



Praxis – Fortbildung

NEUE, BEWÄHRTE WERKSTOFFE, SYSTEME UND TECHNOLOGIEN

JAKOB WIRZ

Institut für zahnärztliche Werkstoffwissenschaft,
Technologie und Propädeutik, Zentrum für Zahnmedizin der Universität Basel

(Texte français voir page 225)

Die Legierungsvielfalt auf dem Dentalmarkt verunsichert sowohl Zahnarzt wie Patient. Der Wunsch nach ausschliesslich vollkeramischen Restaurationen ist deshalb verständlich, aber nicht immer realisierbar. Die moderne Titantechnologie und das optimierte Galvanoforming eröffnen der Restaurativen Zahnmedizin neue Therapiemöglichkeiten mit besonderen Vorteilen für eine gute Langzeitprognose, Biokompatibilität, Passgenauigkeit, Zementierbarkeit und Ästhetik. Die kurze Charakterisierung der modernen Titantechnologie und des Galvanoformverfahrens zeigt den heutigen Stand der bewährten, klinischen Möglichkeiten auf.

Schlüsselwörter: Biokompatibilität, Biomaterialien, Titantechnologie, Galvanoforming

Einleitung

«Esthetic Dentistry», ein Schlagwort der jüngsten Vergangenheit, hat Konkurrenz erhalten durch den Begriff «Biokompatible Zahnmedizin». Nachdem zahlreiche zahnärztliche Materialien und Werkstoffe – zu Recht oder zu Unrecht – allgemein und in den Massenmedien im besonderen unter massiven Beschuss geraten sind, haben Forscher, Wissenschaftler, Kliniker und Techniker grosse Anstrengungen nicht gescheut, der modernen, biologisch orientierten Werkstoffkunde zum Durchbruch zu verhelfen.

Korrespondenzadresse:

Prof.Dr. Jakob Wirz
Zentrum für Zahnmedizin
Petersplatz 14, CH-4051 Basel

◀ *Titanpolitur im Vergleich mit Goldpolitur.*

- a) *Okklusionsfläche einer Goldkrone*
- b) *Titankrone*

◀ *Polissage du titane comparé à celui de l'or*

- a) *Surface occlusale d'une couronne en or*
- b) *Couronne en titane*

Auf dem materialtechnischen Sektor konnte kürzlich das biologisch einzigartige Metall Titan für die restaurative Zahnmedizin vollumfänglich nutzbar gemacht werden (WIRZ et al. 1994a, b, c; WIRZ & BISCHOFF 1997).

In der Fügetechnik hat die Laserschweissung den biologisch fragwürdigen Lötstellen aller Legierungstypen einen erfolgreichen Kampf angesagt. Der langersehnte Wunsch nach nur einer einzigen Legierung in derselben Mundhöhle kann somit auch in der Implantatprothetik hervorragend erfüllt werden.

Daneben bringt die junge Kronen-Brücken- und Füllungs-Therapie mit dem Galvanoforming weitere zukunfts-trächtige Therapiemittel ins Gespräch. Galvanowerkstücke aus Feingold, haftoxidfrei mit Keramik verblendet, lassen sich dank ihrer unübertroffenen Passgenauigkeit mit dem über Jahrzehnte bewährten Zink-Phosphat-Zement dauerhaft und reaktionslos befestigen (DIEDRICHS & ROSENHAIN 1995; BUSCH 1995; WIRZ et al. 1996a und b).

Titan für die Zahnmedizin

Werkstoff Titan

Die hervorragenden chemisch/physikalischen und biologischen Eigenschaften von Titan sind schon seit längerer Zeit erkannt. Dieses Metall wurde vorerst von den Humanmedizinern bevorzugt im Rahmen von Osteosynthese

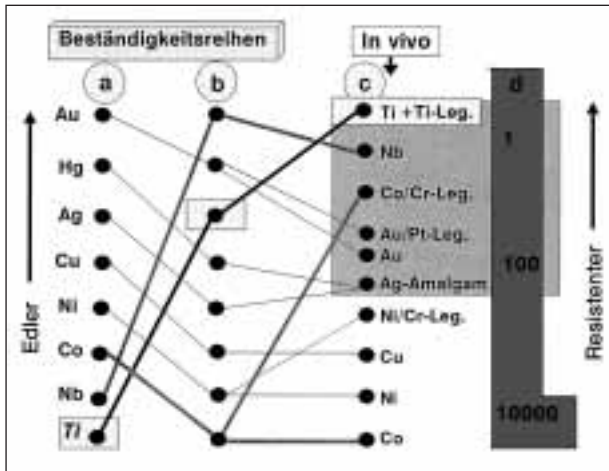


Abb. 1 Beständigkeitsreihen: Verhalten von Metallen und Legierungen unter verschiedenen Bedingungen. Titan in der elektrochemischen Spannungsreihe als unedel eingestuft (a), wird unter biologischen Verhältnissen zum verträglichsten Metall (c).
 a) Elektrochemische, auch thermodynamische Spannungsreihe
 b) Praktische «In-vitro»-Skala c) «In-vivo»-Skala d) Korrosionsrate

Fig. 1 Echelle de stabilité: comportement des métaux et alliages dans certaines conditions. Le titane est classé comme vil (non précieux) dans l'échelle des potentiels électrochimiques (a), mais se comporte dans les conditions biologiques comme le métal mieux toléré (c).
 a) Echelle des potentiels électrochimiques et thermodynamiques
 b) Echelle pratique «in vitro» c) Echelle «in vivo» d) Taux de corrosion

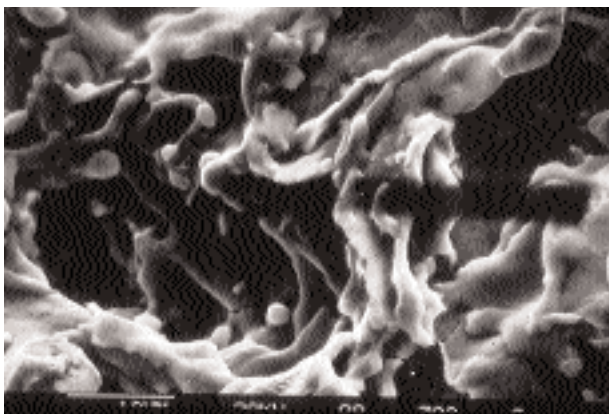


Abb. 2 Titan-Plasma-Schicht bewirkt mit einer mehrfachen Vergrößerung der Implantatoberfläche den innigen Verbund (Osteointegration) mit dem Knochen. REM, Vergrößerung: 1800×

