

Vergleich der Biokompatibilitäts- und Korrosionseigenschaften einer CoCr-Sinter- mit einer -Gusslegierung

CoCr Sinter- vs. CoCr Gusslegierung

Ein Beitrag von Prof. Dr. Jürgen Geis-Gerstorfer, Christine Schille (PhytA) und Ernst Schweizer (CTA), alle Tübingen/Deutschland, sowie Dipl.-Ing. Falko Noack und MSc Rita Hoffmann, beide Koblach/Österreich

Edelmetallfreie Legierungen stehen in der Dentaltechnik für das Gießverfahren, das selektive Laserschmelzen (SLM) und als dichte Blanks für CAD/CAM-Verfahren zur Verfügung. Neu sind CoCr-Blanks, die im Grünlingszustand gefräst und anschließend dicht gesintert werden. Um dem Anwender die Sicherheit geben zu können, dass es sich bei einer derartigen Legierung um ein sehr gutes Produkt handelt, müssen Untersuchungen angestellt werden. Hierzu wurde die Sinterlegierung Ceramill Sintron im Vergleich zur Gusslegierung Girobond NB bezüglich ihrer Biokompatibilitätseigenschaften nach DIN EN ISO 10993 und der Korrosionsbeständigkeit im Immersionstest nach DIN EN ISO 10271/22674 untersucht. Im vorliegenden Beitrag sind die Ergebnisse dokumentiert, die bei den Untersuchungen gewonnen wurden.

Einleitung

Alle Zahnersatzmaterialien, die in die Mundhöhle eingebracht werden, unterliegen im Rahmen der Zulassung als Medizinprodukt dem Medizinproduktegesetz. Dieses regelt mit seinen Maßstäben und Vorgaben die zu erfüllenden Anforderungen, um die Sicherheit für den Anwender und vor allem für den Patienten zu gewährleisten. Zwei wesentliche Anforderungen bei Legierungen betreffen die Biokompatibilität und das Korrosionsverhalten.

Die Biokompatibilität oder auch Gewebeverträglichkeit zahnmedizinischer Werkstoffe hat sich in den letzten Jahren zu einem umfangreichen, komplexen und eigenständigen Teilgebiet der Werkstoffkunde entwickelt [1]. Von einem biokompatiblen Werkstoff spricht man, wenn sich der Werkstoff in seiner vorgegebenen Anwendung inert* verhält oder die Freisetzung von Substanzen in einem geringen beziehungsweise angemessenen, also für den Organismus des Patienten nicht schädigendem Ausmaß stattfindet. Einen wichtigen Aufschluss über die

se Freisetzung von Substanzen geben Korrosionsuntersuchungen. Unverträglichkeitsreaktionen setzen immer Korrosionsvorgänge voraus, die dann als Metall-Protein- oder Metall-Zell-Komplexverbindungen biologische Schädigungen hervorrufen können [2]. Somit stellt eine ausreichende Korrosionsstabilität die Grundlage für eine gute Biokompatibilität dar. Für letztere gilt es unter anderem sicherzustellen, dass bei der Verwendung zahn technischer Materialien sowohl keine zellschädigenden Effekte, als auch kei-

ne negativen Auswirkungen für den Organismus auftreten. Auch der allergologische Aspekt bedarf im Zuge der biologischen Untersuchungen einer Betrachtung.

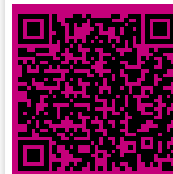
Nur wenn alle Forderungen an die Gewebeverträglichkeit erfüllt sind, also nachgewiesen ist, dass ein neuer Werkstoff während seiner Verwendung keine negativen Einflüsse für den Patienten mit sich bringt, kann eine Zulassung gemäß des Medizinproduktegesetzes in der jeweiligen Klasse erfolgen.

Abb. 1a Zahntechnische Restaurationen, ...



Literatur

QR-CODE:



Die Literaturliste erhalten Sie mithilfe des oben stehenden QR-Codes (Funktionshinweis siehe Inhalt) oder unter www.teamwork-media.de in der linken Navigationsleiste unter „Literaturverzeichnis“

Abb. 1b ... gefertigt aus der CoCr-Sinterlegierung Ceramill Sintron



Der Begriff Biokompatibilität fällt bei CAD/CAM-Materialien meist im Zusammenhang mit Zirkonoxid. Aber auch edelmetallfreie (EMF) Legierungen können in diesem Kontext sehr gute Eigenschaften mit sich bringen. Ob dies auch für die neu im Dentalmarkt erhältliche CoCr-Sinterlegierung ‚Ceramill Sintron‘

gilt, sollen die nachfolgend dokumentierten Untersuchungen zeigen.

Beschreibung

In diesem Artikel werden die Biokompatibilitäts- und Korrosionseigenschaften von Ceramill Sintron als Medizinpro-

dukt näher beleuchtet und mit konventionell hergestelltem, dentalem Feinguss (Girobond NB) verglichen (Tabelle 1).

Beide Produkte werden von Amann Girrbach hergestellt und vertrieben. Sie dienen der Herstellung von vollanatomischen beziehungsweise anatomisch reduzierten Kronen- und Brückenkonstruktionen (Abb. 1a und b).

