mit diesem Produkt zu überzeugen und freuen uns auf Rückmeldungen zu Erfahrungen, Erfolgen und Verbesserungen.

Inhalt

4 Clemens Häfele

Entwicklung und Prüfung von SR Vivodent® CAD (Multi)

- Einführung
- Chemie
- Prüfungen
- Einfärbung von SR Vivodent CAD
- Einfärbung von SR Vivodent CAD Multi
- Fazit

10 Roger Frei

Entwicklung und Prüfung von IvoBase® CAD

- Einführung
- Messmethodik
- Prüfablauf
- Materialvergleich
- Fazit

14 Roger Frei

Restmonomergehalt von IvoBase® CAD

- Zusammenfassung
- Warum enthalten Prothesenmaterialien Restmonomer?
- Warum kann Restmonomer auch bei industrieller Fertigung nicht stärker reduziert werden?
- Wie wird der Restmonomergehalt bestimmt?
- Wie unterscheidet sich der Restmonomergehalt in verschiedenen CAD/CAM-Materialien von Prothesen aus konventionellen Fertigungsmethoden?
- Wie relevant sind die gemessenen Restmonomergehalte für den Patienten?

20 Clemens Häfele

Entwicklung und Prüfung des IvoBase® CAD Bond Systems

- Einführung
- Chemie
- Prüfung mit an ISO-Norm angelegten Methoden
- Berechnungen
- Prothesenbruchtests
- Fazit

28 Dr. Kathrin Fischer

Externe Studien und Untersuchungen zur digitalen Prothese

- Labor- und In-vitro-Untersuchungen
- Klinische Fälle und Studien

36 Dr. Ronny Watzke / Dr. Frank Zimmerling / Frank Frenzel

Klinische Anwendung

- Digital Denture – Fertigung mit Aufmassprozess
- Verifizierung & Validierung
- Prozesssicherheit
- Reproduzierbarkeit
- Fazit



Clemens Häfele
Research Associate
R&D Removable Prosthetics

Entwicklung und Prüfung von SR Vivodent® CAD (Multi)

Einführung

Die klassische Herstellung abnehmbarer Prothetik ist ein von vielen zeitaufwendigen, handwerklichen Schritten geprägter Teilbereich der Zahntechnik. Es verwundert deshalb nicht, dass gerade in diesem Bereich schon länger danach gestrebt wird, die zeitintensive Arbeit zu erleichtern und den Prozess anwenderfreundlicher zu gestalten. Entscheidender Schritt hierfür ist die weitestgehende Digitalisierung der Fertigung.

Gerade die Digitalisierung des ästhetisch hoch anspruchsvollen Bereichs der Totalprothetik stellt die Entwickler jedoch vor grosse Herausforderungen. Mit entsprechenden Kunststoffzahnmaterialien können zwar aufwendig geschichtete, konfektionierte Zähne mit hoher Ästhetik gefertigt werden, doch sind diese relativ schwierig in einen digitalen Prozess einzubinden. Grund ist das meist unumgängliche Kürzen konfektionierter Zähne, welche die Prothesenbasis durchdringen. Ivoclar Vivadent hat es mit dem patentierten „Glue & Mill-Prozess“¹ geschafft, eine praktische Basis zu etablieren, um die hochästhetischen Zähne in den digitalen Prozess einzubinden. Die Zähne werden dabei vollständig in die Prothesenbasis eingefügt und anschliessend durch ein basales Fräsen der Prothesenkontur (falls notwendig) gekürzt. Mit dem Verwenden von Konfektionszähnen ergeben sich aber andere Probleme, zum Beispiel die mangelnde Individualisierbarkeit, die aufwendige Verklebung, die Verwendung einer Transferschablone, gewöhnlich einer gefrästen Schablone zum positionsgenauen Fixieren, sowie die Lagerhaltung vieler Zähne in mannigfaltiger Form, Farbe und Grösse.

Die Herausforderung war nun, eine digital verarbeitbare – im konkreten Fall eine fräsbare – Materialscheibe zu entwickeln und dabei keine Einbussen bezüglich Materialqualität und Ästhetik in Kauf nehmen zu müssen.

Chemie

Für die monochromatisch eingefärbten SR Vivodent CAD-Rohlinge wurde das bewährte DCL-Material verwendet. Die Abkürzung DCL steht für engl. Double Cross-Linked, was „doppelt vernetzt“ bedeutet und auf die gute chemische Beständigkeit durch hohe Vernetzung hinweist. Die Formgebung und Grösse des verwendeten hochvernetzten, organischen Füllstoffes wurde für beste Glanzbeständigkeit sowie Polierbarkeit angepasst und weist ausserdem eine stark reduzierte Abrasionsanfälligkeit auf. Mit dem verwendeten DCL-Material wurde eine sichere Materialbasis geschaffen um die hohen Anforderungen an ein Material für den permanenten Einsatz auch entsprechend erfüllen zu können.

Um mit einem monochromatisch eingefärbten Material Zahnkörper mit guter Ästhetik verwirklichen zu können, sind einige technische Kunstgriffe nötig. In einem aufwendigen Verfahren wurden die bestehenden Zusammenhänge zwischen der Einfärbung mit Pigmenten, der Streuwirkung der transparenten Füller und der Opazität der Harzmatrix untersucht und in weiterer Folge eine ideale Abstimmungsvariante gefunden und zum Patent angemeldet². Mit dieser ist es nun möglich, Prothesenzähne oder auch Zahnsegmente zu schleifen, die einen transparenten Schneidbereich haben und trotzdem in ihrer Tiefe das nötige Chroma besitzen.

Der im Material zur Anwendung kommende Füller weist eine spezielle Schotter-Kontur auf und hebt sich damit von den vielfach in Zahnmaterialien zur Anwendung kommenden sphärischen Füller-Partikeln ab. Mit dieser Kontur ist gewährleistet, dass ein Abtrag der umgebenden, etwas weicheren Matrix nicht zum sofortigen Ausbruch des Füllerkorns führen kann.

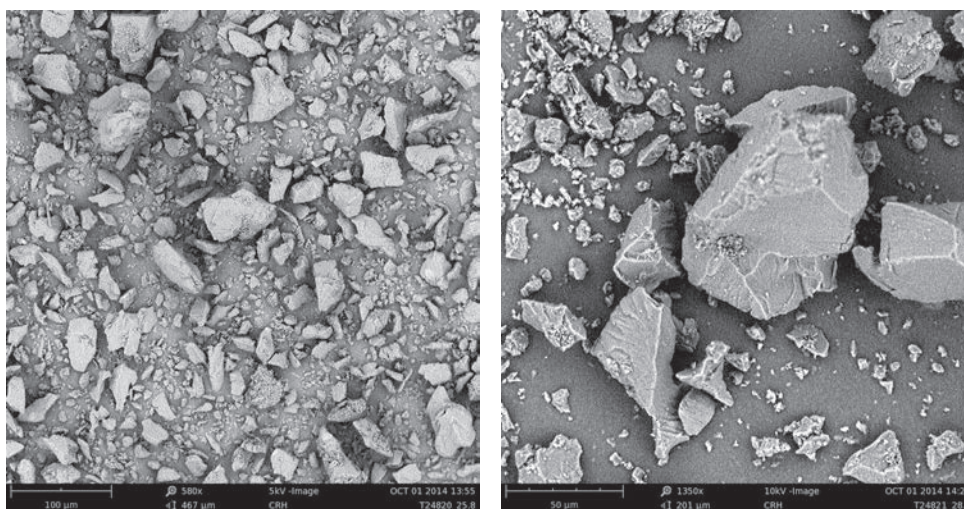


Abb. 1 Füllerpartikel DCL-Material

Die in den beiden abgebildeten REM-Bildern (bei 580 bzw. 1'350-facher Vergrösserung) sichtbaren Füllerpartikel zeigen das gewünschte an Schotter erinnernde Aussehen. Dabei weisen die Partikel selbst keine strukturelle Schäden auf.

Prüfungen

Spezifische Materialprüfungen für Zahnmaterialscheiben sind bisher nicht definiert worden. Um die Materialien möglichst realitätsnah zu prüfen, kommt die aktuelle Norm für konventionelles Zahnmaterial (ISO 22112:2017) zur Anwendung. Im Wesentlichen betrifft dies unter anderem folgende materialspezifische Prüfungen:

- Verbundfestigkeit mit Prothesenkunststoffen
- Beständigkeit gegen Ausbleichen, Verformung und Rissbildung
- Farbbeständigkeit
- Masshaltigkeit

Grundsätzlich wurden für diese Prüfungen zuerst Zähne in der passenden Geometrie aus den Scheiben gefräst und anschliessend wie gewöhnliche, konfektionierte Prothesenzähne geprüft. Als Referenz dienten dabei die mit Letzteren erhaltenen, typischen Werte. Ergänzend dazu wurden Prüfungen für Zahnsegmente erarbeitet. Um den statischen Vorteil durch eine Zahnmaterialverbrückung belegen zu können, wurden verklebte Zahnsegmente und verklebte Einzelzähne jeweils unter den identen Bedingungen geprüft. Eine Ausweitung dieser Untersuchungen erfolgte im Rahmen der Prüfung des Klebesystems IvoBase CAD Bond, durch ein Prüfen definierter Prothesengeometrien (siehe ab Seite 16).

Mit der Herstellung einer Materialscheibe in einer Stärke von 20 mm änderte sich der Herstellprozess grundsätzlich. Im Rahmen der Herstellung von Konfektionszähnen werden jeweils nur sehr dünne Materiallagen (= Schichten) eingebracht und final entsprechend kleinvolumige Körper (Konfektionszähne haben oftmals ein Volumina von weniger als 1 ml) polymerisiert. Eine Bulk-Polymerisation, wie sie nun erforderlich war, brachte diverse Eigenheiten mit sich. So ist für eine gute Materialqualität eine möglichst gleichmässig verlaufende und schonende Polymerisations- und Vernetzungsreaktion erforderlich. Mögliche Materialfehler wie Porositäten oder inhomogene Materialeigenschaften werden damit vermieden. Während Porositäten im Rahmen der Inprozess-Kontrolle festgestellt werden können, bedarf es für die Prüfung der Homogenität anderer Prüfmethode. Als eine der nützlichsten, eigens dafür entwickelten Methoden hat sich die sogenannte Chipping-Prüfung herausgestellt. Dabei werden aus den Scheiben gefräste Zahngeometrien bis zum Bruch belastet. Das Bruchbild und die bis zum Materialversagen benötigte Kraft geben Auskunft über die Qualität der Polymerisation und die Materialhomogenität, aber auch über eine zu hohe Sprödigkeit des Systems.

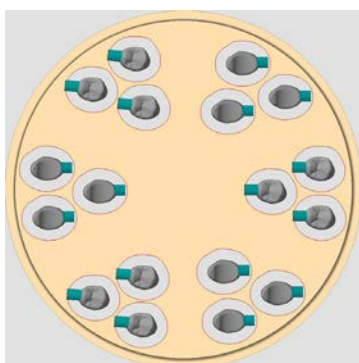


Abb. 2 Anordnung der Zähne in einer Materialscheibe zur Durchführung einer Chipping-Prüfung:
Jeweils drei Prüfkörper sind in Orientierung bezüglich Höhe und Ausrichtung ident. Es werden abwechselnd Zahngeometrien mit Ausrichtung nach oben bzw. unten gefräst und diese dabei auf drei verschiedenen Höhenpositionen in der Scheibe positioniert.



Abb. 3 Der in dieser Abbildung gezeigte Zahn (NU5 Zahn 5) ist unter einer Last von deutlich mehr als 1000 N (d.h. ca. 100 kg) gebrochen. Der Bruch erfolgte dabei in einer typischen Weise in Form einer grossen Absplitterung im bukkalen Bereich. Eventuelle Spannungen im Zahnmateriale würden sich durch glatte Bruchbilder bei niedrigeren Belastungen bemerkbar machen.

Einfärbung von SR Vivodent CAD

Es stellte sich nun die entscheidende Frage, inwieweit die gegenüber Prothesenzähnen bestehenden hohen ästhetischen Erwartungen von einem monochromatisch eingefärbten Material erfüllt werden können. Dank der aufwendigen Entwicklung der SR Vivodent CAD – einer Zahnmaterial-Scheibe – kann man getrost sagen: **ja, die Erwartungen sind erfüllbar.** Die SR Vivodent CAD weist einige einzigartige Materialeigenschaften auf, die ihre aussergewöhnliche Ästhetik begründen, darunter folgende Schlüsseleigenschaften:

- Monochromatische Einfärbung in Kombination mit
- Multieffekt mit Tiefenchroma durch entsprechende Füllerwahl
- Bewährtes, gutes Zahnmaterial

Die vorliegende, monochromatisch eingefärbte Scheibe ist mit jeder Fräsmaschine mit geeignetem 98,5-mm-Halter verwendbar. Die Positionierung der Zahngeometrien kann in jeder Lage in der Scheibe mittels intuitiver Software erfolgen. Dass mit der angepassten, monochromatischen Einfärbung erzielte ästhetische Resultat übertrifft bei Weitem die Erwartungen an ein „Mono“-Material. Dies vor allem deshalb, weil das Material aufgrund des gewählten Füllertyps und der eingestellten Opazität in der Lage ist, auch in tiefen, stärkeren Schichten ein „Mehr“ an Farbwirkung (= Chroma) zu zeigen. Zugleich wird in den dünner auslaufenden Bereichen genügend Licht durchgelassen, um den benötigten Schneideeffekt zu generieren.

Einfärbung von SR Vivodent CAD Multi

Mit dem Vorliegen der SR Vivodent CAD und ihrer guten Ästhetik kam nun der Ruf nach einer weiteren Verbesserung der Farbwirkung auf. Diese mündete in die Entwicklung einer multichromatisch eingefärbten Zahnmaterialscheibe, der nun vorliegenden SR Vivodent CAD Multi Zahnmaterialscheibe.

Nachdem die Positionierung eines Einzelzahns oder eines Segmentes mehr oder weniger zufällig in der runden Scheibe erfolgt, mussten Lösungsansätze mit 3D-Geometrien (z.B. Dentinkerne in Form von Erhöhungen) ausgeschlossen werden. Für eine Multicolor-Scheibe war deshalb einzig eine rotationssymmetrische Anordnung – im einfachsten Fall eine plane Schichtung – möglich. Dies wurde, wenn auch in deutlich verbesserter Weise, umgesetzt. Es war vorgesehen, in der Scheibe nur eine Höhenpositionierung und maximal ein leichtes Anstellen der Zahn- bzw. Zahnsegment-Geometrien zu ermöglichen. Dabei mussten einige wichtige Rahmenbedingungen erfüllt werden:

- Multilayer-Optik (d. h. sich klar abgrenzende Schneide)
- Jeder Zahn muss alle Schichten beinhalten.
- Schichtungsübergänge dürfen nicht sichtbar sein.
- Maximale Farb- und Opazitätsänderung in den Schichten

Im Hinblick auf diese Bedingungen konnte im Folgenden nur ein innovativer Sonderweg beschritten werden. Es war unumgänglich, ein völlig neues Schichtungskonzept auszuarbeiten. Zur Erzielung einer Multilayer-Optik musste ein Schneide- und ein Dentin-Material mit entsprechend typischen optischen Eigenschaften (Opazität bzw. Chroma) zum Einsatz kommen. Die Tatsache, dass für eine einheitliche Ästhetik sowohl sehr kleine als auch sehr grosse Zähne alle Schichten beinhalten mussten, limitierte die Anzahl der Farbschichten auf drei bis maximal vier. Damit ergab sich die Herausforderung, mit wenigen Schichten einen deutlichen Opazitäts- und Farbintensitäts-Wechsel zu schaffen, ohne sichtbare Übergänge, wie sie bei planparallel geschichteten multichromatischen Scheiben oftmals zu sehen sind. Gerade verlaufende Übergänge schaffen in den geschwungenen Zahnkonturen sehr auffällige Abrisse, die selbst auf grössere Distanz auffallen und die Ästhetik stark negativ beeinträchtigen.

Gelöst werden konnte diese Herausforderung mit einer eigens entwickelten, aufwendigen dreidimensionalen Gestaltung der Schichtungsübergänge – einer sogenannten Mikrostrukturierung. Kleine, abgeflachte Näpfchen mit nur 0,7 mm Höhe ragen aus der Grenzfläche jeweils in die hellere Schichtung hinein und schaffen so eine horizontale Durchdringung der gewöhnlich planen Schichtungsgrenze. Diese mit einem Abstand von 2,5 mm auf Linien angeordneten Näpfchen sind jeweils zur den auf der davor und danach liegenden Anordnung um eine halbe Periode verschoben.

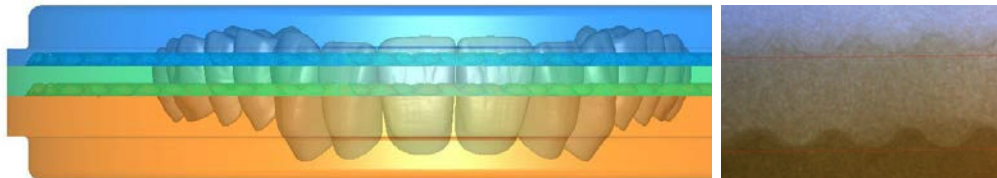


Abb. 4 Die Abbildung links zeigt eine grafische Visualisierung eines in einer Multischeibe liegenden Zahnsegmentes. Gut zu sehen ist der in blau gehaltene, deutliche Schneideanteil. Jeder einzelne Zahn besitzt alle drei Schichtungen. Die Abbildung rechts zeigt einen dünnen Schnitt durch eine Scheibe, deren Schichtungen unterschiedlich stark eingefärbt wurden, um die Schichtungen ausmessen zu können.