Fig. 2 Le traitement de surface par projection plasmatique de particules de titane augmente la surface implantaire de plusieurs fois, et permet la liaison avec l'os (ostéointégration). MEB grossissement: 1800×

und Gelenkprothetik eingesetzt, während die Zahnmedizin erst Anfang der 70er Jahre begann, sich dieses biologisch unbedenklichen Werkstoffes für enossale Implantate zu bedienen (STEINEMANN & PERREN 1985; SCHROEDER et al. 1988).

Titan ist ausserordentlich reaktiv, steht es doch in der thermodynamischen Spannungsreihe an unterster Stelle, so dass es innert einer Tausendstelsekunde passiviert, d.h. mit Sauerstoff eine schützende elektroisolierende Oxidschicht bildet. Im experimentellen elektrochemischen Verhalten (praktische Spannungsreihe) nähert sich das Titan – an der Oberfläche immer als Titandioxid – bereits der hochwertigen Edelmetall-Legierung, um dann im biologischen Medium des Organismus (In-vivo-Spannungsreihe), wo Säuren, Basen, Bakterien, Enzyme und Fermente komplexe Umgebungsbedingungen bilden, mit

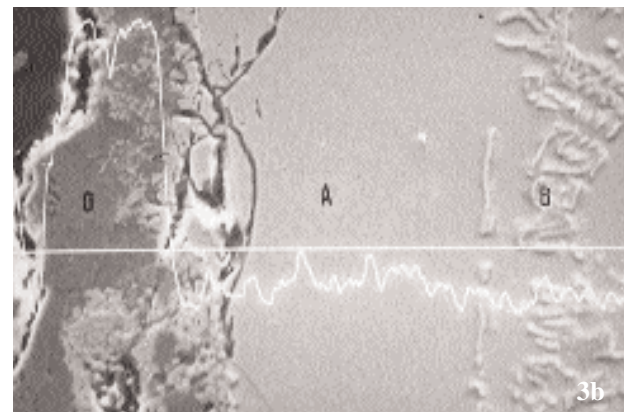
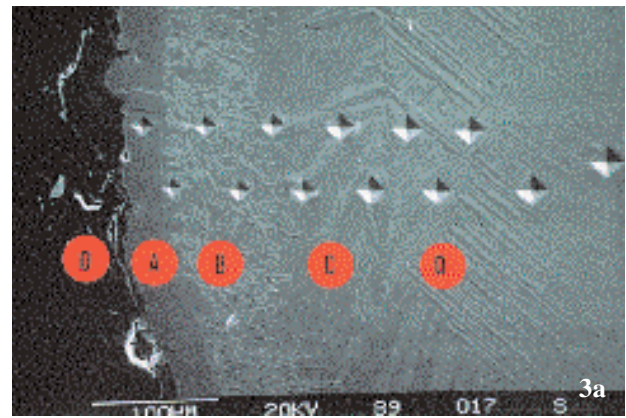


Abb. 3a und b Die α-case-Schicht ist an der Oberfläche des Titan-gussstückes zwischen A und C sichtbar.

a) Die Vickers-Härte nimmt von A nach C ab und bleibt bei D dann konstant. Vergrößerung: 200× b) Veränderte Oberflächenschicht mit Mikrosondendarstellung von Sauerstoff in der oberflächlichen Begrenzung der α-case-Schicht. Vergrößerung: 1500×. O = Oberfläche mit massiven Einschlüssen aus der Einbettmasse (Si, Mg und D) A = Äusserer Teil der α-case-Schicht mit einer leichten Verunreinigung B = Innerer Teil mit stärkerer Verunreinigung (Si, Al und P) C = Übergang zum Normalgefüge D = Sauberes Gussgefüge

Fig. 3a et b La couche α-case est visible entre A et C à la surface de la pièce coulée en titane.

a) La dureté Vickers diminue de A à C puis reste constante vers D. Grossissement: 200× b) Modifications de la couche superficielle avec diagramme des mesures de l'oxygène effectuées par microsondes dans la limite superficielle de la couche α-case. Grossissement: 1500× O = surface avec inclusions massives dans le revêtement (Si, Mg et D) A = Partie externe de la couche α-case avec légères impuretés B = Partie interne avec plus grosses impuretés (Si, Al et P) C = Transition vers une structure normale D = Structure de coulée impeccable

einer minimalsten Löslichkeit (10^{-12} molar) und geringster Korrosionsrate die Spitzenposition der biologischen Verträglichkeit einzunehmen (WIRZ & STEINEMANN 1987; WIRZ & BISCHOFF 1997), (Abb. 1).

Spezielle elektrochemische und mechanische Oberflächenvergrößerungen, nämlich die Ti-Plasma-Beschichtung (Abb. 2) oder Aufrauungen, bewirken, dass das Knochengewebe auf die Titanoxid-Oberfläche aufwachsen kann. Es kommt zu einer chemischen Verbindung, die man ankylotische Versteifung (SCHROEDER 1976) oder Osteointegration (BRÅNEMARK 1986) nennt. Dieses Zusammengehen von Knochen und vergrößerter Titanoberfläche gilt heute als die Basis der Biokompatibilität und somit des klinischen Erfolges mit Ti-Implantaten (STEINEMANN & PERREN 1985; SCHROEDER et al. 1988; WIRZ & BISCHOFF 1997).

Von Titan, das sich bioinert verhält, sind weltweit keine wissenschaftlich abgestützten Literaturhinweise auf Allergenität oder sonstige Unverträglichkeit bekannt.