Zur Herstellung von Zahnersatz verschiedenster Anwendungen (Kronen- und Brückentechnik, Teilprothetik, Füllungen, Implantattechnik) werden seit vielen Jahren Metalle in Form von Legierungen (Mischung verschiedener Metalle) verwendet und erfolgreich eingesetzt. Die weitaus wichtigsten Anforderungen an Legierungen, die in der Zahnheilkunde eingesetzt werden, sind eine ausgesprochen hohe Biokompatibilität und Korrosionsstabilität. Für dentale Zwecke verwendete metallische Legierungen sind in der Mundhöhle extremen Belastungen ausgesetzt, die diese Anforderungen beeinflussen. Dazu zählen zum Beispiel dauerhafte Feuchtigkeit, Temperatur- und pH-Wert-Schwankungen sowie

Tab. 1 – Chemische Zusammensetzung nach Herstellerangaben in Gew.%

Elemente	Ceramill Sintron	Girobond nb
Kobalt (Co)	66	62
Chrom (Cr)	28	26
Molybdän (Mo)	5	5
Wolfram (W)	–	5
Silizium (Si)	–	1,2
Cer (Ce)	–	0,3
weitere Elemente (Mn, Si, Fe)	<1	–
weitere Elemente (Nb, Fe, N)	–	<1
Nach DIN EN ISO 22674:2007 frei von Nickel, Beryllium, Gallium und Cadmium	... Nickel, Beryllium, Gallium und Kohlenstoff

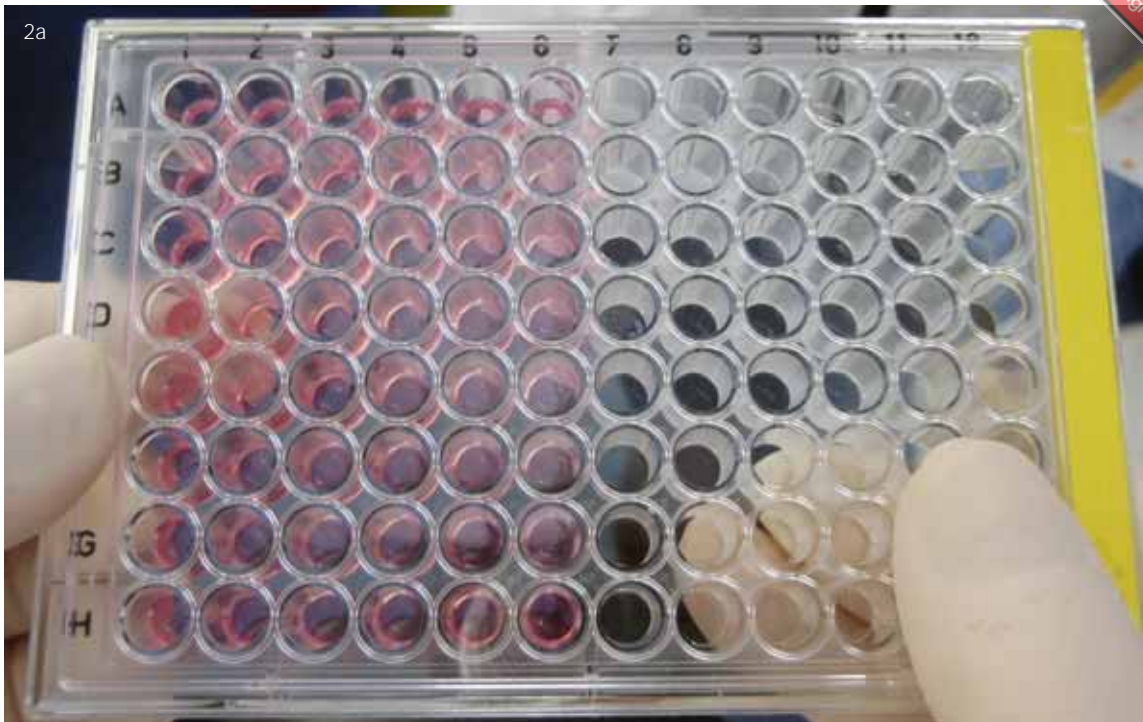


Abb. 2a
Die Zytotoxizität wird
in Zellkulturtests
ermittelt.

mechanische Beanspruchungen durch Kauen oder Knirschen. Aufgrund dieser Belastungen ist es nahezu unvermeidbar, dass sich aus metallischem Zahnersatz in der Mundhöhle Bestandteile freisetzen können, was unter dem Begriff Korrosion bekannt ist. Folglich könnten aus Dentallegierungen freigesetzte Korrosionsprodukte in direkter Umgebung des Zahnersatzes oder an anderer Stelle im menschlichen Organismus zu unerwünschten Nebenwirkungen, zum Beispiel lokaltoxischen, systemtoxischen oder allergischen Reaktionen führen. Die Erforschung, Untersuchung und Prüfung der biologischen Eigenschaften dentaler Werkstoffe, eingeschlossen der genannten unerwünschten Nebenwirkungen, wird unter dem Begriff Biokompatibilität zusammengefasst. Durch die Biokompatibilitätsprüfung soll in erster Linie die Sicherheit von Patienten, aber auch von Zahnärzten, zahnärztlichem Personal und Zahntechnikern gewährleistet werden. Die bisherigen Erläuterungen und die Tatsache, dass die Verträglichkeit eines Werkstoffes durch die Freisetzung von Substanzen aus dem Werkstoff (Löslichkeit, Korrosion) bestimmt wird, zeigen auf, dass die Begriffe Biokompatibilität und Korrosionsstabilität unweigerlich miteinander verbunden sind.

