

Fuchstal • © Copyright 2017 Teamwork Media Fuchstal • © Copyright

Objektive Betrachtung „weich“ fräsbarer EMF-Sintermetalle – Teil 2

# GREEN METALS

Ein Beitrag von Ztm. Hans Amann, Leinfelden-Echterdingen, und Ztm. Martin Wepler, Weingarten/beide Deutschland

Hans Amann und Martin Wepler nehmen den Umstand, dass sogenannte „grüne Metalle“ auf große Resonanz stoßen, zum Anlass, diese Materialgruppe einmal objektiv unter die Lupe zu nehmen. Im vorliegenden zweiten und letzten Teil dieser Beitragsreihe widmen sich die Autoren den werkstoffkundlichen Fragen und wagen einen Ausblick auf technologische, gesetzliche und strukturelle Veränderungen, die auf Dentallabore zukommen.

## KONTAKT

▪ Ztm. Hans Amann  
Beringsweg 15  
70771 Leinfelden-Echterdingen

▪ dentalgerade – Dentale  
Dienstleistungen und Consulting  
Ztm. Martin Wepler  
Kantstraße 6  
76356 Weingarten  
weplerschwarzwald@gmail.com

## BILDQUELLEN

- Abb. 1 bis 4: Rübelling, Bremerhaven
- Abb. 5 bis 14: Geis-Gerstorfer, Tübingen
- Abb. 15 bis 39: Lindigkeit/Dentaurum, Königsbach-Stein/Ispringen

## Intro

In Teil 1 haben die Autoren *Ztm. Hans Amann* und *Ztm. Martin Weppler* unter dem Titel „Inhouse oder Outsourcing“ überwiegend wirtschaftliche Aspekte der „Green Metals“ betrachtet, aber auch deren Anwendungsgebiete beleuchtet. Letztlich sind sie zu dem Schluss gekommen, dass rein wirtschaftlich betrachtet, nichts für dieses Material-Konzept spricht. Alleine die Materialkosten sind so hoch, dass von Fertigungszentren im SLM-Verfahren hergestellte EMF-Einheiten sogar günstiger sind. Es gibt Angebote industrieller Fertigungszentren für unter 10,- Euro pro Einheit.

Teil II widmet sich nun den werkstoffkundlichen Fragen und wagt einen Ausblick auf die Technologie, aber auch auf veränderte gesetzliche Grundlagen sowie auf die Rolle des zukünftigen zahntechnischen Labors.

Dabei wurde der Fokus auf drei Anbieter gerichtet, die dieses Segment der zahntechnischen Technologie derzeit dominieren. Es ist den Autoren natürlich bekannt, dass es weitere Anbieter für Green Metal-Blanks gibt. Gerade aber im Bezug auf Blanks ist festzustellen, dass es im Sinne des Medizinproduktegesetzes einen Unterschied gibt zwischen Anbietern und Firmen, die diese Blanks tatsächlich fertigen. Denn Hersteller im Sinne des Medizinproduktegesetzes können durchaus auch Anbieter sein, die mit diesen Blanks ausschließlich Handel betreiben.

Bei Private Label-Produkten werden in der Regel mindestens alle zulässigen normativen Toleranzen (hierzu später mehr) der Werkstoffkenndaten wie etwa die Zusammensetzungen und/oder mechanischen Eigenschaften ausgeschöpft, um sogenannte USPs (Unique Selling Propositions) darzustellen. Das bedeutet, die Anbieter suchen Alleinstellungsmerkmale, um sich vom Originalmaterial, das bei Private Label-Produkten meistens identisch ist, abzusetzen. Das ist nicht immer zulässig und nie im Interesse des Verbrauchers.

## Sintern ist nicht gleich Sintern

Es gilt die Frage zu klären, welche Sinterverfahren bei den Blanks angewendet werden? Bereits hier zeigt sich ein Wirrwarr in den Veröffentlichungen, denn da werden auch Verfahren wie SLS (selektives Lasersintern) und SLM (Selective Laser Melting) angesprochen. Beide Begriffe finden üblicherweise bei additiven Verfahren des Rapid Manufacturing Verwendung wobei beim SLM-Verfahren nicht gesintert, sondern aufgeschmolzen wird – ein wesentlicher Unterschied.

Unter dem hier gemeinten Prozess des Sinterns wird die Verfestigung kristalliner, körniger oder pulverförmiger Stoffe durch Zusammenwachsen der Kristallite bei entsprechender Erwärmung verstanden. Ausgegangen wird dabei von einem mittels organischer Sinterhilfsmittel zu einem Grünling gefügten Metallpulvergemenge, dem Green Metal-Blank. Dieser kommt entweder in dieser oder bereits entbindeter Form beim Labor an, wo er dann weiterverarbeitet wird. So wird je nach Modifikation nach dem Fräsprozess entbindert und gesintert oder nur gesintert. Beim Sintern wird prinzipiell zwischen dem Festphasen- und dem Flüssigphasensintern unterschieden.

Tritt während der Wärmebehandlung beim Sintern keine flüssige Phase, also kein Schmelzanteil auf, so wird vom Festphasensintern gesprochen. Dazu werden die Pulverkörper auf eine Temperatur knapp unterhalb der Schmelz- beziehungsweise der Solidustemperatur aufgeheizt und einige Zeit auf dieser belassen. Durch Änderung der Form und Größe der Pulverpartikel sowie bei deren Umlagerung durch Diffusion findet eine Verdichtung statt. Treibende Kraft dahinter ist die Erniedrigung der Grenzflächenenergie des Systems.

Es werden voll- oder teilgebundene EMF-Blanks (EMF = edelmetallfrei) zunächst in einem Ofen entbindert und anschließend in einem weiteren Wärmeprozess unter möglichst sauerstoffarmer Atmosphäre gesintert. Dies ist erforderlich, da die meisten Bestandteile der verwendeten Legierungen sehr sauerstoffaffin sind. Üblicherweise geschieht das unter Schutzgas (zum Beispiel Argon) oder unter Vakuum.

Dieser Prozess wird industriell in Großanlagen seit vielen Jahren angewendet und beherrscht. Neu ist die Miniaturisierung dieses Verfahrens im Dentallabor und in nicht industriellen Fertigungszentren. Hierbei treten einige Risiken auf.

## Risiken

### Das Entbindern und Dichtsintern birgt viele Gefahren, denn:

- Wehe, wenn nicht korrekt entbindert wurde. Restkohlenstoff führt dann zum Versagen der keramischen Verblendung. Abplatzungen und massive Blasenbildung sind die Folge (**Abb. 1 bis 7d**)
- Wehe, wenn die Sinterkammer nicht mehr dicht sein sollte (betrifft Sinterkammern aus Metall nach mehrfachem Gebrauch) und die Objekte mit Sauerstoff kontaminiert werden. Schlacken und Oxide führen zu Sprödbrüchen, wie sie *Strietzel* beschreibt. Bereits kleinste Verformungen, die optisch nicht wahrzunehmen sind, bedeuten zudem schlechte Ergebnisse.

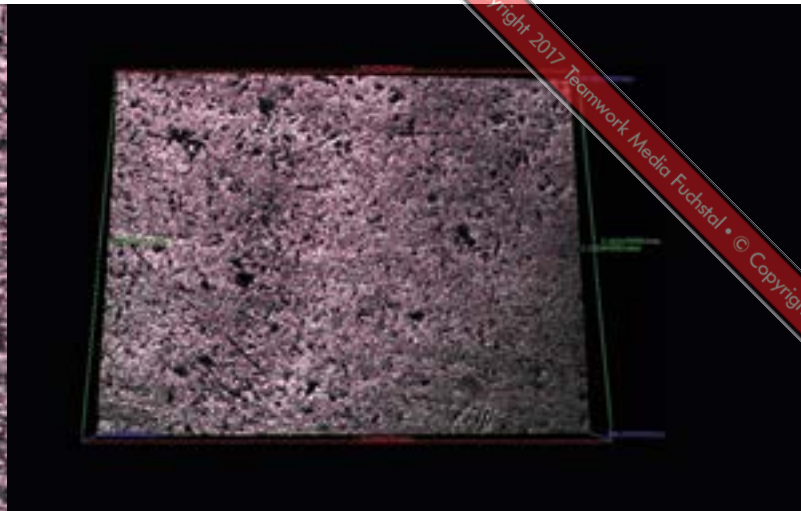
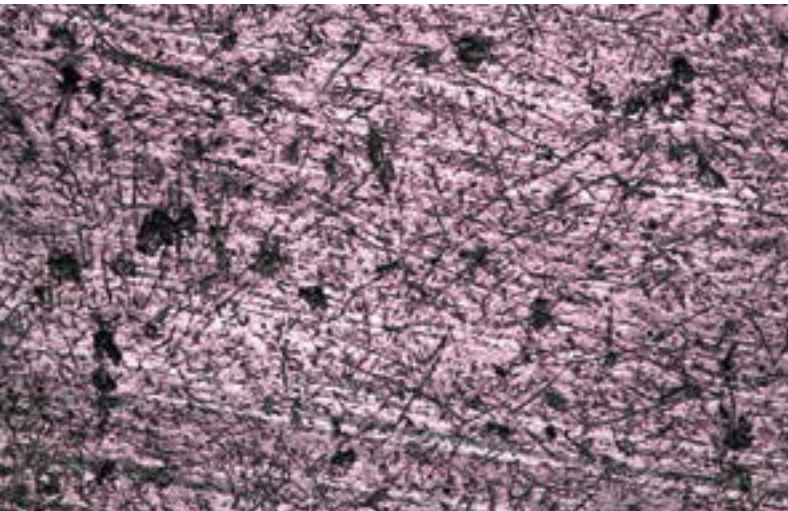
### Risiko Argon:

Hoffentlich wurde vor Beginn des Prozesses der Füllstand der Argon-Flasche überprüft. Menge und Qualität des Schutzgases sind übrigens nicht der einzige Faktor für einen „guten“ Sinterprozess. Auch die Fließrichtung, der Druck und die Umflutung sind unter anderem entscheidend.