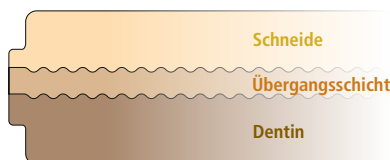


Abb. 5 In dieser Abbildung wird der Aufbau der Scheibe dargestellt. So umfasst das Dentinmaterial den grössten Teil der Scheibe. Die 2,75 mm starke Mittelschicht schafft einen optisch perfekten Übergang zum deutlich helleren und weniger opaken Dentin. Die Näpfchen, die in die jeweils hellere Schichtung ragen, sind hier deutlich sichtbar, wobei jedoch nur ein (unrealistischer) paralleler Schnitt durch die Scheibe die gezeigte, regelmässige Übergangsstruktur ergibt. Die gekrümmten Aussenkonturen von Zähnen führen zu entsprechend variiierenden Erhöhungen.

Was damit bewirkt wird, ist schnell erklärt: Wird aus dem so an der Grenzfläche strukturierten Material eine Zahngeometrie gefräst, erfolgt der Schnitt aufgrund einer gewölbten Form der Geometrie an einem willkürlichen Ort in der Übergangsstruktur. Dabei kann zufällig ein Tal oder eine Erhebung (= Näpfchen) getroffen werden. Konsequenterweise ergeben sich damit völlig willkürlich gebogene Mikroübergänge an der Aussenfläche der gefrästen Zähne. In Verbindung mit der Tatsache, dass bei der horizontalen Betrachtung des Übergangs die dahinter verlaufenden Näpfchen versetzt sind, verschwimmt der Übergang zu einer nicht wahrnehmbaren Schicht mit etwa 0,7 mm Stärke. Dies sorgt für einen harmonischen Ausgleich zwischen den verschiedenen Einfärbungen. Im Prinzip gelingt es mit diesem Strukturierungskonzept mit drei real existierenden Schichten zwei weitere Übergangsschichten an den Grenzflächen zwischen den Schichten zu generieren. Damit werden die für die perfekte Ästhetik erforderlichen stärkeren Abstufungen in der Farbe- wie auch der Opazität überhaupt erst möglich.

Fazit

Mithilfe eigens dafür entwickelter Farbkonzepte – im Falle der Multi-Scheibe auch zusätzlicher Schichtungskonzepte – gelang die Herstellung von Zahnmaterialscheiben, die die hohen ästhetischen Erwartungen an ein Zahnmaterial für die abnehmbare Prothetik erfüllen. Bei der Materialwahl wurde auf das hochwertige und langzeitbewährte Material DCL zurückgegriffen. Die Kombination von guter Ästhetik und Hochleistungsmaterial spielt ihre Stärken gegenüber den auf dem Markt vorhandenen PMMA-Scheiben voll aus.

Literatur

- [1] Ivoclar Digital „Glue & Mill-Prozess“: Patent EP 2 742 907 B1
- [2] Patentanmeldung EP 3 375 429 A1



Roger Frei
Research Assistant
R&D Removable Prosthetics

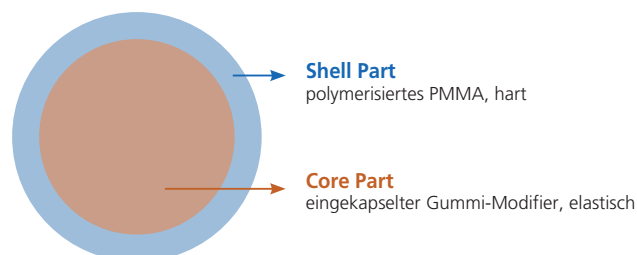
Entwicklung und Prüfung von IvoBase® CAD

Einführung

Prothesenbasen sind in ihrer klinischen Anwendung grossen mechanischen Belastungen ausgesetzt. Unter anderem können im Bereich der Verbundflächen zwischen Prothesenbasis und Einzelzähnen erhöhte Spannungen auftreten. Die Gefahr des Materialversagens steigt. Bei einer segmentierten Fertigung eines Zahnkranzes mittels CAD/CAM-Technologie werden diese Belastungen auf den entsprechenden Zahnbogen übertragen und reduziert. Dennoch ist die Bruchbeständigkeit des Prothesenmaterials von Bedeutung. Daher empfiehlt sich das Verwenden eines bruchzähigkeitsmodifizierten PMMA-Kunststoffes.

Der Kennwert „Bruchzähigkeit“ gibt den Widerstand an, den ein Werkstoff einem sich ausbreitenden Riss entgegensetzt. Entstehen können Risse ausgehend von kleinsten Fehlern an der Oberfläche oder innerhalb des Materials. Übliche Schlagzähmodifizierer im Bereich der Kunststoffe sind Elastomere oder gummiartige Bestandteile. In PMMA-basierenden Prothesenmaterialien werden die elastischen Partikel bevorzugt in Form von verkapselten Perlpolymerisaten – sogenannten Core-Shell Perlpolymeren (siehe Abbildung 1) – eingesetzt. Bei diesen Perlpolymerisaten wird der gummiartige Kern von einer festen, polymerisierten PMMA-Matrix umgeben. In Kontakt mit dem Methylmethacrylat (MMA)-Liquid kommt es zur Quellung der Matrix, welche beim darauffolgenden Aushärtungsprozess polymerisiert und somit den Kern strukturell einbindet. Dadurch kann eine Rissausbreitung durch die Kompensation auftretender Spannungsspitzen verhindert respektive durch das Umleiten der Kräfte das Risiko eines Totalversagens bzw. des Bruchs vom Prothesenkörper signifikant reduziert werden. Die Entwicklung von ausgeklügelten Prozessen für die Materialaufbereitung und automatisierten Produktionsabläufen ermöglicht Ivoclar Vivadent die effiziente und reproduzierbare Fertigung hochwertiger bruchzäher IvoBase CAD-Prothesenrohlinge.

Abb. 1 Schematischer Aufbau eines Core-Shell Perlpolymerisats



Messmethodik

Die Messmethodik orientiert sich am Aufbau einer klassischen 3-Punkt-Biegeprüfung – eine zentrale Druck- und Bruchprüfung mit zwei Auflagepunkten (siehe Abbildung 2).

Methodenvergleiche¹ haben gezeigt, dass der Bruchzähigkeitstest mittels 3-Punkt-Biegeprüfung die Auswirkungen von Modifikationen im Prothesenkunststoff besser nachweisen kann, als die Schlagfestigkeitsmessung mittels Kerbschlagbiegeversuch nach Charpy (Pendelhammer). Zur Angabe der Bruchzähigkeit haben sich daher der Höchsfaktor für die Beanspruchungsintensität (K_{max}) und die Brucharbeit („fracture work“ Wf) etabliert. Die entsprechende Dentalmaterialnorm EN ISO 20795-1 ermöglicht in der aktuellen Fassung (2013) keine Typisierung oder Klassifizierung von vorgefertigten Fräsrohlingen wie IvoBase CAD. Zum Nachweis der physikalischen Kenngrößen werden die Prüfkörper analog den Normvorgaben digital konstruiert und mit speziellen Templates aus den Rohlingen gefräst. Daraus ergeben sich reproduzierbare Messwerte. Ebenfalls wird ein Vergleich mit konventionell verarbeiteten Prothesenkunststoffen möglich.

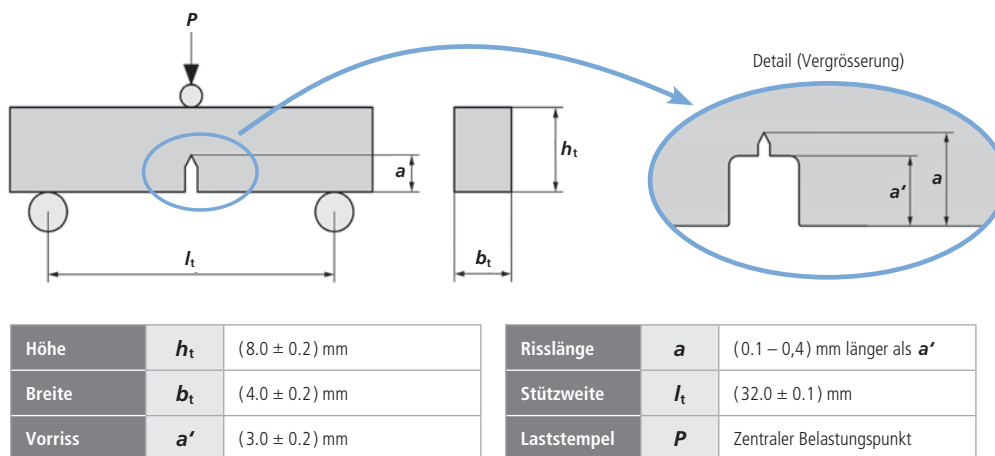


Abb. 2 Prüfkörperstreifen mit Kerbe im 3-Punkt-Biegeschema

K_{max} : Der Höchsfaktor der Beanspruchungsintensität, auch K_{Ic} genannt, ist das Mass für die Intensität des Spannungsfeldes in der Nähe der Risspitze und charakterisiert die benötigte Rissöffnungskraft senkrecht zur Rissfläche. Das Risswachstum hängt von der Stärke des Spannungsintensitätsfaktors ab (siehe Abbildung 3).

Wf : „Fracture work“ beschreibt die Gesamtbrucharbeit respektive die benötigte Energie, die nach Eintreten der Rissöffnungskraft (K_{max}) zum Durchbrechen des Prüfkörpers benötigt wird.

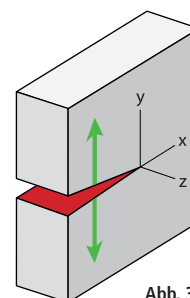


Abb. 3

Prüfablauf

Für die Bruchzähigkeitsprüfung werden die Prüfkörper digital konstruiert und mit speziell entwickelten Templates direkt aus der vertikalen Mitte des Rohlings herausgefräst (siehe Abbildung 4). Dies gewährleistet analoge Maschinenparameter der Fräseinheit (Drehzahl, Vorschub, Bahnabstand), wie sie bei der klinischen Fertigung von Prothesenbasen zur Anwendung kommen. Aufgrund der genauen Fräsmasse und der optimalen Oberflächenqualität kann eine gute Reproduzierbarkeit der Prüfkörper erreicht werden. Nach der finalen Präparation durch das Setzen des sogenannten Rasierklingschnittes (Risslänge a) als Sollbruchstelle, werden die Prüfkörper einer einwöchigen Lagerung bei 37°C in demineralisiertem Wasser unterzogen und danach trocken geprüft.



Abb. 4 Positionierung der Prüfkörper in der Disc

Nachfolgend werden bei vergleichbarer Vergrößerung mittels REM- (Rasterelektronenmikroskop) und Stereomikroskop-Aufnahmen die Unterschiede der Bruchbilder von bruchzähem und nichtbruchzähem Prothesenkunststoff erläutert.

Die Abbildungen 5 a+b zeigen einen sogenannten glatten „Glasbruch“ eines nicht bruchzähem Materials (z.B. ProBase Hot). Die Abbildungen 6 a+b verdeutlichen die Rissstrukturen des bruchzähmodifizierten Kunststoffes, was im Allgemeinen auch als „Weissbruch“ bezeichnet wird. Dieses Erscheinungsbild entsteht durch das viskoelastische Verhalten während eines Überdehnens des Kunststoffes aufgrund der eingebrachten elastomeren Bestandteile.

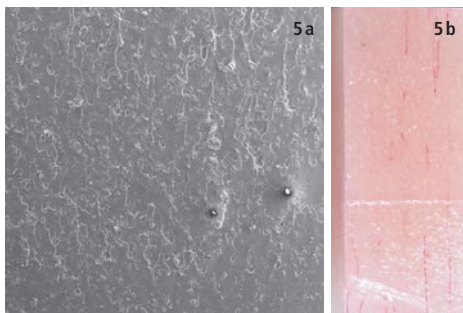


Abb. 5 a+b „Glasbruch“ bei nicht bruchzähem Material

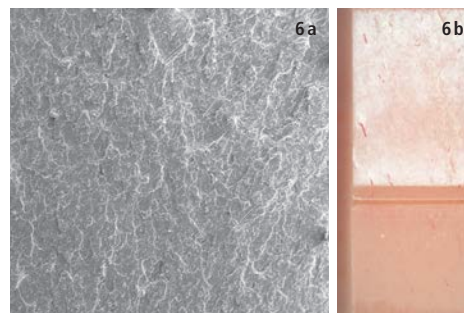


Abb. 6 a+b „Weissbruch“ bei bruchzähmodifiziertem Material

Materialvergleich

CAD/CAM-Discs:	IvoBase CAD	Ivoclar Vivadent AG	Konventionelle Prothesenkunststoffe:	IvoBase High Impact	Ivoclar Vivadent AG
	Lucitone 199 Denture Base Disc	Dentsply Sirona		SR Ivocap High Impact	Ivoclar Vivadent AG
	VITA VIONIC Base	VITA Zahnfabrik		Lucitone 199	Dentsply Sirona
				PalaXpress Ultra	Kulzer

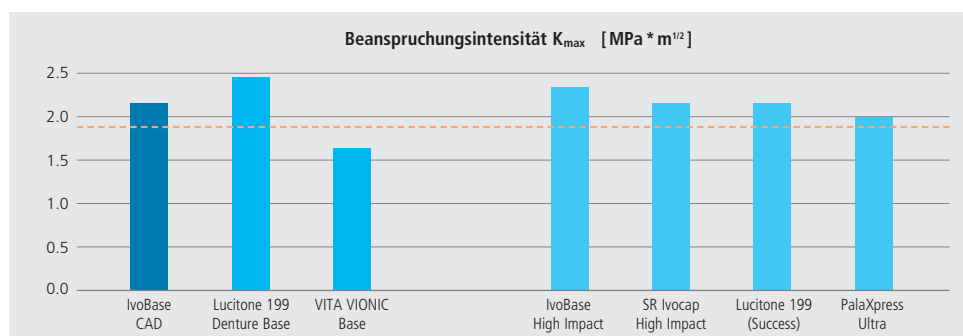


Abb. 7 K_{max} -Messwerte in Anlehnung an ISO 20795-1:2013, interne Messung. Dargestellt sind Beispielwerte. Die orangene Linie stellt die Mindestanforderung ($\geq 1.9 \text{ MPa} * \text{m}^{1/2}$) nach Norm dar.

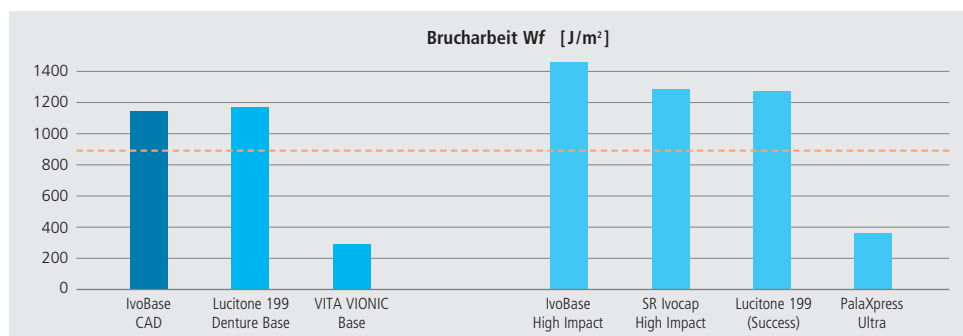


Abb. 8 W_f -Messwerte in Anlehnung an ISO 20795-1:2013, interne Messung. Dargestellt sind Beispielwerte. Die orangene Linie stellt die Mindestanforderung ($\geq 900 \text{ J/m}^2$) nach Norm dar.

Die Bruchzähigkeitswerte der IvoBase CAD Fräsrohlinge erfüllen die Mindestanforderungen in Anlehnung an die ISO-Norm deutlich und lassen sich mit den Werten etablierter High Impact Prothesenkunststoffe vergleichen.

Fazit

Mit IvoBase CAD ist der Transfer an Material- und Prozess-Know-how aus der Entwicklung marktführender Prothesenkunststoffe in das neue Technologiesegment der subtraktiven Verfahren gelungen. Neben vielen Qualitätsmerkmalen machen die High-Impact Eigenschaften IvoBase CAD zum „schlagfesten Argument“ für die Herstellung von digital gefertigtem Zahnersatz für bewährte klinische Qualität.

Literatur

- [1] Zappini G., Comparison of fracture tests of denture base materials, The Journal of Prosthetic Dentistry, Vol 90/6_2003



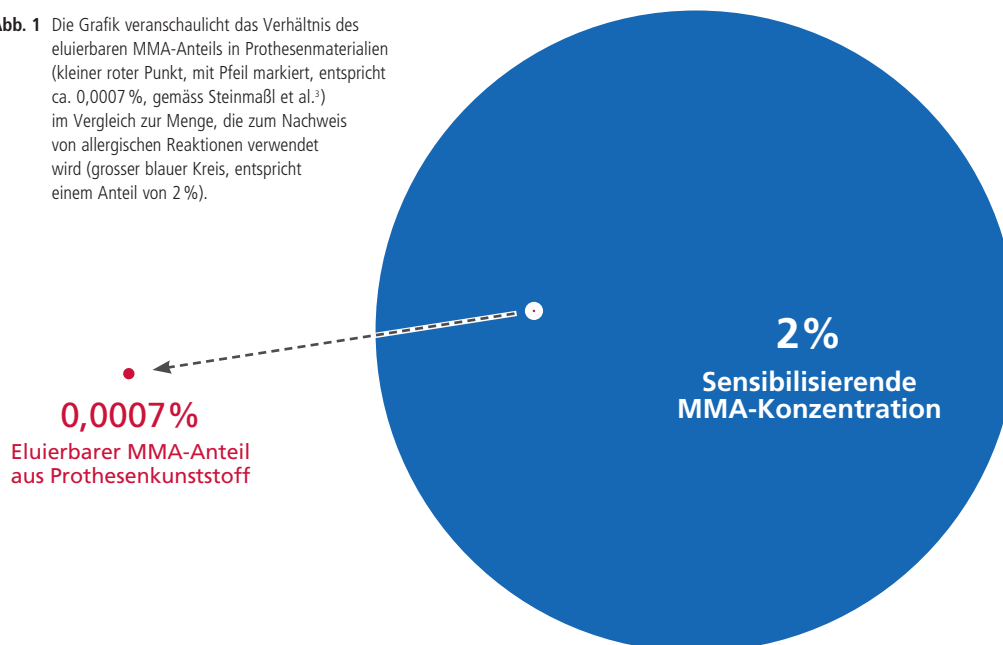
Roger Frei
Research Assistant
R&D Removable Prosthetics

Restmonomergehalt von IvoBase® CAD

Zusammenfassung

Restgehalte an Methylmethacrylat (MMA) sind in auf Polymethylmethacrylat (PMMA) basierenden Prothesenmaterialien unvermeidlich. Jedoch stellen sie, sowohl in konventioneller Verarbeitung als auch in CAD/CAM-Systemen im Allgemeinen keine Gefahr für die Gesundheit des Patienten dar. Die herauslösbaren Konzentrationen sind für eine biologische Wirkung viel zu gering. Was aus Prothesenkörpern an MMA herausgelöst wird, ist um etliche 1000-fach geringer, als für das Auslösen einer Allergie nötig ist.