Im ersten Teil dieses Beitrags wird auf das Thema der Biokompatibilitätsuntersuchungen von Ceramill Sintron eingegangen. Den Hauptteil bildet die Untersuchung der Korrosionseigenschaften von Ceramill Sintron im Vergleich zu der Gusslegierung Girobond NB durch die Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie (MWT) am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Tübingen.

Teil 1: Prüfung der Biokompatibilität von Ceramill Sintron

Das Spektrum an biologischen Gefährdungen stellt aufgrund der Fülle an heutzutage existierenden und angebotenen Medizinprodukten ein umfangreiches und komplexes Themengebiet dar. Die DIN EN ISO 10993 Serie ist ein ausführliches Regelwerk, das zum Schutz des Menschen vor möglichen biologischen Risiken bei der Anwendung von Medizinprodukten beiträgt. Es beschreibt eine Vielzahl an Prüfungen, die zur Beurteilung der biologischen Sicherheit des Medizinproduktes für die Verwendung am Patienten notwendig sein können [3]. Im Rahmen der Zulassung von Ceramill Sintron als Medizinprodukt wurden durch ein unabhängiges, akkreditiertes Prüflabor, der Bioserv Analytik und

Medizinprodukte GmbH in Rostock, nach DIN EN ISO 10993 folgende Biokompatibilitätsprüfungen durchgeführt:

- Zellschädigungen (Zytotoxizität)
- Überempfindlichkeit (Allergietest, Sensibilisierung)
- Lokaltoxische Reaktionen (Intrakutane Reaktivität)
- Systemtoxische Reaktionen (Akute systemische Toxizität)

Die Giftigkeit von Stoffen, also deren Potential dem Organismus auf chemischem Wege Schaden zuzufügen, wird im Zytotoxizitätstest beurteilt. Im Zellkulturtest (isolierte Zellen aus menschlichem oder tierischem Gewebe) wird die eventuelle schädigende Wirkung von Medizinprodukten auf einzelne Zellen (zum Beispiel Zelltod, Zellvermehrung) untersucht. Als Maß für die Zellschädigung wird der Grad der Toxizität angegeben, der von der von intakten Zellkulturen (Grad 0) bis hin zu zerstörten Zellkulturen zu mehr als 75% (Grad 4) reichen kann. Zellkulturtests sind einfach durchführbar und gut reproduzierbar und deshalb zur ersten Bewertung der Biokompatibilität gut geeignet (Abb. 2a und b). Fragwürdig ist jedoch die Übertragbarkeit der Ergebnisse von Zellkulturtests auf den lebenden Organismus im Gesamten [4].

Abb. 2b
 ... Diese sind einfach durchführ- und gut reproduzierbar und deshalb zur Bewertung der Biokompatibilität gut geeignet



Um die Versuchsbedingungen noch etwas zu verschärfen, wurde zusätzlich zum Zytotoxizitätstest nach Norm mit einer Testdauer von 24 Stunden eine Prüfung mit verlängerter Testdauer von 72 Stunden durchgeführt.

Im Allergietest wird die Überempfindlichkeit (allergische Reaktion) des Organismus, ausgelöst durch ein Medizinprodukt, im Tierversuch untersucht. Aus den Ergebnissen über eine Testdauer von 24 und 48 Stunden wird der Grad der Allergenität abgeleitet, der von schwach (Grad I) bis hin zu extrem (Grad V) reichen kann.

Unter lokaltoxischen Reaktionen werden nichtallergische Reaktionen in direkt be-

nachbartem Gewebe oder Kontaktstellen zum Medizinprodukt (zum Beispiel Entzündungen der Mundschleimhaut) zusammengefasst. Die Prüfung auf intrakutane Reaktivität im Tierversuch über 24, 48 und 72 Stunden wird angewendet, um die von Medizinprodukten verursachten lokalen Gewebsreaktionen beurteilen zu können. Lokaltoxische Reaktionen können von keinen erkennbaren Reaktionen (Grad 0) bis hin zu schweren Reaktionen (Grad 4) eingeteilt werden.

Als systemtoxische Reaktionen werden Schädigungen von Organen oder die Beeinträchtigung derer Funktionen in nicht-direkter Umgebung zum Medizinprodukt bezeichnet. Solche Schädigun-

gen können durch freigesetzte Substanzen in der Mundhöhle, die durch Verschlucken mit dem Speichel oder über die Blutbahn in den Organismus gelangen können, verursacht werden. Im Tierversuch über 4, 24, 48 und 72 Stunden wird der Grad der Reaktion, der von normal (Grad 0) bis hin zum Tod der Testtiere (Grad 4) reichen kann.

Ergebnisse der Biokompatibilität von Ceramill Sintron

In Tabelle 2 sind die Ergebnisse und deren Bedeutung und Wertung für die vier durchgeführten Biokompatibilitätsprüfungen an Ceramill Sintron aufgeführt.