- Wehe, wenn während des Sinterns die Argonabdeckung und/oder Argonflutung nicht korrekt arbeiten. Oder bei argonfreien Systemen das Vakuum zu schwach ist, oder gar versagt. In all diesen Fällen führt dies zur Verzunderung des Materials.

All das erzeugt Fehler, die vom zahntechnischen Kollegen am zahntechnischen Objekt visuell nicht wahrgenommen werden können.

Nicht immer sind Werte, die ein Messinstrument am Gerät anzeigt, auch richtige Werte. Dennoch wird der Anzeige bedingungslos vertraut. De facto sind jedoch die Zustände Vakuum und die wahren Temperaturen bei Öfen weitestgehend unbekannt.



**01 & 02** Polierte Green Metal-Oberfläche mit poröser Oberfläche und massiven Kohlenstoff-Verunreinigungen



**03** Polierte Oberfläche eines gefrästen Green Metal-Steges mit „grieseliger“ Oberfläche

**04** Polierte Oberfläche eines konventionell gegossenen und anschließend gefrästen Steges mit homogener Oberfläche

Alleine eine Kalibrierung korrigiert Fehler. Aber mal ehrlich: Wie viele Kollegen kalibrieren ihre Öfen (Vorwärme- und Brennöfen) regelmäßig? Am Jahresende wird geputzt und gescheuert, aufgeräumt und entsorgt, kalibriert eher weniger – Ausnahme ist die Goldwaage, die von Amts wegen geprüft wird.

Eine Norm zur Prüfung des Brennprogramms und der Brenngradbestimmung existiert (DIN EN ISO 13078-2:2016 Zahnheilkunde – Brennofen – Teil 2: Prüfverfahren zur Bewertung des Brennprogramms mittels Brenngradbestimmung).

Eine weitere Norm DIN 19405 Zahnheilkunde – Hochtemperatur-Sinteröfen – Prüfverfahren für die Temperaturmessung mit separatem Thermoelement ist am Entstehen.

Hand aufs Herz: Wer kennt diese DIN EN ISO 13078-2:2016? Wer beachtet dieses bereits bestehende Werk? Wer hat sich schon einmal um den derzeit entstehenden Normentwurf über Sinteröfen gekümmert?

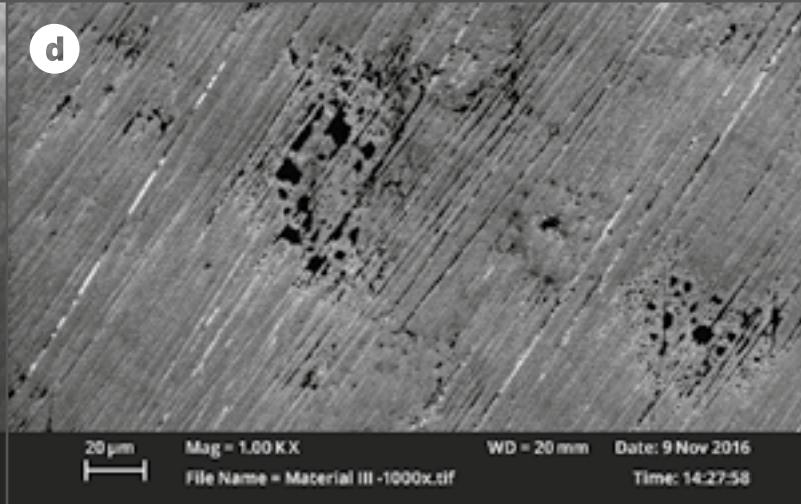
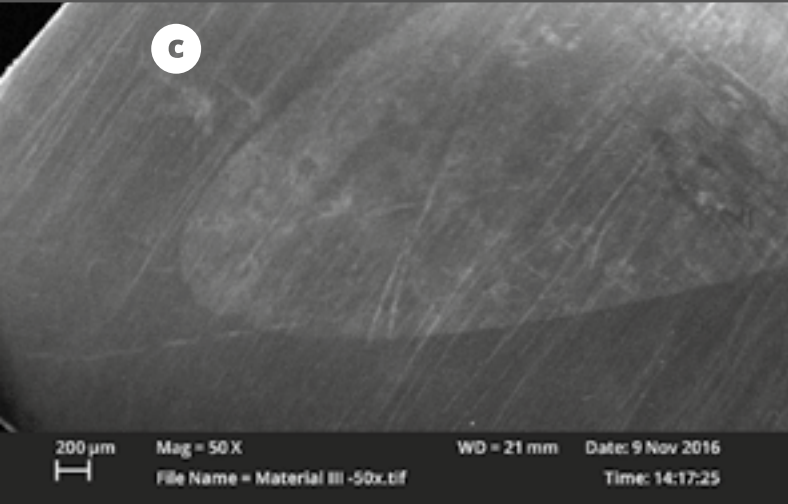
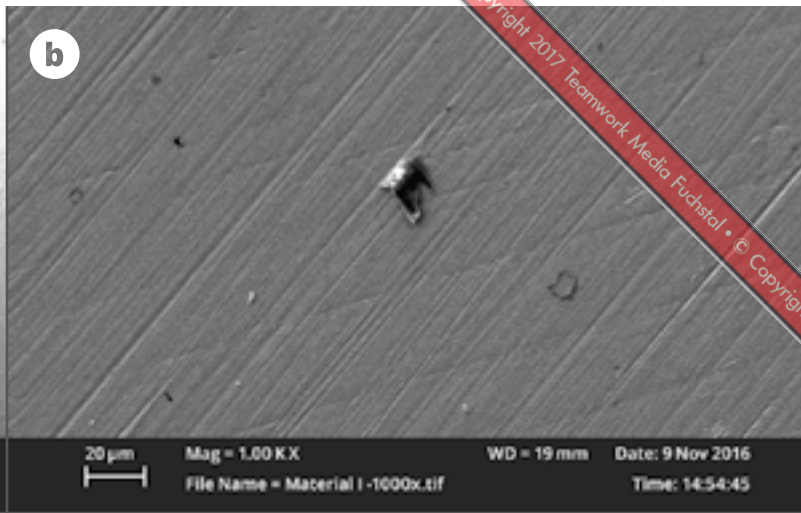
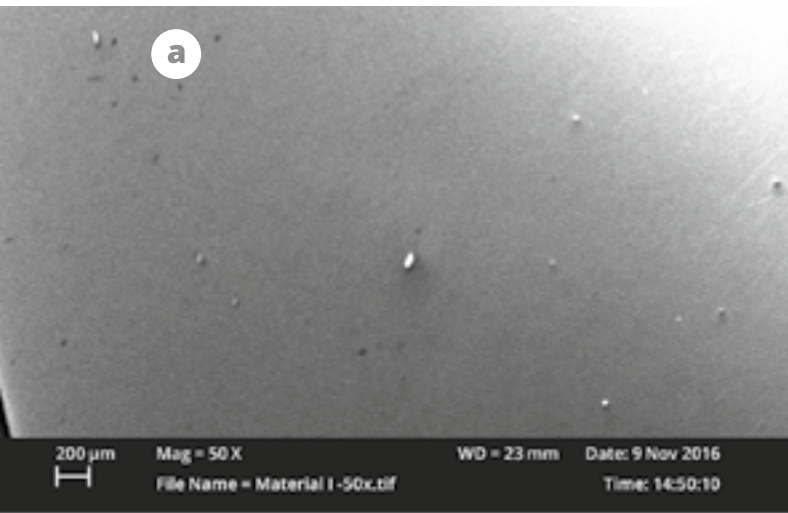
Außer werkstoffkundliche Risiken kommen weitere Faktoren für das Labor in Betracht, denn Weiterentwicklungen solcher Systeme sind dringend notwendig und werden sehr kostenintensiv sein. Weiterentwicklungen werden aktuelle Systeme in kurzer Zeit ersetzen.

**Werbliche Aussagen und Äußerungen in Sozialen Medien, offene Fragen und Widersprüche in Drucksachen**

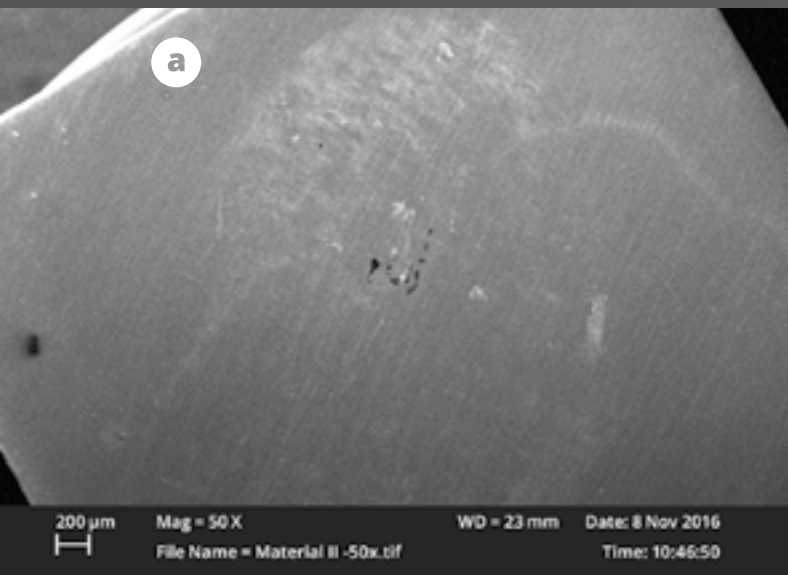
Marketing- und Werbeleute haben eine große Verantwortung. Doch leider beeinflussen

sie oft maßgeblich die Kunden. Besonders aus diesem Grund sollte diese Berufsgruppe fachlich am besten ausgebildet sein, zumindest aber den Aussagen der Werkstoffexperten Gehör schenken. Bedauerlicher Weise ist auch hier leider oft das Gegenteil der Fall. In Unkenntnis der Tatsachen werden technische Daten, Zusammenhänge, Inhalte von Normen und Terminologie nach Wohlklang und mit erstaunlich künstlerischer Freiheit gestaltet.