Abb. 1 Die Grafik veranschaulicht das Verhältnis des eluierbaren MMA-Anteils in Prothesenmaterialien (kleiner roter Punkt, mit Pfeil markiert, entspricht ca. 0,0007 %, gemäss Steinmaßl et al.³⁾ im Vergleich zur Menge, die zum Nachweis von allergischen Reaktionen verwendet wird (grosser blauer Kreis, entspricht einem Anteil von 2 %).



Warum enthalten Prothesenmaterialien Restmonomer?

Bei einem radikalischen Polymerisationsverlauf, wie er bei der Verarbeitung von Polymethylmethacrylat-Methylmethacrylat-Mischungen (PMMA-MMA) vorliegt, findet sich unweigerlich immer ein Restanteil an nicht umgesetzten Monomer-Molekülen. Im Allgemeinen kann dieser Vorgang als nicht ideale Kinetik¹ bezeichnet werden. Man beobachtet dabei, dass die Reaktionsgeschwindigkeit bei der Polymerisation in einer Masse stark ansteigt und gleichzeitig der Polymerisationsgrad stark zunimmt.

Diese Selbstbeschleunigung (Trommsdorff-Norrish-Effekt oder Gel-Effekt) ist umso ausgeprägter, je viskoser ein System dabei wird. Bei fortschreitender Polymerisation erstarrt das System sodann zu einer festen Masse. Damit wird eine Diffusion der noch freien Monomere verhindert und folglich stockt das Kettenwachstum. Nach Einsetzen dieses sogenannten Glas-Effekts sinkt daher die Polymerisationsgeschwindigkeit bis auf Null ab. Das Monomer kann folglich nicht vollständig polymerisiert werden.

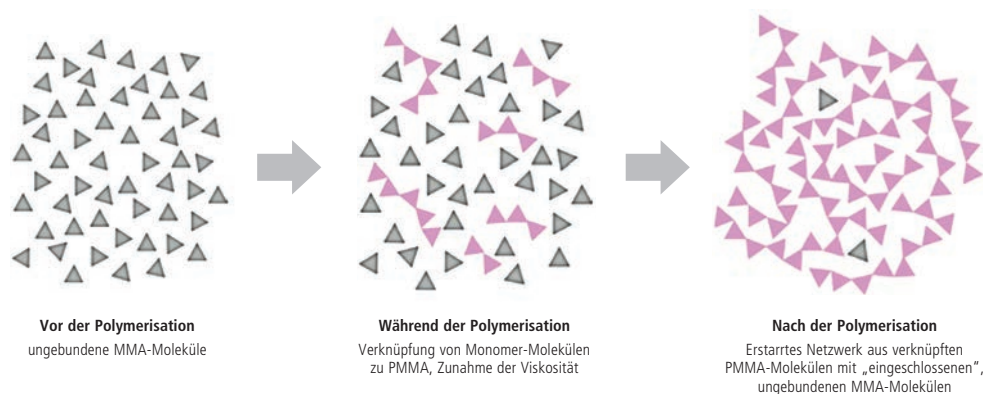
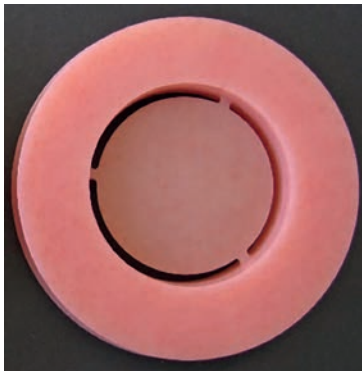


Abb. 2 Schematischer Polymerisationsverlauf mit Darstellung des Einschlusses von ungebundenen MMA-Molekülen

Warum kann Restmonomer auch bei industrieller Fertigung nicht stärker reduziert werden?



Die Fertigung eines 2 – 5 mm starken prothetischen Werkstücks, wie es bei konventionellen Verfahren zur Herstellung von Partial- oder Totalprothesen der Fall ist, kann nicht mit der industriellen Produktion eines bis zu 30 mm starken CAD/CAM-Rohlings verglichen werden. (Alltagsbeispiel: Das gleichmässig knusprige Backen eines 5 mm dicken Kekses ist einfacher als das eines 30 mm dicken Kekses). Die Polymerisation in geringer Materialstärke begünstigt den kontrollierten Verlauf und die Abführung der entstehenden Wärme durch die exotherme Reaktion. Die prozesstechnische Verarbeitung gestaltet sich bei voluminösen Rohlingen aufgrund

der eingangs beschriebenen kinetischen Energie in Abstimmung zwischen Temperatur und Druck deshalb als äusserst herausfordernd.

Ivoclar Vivadent ist es gelungen, durch einen ausgeklügelten Prozess mit IvoBase CAD ein hochstehendes Produkt für die prothetische Langzeitversorgungen für die Totalprothetik industriell zu fertigen. Doch aus den oben beschriebenen Gründen ist weiterhin ein Rest an Methylmethacrylat enthalten. Im Gegensatz zu konventionell gefertigten Prothesen, bei denen je nach Polymerisationsdauer und -temperatur sowie der Geometrie des Werkstückes der MMA-Restmonomergehalt variieren kann, ist bei der industriellen Fertigung der Restmonomergehalt immer gleich und liegt selbstverständlich unter dem regulatorisch geforderten Grenzwert. Die eingesetzte Technologie gehört verständlicherweise zum betriebsinternen, vertraulichen Know-how. Das Resultat sind Rohlinge, die neben der geschätzten, hochästhetischen Einfärbung zusätzlich über die bewährte, schlagzähe Formulierung verfügen. Dies macht das Produkt einzigartig auf dem Markt. Der Digital Denture Workflow von Ivoclar Digital und die dazu bereitgestellten, industriell gefertigten Materialrohlinge gewährleisten dem Anwender so eine stets gleichbleibende Materialperformance und somit eine reproduzierbare hohe Qualität des Endergebnisses.

Dass IvoBase CAD nachweislich den umfassenden chemisch-physikalischen Anforderungen von ISO 20795-1:2013² gerecht wird, ist an dieser Stelle zusätzlich hervorzuheben. Namhafte Mitbewerber erbringen den Nachweis ihrer Produkte in diesem Segment nicht in allen Punkten.

Wie wird der Restmonomergehalt bestimmt?

Die im folgenden Abschnitt beschriebenen Methoden zur Detektion und dem Vergleich des eluierbaren Restmonomeranteils stellen zwei unterschiedliche Gesichtspunkte dar und sind entsprechend nicht direkt vergleichbar.

Methode A, nach ISO 20795-1:2013 der Zahnheilkunde für Prothesenkunststoffe, beschreibt ein chemisches Trennverfahren (Extraktion) bei dem mit Hilfe eines Lösemittels (Aceton) eine Komponente (Methylmethacrylat, MMA) aus einem Stoffgemisch (Prothesenkunststoff) vollständig herausgelöst wird. Somit kann der maximale Anteil an unpolymerisierten MMA-Molekülen im Kunststoff nachgewiesen werden.

Methode B, nachfolgend in der Studie der Universität Innsbruck angewandt, beschreibt ein Verfahren, dass die Bedingungen im Patientenmund simuliert und somit die realitätsnahen herauslösbaren Anteile an unpolymerisierten MMA-Molekülen aus dem Prothesenkörper widerspiegelt.

Entscheidend für die Bewertung der Kritikalität des eingeschlossenen Restanteils an Monomeren ist deren Freisetzung. Der Nachweis der MMA-Moleküle ist deshalb wie vorgängig beschrieben entsprechend eine Frage der Analyse-methode. Die gültige Dentalnorm für (konventionelle) Prothesenkunststoffe ISO 20795-1:2013² beschreibt und verlangt eine chemische Extraktion (Methode A) durch ein Lösungsmittel (Aceton) und stellt somit einen äusserst effizienten Nachweis dar. Dieser widerspiegelt jedoch in keiner Weise den klinisch eluierbaren Anteil, welcher für eine mögliche allergische Sensibilisierung relevant wäre. Im Patientenmund ist eine Auswaschung vor allem durch den Speichel oder allenfalls durch in Nahrungsmitteln enthaltenen Flüssigkeiten denkbar – die alle wesentlich weniger effizient MMA herauslösen als Aceton.



Wie unterscheidet sich der Restmonomergehalt in verschiedenen CAD/CAM-Materialien von Prothesen aus konventionellen Fertigungsmethoden?

Mit der Frage des Restmonomergehaltes in CAD-CAM-Materialien für Prothesen beschäftigten sich in einer aktuellen Studie Forscher aus Innsbruck, Österreich³. Sie untersuchten vier verschiedene CAD-CAM-Systeme im Vergleich zu konventionellen Heisspolymerisaten. Es handelte sich um folgende Produkte:

- **Baltic Denture System** (Merz Dental),
- **Whole You Nexteeth** (Whole You Inc.),
- **Wieland Digital Denture** (Wieland Dental+ Technik)
Dieses Produkt entspricht IvoBase CAD von Ivoclar Vivadent.
- **VITA VIONIC** (VITA Zahnfabrik)

Das konventionelle Vergleichsmaterial war das Heisspolymerisat Aesthetic Red von Candulor.

Im Gegensatz zu der gemäss ISO 20795:2013 üblichen Methode wurde hier der Restmonomergehalt von fertigen Prothesen in klinisch relevanter Geometrie analysiert. In der Norm werden standardisierte Prüfkörper verlangt. Auch erfolgt bei der Normprüfung (siehe oben) die Extraktion mit dem effizienten Lösungsmittel Aceton, während in Innsbruck Wasser zur Anwendung kam. Ausserdem wird in der Norm bestimmt, wie viel Restmonomer das Prothesenmaterial enthält, während in dem Versuchsaufbau in Innsbruck bestimmt wurde, wie viel Restmonomer durch ein wässriges Medium herausgelöst wird. Dieser Versuch ist daher als näher an der klinischen Situation als die Normtests.

Der Gehalt an Restmonomer wurde in ppm angegeben, wobei ppm für „parts per million“ steht, also ein Teil auf eine Million Teile. Ein ppm entspricht dabei 0,0001%. In allen Prothesen wurde insgesamt nur sehr wenig Restmonomer gefunden. In drei der konventionellen Prothesen sowie einer Wieland-Prothese war der Gehalt sogar so gering, dass er nicht detektiert werden konnte. Der geringste Gehalt (über neun Prüfprothesen gemittelt) fand sich beim Baltic Denture System (0,6 ppm), der Unterschied war jedoch nicht statistisch signifikant zu den konventionellen Prothesen mit 1,6 ppm Restmonomer. Whole You Nexteeth setzten 6,2 ppm MMA frei, dies war statistisch signifikant höher als in den Aesthetic Red Prothesen. Die Wieland-Prothesen ergaben einen Wert von 4,4 ppm. Beim VITA-System wurden nur vier Prothesen analysiert, hier wurde ein Wert von 6,8 ppm im Mittel gemessen.

Wie relevant sind die gemessenen Restmonomergehalte für den Patienten?

Wie relevant ist es nun klinisch, wenn im Patientenmund Konzentration von einigen ppm MMA auftreten? Ein Wert von 7 ppm (etwa das Höchste, was in den getesteten Systemen auftrat) entspricht 0,0007%. Bei Allergietests, bei denen Reaktionen auf MMA ausgelöst werden sollen, werden normalerweise 2%ige Lösungen verwendet. In ihrer Publikation zitieren Steinmaßl et al. einen Schwellenwert von 1 – 3% MMA, unter dem eine Biokompatibilität gegeben ist. Auch der European Risk Assessment Report zu Methyl Methacrylate⁴ gibt an, dass Formulierungen mit einem MMA-Gehalt grösser als 1% sensibilisierend wirken können. Das heisst, in jedem Fall sind die MMA-Gehalte, denen der Patient durch das Tragen einer neu angefertigten Prothese ausgesetzt ist, um ein Vielfaches (fast 1500-fach) niedriger als das, was man im Allgemeinen als sensibilisierend bzw. -allergieprovozierend ansieht. Hierbei unterscheiden sich konventionelle und CAD/CAM-gefertigte Prothesen nicht wesentlich.

Nicht zu vergessen ist ausserdem, dass bei dem Test in Innsbruck die Prothesen absichtlich keiner Wasserlagerung unterzogen wurden. Im realen Alltag würde dies aber normalerweise gemacht werden, so dass hier von noch niedrigeren Konzentrationen ausgegangen werden kann^{5,6}. Auch ist davon auszugehen, dass es nur in der Anfangszeit zu einer Auswaschung von MMA kommt. Nach einigen Tagen bzw. Wochen nimmt die Menge an MMA, die sich noch aus Prothesenmaterialien herauswaschen lässt, stark ab⁷.

Es lässt sich also zusammenfassend sagen, dass Restgehalte an MMA in Prothesenmaterialien unvermeidlich sind. Jedoch stellen sie, sowohl in konventionellen als auch in CAD/CAM-Systemen, im Allgemeinen keine Gefahr für die Gesundheit des Patienten dar, da die herauslösbaren Konzentrationen viel zu gering für eine biologische Wirkung sind.

Literatur

- [1] Hans Georg Elias; „Polymere – Von Monomeren und Makromolekülen zu Werkstoffen“, UTB für Wissenschaft, Hüthig & Wepf, ISBN 3-8252-8107-8
- [2] „Zahnheilkunde – Kunststoffe – Teil 1: Prothesenkunststoffe“, ISO 20795-1:2013
- [3] Steinmaßl, P. A., Wiedemair, V., Huck, C., Klaunzer, F., Steinmaßl, O., Grunert, I. and Dumfahrt, H. (2017); „Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures?“, Clin Oral Investig 21, 1697-1705
- [4] European Union (2002), European Union Risk Assessment Report: METHYL METHACRYLATE, European Union Risk Assessment Report 22, 194
- [5] Vallittu, P. K., Miettinen, V. and Alakuijala, P. (1995), „Residual monomer content and its release into water from denture base materials“, Dental Materials 11, 338-342
- [6] Tsuchiya, H., Hoshino, Y., Tajima, K. and Takagi, N. (1994), „Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl methacrylate from acrylic resin denture base materials“, J Prosthet Dent 71, 618-624
- [7] Zisis, A., Yannikakis, S., Polyzois, G. and Harrison, A. (2008), „A long term study on residual monomer release from denture materials“, Eur J Prosthodont Restor Dent 16, 81-84



Clemens Häfele
Research Associate
R&D Removable Prosthetics

Entwicklung und Prüfung des IvoBase® CAD Bond Systems

Einführung

Am Anfang der Entwicklung digitaler, abnehmbarer Prothetik wurden erste Versuche unter Verwendung von konfektionierten, hochästhetischen Prothesenzähnen von Ivoclar Vivadent durchgeführt. Das finale Ergebnis dieser Entwicklung stellt der patentrechtlich geschützte Ivoclar Digital Glue&Mill-Prozess¹ dar, der nach wie vor als „Digital Denture Professional“ angeboten wird. Im Zuge der Ausarbeitung dieses Prozesses stand die Frage im Raum, wie die verwendeten Prothesenzähne dauerhaft und zuverlässig mit der gefrästen Prothesenbasis verklebt werden können. Hierbei ergaben sich einige wichtige, neue Anforderungen an ein zukünftiges Klebmedium:

- Genau abgestimmtes Konsistenzfenster über einen längeren Zeitraum
- Funktionalität in schmalen und grossen Klebspalten
- Hohes Anquellvermögen
- Ausreichend grosses Fenster für die Verarbeitungszeit
- Leichtes Entfernen der Überschüsse
- Reduziertes Abdampfen in nicht polymerisiertem Zustand
- Vollständige Polymerisation bei niedrigen Temperaturen
- Gute Lagerstabilität ohne Farbdrift

Die vorgegebenen Anforderungen machten den Einsatz eines Standard-Kaltpolymerisates unmöglich. Eine vollständige Neuentwicklung war damit notwendig. Vorrangig musste gewährleistet werden, dass das Material lange genug mit passender Konsistenz verarbeitet werden kann und trotzdem zuverlässig polymerisiert.

Chemie

Die doppelte Herausforderung – gute, farbstabile Lagerfähigkeit und hohe Reaktivität für die schnelle Reaktion als Basis für den sicheren Klebeverbund – liessen eine Formulierung als Einkomponenten-System unmöglich werden. Im Hinblick auf die Anforderung, auch breite Klebspalte verfügen zu können, wurde ein Fest-Flüssig-Material entwickelt, welches einen reduzierten Polymerisationsschrumpf aufweist und damit Spannungen im System entgegenwirkt.