Tab. 2 – Ergebnisse der Biokompatibilitätsprüfungen von Ceramill Sintron

Prüfung	Zytotoxizität	Allergenität (Sensibilisierung)	Intrakutane Reaktivität (Irritation)	Akute systemische Toxizität
Testdauer	24 h + zusätzlich 72 h	24 h, 48 h	24 h, 48 h, 72 h	4 h, 24 h, 48 h, 72 h
Ergebnis	Grad der Zytotoxizität: 0	Grad der Allergenität: 0	Grad der Irritation: 0,0	Grad der Reaktion: 0
Bedeutung	0 = keine Zellschäden	0 - 8 = schwach (Grad I)	0,0 - 0,4 = vernachlässigbar	0 = normal (keine Symptome)
Wertung	[...] das untersuchte Material verursachte keine toxikologischen/biologisch kritischen Zellschäden [...]	[...] aus dem untersuchten Material konnten keine allergieauslösenden Stoffe abgeleitet werden [...]	[...] das untersuchte Material verursachte keinerlei intrakutane Reaktionen [...]	[...] das untersuchte Material verursachte keinerlei toxikologische Reaktionen [...]

Die Versuchsergebnisse zeigen, dass Ceramill Sintron die Biokompatibilitätsanforderungen nach der Norm DIN EN ISO 10993 erfüllt und als gewebeverträglich bei vorgegebener spezifischer Anwendung einzustufen ist. Auch bei der Zytotoxizitätstestprüfung mit verlängerter Testdauer über 72 h konnten keinerlei Zellschädigungen festgestellt werden. Das allergene Risiko wird gemäß der angewandten Norm mit der niedrigsten möglichen Kategorie bewertet. Im Vergleich zu der seit Jahren klinisch erprobten und erfolgreich eingesetzten Gusslegierung Girobond NB sind beide Legierungen in ihren hier festgestellten Biokompatibilitätseigenschaften als gleichwertig einzustufen.

Teil 2: Prüfung der Korrosionseigenschaften

Zur Überprüfung der Korrosionseigenschaften wurde in der vorliegenden Untersuchung die „Statische Eintauchprüfung“ herangezogen, die als Standardverfahren zur Beurteilung der Korrosionseigenschaften von dentalen Legierungen gilt. Bei der auch unter dem Begriff „statischer Immersionstest“ bekannten Prüfung wird der Masseverlust bestimmt, indem die Löslichkeit einer metallischen Probe unter Mundhöhlenbedingungen simuliert und untersucht wird. Dabei wird eine metallische Probe in ein Bad aus künstlichem Speichel getaucht und verbleibt dort für eine gewisse Zeit. Als Maß für die Löslichkeit der Probe wird die Menge an freigesetzten Metallionen als Masseverlust pro Probenoberfläche ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) innerhalb der vorgegebenen Zeitspanne bestimmt. Der Masseverlust von dentalen Legierungen darf laut der

Norm DIN EN ISO 22674 den Wert von $200 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ in 7 Tagen nicht überschreiten.

Material und Methode

Die Prüfkörpergeometrie für die statische Eintauchprüfung ist in der Abbildung 3 dargestellt. Für die Korrosionsprüfungen wurden je zwölf Platten aus Girobond NB und Ceramill Sintron hergestellt. Als Grundlage dienten die Normen DIN EN ISO 22674 [4] sowie die DIN EN ISO 10271 [5].

Die Abbildungen 4a bis c zeigen die Probenherstellung der plattenartigen Prüfkörper am Beispiel von Girobond NB. Die Plättchen wurden auf Basis eines CAD-Datensatzes (Abb. 4a) mit der Ceramill Motion 1 aus einem Wachsrohling (Ceramill WAX) herausgefräst (Abb. 4b). Anschließend wurden die Proben mit 3 mm und 5 mm Wachsdrähten angestiftet (Abb. 4c) und im Speedverfahren mit Giroinverst Super (Amann Girrbach) nach Herstellerangaben eingebettet und vorgewärmt. Das Abgießen der Muffeln erfolgte mit dem Vakuum-Druckgussgerät Heracast IQ (Heraeus). Nach dem Ausbetten und dem Verschleifen der Angusskanäle wurden die Oberflächen der Plättchen auf der Schleif- und Poliermaschine Phoenix Beta (Buehler) mit Siliziumkarbid Schleifpapier der Körnung I 200 unter Wasserkühlung bearbeitet (Abb. 4d). Die Plättchen aus Ceramill Sintron wurden auf Basis desselben Datensatzes direkt aus den CoCr-Rohlingen herausgefräst und anschließend wie auf Seite XY beschrieben gesintert (Abb. 4e und f). Die Oberflächenbearbeitung erfolgte analog zu den gegossenen Proben. Nach den vorliegenden Normen sollten

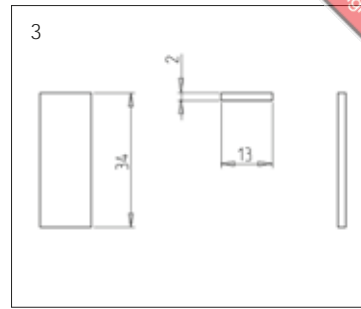


Abb. 3 Konstruktionszeichnungen der Prüfkörper für die „Statische Eintauchprüfung“ zur Untersuchung der Korrosionseigenschaften

Legierungen, die laut Hersteller auch zum Aufbrennen von keramischen Verblendungen geeignet sind, ebenfalls im „wärmebehandelten“ Zustand geprüft werden. Dadurch soll beurteilt werden, ob aufbrennfähige Legierungen auch nach der Temperatureinwirkung – wie es bei der keramischen Verblendung der Fall ist – ihre Eigenschaften im Vergleich zum „unbehandelten“ Zustand beibehalten. Aus diesem Grund wurde der Ablauf einer keramischen Verblendung an jeweils der Hälfte der hergestellten Proben pro Legierung nach den Brandvorgaben für die konventionelle Verblendkeramik Creation CC (Creation Willi Geller) simuliert (Abb. 5a und b).