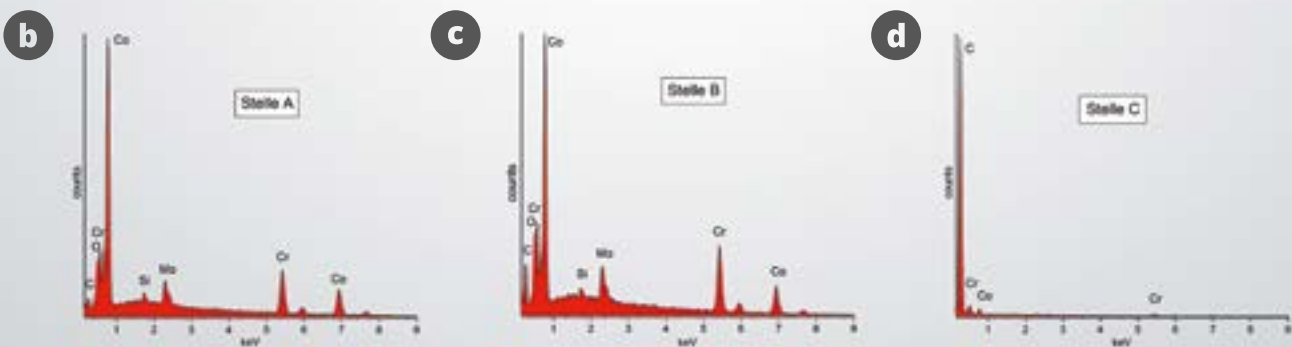
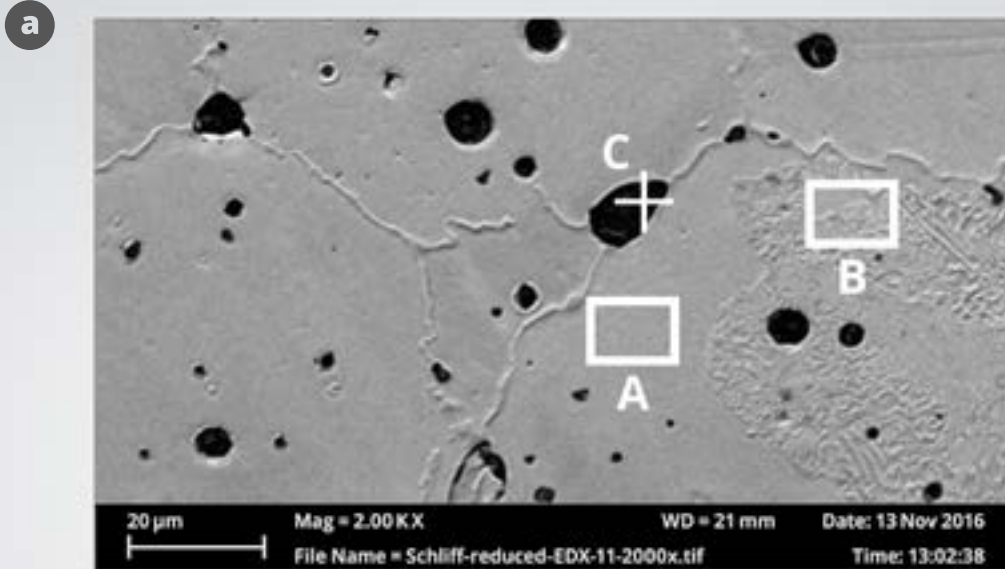
Die Ergebnisse dieser zweifelhaften Ergüsse werden unverständlicherweise in der Folge von den Kollegen der Zahntechnik, aber auch von medizinisch ausgebildeten Referenten in Veröffentlichungen und Vorträgen, oft auch von Verbänden, leider völlig unkritisch übernommen.



**05a - d** Rasterelektronenmikroskopische (REM) Aufnahmen lassen die Qualitäten der Proben erkennen. Die polierten Proben der Legierungen I und III zeigen bereits mit der Vergrößerung 50 x und 1000 x deutlich sichtbare Unterschiede. **a** Legierung I bei 50 x und **b** bei 1000 x. **c** Legierung III bei 50 x und **d** bei 1000 x



**06a & b** Bei der polierten Probe der Legierung II sind in den REM-Aufnahmen besondere Auffälligkeiten zu sehen. Bereits bei einer 500-fachen Vergrößerung sind Schlacken, Poren und Kohlenstoffanteile einfach zu erkennen. **a** Polierte Oberfläche der Legierung II bei 50 x und **b** bei 500 x



**07a - d** Die EDX-Spektren (Energie Dispersive Röntgenspektroskopie) der **a** Legierung II bei 2000-facher Vergrößerung und deren Analyse zeigen nicht nur Kohlenstoff-Gehalte, sondern lassen auch unterschiedliche Zusammensetzungen erkennen. **b** EDX-Spektrum, detektiert an der Stelle A, **c** EDX-Spektrum, detektiert an der Stelle B und **d** EDX-Spektrum, detektiert an der Stelle C

**Hier ein paar Beispiele aus Broschüren, die richtiggestellt werden müssen:**

- „In unserer Branche hat sich der Begriff NEM eingebürgert. Wir wollen in dieser Publikation jedoch den fachlich korrekten Begriff EMF verwenden.“
- „NEM“ sind Nahrungsergänzungsmittel. In der Metallkunde sind mit „NEM“ Nicht-eisenmetalle gemeint, die einen Eisenanteil unter 50 Massenprozent (Ma %) besitzen. Diese Industriemetalle finden in der aktuellen deutschen Zahnheilkunde für permanenten Zahnersatz glücklicherweise keine Anwendung mehr und gehören nicht in die Münder der Patienten.
- „Verwendung im Dentalbereich finden heute hochwertige EMF-Legierungen (edel-

metallfreie Legierungen) in Deutschland überwiegend als Co-Basis-Legierungen auf dem Markt.“

- „Härte“ wird sehr intensiv beworben und ist offenbar auch im Gespräch mit den Kollegen ein Thema. Die Aussagen „diese Legierung ist besonders hart, damit man auch großspannige Arbeiten fertigen kann“ oder „damit man sehr grazil arbeiten kann“ und so weiter und so fort sind Nonsense. Härte wird hier mit der Dehngrenze und Bruchdehnung sowie dem E-Modul verwechselt. Die Härte kommt in keiner Dentalnorm vor und gibt höchstens Hinweise darauf, wie ein Werkstück bearbeitet werden kann.

Dennoch haben die Autoren die Härteangaben der drei ausgesuchten Legierungen von einer unabhängigen Stelle nachprüfen lassen.

Die Messungen ergaben hinsichtlich der drei unterschiedlichen Werkstoff-Anbieter interessante Ergebnisse der Oberflächenhärte. Hier fällt Material II besonders auf (**Tab. 1**).

**„Schwindung (Schrumpfung) und Verzug“ (Shrinking and Warping)**

Diese beiden Begriffe werden leider sehr häufig verwechselt. Die Schwindung (das gilt natürlich auch für Zirkoniumdioxid; A.d.R. wir favorisieren die Trivialschreibweise Zirko-

noxid, respektieren jedoch den Wunsch der Autoren, die chemisch korrekte Schreibweise abzdrukken) ist eine Materialeigenschaft, die je nach Dichteschwankung, also Homogenität beim Sinterprozess entsteht. Und das dreidimensional. Hier ist mindestens die Angabe notwendig, mit wie viel Schwindung dreidimensional (in %) zu rechnen ist. Je mehr Unterschiede in der Schwindung einer der Dimensionen, desto mehr Verzug. In allen Raumebenen sind unterschiedliche Schwindungen zu erwarten. Der Verzug entsteht dann, wenn der Sinterprozess fehlerhaft abläuft oder wenn in massiven Konstruktionsteilen zufällig besonders viele Dichteschwankungen vorhanden sind. Alle Sintermaterialien weisen Schwindungen auf und alle gesinterten Werkstücke weisen – wenn die dreidimensionale Schwindung nicht korrekt verläuft – dann auch Verzüge auf. Richtigerweise müssten somit für alle Dimensionen Schwindungsprozente angegeben werden. Je größer die Dichteschwankungen im Werkstück, desto größer und unterschiedlicher auch die Schwindung (siehe auch unter „Homogene Mikroporositäten im nächsten Absatz).

Der Verzug ist keine Materialeigenschaft und entsteht beim Sinterprozess. Ungenügende Abstützung, ungleichmäßige Materialstärken (Kronenwandungen, Brückenzwischenglieder et cetera) verstärken diese Eigenschaft. Oft reicht das Eigengewicht der Struktur. Zahnbögen sind höchst anfällig dafür, dass sich die Konstruktion verzieht. Aus diesem Grund gibt es wohl auch Hersteller, die die Empfehlung aussprechen, kleinere Einheiten zu sintern und diese nach Überprüfung der Passung „zusammen zu Lasern“. Das Problem

ist also bekannt, aber man möchte es nicht direkt ansprechen. Die Frage ist, wie relevant der Verzug für die klinische Passung meines Gerüsts und dessen Verwendbarkeit ist. Dennoch gilt die Aussage: „Null Verzug“ zeugt nicht von Sachkenntnis. Null Verzug gibt es einfach nicht. So, wie es auch nicht „Null Lunker“ gibt.