Das gewählte System basiert wie andere kalthärtende Systeme auf dem Kunststoff PMMA als Feststoff und Methylmethacrylat (MMA) als Monomer-Hauptkomponente. Im Monomerbestandteil kommen zusätzlich zu den bekannten vernetzenden Komponenten ein monofunktionaler, schwerflüchtiger Monomertyp sowie ein Spezialpolymer zur Anwendung. Die Verdampfungsneigung der Mischung wird durch diesen Zusatz entsprechend reduziert. Zudem werden Austrocknungseffekte, die zu Weissverfärbungen führen können, zuverlässig verhindert. Als initiierende, die Reaktion startende Materialien kommen das bewährte Benzoylperoxid (BPO) verkapselt im Polymer sowie ein spezieller Amin-Beschleuniger im Monomer zum Einsatz. Auf die Verwendung des toxisch bedenklichen² und stark zu Verfärbungen neigenden Dimethyl-p-toluidin (DMT) als Beschleuniger wurde bewusst verzichtet. Als Co-Initiator dient ein Barbitursäure-Kupfer-System, das eine zuverlässige Durchhärtung auch bei sehr niedrigen Temperaturen ermöglicht. Das Material wurde final mit hochstabilen Pigmenten, wie sie in Prothesenbasismaterialien Anwendung finden, universell eingefärbt.

Erste Versuche zeigten wie erwartet, dass gewöhnliche Kaltpolymerisate, wie sie zur Prothesenherstellung verwendet werden, für die Verklebung von Zähnen und Segmenten in Prothesenbasen nur bedingt geeignet sind. Dies hat im Wesentlichen zwei Gründe. Einerseits weisen Kaltpolymerisate wie z.B. das von Ivoclar Vivadent angebotene ProBase Cold-System eine zu schnelle Reaktion auf. Andererseits lösen sich die darin eingesetzten Polymertypen sehr schnell im Monomer auf und führen zu einer schnellen Verdickung der Mischung. Um die Verarbeitbarkeit über einen längeren Zeitraum zu garantieren, wurden nun andere geeignete Perlpolymer-Typen gewählt und das Initiatorsystem neu abgestimmt. Somit ergibt sich eine deutlich verlängerte Verarbeitungszeit.

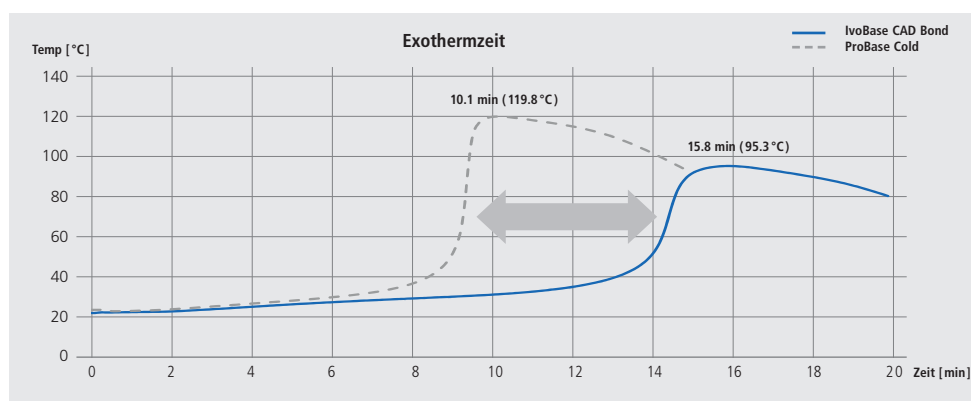


Abb. 1 Exothermzeit – Vergleich mit kalthärtendem Prothesenmaterial

Die Grafik zeigt den Zeit-Temperatur-Verlauf von frisch angemischten Proben eines Standard-Kaltpolymerisats (ProBase Cold, grau) und des neu entwickelten IvoBase CAD Bond-Klebesystems (blau). Während die Härtungsreaktion beim Standard-Kaltpolymerisat nach ca. 9 min beginnt, verbleiben bei der Neuentwicklung weitere 4–5 min, bevor die Reaktion einsetzt (siehe grauer Doppelpfeil). Dies ermöglicht dem Anwender eine entsprechende Zeitreserve, um Überschüsse zu entfernen, Korrekturen vorzunehmen, weiteres Material für die Papillen-Ausformung zu applizieren und falls gewünscht die Oberflächen zu glätten. Das Fügemedium im Klebspalt verdickt dabei durch das sich zunehmend lösende Polymer weiter. Eine Reaktion, die drucklos zum Aufschäumen führen würde, findet jedoch nicht statt. Der Reaktionsbeginn startet erst nach ca. 14 min, lässt sich aber durch Wärmezufuhr (Drucktopf) beschleunigen.

Prüfung mit an ISO-Norm angelehnten Methoden

Eine besondere Herausforderung ergab sich während der Entwicklung des Fügemediums in der Funktionsprüfung des Materials und des Festlegens von validen Akzeptanzkriterien. Für ein System zum Verkleben von konfektionierten Zähnen oder Zahnsegmenten in eine gefräste Prothesenbasis gab es zum Beginn der Entwicklung keine spezifische Normprüfung. Daher wurde auf die bestehenden DIN-Normen für Prothesenbasismaterial, Kronen- und Brücken oder Zahnmaterial zurückgegriffen und die Methoden für digitale Anwendungen adaptiert. Höchste Aufmerksamkeit lag auf den Bruchprüfungen, wie sie für die Verbundkontrolle zwischen Prothesenmaterial und Zahnmaterial etabliert sind. Dabei galt es, jeweils Brüche durch das Zahn- oder Prothesenmaterial zu erzielen (kohäsiver Bruch), ohne Brüche bei niedrigen Lasten, wie sie sich aus einem Versagen der Verklebung ergeben würden (adhäsiver Bruch), zu erhalten. Im Vorversuch wurde auf die Verwendung von Zahn-Geometrien verzichtet. Geprüft worden ist die Verklebung von zylinderförmigen Zahnmaterialproben auf planen Prothesenmaterial-Plättchen (siehe Abbildungen 3 und 4). So konnte auch untersucht werden, inwieweit der entwickelte Klebstoff den Anforderungen an die Konsistenz, die „Klebrigkeit“ im nichtpolymerisierten Zustand und die Entfernbareit der Überschüsse gerecht wird.

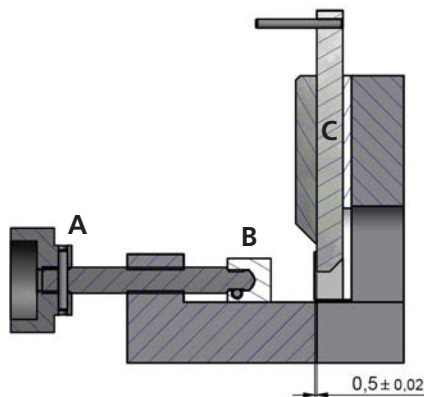


Abb. 2 Aufbau der Scherfestigkeitsprüfung

Die Abbildung links zeigt das nach den Vorgaben der Norm gestaltete Prüfmittel, bei welchem der Block mit dem verklebten Zylinder mit der Schraube (A) und der Positionierhilfe (B) fixiert wird. Der mit einem genauen Abstand zum Plättchen versehene Schieber (C) schert nun bei zunehmender Belastung den verklebten Zylinder ab, wobei verschiedene Arten von Brüchen auftreten können:



Abb. 3 adhäsiver Bruch durch Verklebung



Abb. 4 kohäsiver Bruch mit Ausbruch von Prothesenmaterial

Nachdem sich einige Favoriten unter den getesteten Rezepturen herauskristallisiert hatten, wurde die Prüfung um die der Prothesenmaterial-Norm entnommene Verbundprüfung erweitert. Auch hier konnten mit dem System kohäsive Brüche erreicht werden.

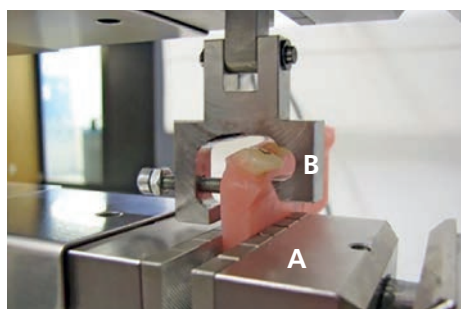


Abb. 5 Aufbau der Verbundprüfung

Die Abbildung zeigt den Aufbau einer Verbundprüfung. Dabei wird jeweils vom mittels einer Klemmbacke (A) fixierten Prothesenmaterialkörper ein verklebter Prothesenzahn einer Garnitur (Oberkiefer-Frontzähne) durch Zug mit einem in einer weiteren Klemmbacke fixierten Haken (B) abgezogen und das Bruchbild beurteilt.

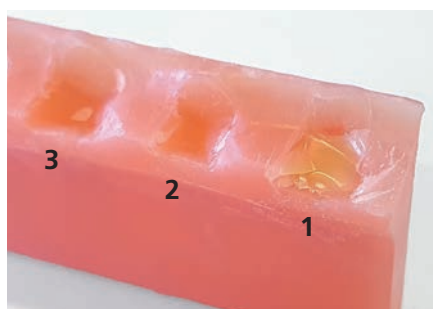


Abb. 6 Diese exemplarische Abbildung zeigt einen kohäsiven Bruch (Nr. 1), bei welchem Zahnmaterial im Prothesenkörper zurückgeblieben ist und zwei adhäsive Brüche (Nr. 2 und 3), bei denen die Verklebung versagt hat.

Nach dem Finalisieren der optimalen Rezeptur wurde geprüft, inwieweit das System tolerabel gegenüber einem fehlerhaften Handling ist. Es zeigte sich, dass ein Verzicht auf das Benetzen der zu verklebenden Oberflächen mit Monomer kaum Auswirkungen auf die Performance des Systems hat. Hingegen ist eine korrekte Vorbehandlung durch Sandstrahlen unverzichtbar. Selbst „frisch“ aus der Dentalfräse entnommene, eben erst bearbeitete Werkstücke, zeigen ohne sorgfältiges Strahlen Probleme mit dem Klebeverbund.

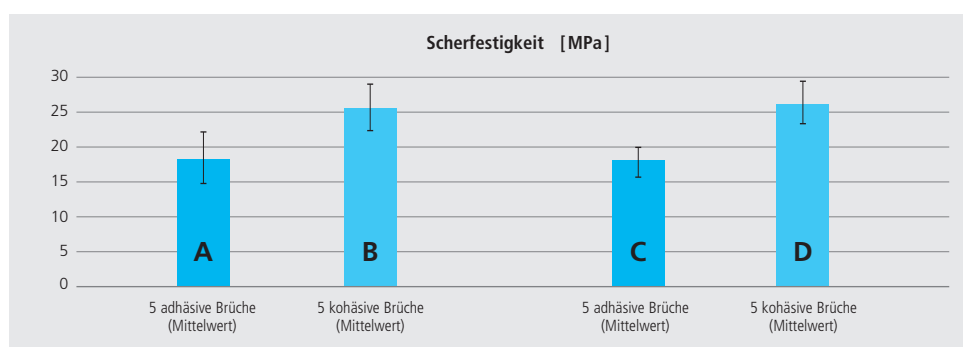


Abb. 7 Die Grafik zeigt den Einfluss der Vorbehandlung der Substrate auf die Scherfestigkeit. Sowohl Variante A als auch C zeigen einen adhäsiven Bruch bei einer gewählten Belastung von im Mittel unter 20 MPa. Beide Varianten wurden nicht sandgestrahlt, jedoch mit Monomer vorbehandelt. Kohäsive Brüche sind bei den Varianten B und D bei höherer Belastung feststellbar (im Mittel um 25 MPa), unabhängig davon, ob die Klebeflächen zuvor mit Monomer benetzt wurden (Variante B) oder nicht (Variante D).

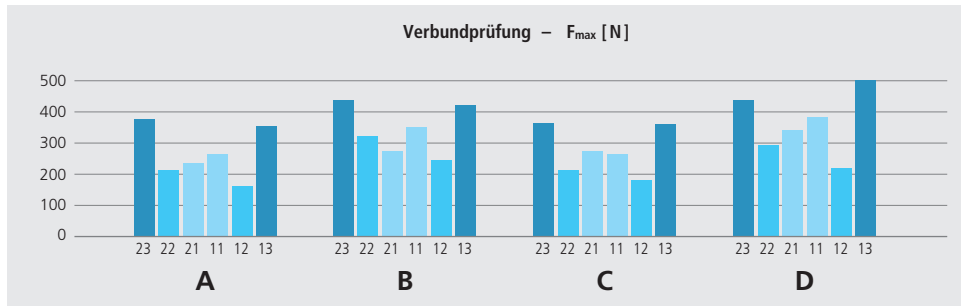


Abb. 8 In der Grafik sind die benötigten Belastungen der verklebten Einzelzähne (Oberkiefer-Frontgarnitur) aufgeführt, die jeweils zum Bruch geführt haben. Bei dieser Prüfung zeigte sich ein Einfluss der Zahngeometrie und damit des anliegenden Hebels. Die Eckzähne brachen jeweils erst bei den höchsten Belastungen ab, gefolgt von den mittleren Schneidezähnen. Die seitlichen Schneidezähne 12 und 22 brachen jeweils bei den niedrigsten Werten. Die sandgestrahlten Zähne in Variante B (benetzt) und D (unbenetzt) setzten sich auch hier deutlich von den nicht gestrahlten Varianten A und C ab.

Berechnungen

Im Zuge der Entwicklung des IvoBase CAD Bond-Fügemediums wurde nicht nur auf bewährte klassische Analytik zurückgegriffen, sondern auch mittels moderner Verfahren das Bruchverhalten von gefügten Materialien am Computer simuliert. Dazu wurden zuerst mit konventionellen Prüfmethode die physikalischen Eigenschaften der Materialkombinationen (Prothesenbasis- und Zahnersatzmaterial sowie Fügemedium) im Detail bestimmt. Danach erfolgte die Berechnung der Modelle mit ANSYS® (Vers.15).

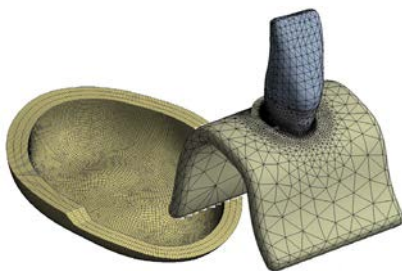


Abb. 9 Prüfmittel zur Torsionsbelastung

Die Abbildung zeigt die Umsetzung eines Prüfkörpers bestehend aus einem Prothesenzahn, einer Klebefuge mit Fügemedium und einer Prothesenmaterialbasis in einem Dreiecksgitter.

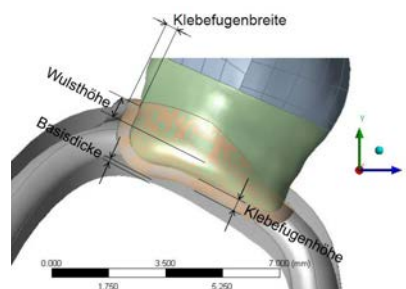


Abb. 10 Fügeparameter

Von besonderem Interesse war es, aus den vorgenommenen Berechnungen in Kombination mit Laborversuchen Mindestvorgaben für das Design in Bezug auf Wulsthöhe und Klebefugenhöhe abzuleiten.

Die vorgenommenen Berechnungen zeigten deutlich, dass eine Schwächung des Systems vor allem durch eine Reduktion der Wulsthöhe stattfindet. Eine rein zirkuläre Fassung des Zahnes (basales Beschleifen bei Durchdringungen) führt nur zu einem absolut tolerablen Verlust an Belastbarkeit.

Prothesenbruchttests

Die physikalischen Prüfungen, die sich an ISO-Normen orientierten, sowie die vorgenommenen Berechnungen boten eine solide wissenschaftliche Basis, um die Eignung des Materials als Fügemedium einschätzen zu können. Eine ergänzende Aussage über die Leistungsfähigkeit des Systems bzw. damit hergestellten, digital gefertigten Prothesen wurde schliesslich durch die Fertigung von unterschiedlich konstruierten Prothesen und deren Prüfung in einem eigens dafür entwickelten Bruchtest ermöglicht. In Gesprächen mit Zahntechnikern und Zahnärzten kristallisierte sich eine sogenannte Torsionsbelastung – entgegengesetztes Verdrehen des Werkstückes – als eine der dominantesten mechanischen Belastungen auf eine Prothese heraus. Torsionskräfte können vor allem durch das einseitige Belasten beim Kauen oder eine mangelnder Prothesenpassung auftreten. Für die Prüfung wurde die Prothesenaussengeometrie jeweils gleich belassen, die Art der Segmentierung des Zahnbogens jedoch unterschiedlich vorgenommen. Als Referenz diente eine Monoblock-Prothese, gefräst aus einer bruchzähem IvoBase CAD Pink-Prothesenmaterialscheibe.



Abb. 11 Prüfmittel zur Torsionsbelastung

Die abgebildete Prüfanordnung zeigt einen Prothesenprüfkörper, der einseitig mittels passender Klemmen aus Prothesenmaterial fixiert worden ist. Die Belastung zur Einbringung der Torsionskraft erfolgte am Zahn 46 durch einen verrundeten Metallstempel.



Abb. 12 Gebrochener Prüfkörper, bestehend aus zwei verklebten Zahnsegmenten (31–37 bzw. 41–47) nach dem Bruchversuch.

Der Bruch erfolgte schon bei 70% der Belastungsgrenze der unsegmentierten Zahnbögen („14er“), exakt zwischen den beiden verklebten Segmenten.