Abb. 4 Metallographisches Schliffbild eines modernen Titangusses. Geätzt. Durch Gussoptimierung und modernste Einbettmassen ist die α -case-Schicht kaum mehr vorhanden. Vergrößerung: 50 \times

Abb. 5a und b Titan-Brückengerüste

a) Die perfekte Passgenauigkeit hält einem Vergleich mit hochgoldhaltigen Edelmetall-Legierungen stand. b) Die Röntgenkontrolle belegt die homogene, einschussfreie Gussqualität.



Fig. 4 Image métallographique d'une coulée moderne de titane (obtenue par usure et mordantage). Grâce à l'optimisation de la coulée et l'emploi de revêtements modernes, la couche α -case n'est presque plus observable. Grossissement: 50 \times

Fig. 5a et b Armatures de bridges en titane

a) L'adaptation parfaitement précise soutient la comparaison avec une coulée en alliage noble à haute teneur en or. b) Le contrôle radiographique montre la qualité de la coulée, homogène et sans inclusions.

Titan-Guss

Lange Zeit ist es nicht oder nur mangelhaft gelungen, Titan über die Warmumformung zu individuellen Werkstücken zu verarbeiten. Bedingt durch seinen hohen Schmelzpunkt (1668 °C) kamen deshalb in der Zahnmedizin vorerst nur konfektionierte, kaltverformte Werkstücke (Implantate, Schrauben, Stifte u.a.) aus Titan zum Einsatz. Die Warmverformung über den zahnärztlichen Expansionsguss scheiterte lange Zeit an der Bildung einer unerwünschten oberflächlichen Reaktionszone (genannt α -case-Schicht) von bis zu 200 Mikron und mehr Dicke, die sich durch überhohe Härte, Sprödigkeit, Inhomogenität mit Einschlüssen aus der Einbettmasse und Mikrorissen ausweist und somit unbrauchbar ist (WIRZ 1993a; WIRZ & BISCHOFF 1997), (Abb. 3).

Trotz diesen Schwächen wurde der Titan-Guss vor geraumer Zeit voreilig und zu wenig erprobt in die Praxis eingeführt. Somit kam auch der Werkstoff Titan in ein schie-

fes Licht, da sich mit ihm keine, mit dem seit Jahrzehnten bewährten Edelmetallguss vergleichbaren Werkstücke erzielen liessen. Zahlreiche zukunftsorientierte Anwender haben damals resigniert oder haben versucht, mit neuen Technologien wie CAD/CAM, DCS, Funkenerosion u.a. in die Lücke des insuffizienten Titangusses zu springen. Leider war bei all diesen kaltumformenden Systemen weder die gewünschte Präzision noch das Kosten/Nutzen-Verhältnis in vernünftige Bahnen zu lenken, weshalb sie den Durchbruch bis heute nicht geschafft haben. Doch hat der Titanguss in jüngster Vergangenheit eine unerwartete Renaissance erfahren, indem es in ganz kurzer Zeit, fast revolutionsartig gelungen ist, die Hauptprobleme der zahnärztlichen Titantechnologie zu lösen und somit den biologisch einzigartigen Werkstoff Titan für die Zahnmedizin vollumfänglich nutzbar zu machen. Man spricht von einem eigentlichen Quantensprung in der Prothetik.

Mit modernen Einbettmassen und optimierten Guss-Systemen hat der zahnärztliche Titanguss kürzlich seinen Durchbruch erzielt. Es lassen sich heute im Expansionsguss Titan-Werkstücke herstellen, die in ihrer Präzision und Gefügereinheit denjenigen in hochgoldhaltigen Edelmetall-Legierungen kaum hintanstehen (WIRZ et al. 1994a, b). Die berüchtigte α -case-Schicht wird auf ein

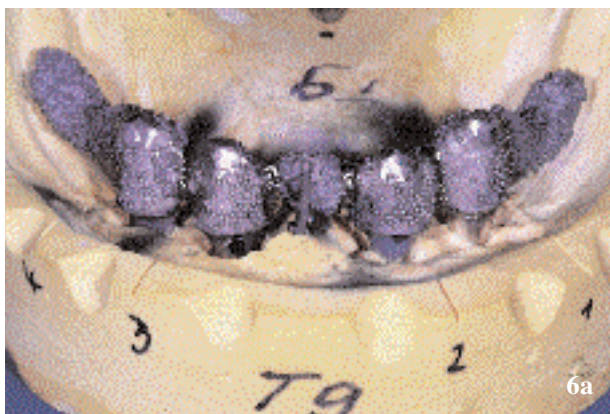


Abb. 6a bis c Brückenteleskopgerüst auf 4 Implantaten. Einzelteile in Titan gegossen und mit dem Laser lotfrei gefügt.

a) Gefügtes Gerüst auf dem Modell b) Röntgenkontrolle der Einzelteile c) Röntgenkontrolle der Laser-Schweissnähte

Fig. 6a à c Armature de bridge télescopique sur 4 implants composée d'éléments coulés individuellement en titane, et assemblés ensuite au laser sans apport de soudure.

a) Armature assemblée sur modèle b) Contrôle radiographique des couronnes individuelles c) Contrôle radiographique des points d'assemblage au laser





Abb. 7a und b Titanpolitur im Vergleich mit Goldpolitur
a) Okklusionsfläche einer Goldkrone b) Titankrone

Fig. 7a et b Polissage du titane comparé à celui de l'or
a) Surface occlusale d'une couronne en or b) Couronne en titane

Minimum reduziert und kann mit mechanischen chemischen und/oder elektrochemischen Verfahren bearbeitet und entfernt werden (Abb. 4 und 5). Titan und seine Legierungen zu löten oder mit andern Legierungstypen zu fügen, ist äusserst schwierig und aufwendig. Doch ist auch da kürzlich mit dem für alle Dentallegierungen einsetzbaren Dental-Laser eine wichtige Lücke geschlossen worden. Das Laser-Schweissen von Titan wird zur Fügetechnik mit korrosionsstabilen, biokompatiblen Verbindungen ohne Fremdmaterial (WIRZ et al. 1994c), (Abb. 6).