### „Verarbeitungsempfehlung“

Die Terminologie „Empfehlungen“, „Verarbeitungsempfehlung“, „Gebrauchsanleitung“, „Gebrauchsempfehlung“, „Bedienungsanweisung“ ist gefährlicher Unsinn. Durch die Verwendung dieser werblichen Wortschöpfungen wird dem Verarbeiter freie Hand gelassen. Er dürfte also auf Basis einer „Empfehlung“ auch ein bisschen „spielen“. Mit dem Beipackzettel wird lediglich die grobe Richtung vorgegeben. Der Hersteller hält sich so den Rücken frei, was er aber laut Medizinproduktegesetz nicht darf. Das ist leider nicht nur bei Green Metals gängige Praxis. Und diese Freiheit bei der Verarbeitung wird dann auch so umgesetzt. Die individuelle Ansicht, die viel Interpretationsspielraum zulässt, ist jedem, der jemals Reklamationen bearbeitet hat, bestens bekannt. Besonders auffallend ist, dass diese Wortschöpfungen in manchen Drucksachen oft in Kombinationen und wild gewürfelt auftreten. Sachverstand geht anders.

Im MPG (übrigens auch in der Medizinprodukteverordnung, die demnächst in Kraft treten wird) ist klar und verständlich geregelt, dass es sich immer um Gebrauchsanweisungen und Verarbeitungsanweisungen handelt. Medizinprodukte werden nach Anweisung

zu „Sonderanfertigungen“. Jeder, der von diesen Anweisungen abweicht, ist für eventuelle Schäden am Produkt oder natürlich im schlimmsten Fall auch am Patienten, selbst verantwortlich. Also muss hier gelten: Imperativ – nicht Konjunktiv!

### „Homogene Mikroporositäten“

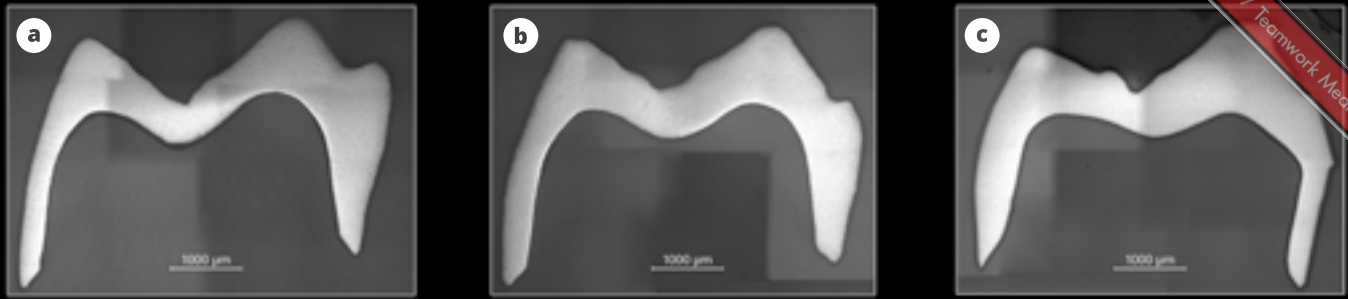
Ein Werkstück ist entweder homogen oder inhomogen. Ein Ort mit schwankender Dichte wird in der Metallographie beispielsweise als inhomogen bezeichnet. Lunker als „homogene und vollständig isolierte (abgeschlossene) Mikroporositäten“ zu bezeichnen, ist daher mehr als dreist. Dass diese „nicht mit den Poren und Gussfehlern“ der Gusstechnik verglichen werden können, erstaunt ebenso. Hohlraum ist Hohlraum. Lunker und Mikro-poren sind generell Guss-Gefügefehler. „Abgeschlossene“ Poren, werden übrigens zu offenen Poren, sobald sie durch Bearbeitung an die Oberfläche des Werkstücks treten. In diesem Zusammenhang muss daher unbedingt auf die Dichte der Materialien eingegangen werden. Green Metals werden nach dem Sinterprozess mit einer Dichte von etwa 7,6 bis 7,9 g/cm<sup>3</sup> angegeben. Aufgrund ihrer von den Herstellern angegebenen Zusammensetzung (mass. %) müssten sie jedoch eine Dichte von 8,3 bis 8,5 g/cm<sup>3</sup> aufweisen. Aus was besteht also die Differenz, der Rest? Diese Inkongruenz liegt wohl an den „geschlossenen“ Poren.

Es gilt: Je geringer die Dichte, desto höher der Anteil der Porositäten. Und schon lange ist das Problem der Plaque-Akkumulation auf schlecht polierten Oberflächen bekannt. Poren begünstigen diese Anlagerung.

**TAB. 1 – HÄRTE HV 1**

(HV = HÄRTEPRÜFVERFAHREN NACH VICKERS; 1 = PRÜFKRAFT F IN KILOPOND)

Legierung	Messpunkt 1 (Neutrale Messung)	Messpunkt 2 (Neutrale Messung)	Messpunkt 3 (Neutrale Messung)	Mittelwert (Neutrale Messung)	Wert (Hersteller- angaben)
I	196	217	215	209	224
II	313	325	298	312	360
III	278	281	289	283	280



**08 a - c** Übersichtsaufnahme einer metallografischen, polierten Probe einer Green Metal-Krone aus **a** Legierung I, **b** Legierung II und **c** Legierung III bei 20-facher Vergrößerung

Vermutlich wird das Marketing in einer Neuauflage der entsprechenden Drucksachen die Werte der Dichte „anpassen“.

Um die Qualität der Gefüge beurteilen zu können, wurden von allen drei Materialien metallografische Schlitze gefertigt und diese mikroskopisch dokumentiert. Auf den Übersichtsbildern (20-fache Vergrößerung) sind keine großen Fehler und Unterschiede zu erkennen (**Abb. 8a bis c**).

Bereits bei einer 50-fachen Vergrößerung ist bei allen gesinterten Green Metal-Materialien zu erkennen, dass diese massive Porositäten aufweisen (**Abb. 9a bis c**). Die 100-fache Vergrößerung verdeutlicht dies noch mehr (**Abb. 10a bis c**).

Nach dem Ätzen der Schlitze, wurden auch die Korngrenzen sichtbar. Bei 100-facher Vergrößerung sind außer den massiv auftretenden Poren auch extreme Kohlenstoffanhäufungen und großflächige Schlacken zu erkennen (**Abb. 11a bis c**). Die Proben der verschiedenen Materialien weisen zudem völlig unterschiedliche Gefügestrukturen auf. Bei 200-facher Vergrößerung der geätzten Proben ist dies noch besser sichtbar (**Abb. 12a bis c**).

Bei Material II sind weitere Auffälligkeiten zu erkennen (**Abb. 13**). Zu den Poren, Kohlenstoffanhäufungen und Schlacken gesellen sich zusätzlich inhomogene Strukturen (graue großflächige Areale). Die Ursache für diese Areale scheinen Konzentrationschwankungen der Blank-Rohlinge zu sein. Schlacken und derartige inhomogene Strukturen entstehen entweder bei der Herstel-

lung der Legierungspulver, die üblicherweise durch Verdüsung hergestellt und im Blank eingebunden werden, und/oder beim Sinterprozess. Also durch eine unzureichende Schutzgasabdeckung beziehungsweise ein viel zu schlechtes Vakuum. Ganz gleich wann diese Schlacken und inhomogenen Strukturen entstanden sind, sie deuten auf eine schlechte Qualität des Werkstoffs respektive des Werkstücks hin. High Quality geht anders.

### „Präzision“

Niemand verkauft ein unpräzises System, das ist klar. Wenn die Frage nach der Definition von Präzision gestellt würde, wäre die Antwort des Medizinprodukteberaters interessant. Die Bedeutung des Begriffs Präzision wird in der DIN in 55350-13:1987 eindeutig definiert (DIN 55350-13:1987-07 Begriffe der Qualitätssicherung und Statistik; Begriffe zur Genauigkeit von Ermittlungsverfahren und Ermittlungsergebnissen).

In „Beratungsgesprächen“ wird in diesem Zusammenhang der Begriff „µ“ erbarmungslos missbraucht. Und by the way: Eine Norm „ISO/DTR 18845 Dentistry – Test methods for machining accuracy of computer-aided milling machines“ wird gerade erstellt. Das ist natürlich den entsprechenden Firmen und Instituten bestens bekannt.

### „Argon“

Was ist eigentlich mit „geringem Argonverbrauch“ und was mit „minimalem Schutz-

gasverbrauch“ gemeint? Wenn als Schutzgas Argon gemeint ist, darf man das auch sagen, denn schließlich gibt es ja auch noch andere Schutzgase. Wäre noch zu klären, welche Qualität (Reinheit) das Argon mindestens haben muss. Also: Ist 4.6 Argon ausreichend, oder ist 4.8 oder 5.0 einzusetzen?

Bei den am weitesten verbreiteten Systemen werden pro Arbeitsgang etwa 300 Liter Gas von der Mindestreinheit 4.6 benötigt. Das sollte kein Geheimnis sein.

### „Vakuum“

In den Drucksachen einiger Green Metal-Anbieter werden für Systeme, die nicht mit Schutzgas arbeiten, einmal Vakuum, einmal Hochvakuum, einmal Ultravakuum angeboten. Doch worin liegen die Unterschiede? Im Vakuum herrscht ein Druck von 300 und weniger hPa (mbar). Im Hochvakuum wird der Druckbereich zwischen  $10^{-1}$  und  $10^{-5}$  hPa abgedeckt und im Ultrahochvakuum zwischen  $10^{-7}$  und  $10^{-12}$  hPa. Je nach Qualität des Unterdrucks kostet eine entsprechende Vakuumpumpe wenige hundert oder aber viele tausend Euro. Daher die Bitte an die Green Metal-Anbieter, sich bezüglich des Vakuums etwas genauer auszudrücken.