Eine Analyse der Bruchlasten (siehe Tabelle 1 auf der nächsten Seite) zeigte klar, dass die Herstellung einer abnehmbaren Prothese unter Verwendung eines kompletten Zahnbogens („14er“) gegenüber allen anderen Segmentierungs-Varianten zu bevorzugen ist. Der Verzicht auf eine Segmentierung erreicht 84% der Bruchlast der Monoblockprothese aus dem bruchzähem IvoBase CAD Pink-Material. Der durchgehende Materialbogen stabilisiert das System und bricht unter den höchsten Torsionsbelastungen aller verklebten Systeme.

Basis	Zahnmaterial	Fügemedium	Segmente	Bruchlast (N)	Bruchlast (%)
Monoblockprothese aus IvoBase CAD Pink			keine	75	100
IvoBase CAD Pink	SR Vivodent CAD	IvoBase CAD Bond	durchgehend („14er“)	63	84
			2 Stück (31–37, 41–47)	44	59
			3 Stück (33–43, 34–37, 44–47)	51	68
	Konfektionszähne		keine	35	47

Tabelle 1 Analyse der Bruchlasten

Fazit

Durch eine Kombination bestehender, an ISO-Normen angelegter Prüfverfahren und neu entwickelter physikalischer Prüfmethode konnte ein Fügemedium entwickelt werden, welches alle Anforderungen an eine Verklebung digital gefertigter Prothesenteile erfüllt. Mithilfe ergänzender Berechnungen konnten Brüche am Computer simuliert werden. Das Ergebnis waren fundamentale Vorgaben für die Mindeststärke der zum Einsatz kommenden Dentalmaterialien sowie Empfehlungen zur Gestaltung der Klebeflächen-Geometrien.

Das IvoBase CAD Bond System ist bei sachgemäßer Anwendung im Stande, für einen perfekten Verbund zwischen SR Vivodent CAD (Multi) und IvoBase CAD-Prothesenmaterial zu sorgen. Die mechanische Leistungsfähigkeit der hergestellten Prothese ergibt sich, so die Verbundflächen vorschriftsgemäss aufgerauht werden, aus den minimalen Materialstärken des gewählten Designs. Ein Unterschreiten der aus der Entwicklung des IvoBase CAD Bond Systems eruierten minimalen Materialstärken wird in der Design-Software deshalb entsprechend angezeigt.

Literatur

- [1] Ivoclar Digital „Glue & Mill-Prozess“: Patent EP 2 742 907 B1
- [2] Natl. Toxicol. Program Tech. Rep. Ser. 2012, 579, 1



Dr. Kathrin Fischer
Research Associate
Wissenschaftlicher Dienst

Externe Studien und Untersuchungen zur digitalen Prothese

Labor- und In-vitro-Untersuchungen

Zyklische Belastungsprüfung an Prothesenzahn-/Prothesenkunststoff-Verbunden im wässrigen Milieu bei 37°C

Ort der Studie: Abteilung für Zahnärztliche Prothetik,
Justus-Liebig-Universität Gießen, Deutschland

Zeitpunkt: 2015/2016

Verfasser: Dr. Thomas Niem, Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Methode:

An je zehn Prüfkörpern pro Gruppe wurde die maximale Kraft bei einer zyklischen Belastung (2 Hz, 50'000 Zyklen, wässriges Milieu bei 37°C) bis zum Prüfkörperbruch bestimmt. Die Vergleichsgruppen umfassten Prüfkörper, die mittels konventioneller Prothesenherstellung (Injektions-system Ivobase High Impact) erstellt sowie über den digitalen Prozess (Verkleben konventioneller Zähne in eine gefräste Prothesenbasis) gefertigt worden sind. Dabei wurde auch der Einfluss verschiedener Oberflächenbehandlungsmethoden (Abdampfen des Wachses, Sandstrahlen, Benetzung mit Monomer) untersucht. Zudem konnten für je einen Prüfkörper beide Bruchflächen lichtmikroskopisch analysiert und dokumentiert werden.



Abb. 1 Prüfkörper

Ergebnisse:

Bei der Befestigung von konventionellen Prothesenzähnen in eine gefräste Prothesenbasis mit Ivobase CAD Bond ergaben sich gleiche Belastbarkeitswerte wie bei der konventionellen Fertigung. Die empfohlene Vorbehandlung hatte dabei einen deutlichen Einfluss auf die Widerstandsfähigkeit des Kunststoffverbundes. Sowohl für die digitale als auch für die konventionelle Fertigung ergaben sich bei korrekter Vorgehensweise nur kohäsive Bruchbilder

innerhalb des Prothesenzahns. Dies bestätigt den sehr guten Verbund zwischen Prothesenzahn und Prothesen-Basiskunststoff. Hingegen zeigten sich ohne die entsprechende Vorbehandlung beim digitalen System adhäsive Brüche und beim konventionellen System gemischte Brüche im Verbundbereich.



Abb. 2 Prüfkammer

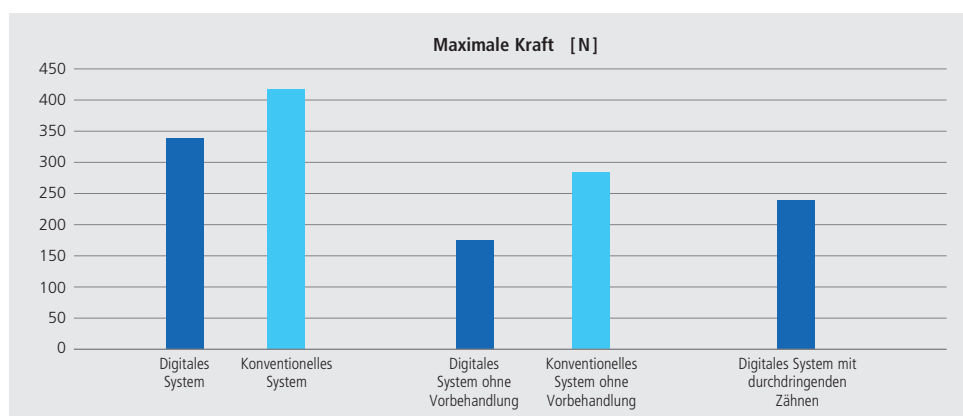


Abb. 3 Ergebnisse der Verbundprüfung.
Angegeben ist die maximale Kraft, bei welcher die Gruppen für 50'000 Zyklen überlebten.

Schlussfolgerung:

Prothesenzähne, die in eine gefräste Prothesenbasis geklebt worden sind, halten gleich hohen Kräften stand wie Prothesenzähne, die auf konventionellem Weg in die Basis einpolymerisiert wurden. Die Verbundwerte sind in beiden Fällen höher als die Eigenfestigkeit der Zähne. Im Falle einer Überbelastung kommt es eher zum Bruch des Zahnes als zu einem Versagen des Verbundes. Die richtige Vorbehandlung (insbesondere das Anstrahlen mit Sandstrahlmittel) ist für einen optimalen Verbund eine wichtige Voraussetzung.

Do CAD/CAM-dentures really release less monomer than conventional dentures?

Ort der Studie: Abteilung für Prothetik,
Medizinische Universität Innsbruck, Innsbruck, Österreich

Zeitpunkt: 2016

Verfasser: Patricia-Anca Steinmaßl, Verena Wiedemair, Christian Huck,
Florian Klauzner, Otto Steinmaßl, Ingrid Grunert, Herbert Dumfahrt

Methode:

Untersucht wurden vier verschiedene CAD/CAM-Systeme für die digitale Totalprothetik im Vergleich zur Prothesenherstellung mit konventionellen Heisspolymerisaten.

Folgende CAD/CAM-Systeme wurden in die Untersuchung einbezogen:

- **Baltic Denture System** (Merz Dental),
- **Whole You Nexteeth** (Whole You Inc.),
- **Wieland Digital Denture** (Wieland Dental+ Technik)
Dieses Produkt entspricht IvoBase CAD von Ivoclar Vivadent.
- **VITA VIONIC** (VITA Zahnfabrik)

Das konventionelle Vergleichsmaterial war das Heisspolymerisat Aesthetic Red (Candulor).

Mit drei CAD/CAM-Systemen wurden Oberkieferprothesen für je zehn Patientenfälle gefertigt. Mit dem VITA-System sind vier Prothesen hergestellt worden. In minimal möglicher Schichtstärke gefräst, wurden die Prothesen wie vom Hersteller empfohlen mit Konfektionszähnen bestückt. Es folgte eine manuelle Politur der Prothesen. Ausnahme bildete die Whole You Nexteeth-Prothese, die bereits im finierten Zustand angeliefert worden war.

Die Vergleichsprothesen aus konventionellem Heisspolymerisat wurden im langen Polymerisationszyklus (Wasserbad mit 75 °C für 8,5 h mit anschließender Abkühlphase für 6 h) gefertigt, ausgearbeitet und poliert. Alle Prothesen wurden – im Gegensatz zum üblichen Verfahren – nicht in Wasser gelagert, um eine vorzeitige Auswaschung von Restmonomer zu verhindern. Zur Analyse des Restmonomergehaltes wurden die Prothesen für sechs Tage bei 37 °C in Wasser gelagert und aus dem Wasser die organische Phase, die das MMA enthält, extrahiert sowie mittels HPLC (Hochleistungsflüssigkeitschromatografie) analysiert. Zudem sind das Volumen und das Gewicht bestimmt und daraus die Dichte der Prothesen errechnet worden.

Ergebnisse:

In allen Prothesen konnte insgesamt nur sehr wenig Restmonomer festgestellt werden. In drei der konventionellen Prothesen sowie in einer der Wieland Digital Dentures-Prothese war der Restmonomergehalt sogar so gering, dass er nicht detektiert werden konnte. Der geringste Gehalt (über neun Prüfprothesen gemittelt) fand sich beim Baltic Denture System (0,6 ppm), wobei jedoch der Unterschied zu den konventionellen Prothesen mit 1,6 ppm Restmonomer statistisch nicht signifikant war. Whole You Nexteeth-Prothesen setzten 6,2 ppm MMA frei. Dieser Wert ist statistisch signifikant höher als der bei den konventionell aus Aesthetic Red gefertigten Prothesen. Bei den Wieland Digital Dentures-Prothesen ergab sich ein Wert von 4,4 ppm. Beim System der VITA Zahnfabrik wurden nur vier Prothesen analysiert und ein Wert von 6,8 ppm im Mittel gemessen.

Das Volumen und das Gewicht der Wieland Digital Dentures-Prothese und der Whole You Nexteeth-Prothesen war signifikant geringer als das der konventionellen Prothese. Die Autoren sehen dies als Vorteil für Patienten, da eine Prothese mit geringerem Gewicht komfortabler zu tragen ist.

Schlussfolgerung:

Der MMA-Gehalt, der sich aus den getesteten Prothesen – sowohl konventionell- als auch CAD/CAM-gestützt gefertigt – herauslösen lässt, ist sehr gering. Siehe auch Kapitel „Restmonomergehalt von IvoBase CAD“.

Klinische Fälle und Studien

Prothetische Restauration von zehn zahnlosen Patienten

Ort der Studie: Abteilung für Zahnärztliche Prothetik,
Justus-Liebig-Universität Gießen, Deutschland

Zeitpunkt: 2015/2016

Verfasser: Dr. Nicole Toth, Dr. Ghezal Asef, Dr. Anke Podhorsky,
Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Methode:

Zehn zahnlose Patienten im Alter von 47 bis 81 Jahren wurden gemäß dem 4-Schritt-Prozess von Digitale Denture behandelt und prothetisch versorgt. Zunächst wurde eine Situationsabformung in Verbindung mit Centric Tray und UTS CAD vorgenommen. Als Abformmaterial diente Virtual 380 Heavy Body in Abformlöffeln nach Schreinemakers. Anhand der gewonnenen Daten wurden 3D Bite Plates für die Funktionsabformung erstellt. Als Material für die Funktionsabformung kam Virtual Heavy Body (Randvorformung) und Virtual Light Body sowie Putty-Material (Seal- und dorsale Randerhöhung) zum Einsatz. Ausserdem wurde ein Pfeilwinkelregistrator vorgenommen sowie Mittellinie, Nasenbreite und Lachlinie auf dem verschlüsselten Registrator angezeichnet. Beim nächsten Termin probierte der Patient die CAD/CAM-gefräste Probeprothesen. Sofern nötig, wurden Korrekturen der Bisshöhe, der Okklusionsebene und/oder der ästhetischen Aspekte vermerkt und an das zahntechnische Labor weitergeben. Daraufhin wurden die finalen Prothesen erstellt. Direkt bei Eingliederung sowie 7 bis 14 Tagen später ist die Okklusion kontrolliert und falls nötig angepasst worden. Auch eventuell vorhandene Druckstellen konnten zu diesem Zeitpunkt evaluiert werden.

Ergebnisse:

Zum Zeitpunkt der Eingliederung zeigten alle Prothesenbasen eine gute Kongruenz. Lediglich die Ausdehnung der Prothesenränder war in einigen Fällen nicht optimal, was sich teilweise bereits bei der Funktionsabformung zeigte. Dies ist möglicherweise der fehlenden Routine mit dem verwendeten Abformmaterial (Virtual 380°) geschuldet, da in der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der Universität Gießen seit jeher ein anderes Abformmaterial Verwendung findet (Xantopren function, Xantopren medium/light).

Aufgrund des frühzeitigen Registrierens der Bissituation mussten an dieser Stelle nur minimale Korrekturen der Okklusion vorgenommen werden. Dies stellten die Autoren als „erheblichen Vorteil des Verfahrens“ heraus. Auch betonten sie, dass die „Aufteilung der einzelnen Behandlungsschritte sehr anwenderfreundlich“ gestaltet ist.



Abb. 1 Extra- und intraorale Aufnahmen einer der zehn Prothesen.

Schlussfolgerung:

Mit dem digitalen Fertigungsprozess lassen sich in einem anwender- und patientenfreundlichen Prozess hochwertige Totalprothesen anfertigen.

A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study

Ort der Studie: Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik,
Universitätsklinikum Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

Zeitpunkt: 2015/2016

Verfasser: Dr. Franz Sebastian Schwindling; PD Dr. Thomas Stober

Methode:

Ziel der Studie war eine Evaluation des CAD/CAM-gestützten Herstellungsprozesses von abnehmbaren Prothesen im Praxisalltag (Machbarkeitsstudie) im Vergleich zum konventionellen Prozess. Virtuell entworfene, vom Design her identische, aber konventionell mit dem IvoBase Injektor hergestellte Prothesen dienten zum Vergleich. Dazu wurde die CAD-konstruierte Prothese in Wachs gefräst und im IvoBase Injektor mit IvoBase High Impact umgesetzt.

Fünf Patienten (eine Frau und vier Männer) im Alter von 60 bis 89 Jahren wurden behandelt und mit je einer Totalprothese aus dem digitalen 4-Schritt-Prozess von Digital Dentures (mit Einprobe) und dem konventionellen Prozess versorgt. Alle Arbeitsschritte wurden anhand von Fragebögen beurteilt und dokumentiert. Klinische Parameter sind auf einer Skala von 1 bis 6 bewertet worden. Die Patienten erhielten nach Abschluss der Studie die digital hergestellten Prothesen.

Ergebnisse:

Der klinische Behandlungsablauf des digitalen Verfahrens war im Praxisalltag nach einer gewissen Einarbeitungszeit problemlos umsetzbar. Es gab nur kleinere Schwierigkeiten während des Prozesses, die vor allem die Umsetzung der ästhetischen Wünsche betrafen. Im Ergebnis jedoch wurde die Ästhetik als sehr gut bewertet. Passung, Saugeffekt, Ästhetik, Kieferrelation, Sprache und Okklusion der digital gefertigten Prothesen waren mit denen aus dem konventionellen Fertigungsprozess vergleichbar. Es konnten keine klinisch relevanten Unterschiede festgestellt werden.

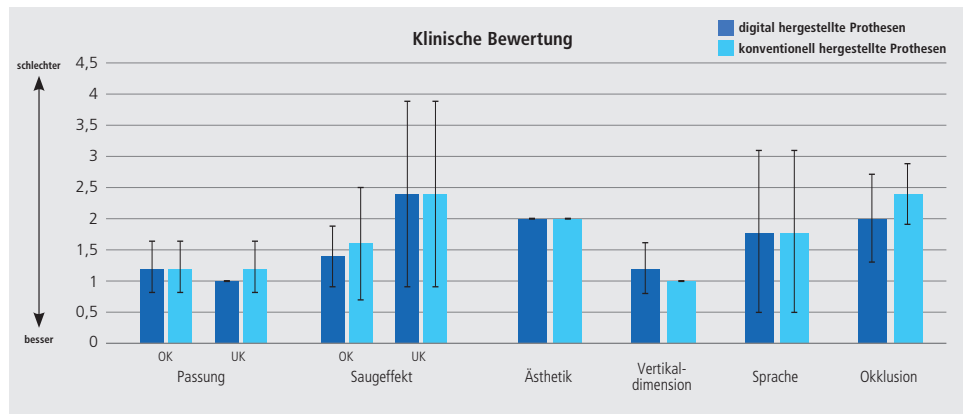


Abb. 1 Angegeben sind die Mittelwerte der fünf Prothesen. Die mögliche Bewertungsskala reichte von 1 (sehr gut) bis 6 (ungenügend).

Schlussfolgerung:

Die digitale Fertigung der Prothesen liess sich klinisch gut etablieren. Die gefrästen Prothesen waren in allen Punkten den konventionellen ebenbürtig.