Oberflächenbearbeitung

Den in Titan gegossenen Werkstücken wird von Skeptikern und «Titangegnern» (aus dem Bereiche der Edelmetallbranche) immer wieder vorgeworfen, dass ihre Ober-



Abb. 8 2 keramikverblendete Oberkiefer-Titanbrücken für Implantatversorgung

Fig. 8 2 ponts céramo-métalliques en titane sur implants



9a



9b



9c



9d

Abb. 9 Kunststoffverblendete Titanbrücke (aus Abb. 5)

Fig. 9 Différentes vues en bouche de bridges en titane avec incrustations vestibulaires en résine (suite de la fig. 5)

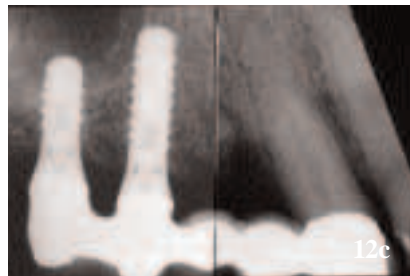
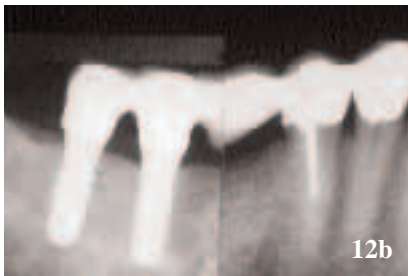
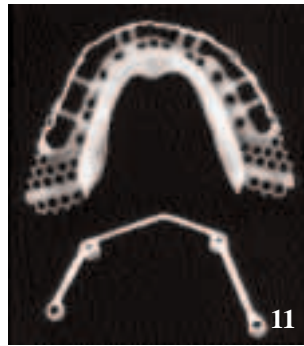
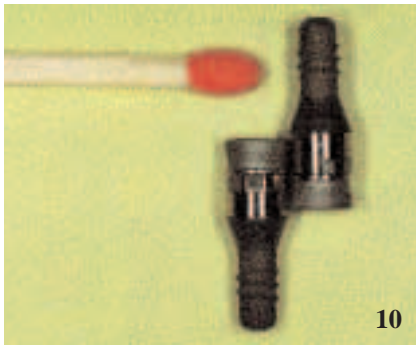


Abb. 10 ITI-Schraubenimplantate mit aufgeschraubten Magnet-Sekundärteilen und Prothesenmagneten. Magnetlegierung ist gasdicht von Titan umhüllt.

Abb. 11 Rö-Kontrolle von Titansteg und Prothesenbasis in Einstück-Gussverfahren hergestellt

Fig. 10 Implants à vis ITI avec parties secondaires magnétiques visées et aimant prothétique. L'alliage magnétique est enrobé d'une enveloppe hermétique de titane.

Fig. 11 Contrôle radiographique de la barre en titane, et du châssis prothétique coulé en une pièce

Abb. 12a bis d Nur ein Metall in der Mundhöhle. Titan-Brücken im OK (kunststoffverblendet) und im UK (keramikverblendet).

a) UK-Titangerüst bei der Einprobe b) Gemischt implantat-parodontalgetragene UK-Brücke. Implantate, Wurzelstift und Brückengerüst in Reintitan c) OK-Brückengerüst in Titan, kunststoffverblendet d) Die eingegliederten Titanbrücken

Fig. 12a à d Un seul métal dans la cavité buccale. Ponts en titane avec incrustations de résine au maxillaire; et de céramique à la mandibule.

a) Armature mandibulaire en titane lors de l'essayage b) Bridge à support mixte (implanto-dento-porté) à la mandibule. Les implants, les tenons radiculaires et les éléments du pont sont en titane pur. c) Armature du pont maxillaire en titane avec incrustations de résine d) Les bridges en place en bouche

flächen in der Mundhöhle eine vermehrte Zahnstein- und Plaqueablagerung fördern. Dies geschieht aber unter Missachtung der Tatsache, dass in der Vergangenheit für die Politur von gegossenem Reintitan kaum Verarbeitungshinweise und Bearbeitungsmittel existierten. Kürzlich eingeführte, speziell auf die Titanpolitur ausgerichtete Poliersets erlauben es, Titanoberflächen so zu polieren, dass sie einem Vergleich mit Edelmetall-Legierungen mühelos standhalten können (WIRZ et al. 1996c; WIRZ & BISCHOFF 1997), (Abb. 7).

Kunststoff-Titanverbund

Unter Anwendung der tribochemischen Oberflächenbehandlung (Rocatec) oder anderen modernen Silanisierverfahren (Kevloc, Zeta u.a.) lassen sich auch Kunststoffe, ob für Kronen- und Brücken-Verblendungen, Prothesenbasen oder KO-Geräte problemlos chemisch mit der Titanoberfläche dauerhaft und mundbeständig verbinden (WIRZ et al. 1996d).

Keramikverblendung

Für den Keramik-Metall-Verbund sind spezielle niedrig schmelzende Dental-Keramik-Massen notwendig geworden. Werden zu verblendende Ti-Werkstücke während der Keramikverblendung über die kritische Temperatur von 882 °C erwärmt, so wandelt sich das stabile kristalline α -Gefüge des Titans zum qualitätsvermindernden und somit unbrauchbaren β -Gefüge. Neue Keramikmassen für den Porzellan-Titan-Verbund sind bereits im Handel verfügbar, klinische Langzeitresultate sind damit allerdings noch kaum vorhanden. Die aktuellen Resultate stimmen aber zuversichtlich (WIRZ & BISCHOFF 1997), (Abb. 9).

Klinischer Einsatz

Heute hat die Titantechnologie zur Herstellung zahnärztlicher Restaurationen die Edelmetall-Technologie mit Sicherheit eingeholt und in bezug auf das Indikationsspektrum, insbesondere in Kombination mit der Implantatprothetik, bereits überholt (WIRZ 1992; WIRZ 1993a; WIRZ & BISCHOFF 1997), (Tab. I).