### Vergoldungen

Eine äußerst gefährliche Aussage, die die Autoren gelesen haben, war: „(...) kann die nach dem Sintern sehr harte Sinterstruktur



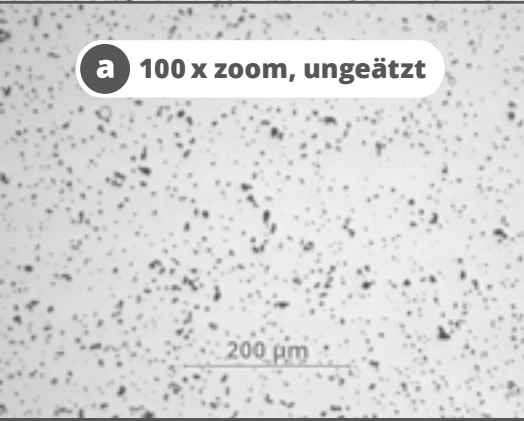
**a** 50 x zoom, ungeätzt



**b** 50 x zoom, ungeätzt



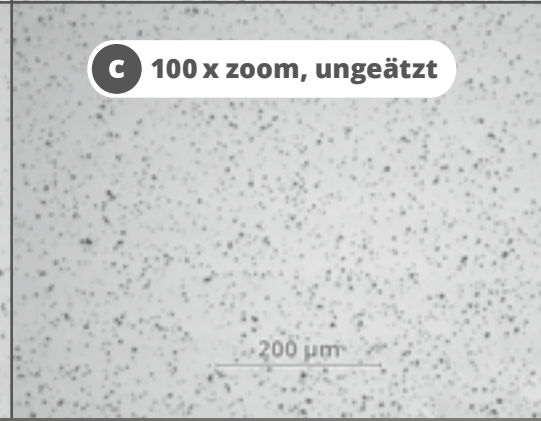
**c** 50 x zoom, ungeätzt



**a** 100 x zoom, ungeätzt



**b** 100 x zoom, ungeätzt

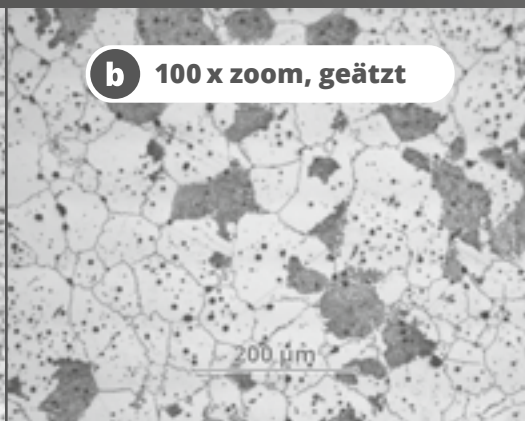


**c** 100 x zoom, ungeätzt

**09a - 10c** Aufnahme einer metallografischen, polierten und noch nicht geätzten Probe einer Green Metal-Krone aus der **a** Legierung I, **b** Legierung II und **c** Legierung III



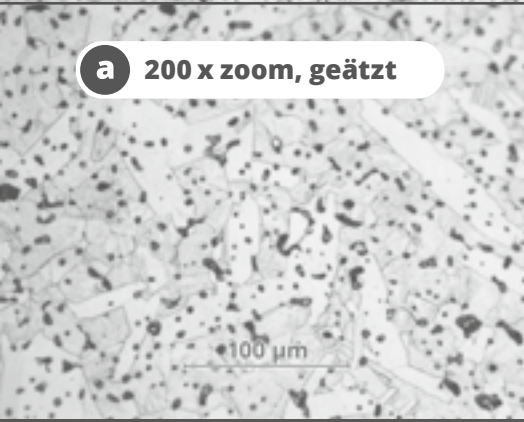
**a** 100 x zoom, geätzt



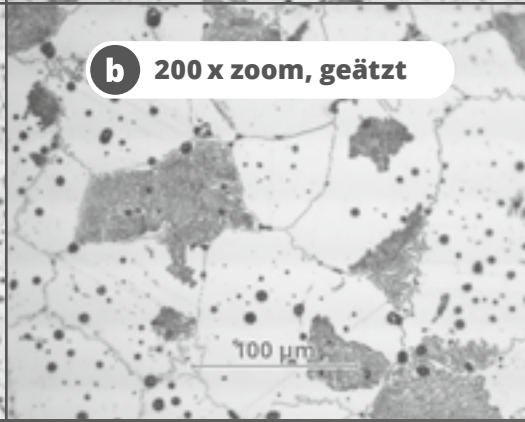
**b** 100 x zoom, geätzt



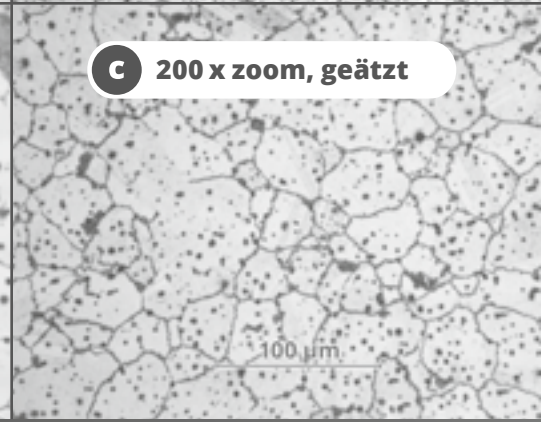
**c** 100 x zoom, geätzt



**a** 200 x zoom, geätzt



**b** 200 x zoom, geätzt



**c** 200 x zoom, geätzt

**11a - 12c** Aufnahme einer metallografischen, polierten und geätzten Probe einer Green Metal-Krone aus der **a** Legierung I, **b** Legierung II und **c** Legierung III



200 x zoom

500 x zoom

**13** Auffälligkeiten bei der geätzten metallografischen Schliiffprobe der Legierung II. Es zeigen sich inhomogene Strukturen (graue großflächige Areale). Ursächlich für diese Areale scheinen Konzentrationsschwankungen der Blank-Rohlinge zu sein

zudem vergoldet (...) werden“. Seit über 30 Jahren warnen Werkstoffwissenschaftler verschiedener Länder vor solchen „gelben“ Beschichtungen. Ganz gleich, ob Feingold galvanisch aufgebracht oder gesputtert wird, oder TiN (Titanitrid) durch PVD (physikalisches Abscheiden von Atomen oder Molekülen aus der Gas- oder Dampfphase) abgeschieden wird. Diese Verfahren wurden und werden bereits für das „Vergoldungen“ von Modellguss-Strukturen angewandt. Diese Schichten sind allerdings erstens nicht dicht, und zweitens bilden sich durch die Belastung während des Kauens Mikrorisse in diesen Schichten, vom Abrieb ganz zu schweigen. Spaltkorrosion führt dann zwangsläufig zu höchsten Korrosionsraten des Werkstücks. Merke: „Beschichtete“ Legierungen haben im Patientenmund nichts verloren.

**Kurz abgehandelt werden können**

**Aussagen wie:**

- „Restporosität“ von 5 bis 10 %. In der Gusstechnik würde man ein solches Gussgefüge als Schwamm bezeichnen. Poröses Material würden wir bei der Gusstechnik sofort verwerfen. Es erinnert an einen Laib Brot – mit „geschlossenen Poren“ (Abb. 14a und b).

- „Prozesssichere Herstellung“. Das ist eine sehr abenteuerliche Aussage, denn das Gussverfahren ist ebenfalls prozesssicher und das schon seit zig Jahren. Die Prozessunsicherheiten des Sinterns sind außerhalb industrieller Fertigungen viel höher als beim Gussverfahren.
- „CoCr-Gusslegierungen (...) zeichnen sich durch hohe Härten aus.“ Es gibt seit Jahren aufbrennfähige Co-Basis-Legierungen die mit Härten von etwa 280 HV 10/30 diesen angeblich „neuen“ Legierungen leicht Paroli bieten können. Es sind ja auch keine neuen Legierungen, denn lediglich das Verfahren ist neu.
- „Neue Verbundfestigkeitsmessungen im Thermolastwechsel“. Die Beschreibung eines „neuen“ Thermolastweltersuchs in einer Fachzeitung erstaunt. Ebenso irgendwelche Verbundprüfungen mit Abschertests, die willkürlich ausgesucht und angewendet werden. Den Anwender mit x neuen Tests zu verwirren ist auch nicht sinnvoll, denn es gibt seit langem etablierte Tests, die zur realistischen Vergleichbarkeit herangezogen werden können.