Dr. Ronny Watzke
Head of Department
Klinische Praxis



Dr. Frank Zimmerling
Manager
Global Education clinical



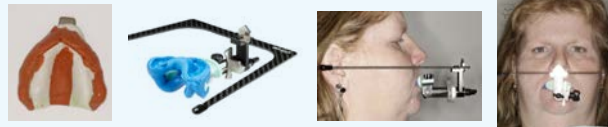
Frank Frenzel
Technical Assistant
R&D Digital Systems

Klinische Anwendung

Der Digital Denture Oversize-Prozess im Überblick:

→ Zahnarzt

- Anatomische Abformungen
- Bissregistrierung mit Centric Tray, Erfassen der Camper'schen Ebene und Bipupillarlinie mit dem UTS CAD



→ Zahntechniker

- Scan der Abformungen
- Herstellung 3D Bite Plates



→ Zahnarzt

- Funktionsabformungen
- Intraorales Stützstiftregistrat
- Ausrichten der Okklusionsebene zur Camper'schen Ebene und Bipupillarlinie



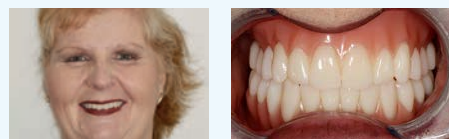
→ Zahntechniker

- Scan der Funktionsabformungen
- Herstellung der Digital Denture mit dem Oversize-Prozess (optional: Monoblock-Einprobeprothese)



→ Zahnarzt

- Eingliederung der Prothesen



1. Behandlungsschritt

Anatomische Abformungen, Centric Tray und UTS CAD

Die anatomischen Abformungen (Abb. 1.1) werden zusammen mit dem Centric Tray in Kombination mit dem UTS CAD (Abb. 1.2) genommen. Das Centric Tray ist ein bimaxillärer Abformlöffel für eine intraorale Vorbissnahme. Mithilfe dieses Abformlöffels können später in der Scan-Software die digitalisierten Modelle und/oder Abformungen (Abb. 1.1) exakt zugeordnet werden. Zusätzlich kann extraoral mit dem UTS CAD die Okklusionsebene parallel zur Bipupillarlinie (BP, Abb. 1.3) und zur Camper'schen Ebene (CE, Abb. 1.4) ausgerichtet werden. Die so ermittelten Korrekturwerte lassen sich später in die CAD-Software übertragen.



Abb. 1.1 Anatomische Abformlöffel



Abb. 1.2 UTS CAD mit Centric Tray

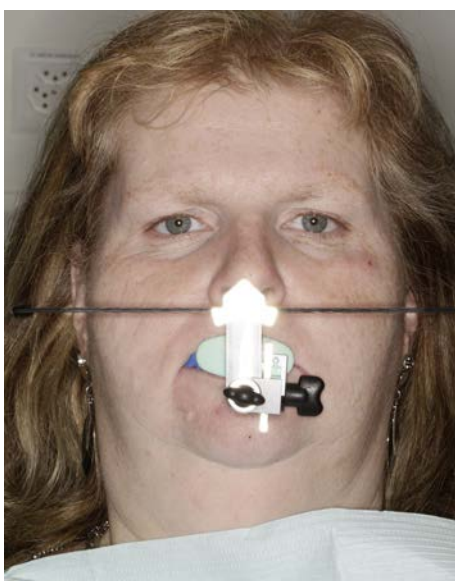


Abb. 1.3 Ausrichtung der Okklusionsebene parallel zur Bipupillarlinie (BP)

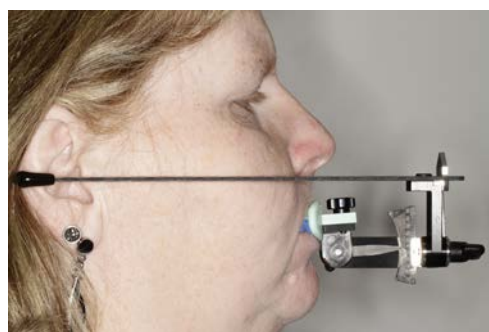


Abb. 1.4 Ausrichtung der Okklusionsebene parallel zur Camper'schen Ebene (CE)

→ Zahntechniker

Scan und Design 3D Bite Plate und UTS CAD-Werte in Software übernehmen

Für das Design steht die 3Shape CAD-Software mit dem Digital Denture Professional Add-on zur Verfügung. Der Anwender markiert die zu ersetzenden Zähne und wählt unter Apparatur das 3D Bite Plate und als Material „ProArt CAD Try-In“ aus (Abb. 2.1). Die Software führt schrittweise durch den Scanprozess. In diesem wählt der Zahntechniker, ob er Abformungen, Modelle oder eine Kombination aus beidem einscannen möchte.

Unterstützt wird der Workflow von allen 3Shape-Scannern der Modelle D710, D750, D800, D810, D850, D900, D900L sowie der neuen Modelle, D1000, D2000, E1, E2, und E3.

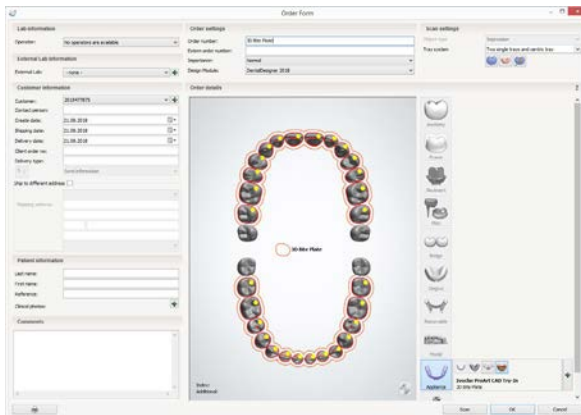


Abb. 2.1 Anlegen des Falls im Order Manager



Abb. 2.2 Die 3Shape Scanner D2000 (oben) und E3 (unten)



Abb. 2.3 Abdruckhalter für 3Shape Scanner

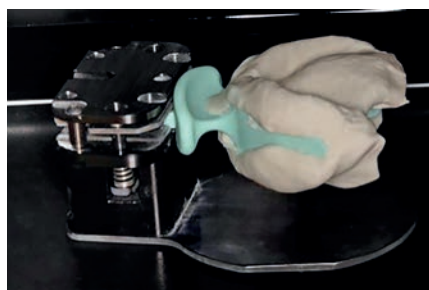


Abb. 2.4 Abdruckhalter mit Centric Tray

Die virtuellen Modelle werden mithilfe des Centric Trays automatisch von der Software in richtiger Bissrelation zugeordnet. Der Anwender kann den Centric Tray-Scan zudem über eine 1- oder 3-Punkt-Zuordnung (Abb. 2.5) ausrichten. In der CAD-Software ist es auch möglich, mittels virtueller Kondylenachse den Biss zu heben oder zu senken (Abb. 2.6).



Abb. 2.5

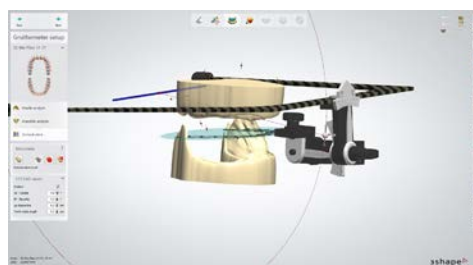


Abb. 2.6

Es folgen die Modellanalyse und die Bestimmung der Oberkieferpunkte für Tuber, Papilla Incisiva, Eckzähne und den tiefsten Punkt der Umschlagfalte. Im Unterkiefer werden retromolare Polster, Kieferkammmitte, Eckzähne und der tiefste Punkt der Umschlagfalte definiert.

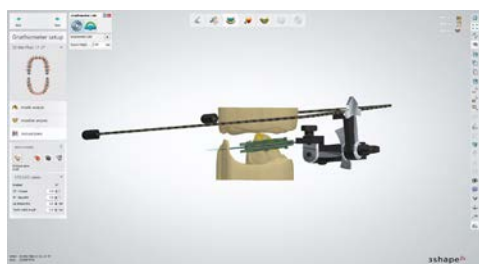


Abb. 2.7

Im nächsten Schritt können die mit dem UTS CAD ermittelten Korrekturwerte zum Ausrichten einer provisorischen Okklusionsebene in die Software übertragen werden. Der Gnathometer CAD richtet sich für das spätere Pfeilwinkelregistrat automatisch zu dieser Ebene aus.

In diesem Schritt ist es auch möglich, statt des 3D Bite Plates eine konventionelle Bisschablone zu modellieren und später aus dem Material „ProArt CAD Wax“ zu fräsen. Im Schritt „Ausblocken“ werden alle untersichgehenden Bereiche von der Software anhand der gewählten Einschubrichtung und in einem Winkel von 3 Grad ausgeblockt.

Es folgt das Anzeichnen der Prothesenbasis, die anschliessend berechnet wird. Die Software erstellt einen Bisswall, der auf die Geometrie des Gnathometer CAD ausgerichtet werden muss (Abb. 2.8).

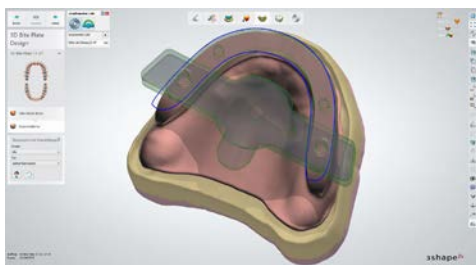


Abb. 2.8

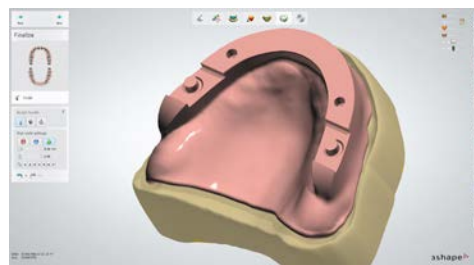


Abb. 2.9

Anschließend berechnet die Software die 3D Bite Plates automatisch. Etwaige Änderungen an der Basis und dem Bisswall können mit den Freiformwerkzeugen vorgenommen werden (Abb. 2.9). Die Passungsflächen für den Gnathometer CAD können nicht verändert werden. Alle für die Bearbeitung in der CAM-Software wichtigen Flächen, Kurven und Einschubrichtungen werden erstellt und in die CAM5-Ausgabedatei geschrieben (Abb. 2.10).

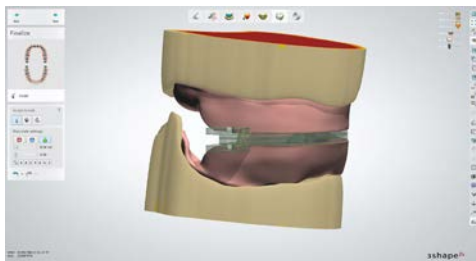


Abb. 2.10

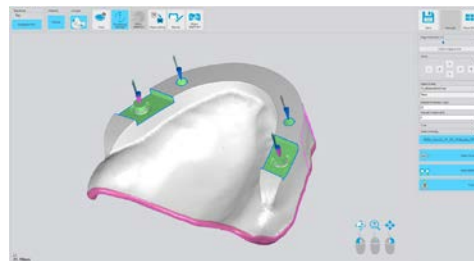


Abb. 2.11 Das modellierte 3D Bite Plate in der CAM V4-Software

Sowohl das Material (ProArt CAD Try-In) und die Indikation als auch alle Flächen, Kurven und Einschubrichtungen werden automatisch von der CAMV4-Software erkannt (Abb. 2.11). Daraufhin wählt die Software die richtige Frässtrategie für die Bearbeitung. Somit ist der Prozess für den Kunden effizienter und reproduzierbarer. Anwenderfehler werden reduziert.

Die in der PrograMill PM7 gefertigten 3D Bite Plates (Abb. 2.12) für Ober- und Unterkiefer sind für die Funktionsabformung vorbereitet.



Abb. 2.12 Fertig gefräste 3D Bite Plates

2. Behandlungsschritt

Funktionsabformung, intraorales Sützstiftregistrar, UTS CAD und Zahnauswahl

In der zweiten Sitzung nimmt der Zahnarzt die Funktionsabformungen im Ober- und Unterkiefer. Durch die Vorbissnahme liegen die Ober- und Unterkiefer-Bisswälle in korrekter Bisslage plan aufeinander und schaffen so die Voraussetzung für eine mundgeschlossene Abformtechnik. Danach wird die Okklusionsebene mittels UTS CAD zur Bipupillarlinie und Camper'schen Ebene ausgerichtet (Abb. 3.1 und 3.2). Über eine Sprechprobe bzw. das Messen des Freeway-Space wird die endgültige Bisshöhe ermittelt und für das intraorale Pfeilwinkelregistrar auf den Schreibstift des Gnathometers CAD übertragen. Nach dem Registrieren der zentrischen Relationsposition kann diese mit dem Fixierplättchen markiert und vor dem Verschlüsseln auf Reproduzierbarkeit überprüft werden. Ist die Position korrekt, werden die Ober- und Unterkieferabformungen mit einem Registriersilikon (z.B. Virtual CAD Bite) verschlüsselt. Lippenstütze und bukkaler Korridor können geprüft und ggf. durch Abtragen oder Auftragen von Silikon oder Wachs korrigiert werden. Zur späteren korrekten Positionierung der Frontzähne ist es notwendig, mit einem wasserfesten Stift die Ästhetiklinien (Mittellinie, Lachlinie, Eckzahnlinien, Lippenlänge OK) auf die 3D Bite Plates zu zeichnen. Abschliessend erfolgt die Auswahl der Zahnform und -farbe mittels Zahnformenkarte und Farbschlüssel.

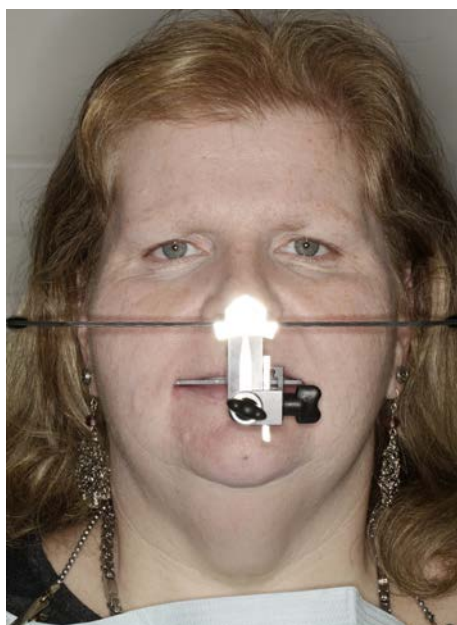


Abb. 3.1

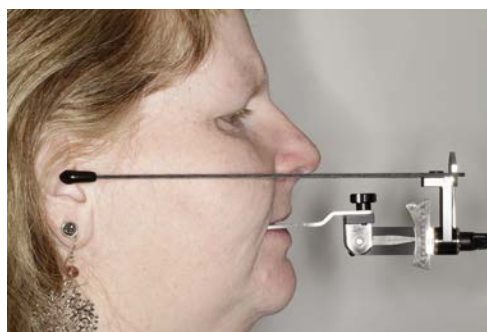


Abb. 3.2



Abb. 3.3 3D Bite Plates mit eingesetztem Gnathometer CAD und Bisswallauflagen zur Passungskontrolle. Vor den Abformungen werden die Schreibplatten entfernt.



Abb. 3.4 Verschlüsselte Abformungen mit angezeichneten Ästhetiklinien

→ Zahntechniker

In den meisten Fällen kann direkt mit der Fertigstellung der definitiven Prothesen begonnen werden. Es gibt aber auch die Option, zuvor eine Einprobe am Patienten vorzunehmen. Hierfür werden Einprobeprothesen aus einem weissen PMMA-Material (ProArt CAD Try In) gefräst. Der Design-Workflow des Einprobekörpers unterscheidet sich nicht vom Design der definitiven Prothese. Nach der Einprobe wird im bestehenden Monoblock-Auftrag nur das Material geändert. Die Software modelliert automatisch die definitive Prothese.

3. Behandlungsschritt

Wie bereits erwähnt, ist die Einprobe am Patienten optional. Sind an den Abformungen die ästhetischen Parameter (Lippenstütze, bukkaler Korridor, Mittellinie, Lippenschlusslinie usw.) korrekt markiert und ist die Reproduzierbarkeit der zentrischen Relationsposition überprüft, kann in vielen Fällen auf die Einprobe verzichtet werden.

Erfolgt eine Einprobe, können mithilfe des Monoblock-Einprobekörpers die Zahnform- und position, die Lippenfülle, die Bisshöhe, die Phonetik und die Passung überprüft werden. Jedwede Veränderung kann später in die CAD-Software übertragen werden. Ist beispielsweise der Biss zu hoch, schleift der Zahnarzt diesen ein und verschlüsselt die beiden Monoblockprothesen miteinander (Registriersilikon, z.B. Virtual CADBite). In der CAD-Software werden die verschlüsselten Monoblockprothesen mit einem Scanvorgang digitalisiert und die Modelle automatisch nach der neuen Situation ausgerichtet. Korrekturen der Zahnposition und Achsrichtung können ggf. direkt auf den Einprobekörpern oder auf einem Patientenfoto markiert werden. Anzeichnungen auf dem Einprobekörper werden mithilfe des Textur-Scans direkt übernommen.



Abb. 4.1



Abb. 4.2



Abb. 4.3

→ Zahntechniker

Design der definitiven Prothese

Die zu ersetzenden Zähne werden markiert und das Material für den Zahnkranz (SR Vivodent CAD) sowie für die Prothesenbasis (IvoBase CAD) ausgewählt. Alle Prothesenzähne müssen als Brücke definiert werden, damit die Software die Einzelzähne zu einem Zahnkranz mit definierter Geometrie verbindet.

Die Auswahl der Materialien bei der Auftragsanlage hat Einfluss auf die Verarbeitung des Datensatzes in der CAM-Software und muss deshalb sorgfältig ausgeführt werden. Durch die Informationen aus der CAD-Software und das daraus erstellte CAD-Output werden beim Importieren in die CAM-Software alle für die Bearbeitung notwendigen Materialien eingelesen sowie das entsprechend richtige Rohteil ausgewählt. Nach dem Speichern der Daten in der CAM-Software wird dem Anwender aus dem Materialbrowser die für die Bearbeitung benötigte Disc vorgeschlagen.