In der DIN EN ISO 22674 ist eine Brandfolge mit einem Oxidbrand und vier Brennzyklen gefordert. Die DIN EN ISO 10271 schlägt eine Wärmebehandlung für 10 min bei der laut Legierungshersteller höchsten Brenntemperatur vor. Zur Verschärfung der Prüfbedingungen wurden sechs Prüfkörper jeder Legie-

Tab. 3 – Brenntabelle zur Wärmebehandlung der Prüfkörper

Brand	Starttemperatur	Verschlusszeit	Temperaturanstieg	Vakuum	Endtemperatur	Haltezeit
Oxidbrand	550 °C	–	80 °C/min	–	1000 °C	1 min
1. Opaker	550 °C	6 min	80 °C/min	+	1000 °C	1 min
2. Opaker	550 °C	6 min	80 °C/min	+	950 °C	1 min
1. Dentin	580 °C	6 min	55 °C/min	+	920 °C	1 min
2. Dentin	580 °C	4 min	55 °C/min	+	910 °C	1 min
Glanzbrand	600 °C	2 min	55 °C/min	–	930 °C	–

Abb. 4a bis d
Herstellung der
Proben für die stati-
sche Eintauchprü-
fung am Beispiel der
CoCr-Gusslegierung
Girobond NB: Fräsen
in Wachs; anstiften,
einbetten und gie-
ßen; Schleifen der
Probekörper

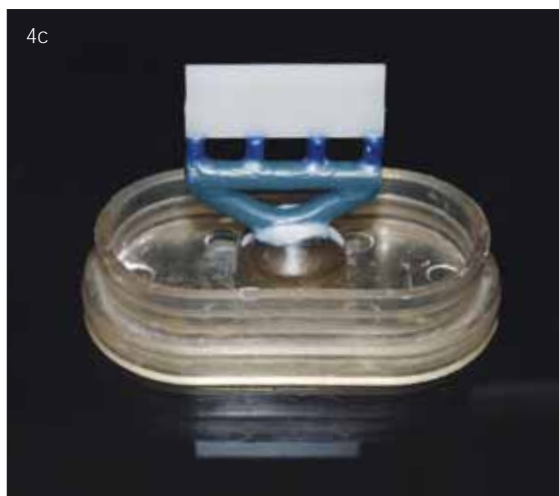
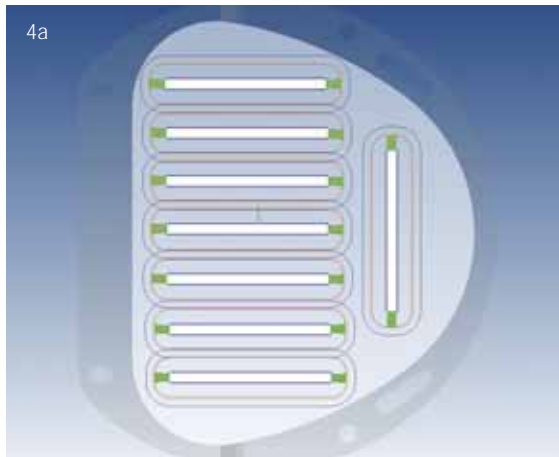
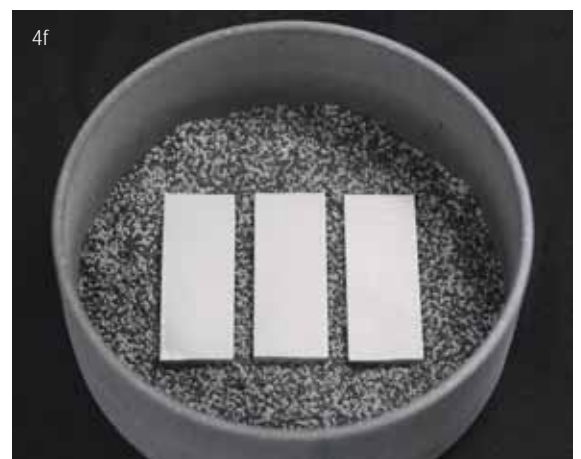


Abb. 4e und f
Die Ceramill Sintron
Probekörper basie-
ren auf demselben
CAD-Datensatz, wie
die Girobond NB
Proben. Allerdings
werden die Proben
nach dem Fräsen
aus dem Rohling
heraus getrennt und
dicht gesintert



Die Proben wurden durch
Fräsen in Wachs herge-
stellt und in einem kon-
ventionellen Keramik-
brennofen unterzogen
(Tabelle 3). Die Wärme-
behandlung der Plätt-
chen erfolgte vor der
Oberflächenbearbei-
tung mit dem 1200er
Siliziumkarbid-
schleifpapier.