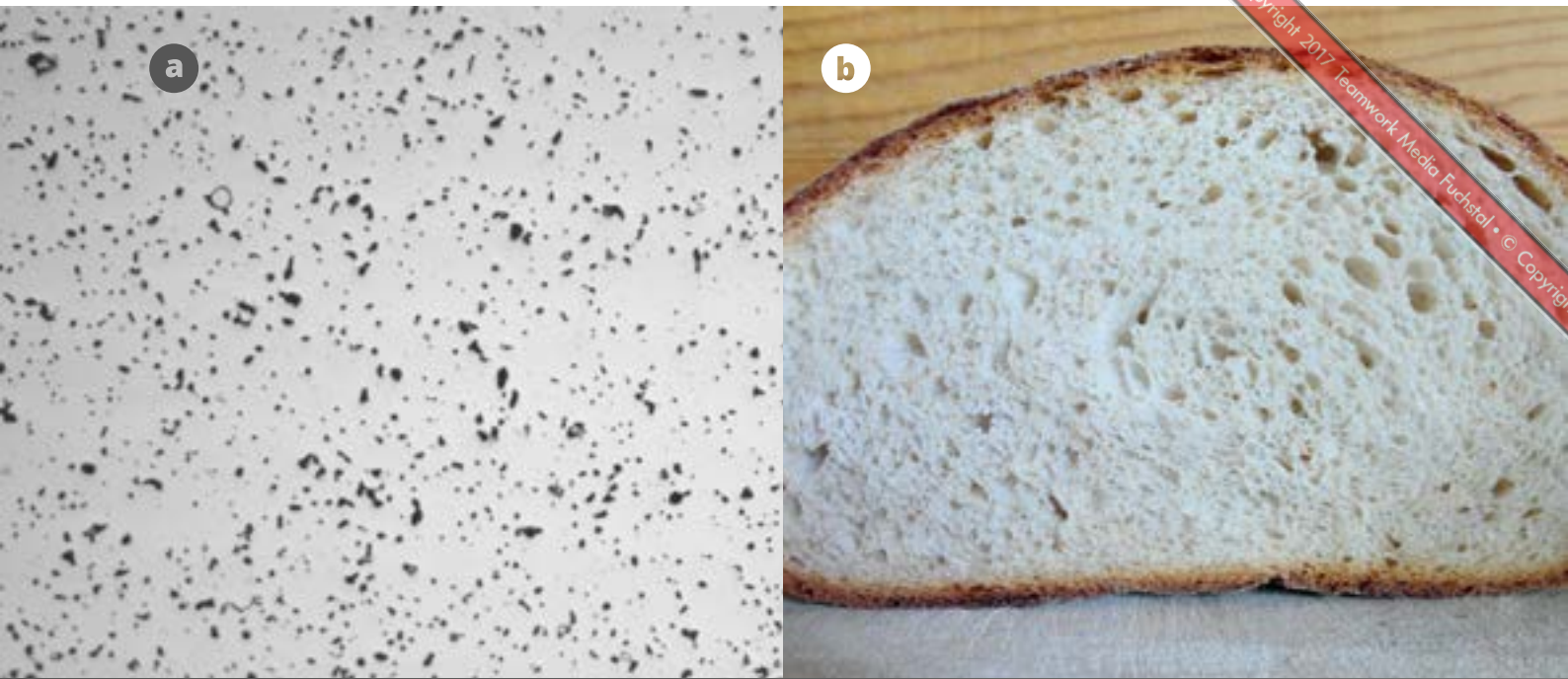
Der Thermolastwechsel wird in der „DIN EN ISO 9693-2:2016 Zahnheilkunde – Verbundprüfung – Teil 2: Keramik-Keramiksysteme“ und eine Metall-Keramik-Verbundprüfung (Ablöse-Rissbeginnfestigkeit) in der Norm „DIN EN ISO 9693-1:2012-06 (= EN ISO 9693-1:2012; = ISO 9693-1:2012) Zahnheilkunde – Verbundprüfung – Teil 1: Metall-Keramiksysteme Dentistry – Compatibility testing – Part 1: Metal-ceramic systems“ beschrieben.

Der Brenngrad ist, wie bereits erwähnt, in der „DIN EN ISO 13078-2:2016 Zahnheilkunde – Brennofen – Teil 2: Prüfverfahren zur Bewertung des Brennprogramms mittels Brenngradbestimmung Beuth Berlin, 2016“ dargestellt.

Somit muss das Rad nicht ständig neu erfunden werden, denn die Prüfverfahren und Anforderungen bestehen seit Langem und haben sich bewährt.

**Mit was für einem Material haben wir es zu tun?**

Bezüglich der Zusammensetzung, haben wir es mit einer klassischen EMF-Legierung vom Typ IV zu tun. Diese Klassifizierung ist der „DIN EN ISO 22674:2016 – Zahnheilkunde



## 14a & b Was ist besser? Das Gefüge einer **a** Sinterlegierung oder das eines **b** Brots

– Metallische Werkstoffe für festsitzenden und herausnehmbaren Zahnersatz und Applikationen“ zu entnehmen.

Alle Hersteller werben gerne damit, dass ihre Materialien nach der „22674“ geprüft sind. Wenn man diese Angabe macht, dann ist man allerdings verpflichtet, sich an deren Vorgaben zu halten. Und zwar komplett und nicht nur nach Gutdünken oder auszugsweise.

Als Indikation für EMF-Legierungen vom Typ IV gilt: „Für Applikationen mit dünnen Querschnitten, die sehr hohen Kräften ausgesetzt sind, zum Beispiel herausnehmbare Teilprothesen, Klammern, dünne verblendete Einzelkronen, festsitzende Vollbogenprothesen oder Brücken mit kleinen Querschnitten, Stege, Befestigungen, implantatgestützte Suprakonstruktionen.“

Eine Klasse 4 gibt es in der DIN EN ISO 22674:2016 übrigens nicht. Klasse 4 ist der Hersteller eines anderen Produkts.

Die Norm lässt den Herstellern beispielsweise bezüglich der angegebenen Zusammensetzung folgende Toleranzen zu:

Alle Elemente mit einem Massenanteil über 1 % müssen auf 0,1 % Massenanteil ausgewiesen sein. Bei Elementen, deren Massenanteil über 0,1 %, aber noch unter

1 % liegen, reicht der Name oder das chemische Zeichen.

Die Angabe „Co-Rest“ ist somit unzulässig. Bei Co-Basis-Legierungen bildet Co den Hauptbestandteil der Legierung und ist entsprechend der Normvorgabe anzugeben.

Auch eine Angabe wie „uneingeschränkt biokompatibel“ hat einen rein werblichen Hintergrund. In der DIN EN ISO 22674:2016 werden keine besonderen Anforderungen zum Ausschluss biologischer Risiken gestellt. Zu deren Beurteilung wird aber empfohlen, die ISO 10993-1 (Biocompatibility Testing) und ISO 7405 (Evaluation of Biocompatibility) heranzuziehen. Dass ein Material gewebeverträglich und nicht zellschädigend ist, setzt der Anwender sicherlich voraus.

Dass die verantwortlichen „benannten Stellen“, die in ihren Audits die Hersteller überprüfen sollen, derartige Angaben und Aussagen nicht monieren, muss zu denken geben.

Abweichungen aller mechanischen Eigenschaften (0,2 % Dehngrenze, Bruchdehnung, Elastizitätsmodul, Dichte, Schmelzintervall, Lineare Wärmeausdehnung) sind natürlich ebenfalls genau beschrieben.

Dass es Hersteller gibt, die zu den angegebenen Werten keine Maßeinheit, Messmethode oder Messwertangaben angeben, führt zu massiven Verwirrungen beim Verarbeiter. Die Angabe des WAK ohne Zusatzinformation auf welchem Temperaturintervall die Messung beruht (25 - 500 °C oder 25 - 600 °C) kann zu massiven Problemen im Labor führen. Denn schließlich wird ab einem WAK von  $14,5 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$  gemessen zwischen 25 - 600 °C eine Langzeitabkühlung bei der keramischen Verblendung empfohlen, um Sprünge zu vermeiden. Ohne derartig wichtige Angaben kann der Verbraucher keine echten Vergleiche anstellen. Anderenfalls würden in der Diskussion dann „Äpfel mit Birnen“ verglichen (**Tab. 2**).

### Fazit

Der Leser wird bemerkt haben, dass die angebotenen Sinteröfen nicht Teil unserer Untersuchung waren. Alle von uns untersuchten Objekte wurden von unterschiedlichen Anwendern der einzelnen Systeme unter deren Alltagsbedingungen, gemäß der vom Hersteller beigelegten Gebrauchsanweisung und unter Verwendung der vom Anbieter des jeweiligen Systems zum Zeitpunkt dieser

**TAB. 2 – TECHNISCHE DATEN DER MATERIALIEN**

Legierung	Typ DIN EN ISO 22674:2016	Zusammensetzung Massen in %				
		Co	Cr	Mo	Si	Sonstige < 1 %
I	IV	Rest *	26,5 - 30 *	4,5 - 7 % *	< 1	Mn < 1 %; Fe < 1 %; Ni < 1 %; C < 1 %
II	IV	-	-	-	-	-
III	IV	66	28	5	< 1	Fe < 1; Ce < 1

Untersuchung verfügbaren empfohlenen Öfen hergestellt. Wir erhielten also Objekte, wie sie auch der Patient erhalten hätte. Ob die von uns bewerteten Ergebnisse mit optimierten, noch nicht beziehungsweise vielleicht in naher Zukunft verfügbaren Ofen- und Pumpensystemen und/oder zusätzlich verwendbaren Zusatzmaterialien, besser gewesen wären beziehungsweise besser ausfallen werden, ist reine Spekulation. Wir beschreiben, wie gesagt, einen Status quo, Stand September 2016.

Der normale Anwender kann nicht mehr tun, als mit der ihm zur Verfügung stehenden Prozesskette, nebst den dazu gehörenden Materialien und gemäß einer Gebrauchsanweisung, zu produzieren.

Die diversen Anwender der drei bewerteten Systeme, die wir befragt hatten, waren mit ihren Ergebnissen bezüglich der Passung und makroskopisch sichtbaren Qualität zufrieden. Dennoch ist es wichtig, auch hinter die Kulissen, in unserem Falle ins Gefüge der gesinterten Objekte zu schauen, und, wenn nötig, hier und da auch den Finger in die eine oder andere „Wunde“ legen zu dürfen.

Obwohl es sich bei den Green Metals auf den ersten Blick um gewohnte EMF-Legierungen

handelt und somit keine Unterschiede zu den bekannten Materialien in dieser Gruppe vorhanden sein sollten, ergab der zweite, detailliertere Blick, dass aufgrund des neuen Herstellungsverfahrens sehr wohl Unterschiede zu den gusstechnisch hergestellten Objekten vorhanden sind. Wenngleich natürlich zu bemerken ist, dass auch Gussergebnisse, in Abhängigkeit vom Anwender, sehr heterogene Ergebnisse zeigen können. Allerdings können Anwender hier auf eine langjährige positive, klinische Einsatzphase zurückblicken. Und weil das so ist, müssen sich die Green Metals, die anhängige Prozesskette und die Anbieter dieser Verfahren, die kritischen Betrachtungen einer solchen Untersuchung gefallen lassen. Eben, weil deren klinische Erprobung noch aussteht. Ein Ergebnis ist ein Ergebnis.

Wie gut oder wie weniger gut die eingesetzten, gesinterten Objekte sind, wird am Ende die klinische Praxis zeigen.

**Ausblicke**

Aussichten sind keinesfalls nur wirtschaftlich und materialtechnisch zu betrachten. Auch der Gesetzgeber in Brüssel hat hier ein „Wörtchen“ mitzureden.