Es erfolgt der Scan der verschlüsselten 3D Bite Plates. Diese werden mithilfe der „Gabel für den Abdruckhalter“ (Abb. 5.2) in die Aufnahme des Abdruckhalters (Abb. 5.3) gesteckt. Anschliessend werden die verschlüsselten 3D Bite Plates in den Scanner gegeben, um den abgeformten Ober- und Unterkiefer zu digitalisieren (Abb. 5.4).

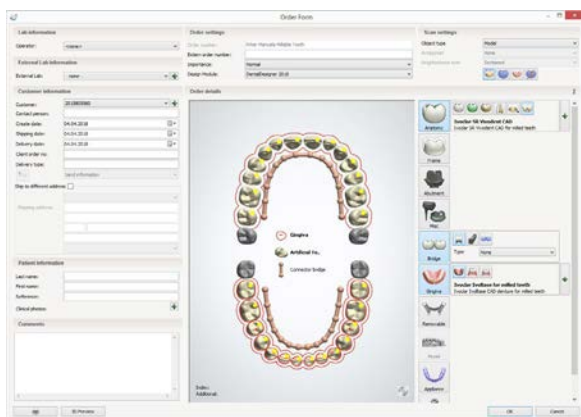


Abb. 5.1

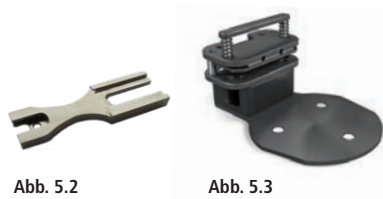


Abb. 5.2

Abb. 5.3

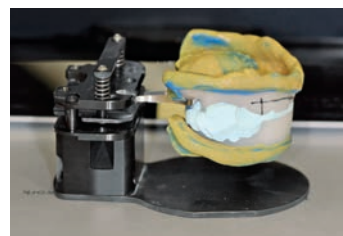


Abb. 5.4

Nach dem Scanvorgang werden aus den Abformungen digitale Modelle errechnet, welche sich in der vom Registrat definierten Bisslage befinden. Der Zahntechniker beginnt mit der Eingabe der UTS CAD-Werte, die durch den Zahnarzt übermittelt worden sind (Abb. 5.5).

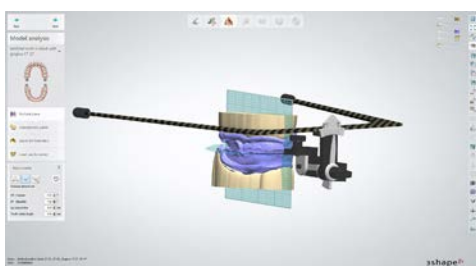


Abb. 5.5



Abb. 5.6

In den folgenden Schritten werden die Modellanalyse (Abb. 5.6) vorgenommen und die Ausdehnung der Prothesenbasen auf den Modellen eingezeichnet (Abb. 5.7). Danach befindet sich der Anwender im Modul SmileComposer (Abb. 5.8). Dieses beinhaltet die Zahnformen SR Phonares II, SR Vivodent S PE/S DCL und Orthotyp S PE/S DCL von Ivoclar Vivadent als digitalen Datensatz. Die Datensätze sind seit Neuestem als 28er Aufstellungen verfügbar. Somit ist eine effiziente Modellation der Prothese in kurzer Zeit möglich.

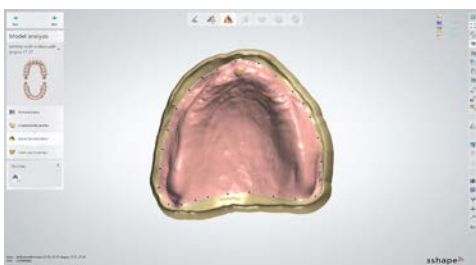


Abb. 5.7

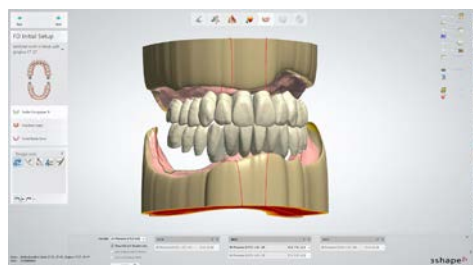


Abb. 5.8

Im SmileComposer gibt es die Möglichkeit, über die RealView-Funktion ein 2D-Bild des Patienten hochzuladen und dieses für die Aufstellung der Zähne zu benutzen (Abb. 5.9 und 5.10).

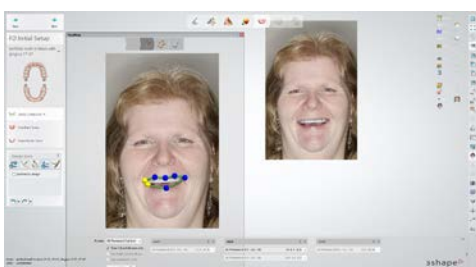


Abb. 5.9

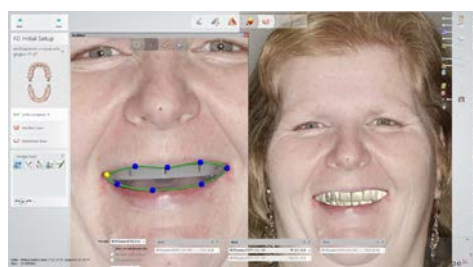


Abb. 5.10

Im nächsten Schritt werden die Prothesenbasis berechnet (Abb. 5.11) und anschliessend die Zähne als Zahnkranz miteinander verbunden (Abb. 5.12). Dieser Zahnkranz kann zum Gegenbiss virtuell eingeschliffen werden. Diese Option findet am besten Anwendung bei unimaxillären Prothesen.

In den folgenden Schritten kann Material an der Prothesenbasis auf- und abgetragen werden (Abb. 5.13). Danach errechnet die Software die definitive Geometrie unter dem Zahnkranz (Abb. 5.14). Diese ist auf das Ivoclar Vivadent-Fräserportfolio angepasst und kann optimal bearbeitet werden. Die Software errechnet nun die Kavität für die Passung zwischen Zahnkranz und Prothesenbasis. Diese Kavität wurde ebenfalls für ein effizientes Ausfräsen aus dem Rohling optimiert. Die Prothese ist nun fertig und wird beim Schliessen der Software mit der Aufmassfläche erstellt und im CAM5-Format gespeichert (Abb. 5.15).



Abb. 5.11

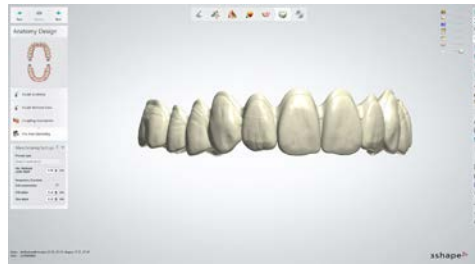


Abb. 5.12



Abb. 5.13

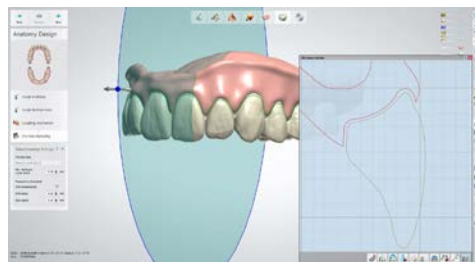


Abb. 5.14

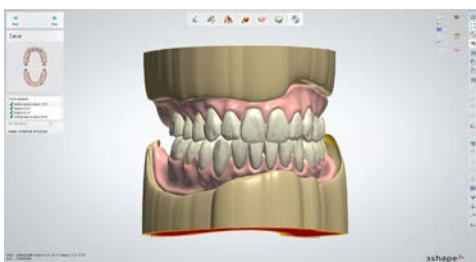


Abb. 5.15

Ablauf CAM-Software

Das Anlegen des Rohlings in der CAM-Software erfolgt über einen RFID-Code, welcher sich auf dem Rohling befindet. Über ein RFID-Lesegerät entnimmt die Software dem RFID-Code den Hersteller, die Höhe, die Farbe sowie die Chargennummer und legt ihn in die Rondenverwaltung.

Die CAM5-Aufgabedatei muss in der Arbeitsvorbereitung in die CAM-Software importiert werden. Wurde überprüft, ob alle Parameter (Materialien, Farbe, Frästemplates [oversize] oder [1 zu 1 Standard]) übernommen bzw. ausgewählt sind (Abb.6.1), speichert man die Situation.

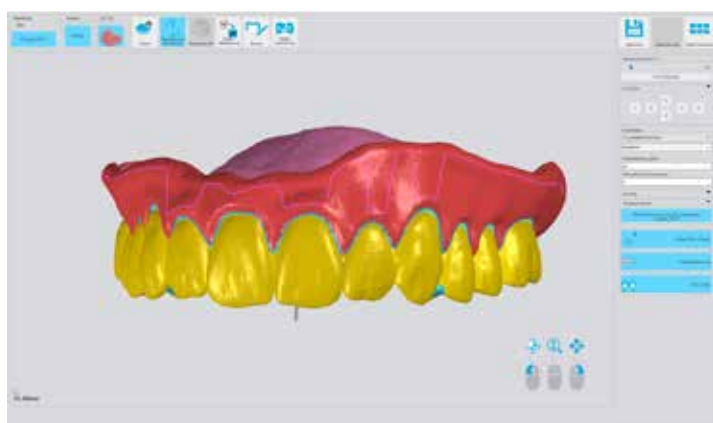


Abb. 6.1 Die Arbeitsvorbereitung in der CAMV4-Software

Durch die aus dem RFID-Code ermittelten Parameter filtert die Software automatisch den richtigen Rohling für die zu fräsende Indikation. So wird dem Zahntechniker die Auswahl der Disc innerhalb der grossen Rohlingbibliothek erheblich erleichtert. Anwenderfehler werden weitestgehend vermieden. Beim Nesting der Prothese in der Disc ist darauf zu achten, dass die Frontzähne nach oben ausgerichtet sind (Abb. 6.2). Der Vorteil: Die Achse der Fräsmaschine weist in diesem Bereich einen höheren Anstellwinkel auf. Damit werden mit der Positionierung die meisten Unterschnittbereiche im basalen Bereich sowie im ästhetisch wichtigen Frontzahnbereich restmaterialfrei abgearbeitet und die Nacharbeit nach dem Fräsvorgang reduziert.

Nach dem Setzen der 3 mm starken Haltestege (Verbindung zwischen Prothese und Rohling) wird der Bearbeitungsoffset manuell auf die grösstmögliche Randbereichserweiterung gestellt. Das ermöglicht dem Fräser bei der Bearbeitung des Rohlings höchste Freiheit.

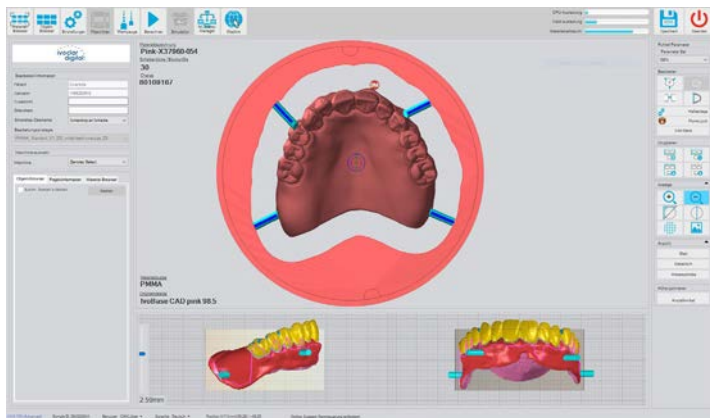


Abb. 6.2 Bis zu einer Höhe von 30 mm kann die Prothesenbasis aus IvoBase CAD gefertigt werden. Im Anschluss wird der Zahnkranz verklebt; zusammen kann eine maximale Höhe von 40 mm erreicht werden.

Mit dem Klick auf den Button „Berechnen“ startet die Software mit der Kalkulation der Fräsbahnen. Bei der Kalkulation der Fräsbahnen kommen verschiedene Parameter zur Anwendung, die Einfluss auf die Bearbeitungsgenauigkeit und die Geschwindigkeit bei der Fertigung der Prothese haben. Dieses ausgewogene Verhältnis sorgt für eine optimale Bearbeitung, welche materialschonend (für Rohling, Fräerspindel und Fräswerkzeuge) und zugleich effizient sowie mit einer hohen Prozesssicherheit abläuft. Dieser Vorgang wurde nach den internen Richtlinien von Ivoclar Vivadent verifiziert und validiert.

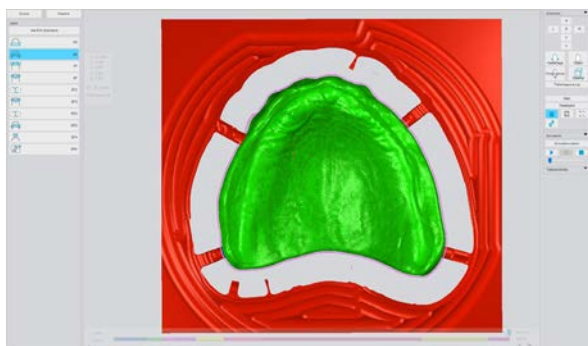


Abb. 6.3

Nach dem Berechnen der Fräsbahnen wird mithilfe der Schnellsimulation überprüft, ob alle Fräsbahnen korrekt berechnet sind und sich kein Restmaterial in ästhetisch wichtigen sowie passungsrelevanten Bereichen der Prothese befindet (Abb. 6.3). Nach Abschluss der Kalkulation werden die Fräsbahnen in eine NC-Datei geschrieben, welche an die CNC-Software der Fräsmaschine übertragen wird.

Derselbe Workflow wird für den Zahnkranz ausgeführt, nur dass dieser aus dem Material SR Vivodent CAD gefertigt wird. Zusätzlich zur Berechnung der Fräsdateien für die Prothesenbasis und den Zahnkranz ist es nötig, eine Fräsdatei für den Verdrehenschutz der IvoBase CAD auszugeben und ebenfalls auf die Fräsmaschine zu übertragen.

Somit kann der Rohling nach dem Klebevorgang für den zweiten Fräsvorgang wieder an die selbe Position reponiert und abgearbeitet werden. Der Aufmassprozess beinhaltet zwei Bearbeitungsschritte für die IvoBase CAD, d.h. es werden zwei Fräsdateien ausgegeben (Step 1 und Step 2). Step 1 wird zusammen mit der Fräsdatei für den Verdreherschutz zur CNC gesendet. Step 2 bleibt in der Warteschleife, da dieser erst nach dem Verkleben abgearbeitet wird.

Die Rohlinge können nun in die Rohlinghalter gespannt und in die Fräsmaschine gegeben werden (Abb. 6.4). Die übertragenen Jobs werden automatisch den im Rohlingwechsler geladenen Rohlingen zugeordnet. Die in der Mitte angezeigten Fräsjobs werden aktuell von der Fräsmaschine bearbeitet und im User-Interface der Fortschritt des bearbeiteten Rohlings angezeigt (Abb. 6.5).



Abb. 6.4

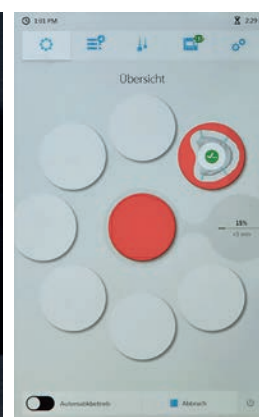


Abb. 6.5

Im Anschluss an das Fräsen – Step 1 – der Prothesenbasis und dem Fräsen des Zahnkranzes aus SR Vivodent CAD (Abb. 6.6) werden beide Teile mit IvoBase CAD Bond (Abb. 6.7) miteinander verklebt (Abb.6.8). Die Polymerisationszeit beträgt 15 Minuten bei 50 °C und einem Druck von 2 bis 5 bar. Alle überstehenden Klebereste akribisch zu entfernen, ist unnötig, da im zweiten Fräsvorgang das überschüssige Material komplett abgetragen wird.



Abb. 6.6 Gefräste Zahnkränze aus SR Vivodent CAD



Abb. 6.7 IvoBase CAD Bond zum Verkleben



Abb. 6.8 Auftragen von IvoBase CAD Bond

Nach dem Verkleben wird die Scheibe mit einem speziellen Spannring lagerichtig im Rohlinghalter fixiert.

Es folgt der zweite Fräsvorgang – Step2 –, mit dem das Aufmass von Zahnkranz und Prothesenbasis entfernt und die finale Prothese gefertigt werden (Abb. 6.9). Nach dem Herausstrennen der Prothesen aus dem Rohling (Abb. 6.10) werden die Haltestege mittels Hartmetallfräsen mit Querhieb-Kreuzverzahnung bearbeitet.



Abb. 6.9 Ausgefäste Prothese



Abb. 6.10 Fertig gefäste Prothese nach Entfernung der Haltestege

Die Verzahnung erlaubt einen schnellen Materialabtrag mit scharfem Schnitt ohne Materialerhitzung und erzeugt glatte Materialoberflächen. Zum Akzentuieren der Zahnoberfläche finden ebenfalls Hartmetallfräsen mit Querhieb-Kreuzverzahnung Anwendung. Nun werden die Zähne mittels grosser Diamantscheibe mit feiner Körnung separiert und danach mit einer ultradünnen Diamantscheibe gezielt Randleisten und Kontaktpunkt gestaltet.

Die Vorphitur erfolgt im Handstück mit einer Ziegenhaarbürste und feinem Bimsstein oder einer Universal-Polierpaste. Zuerst werden die Bereiche rund um die Kauflächen poliert und im Anschluss der Zahnfleischsaum. Danach müssen an der Poliereinheit nur noch die grösseren Flächen der Prothesenbasis und Ränder mit Bimsstein poliert werden. Für die Endpolitur dient eine Polierpaste und je nach gewünschtem Glanzgrad ein Baumwollschwabbel (geringer Hochglanz) oder Lederschwabbel (stärkerer Hochglanz).