Die erstrebte Einheit mit nur einem Metall bzw. einer Legierung in der Mundhöhle zu restaurieren, ist heute sowohl in der Hybridprothetik (mit Stegen, Teleskopen, Kugelhälsen und titanumhüllten Magneten) wie auch in der festsitzenden und abnehmbaren implantatgetragenen

Tab. I Indikationsspektrum der drei biokompatiblen Legierungstypen

| Anwendungen | Titan | Au-Leg. | Co/Cr-Leg. |
|--------------------------|-------|---------|------------|
| Gussfüllungen | + | ++ | - |
| Kronen | + | ++ | + |
| Brücken VMK | ++ | ++ | ++ |
| Brücken, KST-Verblendung | ++ | + | ++ |
| Klebebrücken | ++ | - | ++ |
| Adhäsivelemente | ++ | - | ++ |
| Prothesengerüste | ++ | + | ++ |
| Konstruktionselemente | ++ | ++ | + |
| KO-Elemente | + | - | ++ |
| Stifte/Schrauben | ++ | ++ | ++ |
| Implantate | +++ | - | + |
| Beurteilung | 20 | 12 | 17 |

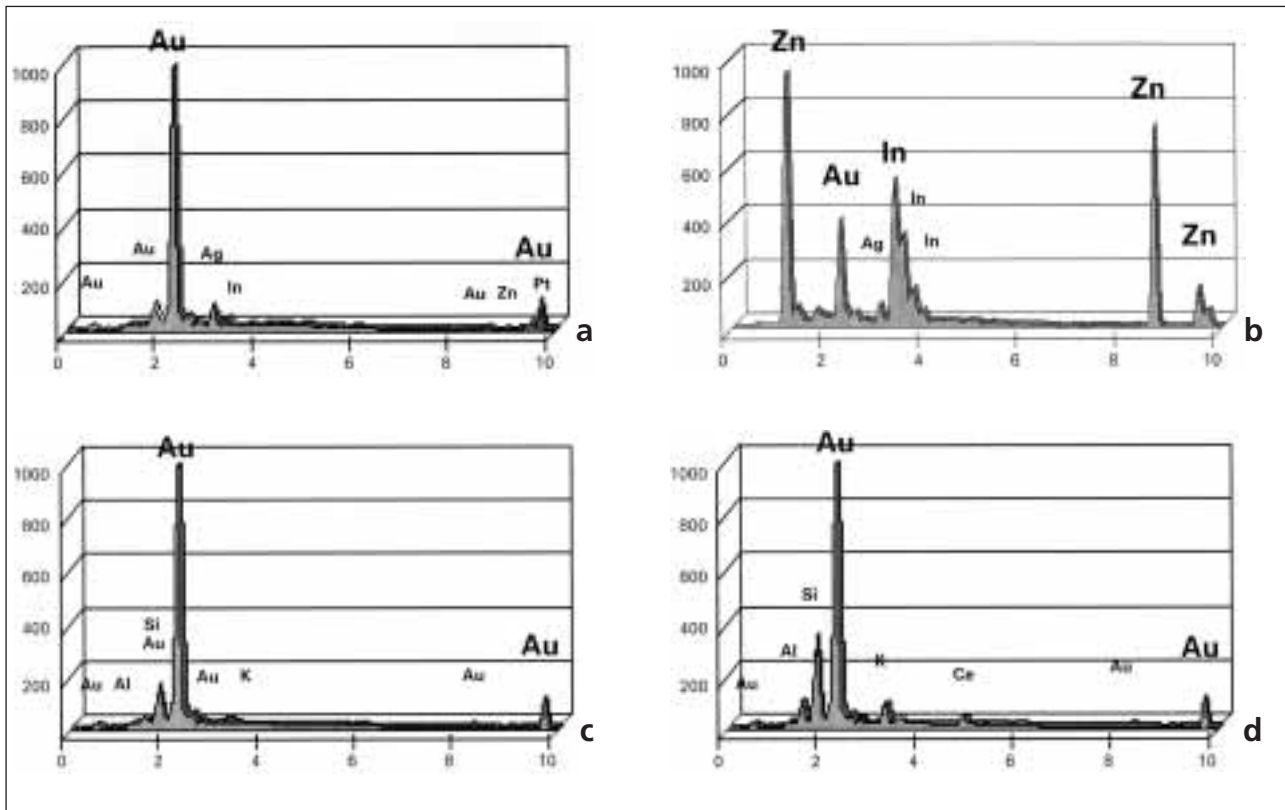
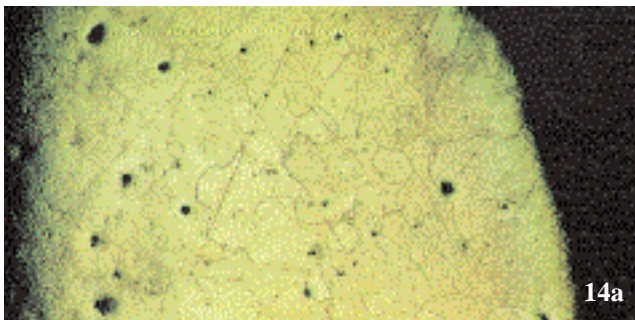
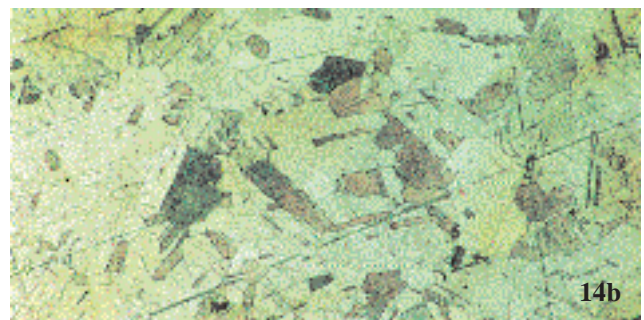


Abb. 13a bis d EDX-Analysen von Oberflächen:
 a) Aufbrennlegierung vor dem Oxidbrand b) Aufbrennlegierung nach dem Oxidbrand, Zink und Indium als Oxidbildner treten gegenüber dem Gold besonders hervor und bilden eine korrosionsanfällige Schicht. c) Galvanobasis vor dem Brand mit über 99,9 Gew-% Au d) Der Keramikbinder reduziert den Au-Anteil an der Oberfläche kaum.