Die kommende Medizinprodukteverordnung „Medical Device Regulation (MDR)“ beinhaltet eine deutlich strengere Würdigung des Schutzes von Patienten.

Bei diesem sehr umfangreichen Werk besteht momentan leider noch viel Interpretationsspielraum, auch bezogen auf Sonderanfertigungen, der Herstellung von beispielsweise Abutments als Dienstleistung eines nicht industriellen „Fräszentrums“ und vielem mehr.

Auch werden außereuropäische Hersteller, Bevollmächtigte, Importeure, Händler deutlich strenger reguliert. Das betrifft natürlich auch den Einkauf von Blanks. Die Marktüberwachung wird massiv verstärkt werden, zum Wohl des Patienten.

So ist derzeit (bei Erstellung dieses Artikels 12/16) noch nicht geklärt, wie Leistungen dieser nicht industriellen Fertigungszentren eingestuft werden.

Teile des Zahnersatzes wären keine Sonderanfertigungen mehr, sondern Medizinprodukte. Dies würde bedeuten, dass sich Laboratorien nicht nur nach der Qualitätssicherungsnorm DIN EN ISO 9000 ff., sondern zusätzlich nach der Medizinproduktenorm DIN EN ISO 13485 zu richten hätten und die Dokumentation, die hier abzuarbeiten ist,

**INFO ZU TAB. 2**

k.A. = keine Angabe des Herstellers; \* Angabe nicht zulässig nach DIN EN ISO 22674:2016; \*\* keine Angabe bezüglich des Messziels

Technische Daten								
<sup>1</sup> Sintertemperatur °C <sup>2</sup> Sinterschwindung %	Härte HV 10/30	E-Modul MPa	0,2% Dehn- grenze MPa	WAK 25 - 500 °C µm/mK WAK 25 - 600 °C µm/mK	Zugfestig- keit MPa	Bruchdeh- nung %	Dichte g/cm <sup>3</sup>	
<sup>1</sup> 1230 <sup>2</sup> _	224	178	480	14,26 **	864	22	7,59	
<sup>1</sup> _ <sup>2</sup> _	360	> 200 *	570	14,5 **	-	18	8,28	
<sup>1</sup> _ <sup>2</sup> _	280	200	450	14,5	830	20	8,0	

selbst durchführen müssten. Das hat bisher die Industrie gemacht. Fremddienstleister (etwa Innungen) oder benannte Stellen müssten diese erforderliche Dokumentation dann gegen Kostenerstattung als Dienstleistung für Labore erbringen, da besonders kleine Dentalbetriebe nicht in der Lage sein würden, sich mit eigener Manpower darum zu kümmern.

Das Berufsbild des Zahntechnikers wird sich völlig verändern. CAD/CAM wird zur Realität und den zahntechnischen Alltag entscheidend beeinflussen. Die deutsche Zahntechnik wird sich den internationalen Tatsachen stellen müssen, das heißt, die Qualität des internationalen Zahnersatzes ist besonders im Bereich CAD/CAM identisch oder bereits besser. Die deutsche Zahntechnik wird mittelfristig nicht in der Lage sein, durch den Einsatz herkömmlicher Produktionsarten mit ausländischen Fertigungszentren preislich und qualitativ konkurrieren zu können. Bereits die Investitionskosten werden Handwerksbetriebe überfordern.

Zudem wird längst an „Chairside-Systemen“ gearbeitet, die mit hochauflösenden Minimundscannern (in Erbsengröße) auch ohne Licht hochauflösende Situationen abbilden können und sich auf Basis der so gewonnenen Daten innerhalb einer Stunde (der Patient geht mal kurz einen Kaffee trinken) inkorporierbarer Zahnersatz herstellen lässt. Das ist keine Zukunftsmusik, ist jedoch zunächst auf Einzelkronen und kleine Brückeneinheiten begrenzt. Bei Bedarf kann in der Praxis

kosmetisch nachgebessert werden. Ein Szenario das den größten Teil der Versorgung abdeckt.

Die Struktur der zahnärztlichen Praxen verändert sich; die Anzahl der Gemeinschaftspraxen nimmt stetig zu. Diese Entwicklung wird noch zusätzlich durch die Situation an den Universitäten gestützt, deren Studentenzahlen belegen, dass der überwiegende Teil der Studierenden Frauen sind, die sicher nicht alle ganztägig eine eigene Zahnarztpraxis betreiben möchten. Daher wird auch die Anfertigung von Zahnersatz verlagert. Gemeinschaftspraxen haben völlig andere Möglichkeiten, CAD/CAM-gestützt gefertigten Zahnersatz wirtschaftlich Chairside produzieren zu können. Ausgenommen werden nur Anfertigungen in höchster Ästhetik, die aber heute schon weniger als 5 % des Zahnersatzes ausmachen. Generell gilt natürlich: Exakte Vorhersagen sind schwer, besonders wenn sie die Zukunft betreffen (*Nils Bohr*). Neue Materialien werden laborseitig gar nicht mehr verarbeitbar sein. Die Kosten für Geräte, die diese Werkstoffe überhaupt bearbeiten können, werden viel zu hoch sein, um im Dentallabor wirtschaftlich Eingang zu finden. Schon heute sind professionelle industrielle Fertigungszentren, in denen Werkstoffkundler und/oder Ingenieure die Geräte-Einheiten bedienen, mit der „Hilfestellung“ eines einzigen Zahntechnikers in der Lage, das Labor weitestgehend zu ersetzen. Industrieprozesse sind Laborprozessen weit überlegen. Hier gilt nämlich schon längst

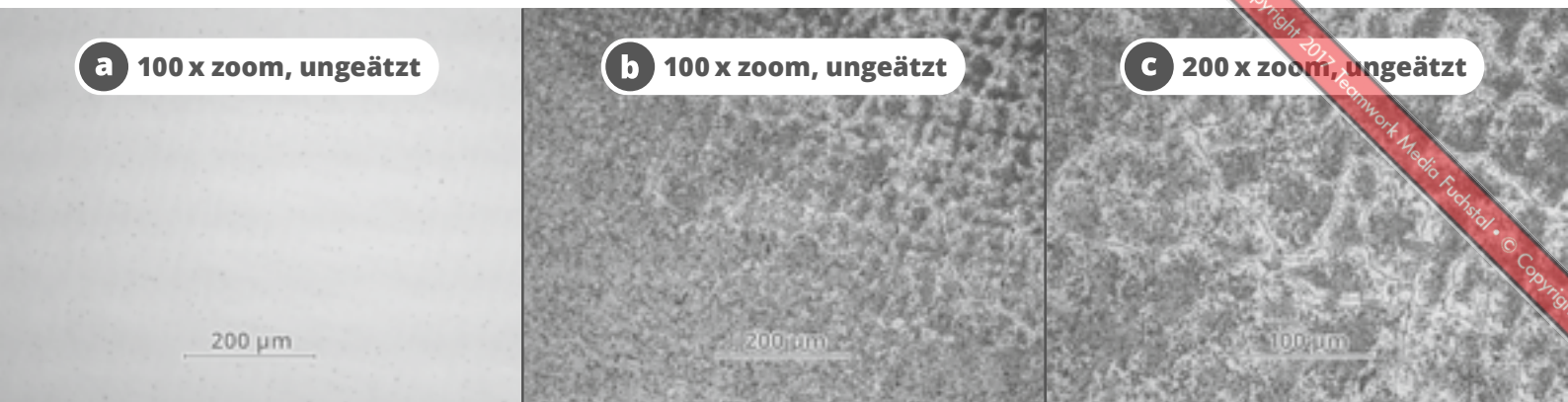
„one material, one machine“. Updates, Upgrades und neue Systeme stellen für industrielle Fertigungszentren so gut wie keinen Kostenfaktor dar. Die Materialhaltung erfolgt problemlos, die Auslastung der Geräte und die Ausbeute der Blanks sind optimiert.

Entbinder- und Sinterprozesse sind nur unter industriellen Bedingungen hochwertig und werden beherrscht. Zertifizierungen und veränderte gesetzliche Vorgaben können schnellstens umgesetzt werden.

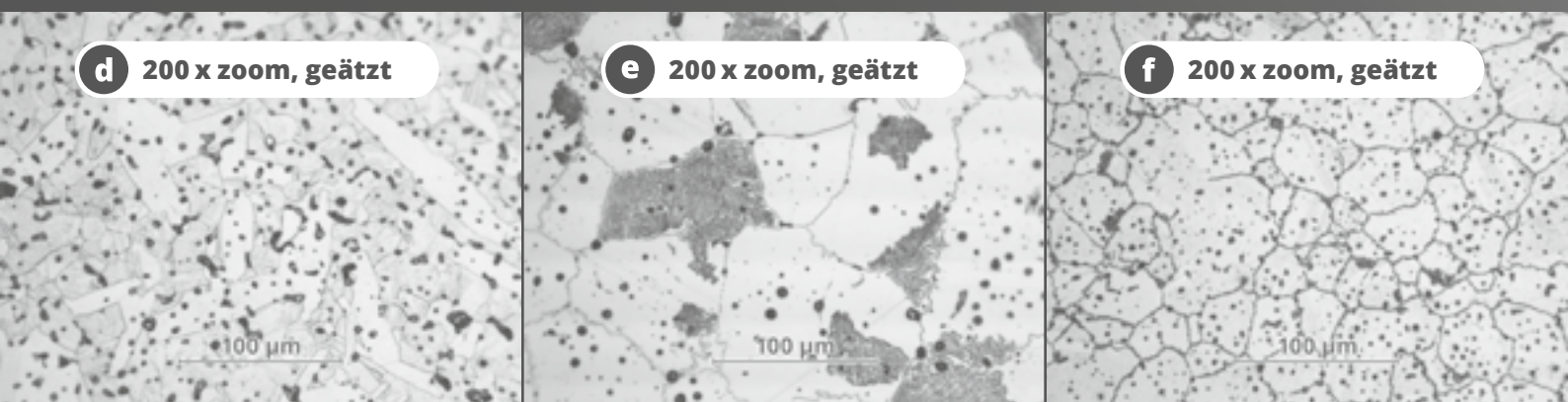
Wenn also Inhouse-Systeme zur Verarbeitung „weich“ fräsbarer EMF-Sintermetalle trotz aller Risiken dennoch in einem Dentallabor angewendet werden, sollte das Material wenigstens „entbindert“ – also als „Weißling“ – auf den Markt gelangen. Dies ist werkstoffkundlich sicher der weitaus bessere und sicherere Ansatz für das Labor.