Abb. 6.11 Politur der Prothese



Abb. 6.12 Fertig polierte Prothese

→ Zahnarzt

Beim Eingliedern der Prothesen erfolgt die übliche Kontrolle von Passung, Funktion, Ästhetik und Phonetik. Gegebenenfalls werden Korrekturen vorgenommen und Termine zur Nachkontrolle vereinbart.

Der Patient erhält konkrete Anweisungen zur Prothesen- und Mundhygiene.



Verifizierung & Validierung

Ziel der Verifizierung und Validierung ist es, die Prozesssicherheit der Entwicklungen für den Endkunden zu gewährleisten. Hierfür sorgt ein interner Prüfablauf der Ivoclar Vivadent AG. Während in der Verifizierung der Prozess, das Material, die Frässtrategie etc. direkt von den Entwicklern geprüft werden, fokussiert die Validierung den Prozess aus Anwendersicht und gibt ihn frei.

Bevor ein Produkt zum Kunden gelangt, durchläuft es eine definierte Testphase. In dieser werden die Anforderungen nach dem Nutzerprofil für das Endprodukt umfangreich getestet. Am Beispiel der Frässtrategie wird deutlich, wie gross der Umfang und wie hoch der Wert dieser Testphase für den Endkunden ist. Jede Veränderung oder Erneuerung einer Frässtrategie beinhaltet eine Fräserstandzeitmessung. Dabei werden alle Indikationen mehrfach aus den unterschiedlichen Materialien gefräst und anschliessend zahntechnisch beurteilt (Oberflächenbeschaffenheit, Passung, Versatz, Chippings usw.) sowie digital abgeglichen. Die ermittelten Werte aus der Messung werden später im User-Interface der CNC-Software hinterlegt. Dort erhält der Kunde die Informationen, wann die Standzeit welches Fräasers abgelaufen ist und wann ein Austausch erfolgen sollte.

Mit diesem Vorgang der Fräserstandzeitmessung sind Neuentwicklungen vergleichbar. Dem Kunden werden eine effiziente und wirtschaftliche Fertigung sowie die exakte Reproduzierbarkeit im Falle einer Fraktur des gefertigten Zahnersatzes gewährleistet.

Prozesssicherheit

Der von der Ivoclar Vivadent AG freigegebene Aufmassprozess liefert eine hohe Prozesssicherheit. Diese wird gewährleistet, in dem die aus den Nutzungs- und Anwenderanforderungen heraus entstandenen Neuerungen in der Software durch die Ivoclar Vivadent verifiziert und validiert werden. Das bedeutet, dass zusätzlich zu den Neuerungen in den aktuellen Systemen auch die bestehenden Systeme mit jeder neuen Version überprüft werden und dem Anwender ein auf den aktuellen Laboralltag abgestimmtes, zeitgemässes Produkt bereitgestellt wird.

Alle Materialparameter in der CAD-Software sind individuell anpassbar und können bei Aktualisierungen durch die Ivoclar Vivadent AG ausgetauscht und dem Anwender über eine Auto-Update-Funktion sofort zur Verfügung gestellt werden. Damit sind unkomplizierte und schnelle Wege anwenderfreundlich gestaltet und eine stetige Optimierung der Systeme möglich.

Reproduzierbarkeit

Alle Prothesendateien sind im Labor gespeichert und können bei Bruch, Verlust oder Frakturen in der Fräsmaschine neu gefertigt werden. In nur einer Sitzung kann die neu erstellte Prothese eingliedert werden.

Um die Genauigkeit bei der Reproduktion der Prothese zu vergleichen, wurde eine Prothese dreimal mit der Fräsmaschine PrograMill PM7 gefertigt. Die Digitalisierung der Prothesenober- und unterseite erfolgte mittels Laserscanner der Marke 3Shape (Modell 900L). Anschliessend wurden die Datensätze mit der Software „Geomagic“ digital abgeglichen.

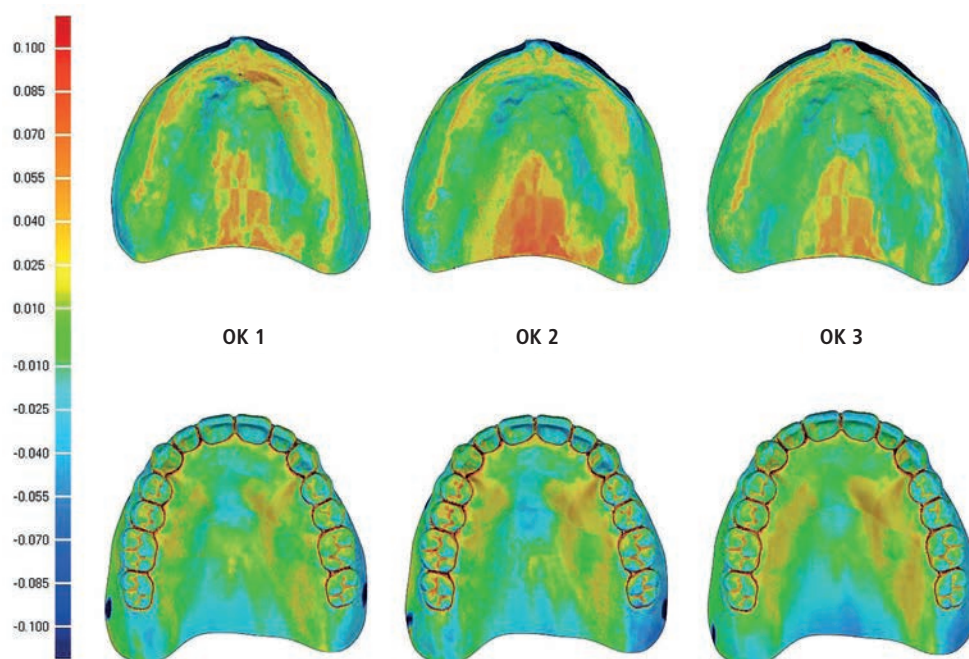
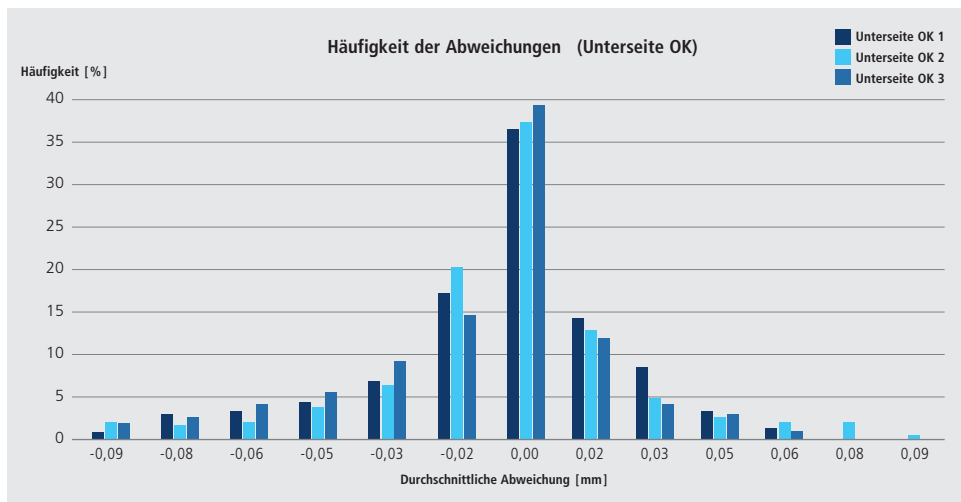
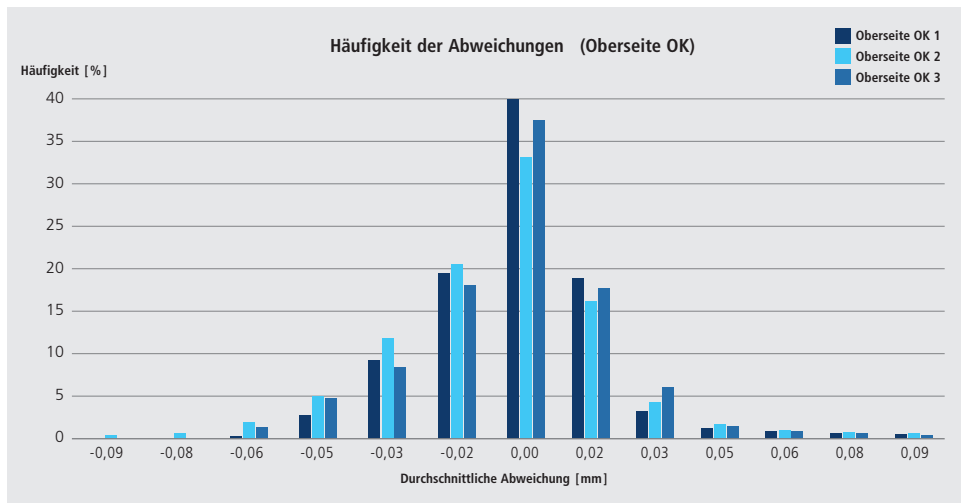


Abb. 7.1 Reproduzierbarkeit

Die Übersicht zeigt die Bereiche, in denen Abweichungen mit max. ± 0.1 mm auftraten.

Alle liegen innerhalb der Toleranz und haben keinen negativen Einfluss auf die Passung, Bisshöhe oder Ästhetik.

Die folgenden Tabellen zeigen, in welcher Häufigkeit (%) die durchschnittlichen Abweichungen auf der Prothesenoberseite und der Prothesenunterseite auftreten.



Mit einer Häufigkeit von 33 % bis 40 % gibt es keine Abweichungen zwischen dem Design und dem gefrästen Produkt. In 12 % bis 20 % der Fälle gibt es Abweichungen im Bereich von $\pm 0,02$ mm. Die restlichen 11 % der Fälle weichen im Bereich von $\pm 0,03$ bis $\pm 0,10$ mm von der konstruierten Prothese ab.

Fazit

Die Digitalisierung ist im zahntechnischen Laboralltag nicht mehr wegzudenken. Die Digital Denture CAD-Software von 3Shape ermöglicht dem Zahntechniker, eine Totalprothese für den Ober- und/oder Unterkiefer auf digitalem Weg zu konstruieren und herzustellen.

Die Fertigung betrifft zusätzlich zur Prothesenbasis (Material: IvoBase CAD) auch den Zahnkranz (Material: SR Vivodent CAD). Der Vorteil: Das Labor kann aus einer „SR Vivodent CAD“-Disc beliebige Zahnformen unterschiedlicher Zahngarnituren ausfräsen und muss die Prothesenzähne nicht mehr stetig griffbereit im Lager haben. Das erweitert den Indikationsbereich auf Einzelkiefer-Prothesen. Da die Zähne in der CAD-Software gemorpht und virtuell beschliffen werden können, hat der Zahntechniker die Möglichkeit, das okklusale Relief an die Antagonisten anzupassen. Ebenso ist beispielsweise eine Kreuzbissverzahnung einfach zu realisieren.

Durch den Oversize-Prozess werden Anwender- und Maschinenfehler – durch Klebe und Einladeprozess – ausgeglichen. Somit ist ein hohes Mass an Reproduzierbarkeit bei Bruch oder Verlust der Prothese gegeben.

Der Zahnarzt benötigt eine Sitzung weniger bis zur Fertigstellung der Prothese. Der Zahntechniker hat weniger Zwischenschritte gegenüber dem konventionellen Herstellungsprozess. Durch den gespeicherten Datensatz der Prothesen können künftige Neuanfertigungen (z. B. nach dem „normalen“ Verschleiss) noch effizienter hergestellt werden. In den meisten Fällen reichen hier zwei klinische Sitzungen. Bei Verlust oder ausgedehnten Brüchen kann eine exakte Kopie der Prothese ohne vorherige klinische Sitzung gefertigt werden. Der Patient erhält umgehend einen Ersatz.

Die Entwicklung der CAD/CAM-Software im Bereich der Totalprothetik geht stetig voran und besticht durch effiziente, schnelle und aufeinander abgestimmte Prozesse in den Bereichen CAD/CAM und CNC. Der Zahntechniker wird mit regelmässigen Software-Updates auf dem aktuellen Stand gehalten. Durch diese ständigen Weiterentwicklungen werden zukünftig alle Indikationsbereiche der abnehmbaren Prothetik realisiert werden können.

Wir stehen nicht für die Genauigkeit, den Wahrheitsgehalt oder die Zuverlässigkeit der von Dritten stammenden Informationen ein. Für den Gebrauch der Informationen wird keine Haftung übernommen, auch wenn wir gegenteilige Informationen erhalten. Der Gebrauch der Informationen geschieht auf eigenes Risiko. Sie werden Ihnen „wie erhalten“ zur Verfügung gestellt, ohne explizite oder implizite Garantie betreffend Brauchbarkeit oder Eignung (ohne Einschränkung) für einen bestimmten Zweck.

Die Informationen werden kostenlos zur Verfügung gestellt und weder wir, noch eine mit uns verbundene Partei, können für etwaige direkte, indirekte, mittelbare oder spezifische Schäden (inklusive aber nicht ausschliesslich Schäden auf Grund von abhanden gekommener Information, Nutzungsausfall oder Kosten, welche aus dem Beschaffen von vergleichbare Informationen entstehen) noch für pönale Schadenersätze haftbar gemacht werden, welche auf Grund des Gebrauchs oder Nichtgebrauchs der Informationen entstehen, selbst wenn wir oder unsere Vertreter über die Möglichkeit solcher Schäden informiert sind.

Bisher erschienene Ausgaben des Ivoclar Vivadent „Reports“

*Report Nr. 1 (März 1984) **

Dentinhaftung von Kunststoff-Füllungsmaterial
G. Beham

*Report Nr. 2 (Mai 1985) **

**Klebebrücken – neue Möglichkeiten der
prothetischen Versorgung**
Dr. V. Rheinberger, G. Beham

*Report Nr. 3 (Mai 1986) **

Verblendwerkstoffe für Kronen und Brücken
P. Wollwage

*Report Nr. 4 (Dezember 1987) **

Norm-Vorlagen für metallkeramische Restaurationen
Dr. P. Dorsch

*Report Nr. 5 (Januar 1990) **

**Aufbau und Entwicklung der Composite-
Füllungsmaterialien**
G. Ott

*Report Nr. 6 (September 1990) **

IPS Empress: Eine neue Keramik-Technologie
G. Beham

*Report Nr. 7 (November 1992) **

Der gefüllte Zahn – Ein komplexes Verbundsystem
Dr. U. Salz

*Report Nr. 8 (Januar 1993) **

Eigenschaften von Verblendkunststoffen
G. Zanghellini, D. Voser

Report Nr. 9 (März 1993)

Neue Möglichkeiten im Bereich der biogenen Prothetik
R. Grünenfelder

Report Nr. 10 (Juli 1994)

IPS Empress: Werkstoffwissenschaft und Klinik
Prof. Dr. W. Höland, Dipl. Ing. M. Frank,
Dr. rer. nat. U. Salz, Dr. med. dent. G. Unterbrink

*Report Nr. 11 (Januar 1997) **

**Künstliche Zähne – Eine Symbiose aus Material,
Anatomie und Wissenschaft**
K. Hagenbuch, H. P. Foser

*Report Nr. 12 (Dezember 1998) **

IPS Empress 2: Die Vollkeramik-Brücke und mehr ...
Prof. Dr. W. Höland, Dr. med. dent. S. D. Heintze

Report Nr. 13 (Juni 2000)

**Abnehmbare Prothetik:
Werkstoffkunde, Ästhetik und Zahnaufstellung**
A. Kammann, K. Hagenbuch, M. Reis, H. P. Foser

Report Nr. 14 (Januar 2001)

Dentinadhäsive: Excite im Kontext
Dr. Dr. med. dent. A. Rathke,
Dr. sc. nat. U. Lendenmann

Report Nr. 15 (August 2004)

**SR Adoro im Fokus
Indirekte Komposite –
Werkstoffkunde und Entwicklung**
Dr. G. Zappini, Ing. HTL S. Hopfauf, U. Spirig

Report Nr. 16 (Februar 2006)

**Vollkeramikreport
Vollkermikrestaurationen – Werkstoffkunde und
Entwicklung**
Dr. V. Rheinberger, Prof. Dr. H. Kappert, P. Oehri,
T. Specht, Dr. Dr. A. Rathke, Dr. T. Völkel,
Dr. S. Heintze, Prof. Dr. J.-F. Roulet, H.-P. Foser,
Dr. A. Stiefenhofer

Report Nr. 17 (Juni 2006)

IPS e.max – all-ceramic ... all you need
Dr. T. Völkel, Dr. H. Bürke, F. Rothbrust, M. Schweiger,
H. Kerschbaumer, Dr. A. Stiefenhofer

Report Nr. 18 (August 2007)

Die Geheimnisse von Kompositen
Prof. Dr. J.-F. Roulet, Prof. Dr. N. Moszner,
Dipl. Ing. K. Vogel, Dr. P. Burtscher, Dr. S. Heintze,
Dr. A. Peschke

Report Nr. 19 (Juli 2013)

Ivocerin® – ein Meilenstein der Composite-Technologie
Prof. Dr. N. Moszner, Dr. P. Burtscher,
Dipl. Ing. K. Vogel, J.-C. Todd, Dr. S. Heintze,
Dr. A. Peschke

Report Nr. 20 (März 2015)

**Bulk-Fill-Report
Tetric EvoCeram® Bulk Fill, Tetric EvoFlow® Bulk Fill**
Dr. A. Facher, Dipl. Ing. K. Vogel, Dr. S. Heintze

Report Nr. 21 (Februar 2016)

Dentale Lacksysteme im Fokus
Dr. T. Bock, C. Bollis, Dr. K. Fischer, Dr. G. David

Report Nr. 22 (Juli 2016)

**Variolink® Esthetic:
Das ästhetische Befestigungscomposite**
Dr. P. Burtscher, A. Gianasmidis, Dr. E. Braziulis,
Dr. R. Watzke, Dr. S. Huth

* vergriffen