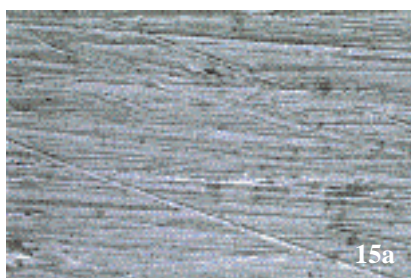
Fig. 13a à d Analyses EDX des surfaces:
 a) Alliage précieux pour céramo-métallique avant cuisson d'oxydation b) Alliage précieux pour céramo-métallique après cuisson d'oxydation: contrairement à l'or, le zinc et l'indium, générateurs d'oxydes, ressortent pour former une couche particulièrement sensible à la corrosion. c) Armature galvanique avant cuisson montrant plus de 99,9% en poids d'or. d) le liant pour céramique diminue à peine la proportion d'or en surface.



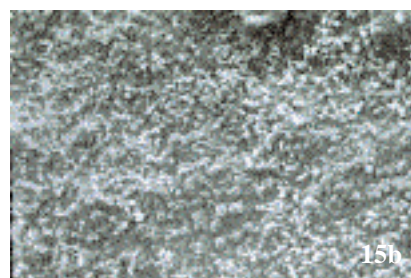
14a



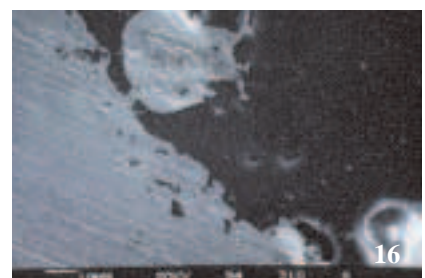
14b



15a



15b



16

Abb. 14a und b Metallographische Schliffbilder, geätzt, von Kronengerüsten. Lichtmikroskop, Vergrößerung: 100×
 a) Gegossene Goldkrone aus 18karätigem Gold. Gusslunker und Einschlüsse sind sichtbar. b) Galvanokrone. Homogenes, lunkerfreies Metallgefüge

Fig. 14a et b Image métallographique par usure et mordantage d'une armature de couronne. Microscope optique, grossissement: 100×
 a) Couronne coulée en or à 18 carats. Vacoles et inclusions sont visibles. b) Couronne galvanique. Structure métallique homogène sans vacuoles

Abb. 15a und b Oberfläche einer konventionellen, hochgoldhaltigen Aufbrennlegierung
 a) Vor dem Oxidbrand. REM, Vergrößerung: 800× b) Nach dem Oxidbrand. REM, Vergrößerung: 800×

Fig. 15a et b Surfaces d'un alliage précieux conventionnel pour technique céramo-métallique, à haute teneur en or.
 a) Avant cuisson d'oxydation. MEB, grossissement: 800× b) Après cuisson d'oxydation. MEB, grossissement: 800×

Abb. 16 Inniger mechanisch/adhäsiver Verbund zwischen Feingold (helle Farbe) und der Keramikmasse im REM. Vergrößerung: 900×

Fig. 16 Liaison intime, mécanique et adhésive, entre l'or fin (de couleur claire) et la masse céramique au MEB. Grossissement: 900×

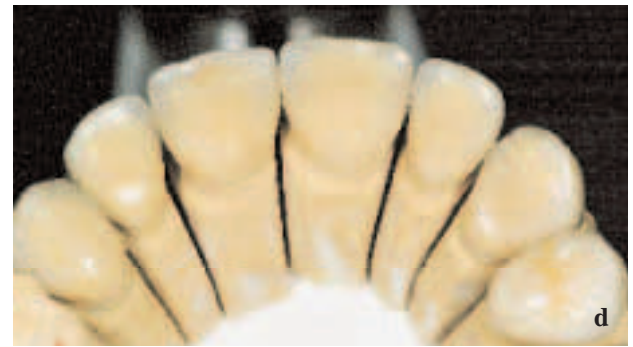
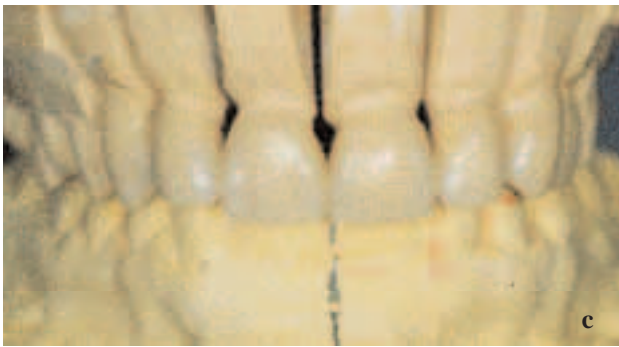


Abb. 17a bis f Einzel-Galvanokronen im Frontzahnbereich
 a) Ausgangslage b) Einprobe der Galvanohütchen am Patienten
 c) Die aufbrennkeramischen Galvanokronen auf dem Modell; Aufnahme von buccal d) Aufnahme von lingual e) Die fertigen Galvanokronen vor der Zementierung mit Phosphatzement f) Schlussbild (Mundaufnahme)

Fig. 17a à f Couronnes galvaniques unitaires dans la région antérieure
 a) Situation initiale b) Essayage des capes galvaniques en bouche
 c) Vue vestibulaire des couronnes galvano-céramiques sur modèle, d) Vue linguale e) Couronnes galvano-céramiques terminées, avant scellement au ciment oxyphosphate de zinc f) Situation finale en bouche

Kronen/ Brücken-Prothetik mühelos zu erreichen. Klinische Beispiele aus einer grossen, noch nicht abgeschlossenen Titanstudie lassen diese Fortschritte belegen (WIRZ & BISCHOFF 1997), (Abb. 10 bis 12).