Aktuell wird versucht, diese bereits eingeleiteten Änderungen „schön zu reden“. Der Verkauf von Gerätschaften ist natürlich ein gutes Geschäft. Das wissen alle Kollegen, deren Keller voll von „bahnbrechenden“ und „visionären“ Systemen sind. Wer macht heute denn noch von Kopierschleifsystemen, den Pantografen Gebrauch? Wer kennt heute überhaupt noch Dicor, Cerestore, Andoran oder gar die sogenannte keramische Elektrophorese? Wer die Werkstoffe „Artglas“? Wer „Inzoma“?

Zurzeit, es fragt sich nur wie lange, ist der zahntechnische Guss noch „State of the Art“. Trotz und mit allen seinen Unzuläng-



**15a - c** Metallografisches Schlibfbild der polierten Oberfläche einer konventionell gegossenen CoCr-Legierung (remanium star; geschütztes Warenzeichen der Firma Dentaurum, Ispringen). **a** ungeätzt bei 100 x, **b** geätzt bei 100 x und **c** geätzt bei 200 x



**15d - f** Metallografische Schlibfbilder der polierten Oberflächen der geätzten Green Metals **d** der Legierung I bei 200 x, **e** der Legierung II bei 200 x und **f** der Legierung III bei 200 x

lichkeiten. Glaubt man den Marketing- und Werbeleuten, die neue Systeme (hier Green Metals) vermarkten möchten, so schneidet der zahntechnische Guss im Vergleich erbärmlich ab. Es werden Entmischungen beim Schmelzprozess, Veränderung der Legierungszusammensetzung, Interaktionen mit Einbettmassen und was sonst noch angeführt. Über die vielen möglichen Probleme bei der Verarbeitung von Green Metals hört man kein Wort (siehe „Risiken“). Die Gusstechnik wird plötzlich archaisch. Alles wird zu Mist, was wir Zahntechniker bisher gemacht haben. Doch so schlecht können die bisher tonnenweise eingesetzten Materialien nicht gewesen sein. Schließlich werden sie ja weiterhin verkauft.

In den **Abbildungen 15a bis f** ist dargestellt, dass die Gusstechnik den Sintermetallen bei einem einigermaßen gelungenen Guss noch weit überlegen ist.

Es ist immer gut, vorbereitet zu sein. Jeder Innovation unkritisch zu folgen und mit devoter Technologiegläubigkeit zu rechtfertigen, ist dagegen eher schlecht. Natürlich wird der Handel weiterhin massiv Druck aufbauen (mit Sprüchen wie: „das haben schon alle, nur Sie noch nicht“, „wollen Sie sich etwa von der Entwicklung abkoppeln?“ et cetera). Wenn es jedoch um die praktische Bewahrung und Wirtschaftlichkeit geht, dann sind noch jede Menge Fragen offen.

Die Zahntechnik weiß aus leidvoller Erfahrung, dass sich nicht alles, was industriell sinnvoll ist und dort auch technisch beherrscht wird, für die Anwendung im gewerblichen Dentallabor eignet.

Es hat sich bewährt, bei der Verwendung auf Systeme und Materialien zu setzen, die klinisch erprobt sind und zu denen belastbare, evidenzbasierte Studien vorliegen. Das ist bei den Green Metals derzeit noch nicht der Fall.

Industrielle Prozesse gehören in einen Industriebetrieb. Handwerkliche Prozesse in einen Handwerksbetrieb. Es ist also „Köpfchen“ gefragt.

### Danksagung

Für fachliche Unterstützung, für Text- und Bildbeiträge, für das wissenschaftliche Korrektur und für alle „kleinen“ Hilfsdienste danken wir (in alphabetischer Reihenfolge):

- Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer, Tübingen
- Dietmar Gräbe, Stutensee
- Dr. H-P. Keller, Pforzheim
- Dr. Jürgen Lindigkeit/Dentaurum, Königsbach-Stein/Ispringen
- Ztm. Günther Rübeling, Bremerhaven
- PhytA Christine Schille, Tübingen
- CTA Ernst Schweizer, Tübingen
- Dr. Roland Strietzel, Bremen

## LITERATUR UND QUELLEN

- Amann H. „Legierungsneuheiten“ auf der IDS 2011. Quintessenz Zahntechnik 2011/37:863-866.
- Amann H. „Original oder Kopie“. Quintessenz Zahntechnik 2011/37:384-391
- Amann H. „Coming soon – demnächst im Verkauf“. Quintessenz Zahntechnik 2012/38:1125-1127
- Amann H. „Sinterlegierungen“. Quintessenz Zahntechnik 2013/39:712
- BfArM. Infoblatt 2. Spezielle Anforderungen für das Inverkehrbringen CE gekennzeichnete Medizinprodukte in Deutschland. Bonn: BfArM Abteilung Medizinprodukte 2006
- DeguDent „Crypton“. Druckschrift 05/2013
- DIN 19405:2016 (Entwurf) – Zahnheilkunde – Hochtemperatur-Sinterofen – Prüfverfahren für die Temperaturmessung mit separatem Thermoelement. Beuth Berlin, 2016
- DIN EN ISO 9693-1:2012. Zahnheilkunde – Verbundprüfung – Teil 1: Metall-Keramiksyste-me. Beuth Berlin, 2012
- DIN EN ISO 9693-2:2016. Zahnheilkunde – Kompatibilitätsprüfung – Teil 2: Keramik-Keramiksyste-me. Beuth Berlin, 2016
- DIN EN ISO 13485:2016. Medizinprodukte – Qualitätsmanagementsysteme – Anforderungen für regulatorische Zwecke. Beuth Berlin, 2016
- DIN EN ISO 13078-2:2016. Zahnheilkunde – Brennofen – Teil 2: Prüfverfahren zur Bewertung des Brennprogrammes mit-tels Brenngradbestimmung. Beuth Berlin, 2016
- DIN 55350-13:1987-07. Begriffe der Qualitätssicherung und Statistik; Begriffe zur Genauigkeit von Ermittlungsverfahren und Ermittlungsergebnissen. Beuth Berlin, 1987
- Facebook Kommentare
- „www.facebook.com/groups/2345254662/permalink/10154048527069663/?“ 2016
- Amann Girrbach „Non-precious revolutionized“. Drucksache www.hellblau.com xxxxxx DV 2012 09
- Amann Girrbach „Die NEM-Revolution“. Drucksache 917812 DE DV 2013 01
- Amann Girrbach „Die NEM-Revolution Ceramill sintron“. Drucksache (keine weitere Angabe)
- Geis-Gerstorfer J., Schille Ch., Noack F., Reichert A. „So gut wie gegossen“. dental dialogue 2012/13:32-37
- Geis-Gerstorfer J., Schille Ch., Schweizer E., Noack F., Hoffmann R. „CoCr Sinter- vs. CoCr-Gusslegierung“. dental dialogue 2013/14:48-56
- Gesetz über Medizinprodukte (Medizinproduktegesetz – MPG). MPG Ausfertigungsdatum: 02.08.1994
- ISO 22674:2016. Dentistry – Metallic materials for fixed and removable restorations and appliances. Beuth Berlin, 2010
- Lindigkeit J. „Fit für die Zukunft – Edelmetallfreie Legierungen von Heute für die Zahntechnik von Morgen“. dental dia-logue 2010/11:62-66
- Lindigkeit J. „Der Werkstoff als Medizinprodukt“. Dentallabor 2012/LX:736-739
- Lindigkeit J. „Not all CoCr alloys are the same“. Digital Dental News 2014/8:54-58
- Lümekemann N., Eichberger M., Stawarczyk B. „CoCr-Sinterlegierungen – Ein Beitrag zur Materialvielfalt und zur Aus-schöpfung der CAD/CAM Technologie“. Quintessenz Zahntechnik 2016/42:1036-1048
- MPG & Co. 4. Auflage Köln: TÜV Media, 2008
- Nadent. Normung für die Zahnheilkunde: Erfolg durch Kompetenz und Technik. Beuth Berlin, DIN e.V., 2009
- Noack F. „CoCr-Revolution – Fräsbare CoCr-Rohlinge für die Inhouse-Fertigung: Wertschöpfung, Kontrolle und Komfort“. dental dialogue 2012/13:74-77
- Rager R. „Über den Sinn und Unsinn neuer Materialien für die dentale CAD/CAM-Technik, Soft NEM – eine Alternative?“. dental dialogue 2014/15:50-52
- Strietzel R. „CAD/CAM von A-Z: Orientierung im Dschungel der digitalen Vielfalt“. Verlag Neuer Merkur München 2015
- Stawarczyk B., Eichberger M., Schweiger J., Beuer F., Noack F., Hoffmann R. „Schnell gefräst, sicher verblendet“. dental dialogue 2012/13:79-83
- Verordnung des Europäischen Parlamentes und des Rates über Medizinprodukte und zur Änderung der Richtlinie 2001/83/EG, der Verordnung (EG) Nr. 178/2002 und der Verordnung (EG) Nr. 1223/2009. Rat der Europäischen Union Brüs-sel, Juni 2016
- Weppler M., Amann H. „Green Metals – Objektive Betrachtung „weich“ fräsbarer EMF-Sintermetalle – Teil 1. dental dia-logue 2016-08/17:118-127
- Zirkonzahn Sintermetall „im eigenen Labor gefräst und 100% formstabil“. Drucksache 2016-03-08