Korrosionsmessungen (Immersionstest)

Die Prüfung und Ermittlung der Korrosionseigenschaften durch die statische Eintauchprüfung wurde nach DIN EN ISO 10271 von der Abteilung für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie am Zentrum für Zahn-, Mund- und

Kieferheilkunde am Universitätsklinikum Tübingen durchgeführt. Der Elektrolyt (künstlicher Speichel) für die Tauchversuche bestand aus 0,1 mol/l Milchsäure und 0,1 mol/l NaCl (pH 2,3). Der Immersionstest wurde in 15 ml Kunststoffröhrchen (PP) mit Verschlusskappen durchgeführt.

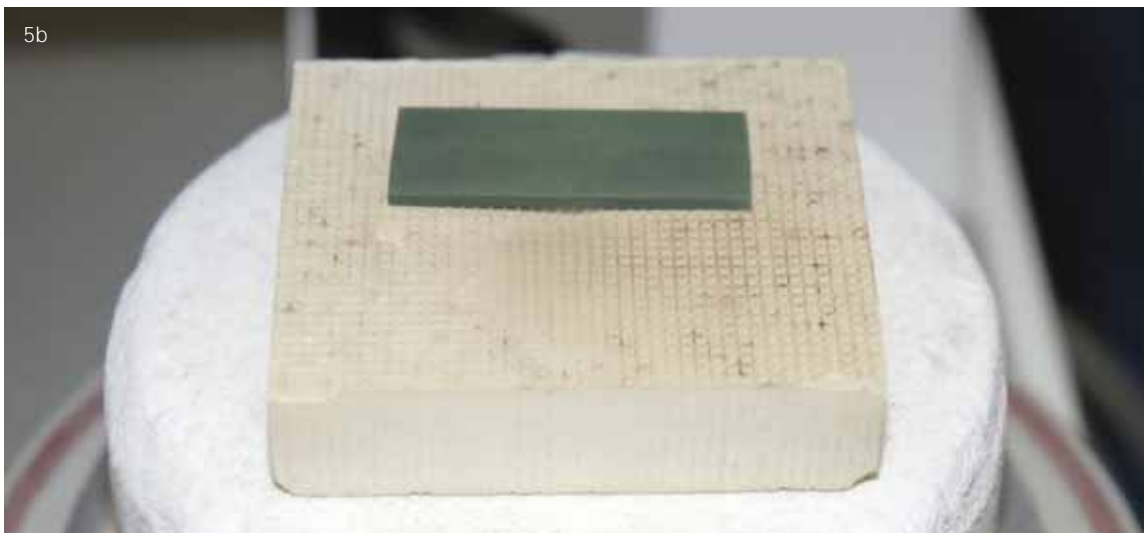
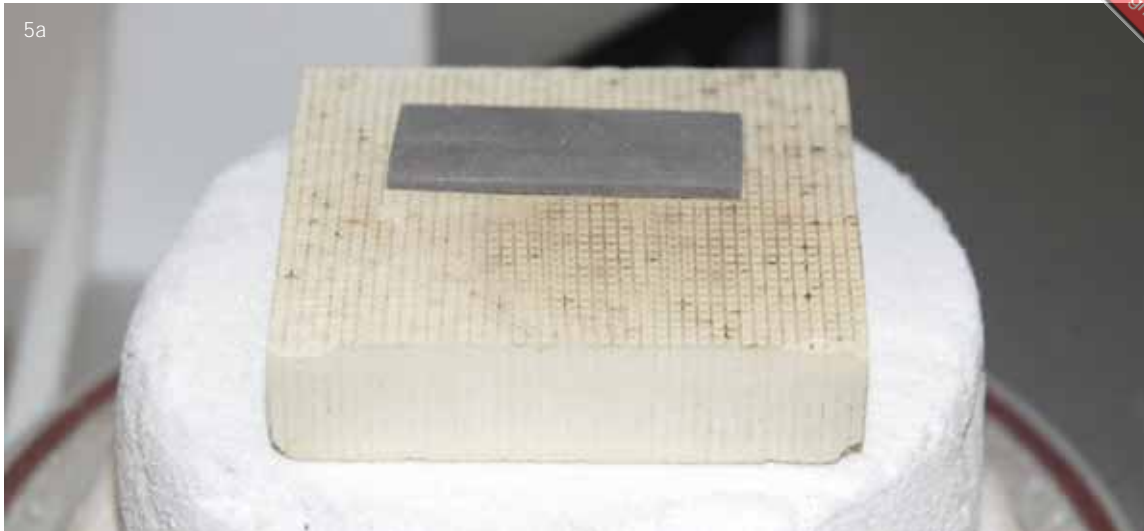


Abb. 5a und b Nach den vorliegenden Normen sollten Legierungen, die auch zum Aufbrennen von Keramiken geeignet sind, ebenfalls im „wärmebehandelten“ Zustand geprüft werden

Die Proben wurden mit Ethanol im Ultraschallbad für 3-5 min gereinigt und danach jedes einzeln in einem der Kunststoffröhrchen platziert. Dabei wurde auf minimale Kontaktpunkte der Probe mit den Röhrchen geachtet. Sodann wurde 10 ml Testlösung in die Röhrchen gefüllt und dieses anschließend verschlossen, um eine Verdunstung der Lösung zu verhindern (Abb. 6). Die Proben/Röhrchen wurden in einem Inkubator auf 37 ± 1 °C temperiert. Der Untersuchungszeitraum für den Immersionstest betrug sieben Tage. Nach einem Tag und nach vier Tagen wurde der Elektrolyt gewechselt und nach sieben Tagen die Proben den Röhrchen entnommen.