Galvanoforming

Galvano-Technologie

In Anbetracht der heutigen Legierungsvielfalt und der damit verbundenen Unverträglichkeitserscheinungen kommt der neuen Technologie des Galvanoforming eine zentrale Bedeutung zu. Damit stehen Therapiemittel zur Verfügung, die unter Berücksichtigung der ästhetischen und biologischen Anforderungen sich auch über eine vorteilhafte Langzeitprognose ausweisen (DIEDRICHS & ROSENHAIN 1995; Wirz et al. 1995). Hohe Biokompatibilität, Passgenauigkeit, Pulpaschonung, Zementierbarkeit, Ästhetik sowie vernünftige Herstellungskosten zählen zu den wichtigsten Vorteilen der Galvano-Werkstücke (WIRZ & JÄGER 1996; WIRZ et al. 1996a).

Die Herstellung von Galvanorestaurationen im Labor erfolgt mit einfachen Geräten. Die Goldkappen oder Fül-

lungsinnenflächen werden innerhalb von 10–12 Stunden durch den Galvanisierungsprozess in eine Dicke von 0,2 bis 0,4 mm (je nach gewünschter Stabilität) aufgetragen. Diese Gerüste mit einer VH von 150 (nach dem Brand ca. 50) bestehen aus 99,9% Feingold erweisen sich gegenüber gegossenen Edelmetall-Legierungen als homogen und lunkerfrei und benötigen für den Keramikverbund keine biologisch fragwürdigen, unedlen Haftoxidbildner (WIRZ 1993a; WIRZ et al. 1994d), (Abb. 13 bis 15). Für den Keramikbrand eignen sich alle handelsüblichen Keramikmassen. Die Verbindung zwischen Keramik und Feingold kommt zur Hauptsache durch spaltfreie Adhäsion zu Stande (WIRZ et al. 1995) (Abb. 16).

Klinische Anwendung

Einzelkronen

Die Abbildungen 17 und 18 zeigen die kronenprothetische Versorgung mit Galvanokronen. Auch im Seitenzahnbereich können die konventionellen VMK-Kronen nicht nur in ästhetischer, sondern auch in funktioneller Hinsicht die konventionelle VMK-Krone ersetzen.



18a



18b

Abb. 18 a und b Galvanokronen mit Einzelzahnimplantat
a) Vor der Versorgung b) 2 Jahre nach der Versorgung

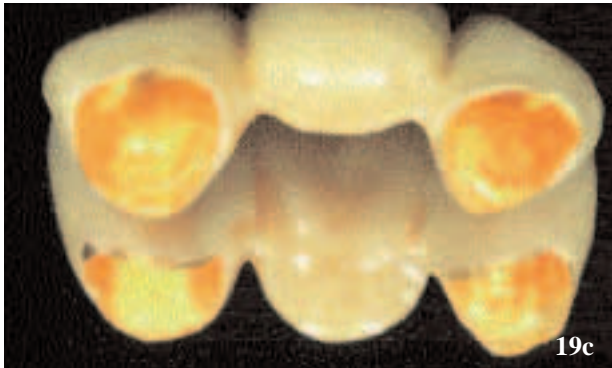
Fig. 18 a et b Couronnes galvano-céramiques avec implant unitaire
a) Avant reconstruction b) 2 ans après



19a



19b



19c



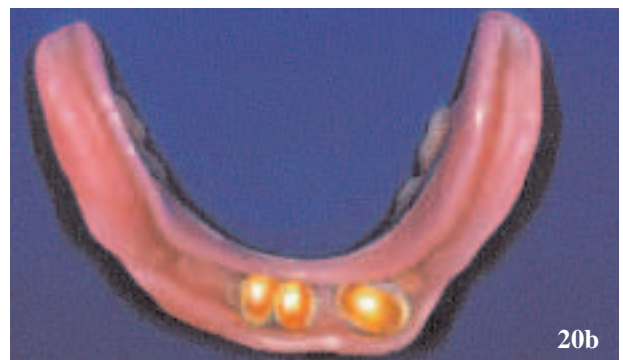
19d

Abb. 19 Kleine Galvanobrücke in der OK-Front

Fig. 19 Petit pont galvanique de la région maxillaire antérieure



20a



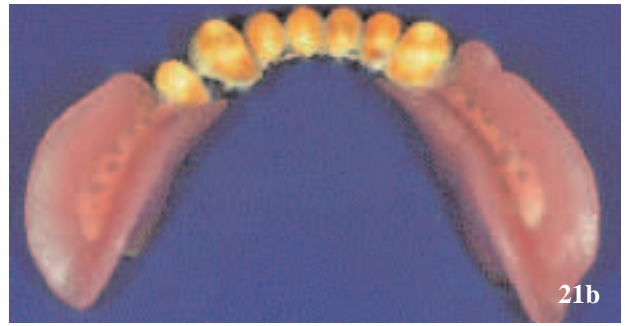
20b

Abb. 20a und b Totale UK-Prothese mit 3 Galvanosekundärteleskopen
a) Primärteleskope in der Mundhöhle eingesetzt b) Prothese mit den Sekundärkronen

Fig. 20 a et b Prothèse totale mandibulaire avec 3 couronnes télescopiques à parties secondaires galvanisées
a) Couronnes primaires coulées scellées en bouche b) Intrados prothétique avec les couronnes secondaires galvaniques



21a



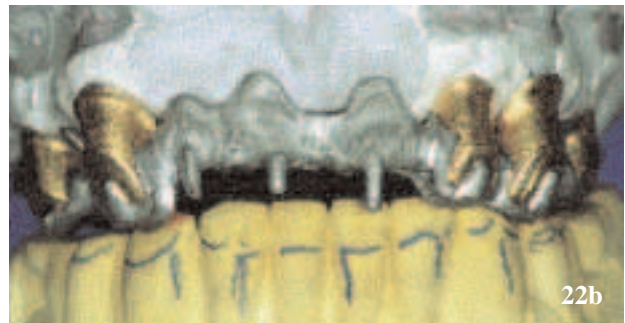
21b

Abb. 21a und b Teleskop-Teilprothese im Unterkiefer mit 7 Galvano-Teleskopen
a) Primärteleskope (gegossen) b) Sekundärteleskope (Galvano)