Die Analyse der in Lösung gegangenen Elemente wurde mit einem ICP-OES Spektrometer Optima 4300 DV (Perkin-Elmer) vorgenommen (Abb. 7a und b). Zur Kalibrierung wurden Standardlösungen unter Verwendung der Testlösung angesetzt.

Jedes in Lösung gegangene Element wurde mit dem Spektrometer bei zwei verschiedenen Wellenlängen und drei sequentiellen Messdurchläufen bestimmt. Daraus wurden Mittelwerte berechnet. Die Nachweisempfindlichkeit der Konzentrationen der untersuchten Legierungselemente wurde als $<0,03$ mg/l ermittelt (blank detection limit). Die Menge der herausgelösten Elemente wurde

auf $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ umgerechnet.

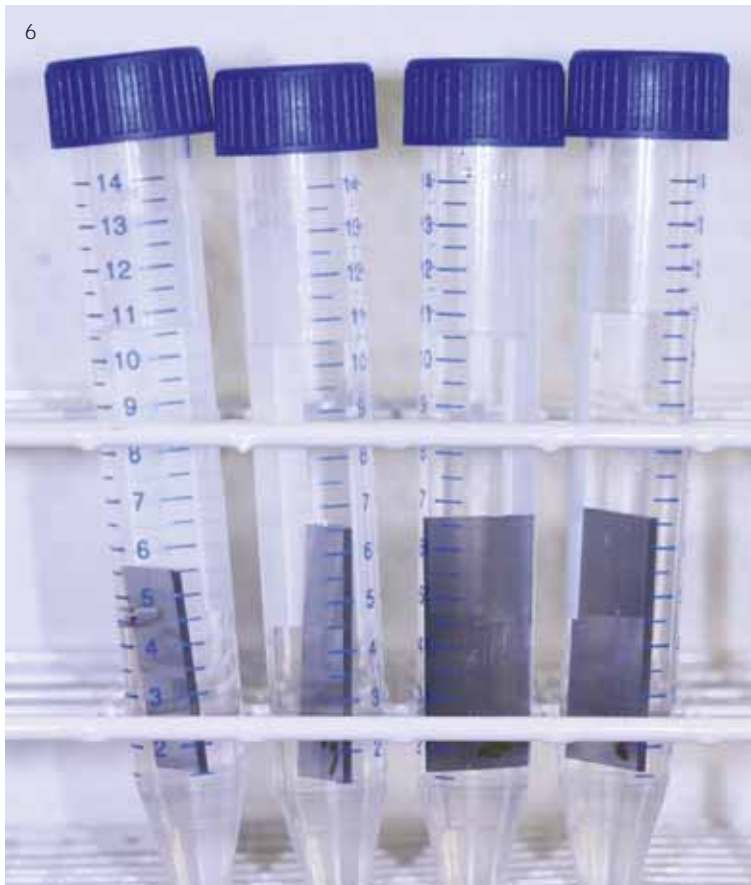
Ergebnisse der Korrosionsprüfung

In Abbildungen 8 und 9 ist der gemittelte Massenverlust aus sechs Proben jeder Legierung jeweils mit und ohne Wärmebehandlung dargestellt (Tabelle 4a und b). Die Ergebnisse zeigen, dass die Co-Abgabe bei beiden Legierungen mit Werten unter $1 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ sehr gering ist und bei den Wärme behandelten Proben sogar noch geringer ausfällt. Unterschiede finden sich hierzu nur im zeitlichen Verlauf der Co-Abgabe. Bei Ceramill Sintron erfolgt eine Abnahme von $0,52$ am ersten auf $0,06 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ am siebten Tag (ohne Wärmebehandlung). Mit Wärmebehandlung

Tab. 4a – Analytisch (ICP-OES) bestimmter mittlerer Masseverlust (n=6)

Tag	Wärmebehandlung	Mo	Co	Ce	Cr	Fe	Nb	Si	W
Ceramill Sintron									
1	ohne	0,00	0,52	–	0,09	0,00	–	0,31	–
	mit	0,00	0,38	–	0,07	0,00	–	0,30	–
4	ohne	0,00	0,12	–	0,00	0,00	–	0,30	–
	mit	0,00	0,10	–	0,00	0,00	–	0,30	–
7	ohne	0,00	0,06	–	0,00	0,00	–	0,31	–
	mit	0,00	0,05	–	0,00	0,00	–	0,30	–
Girobond NB									
1	ohne	0,00	0,52	13,80	0,03	0,00	0,07	0,37	0,00
	mit	0,00	0,38	10,65	0,03	0,00	0,07	0,34	0,00
4	ohne	0,00	0,12	25,38	0,03	0,00	0,13	0,72	0,00
	mit	0,00	0,10	19,90	0,03	0,00	0,15	0,68	0,01
7	ohne	0,00	0,06	31,95	0,03	0,00	0,20	1,05	0,00
	mit	0,00	0,05	25,11	0,03	0,00	0,22	1,00	0,01

Abb. 6
Die Proben werden zur Prüfung und Ermittlung der Korrosionseigenschaften in 10 ml künstlichen Speichel getaucht



verringern sich die Werte von 0,38 (Tag eins) auf 0,05 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ (Tag sieben). Bei Girobond NB verändert sich die Co-Abgabe über den sieben Tage andauernden Tauchversuch ohne Wärmebehandlung kaum, dagegen kommt es zu einer Zunahme der Co-Abgabe nach Wärmebehandlung. In ähnlicher Weise verhält es sich mit dem Element Si, das bei Ceramill Sintron in beiden Zustände mit 0,3 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ unverändert bleibt. Bei Girobond NB steigt der Massenverlust bei beiden Zuständen von 0,3 auf 1 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ an. Bei Girobond NB ist die hohe Löslichkeit des Elements Cer auffällig, das hauptsächlich in Lösung geht und dessen Massenverlust im Verlauf der sieben Tage Tauchversuch zunimmt. Dies ist sowohl mit und ohne Wärmebehandlung der Fall. Der hohe Massenverlust von Cer bedingt die Unterschiede im aufsummierten Gesamtmassenverlust.

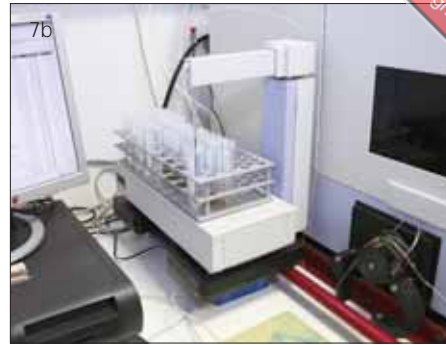


Abb. 7a und b ICP-Spektrometer zur Analyse der in Lösung gegangenen Metallionen und Ermittlung des Masseverlusts

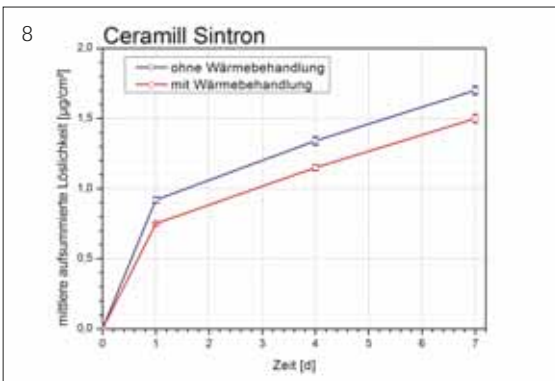


Abb. 8 Aufsummierter mittlerer Masseverlust von Ceramill Sintron über sieben Tage Immersion in künstlichem Speichel

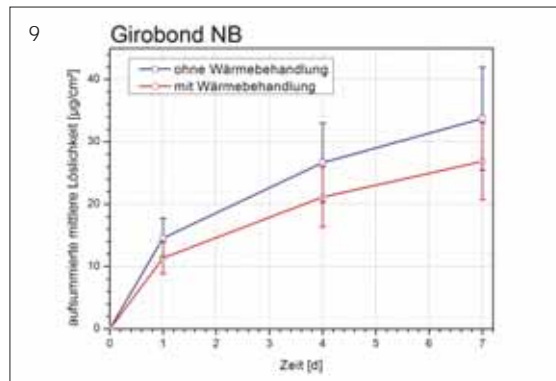


Abb. 9 Aufsummierter mittlerer Masseverlust von Girobond NB über sieben Tage Immersion in künstlichem Speichel

Fazit

Beide Legierungen erfüllen die Anforderungen der ISO 22674 und liegen deutlich unter dem in der Norm geforderten (nach Ansicht der Autoren deutlich zu hoch angesetzt) maximalen Grenzwert von $200\mu\text{g}/\text{cm}^2$. Die chemische Löslichkeit von Girobond NB ist hinsichtlich der Hauptbestandteile (Co, Cr, Mo) ebenfalls sehr gering. Bei der Gusslegierung fällt das Element Cer (Elementsymbol Ce) mit den höchsten Werten auf.

Ähnlich wie bei der hier geprüften Guss- und Sinterlegierung konnte auch bei CoCr-Legierungen, die im SLM-Verfahren verarbeitet wurden, eine geringe Co-Abga-

be festgestellt werden. Somit integriert sich die Sinterlegierung in seinem Korrosionsverhalten in die Reihe der bisher verarbeitbaren CoCr-Legierungen.

Insgesamt ist die chemische Löslichkeit von Ceramill Sintron sehr gering. Dies bedingt die ebenfalls festgestellten guten Biokompatibilitätsergebnisse. ■

Tab. 4b – Mittlerer Gesamtmasseverlust aller Elemente

Tag	Summe [$\mu\text{g}/\text{cm}^2$]			
	Ceramill Sintron		Girobond NB	
	oWB*	mWB**	oWB*	mWB**
1	0,92	0,75	14,58	11,38
4	1,34	1,15	26,68	21,16
7	1,70	1,50	33,73	26,86

Zu den Personen

Die Vitae der Autoren finden Sie unter www.teamwork-media.de/download/autoren/dd1_13_sintron2.pdf oder direkt mithilfe des nebenstehenden QR-Codes.

Kontaktadressen

Prof. Dr. Jürgen Geis-Gerstorfer, Christine Schille (PhytA) und Ernst Schweizer (CTA)
 Eberhard Karls Universität Tübingen • Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
 Osianderstr. 2-8 • 72076 Tübingen
 Dipl.-Ing. (FH) Falko Noack und MSc Rita Hoffmann • Amann Girrbach AG
 Herrschaftswiesen 1 • 6842 Koblach/Österreich