Fig. 21 a et b Prothèse partielle mandibulaire télescopique sur 7 galvano-télescopes
a) Télescopes primaires coulées b) Télescopes secondaires galvaniques



22a



22b



22c



22d

Abb. 22 Kunststoffverblendete Galvano-Teleskop-Brücke im Oberkiefer

Fig. 22 Pont amovible galvano-télescope maxillaire

- Die Galvanokrone bringt folgende Vorteile:
- Zahnschubstanzschonende Präparation (Pulpafreundlichkeit)
 - Höchste Passgenauigkeit
 - Zementierbarkeit (Phosphatzement)
 - Biokompatibilität (keine toxischen Haftoxide)
 - Ästhetik (goldfarbenes Gerüst)
 - Hoher Keramikanteil
 - Gute Langzeitprognose
 - Herstellungskosten (ca. Fr. 50.- günstiger als konventionelle VMK-Krone)
- Nachteile: keine

Brücken

Kleinere Galvanobrücken sind möglich und klinisch auch verantwortbar. Zur Herstellung der Zwischenglieder werden verschiedene Verfahren empfohlen (BUSCH 1995; GIEZEDANNER 1996; WIRZ et al. 1996b), (Abb. 19). Anstelle von Aufbrennkeramik können Galvanobrückengerüste auch silanisiert und mit modernen Kunststoffen verblendet werden.



Abb. 23 Galvano-inlay. Goldrändchen beeinträchtigt die Ästhetik.
Fig. 23 Inlay galvanique. Le petit liseré d'or périphérique compromet l'esthétique.

Teleskopbrücken – Prothesen

Bei Teleskoparbeiten sind in der Regel die Primärteleskope gegossene Goldkappen, während die galvanisch hergestellten Sekundärteleskope ohne zusätzlichen mechanischen Retentionen nach Silanisierung mit der Kunststoffprothesenbasis chemisch verbunden oder mit einem Metallgerüst verklebt oder verlasert werden können (BUSCH 1995; WIRZ et al. 1996b), (Abb. 20 bis 22).

Galvanoinlay

Galvanoinlays und -onlays in Molaren und Prämolaren zeichnen sich durch eine perfekte Passgenauigkeit aus; sie können deshalb spaltfrei mit Zink-Phosphat-Zement befestigt werden. Als Nachteil oder, weniger kritisch gesehen, als Schönheitsfehler muss das zirkuläre Goldrändchen beurteilt werden (Abb. 23). Allerdings darf erwartet werden, dass sich dadurch der Füllungsspalt – im Gegensatz zur Keramikfüllung, die mit Composit geklebt wird – auch nach Jahren der Beanspruchung in der Mundhöhle kaum verändert (WIRZ & JÄGER 1996).

Literatur

- BRÅNEMARK P I, HANSSON B, ADELL R, BREINE U, LINDSTRÖM J, HOLLEN O U, ÖHMAN A: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw? Almquist u. Wiksell, Stockholm (1977)
- BUSCH M: Implantatprothetik. In: Bückung W. (Eds.). Verlag Neuer Merkur, München (1995)
- DIEDRICHS G, ROSENHAIN P: Galvanoforming – Bio-Ästhetik in der restaurativen Zahnmedizin. Verlag Neuer Merkur, München (1995)
- GIEZEDANNER P: Galvanoforming für Brückenkonstruktionen. Quintessenz Zahntech 22: 1415–1441 (1996)
- SCHROEDER A, SUTTER F, KREKELER G: Orale Implantologie. Thieme Verlag Stuttgart, New York (1988)
- STEINEMANN S G, PERREN S M: Titanlegierungen für Implantate – physikochemische Prinzipien. Deutscher Verband für Materialprüfung, Berlin (1985)
- WIRZ J: Titan und seine Legierungen – ein Ersatz für Gold? Phillip J 6: 289–290 (1992)
- WIRZ J: Klinische Material- und Werkstoffkunde. Quintessenzverlag, Berlin (1993a)
- WIRZ J: Schädigung des Parodontes durch zahnärztliche Werkstoffe. Zahnärztl Welt 102: 146–162 (1993b)
- WIRZ J, STEINEMANN S: Korrosionsvorgänge in der Mundhöhle. Phillip J 4: 81–85 (1987)
- WIRZ J, JÄGER K, GRANDE V: Kronen und Brücken mit Titangerüsten. Quintessenz 45: 849–860 (1994a)
- WIRZ J, GRANDE V, JÄGER K: Einsatz von Titan in der implantatunterstützten Teilprothetik. Quintessenz 45: 979–989 (1994b)
- WIRZ J, SCHMIDLI F, MEDER M: Laserschweissen von Titan. Quintessenz 45, 1571–1581 (1994c)
- WIRZ J, SCHMIDLI F, FÖRSTER F W: Haftoxide. Quintessenz 45: 1279–1290 (1994d)
- WIRZ J, JÄGER K, SCHMIDLI F: Galvanoforming – Zahnersatz mit hoher Biokompatibilität. Quintessenz 46: 539–547 (1995)
- WIRZ J, JÄGER K, SCHMIDLI F: Moderne Galvanotechnologie. Schweiz Monatsschr Zahnmed 106: 643–651 (1996a)
- WIRZ J, JÄGER K, SCHMIDLI F: Teleskopierende Galvanokronen. Quintessenz 47: 385–396 (1996b)
- WIRZ J, SCHMIDLI F, MEDER M: Titanpolitur. Quintessenz 47: 523–532 (1996c)
- WIRZ J, SCHMIDLI F, MIGNAVAL A: Neue Kunststoff-Metall-Verbundsysteme und ihre legierungsabhängige Haftqualität. Quintessenz 47: 1231–1240 (1996d)
- WIRZ J, JÄGER K: Zementierbare Einlagefüllungen. Quintessenz 47: 1565–1577 (1996e)
- WIRZ J, BISCHOFF H (Hrsg.): Titan in der Zahnmedizin. Quintessenzverlag, Berlin (1997)