

Impianti

Gli impianti sono prodotti in titanio di Gr. 4, conforme alle norme armonizzate. L'allergia al titanio è un evento raro, ma possibile. Per cui è comunque sempre necessario verificare preventivamente con i pazienti che non presentino allergie di questo tipo.

Di seguito riportiamo le caratteristiche del titanio Gr. 4 utilizzato.

Titanio Gr. 4 (Cold worked)*

composizione chimica	valori massimi ammessi (%)	tolleranza
azoto	0.05	+/- 0.02
carbonio	0.10	+/- 0.02
idrogeno	0.015	+/- 0.002
ferro	0.25	+/- 0.10 (%<0.25) +/- 0.15 (%>0.25)
ossigeno	0.20	+/- 0.02 (%<0.20) +/- 0.03 (%>0.20)
titanio	a bilancio	-

* Queste informazioni tecniche fanno fede a quanto espressamente specificato nelle normative vigenti per l'utilizzo del titanio Gr. 4 in implantologia:

- ASTM F67 edizione corrente
- ISO 5832-2 edizione corrente

Strumentazione chirurgica

La strumentazione chirurgica è prodotta in funzione del tipo di componente, in:

- Titanio Gr.5
- Acciaio 1.4197
- Acciaio 1.4542
- Acciaio 1.4305 (AISI 630)
- Acciaio 1.4108 (AISI 303)
- Acciaio 1.4108
- Acciaio 1.4112

Si raccomanda di verificare con i pazienti l'eventuale allergia alle materie prime.

Componenti protesiche

Titanio Gr. 2*

composizione chimica	valori massimi ammessi (%)	tolleranza
azoto	0.03	+/- 0.02
carbonio	0.08	+/- 0.02
idrogeno	0.015	+/- 0.002
ferro	0.30	+/- 0.10 (%<0.25) +/- 0.15 (%>0.25)
ossigeno	0.25	+/- 0.02 (%<0.20) +/- 0.03 (%>0.20)
titanio	a bilancio	-

* Queste informazioni tecniche fanno fede a quanto espressamente specificato nelle normative vigenti per l'utilizzo del titanio Gr. 2 in implantologia:

- ASTM F67 edizione corrente
- ISO 5832-2 edizione corrente

Titanio Gr. 5*

composizione chimica	valori massimi ammessi (%)	tolleranza
azoto	0.05	+/- 0.02
carbonio	0.08	+/- 0.02
idrogeno	0.012	+/- 0.002
ferro	0.25	+/- 0.10
ossigeno	0.13	+/- 0.02
alluminio	5.5÷6.5	+/- 0.40
vanadio	3.5÷4.5	+/- 0.15
titanio	a bilancio	-

* Queste informazioni tecniche fanno fede a quanto espressamente specificato nelle normative vigenti per l'utilizzo del titanio Gr. 5 in implantologia:

- ASTM F136 edizione corrente
- ISO 5832-3 edizione corrente

Resina REEF

resina Reef	
descrizione	materiale acrilico resistente alla colonizzazione batterica
colore	bianco traslucido
proprietà fisiche e meccaniche	
durezza (ASTMD92/ISO 6507)	17.5 +/- 0.5 Vickers
resistenza a trazione	28.3 +/- 3.8 Mpa
resistenza alla compressione (ASTM D3410)	404.2 +/- 22 Mpa
resistenza alla flessione (ASTM D790M)	67.5 +/- 15.3 Mpa

PEEK

PEEK	
denominazione chimica	polietereterchetone
colore	bianco crema opaco
proprietà fisiche e meccaniche	
densità	1.4 g/cm ³
modulo di elasticità alla trazione (DIN EN ISO 527-2)	4700 MPa
tensione di snervamento (DIN EN ISO 527-2)	117 MPa
allungamento a snervamento (DIN EN ISO 527-2)	5 %
allungamento a rottura (DIN EN ISO 527-2)	11 %
resistenza a flessione (DIN EN ISO 178)	177 MPa
modulo di elasticità alla flessione (DIN EN ISO 178)	4400 MPa
modulo di compressibilità (EN ISO 604)	3500 MPa
proprietà termiche	
temperatura di trasformazione vetrosa	150 °C
temperatura massima di esercizio a breve termine	300 °C
temperatura massima di esercizio a lungo termine	260 °C
proprietà chimiche	
assorbimento d'acqua a 23° in 24/96 h (DIN EN ISO 62)	0.02/0.03%

PMMA

PMMA	
denominazione chimica	polimetilmetacrilato
colore	trasparente
proprietà fisiche e meccaniche	
densità	1.19 g/cm ³
tensione di snervamento (DIN EN ISO 527-2)	80 MPa
allungamento alla rottura (DIN EN ISO 527-2)	5.5 %
modulo di elasticità alla trazione (DIN EN ISO 527-2)	3300 MPa
durezza alla penetrazione della sfera (ISO 2039-1)	175 MPa
resistenza all'urto (Charpy) (DIN EN ISO 179-1eU)	15 kJ/m ²
proprietà termiche	
temperatura massima di esercizio a lungo termine	80 °C
temperatura massima di esercizio a breve termine	85 °C
coefficiente di espansione termica lineare (0-50 °C, long) (DIN 53752-A)	7x10 ⁻⁵ 1/K
conduttività termica (DIN 52612)	0.19 W/(K*m)
Heat Deflection Temperature (HDT-B) a 0.46 MPa (DIN ISO 75)	113 °C
Heat Deflection Temperature (HDT-A) a 1.80 MPa (DIN ISO 75)	105 °C

POM

POM	
denominazione chimica	poliossimetilene (copolimero)
colore	bianco opaco
proprietà fisiche e meccaniche	
densità	1.41 g/cm ³
tensione di snervamento (DIN EN ISO 527-2)	67 MPa
allungamento alla rottura (DIN EN ISO 527-2)	32%
modulo di elasticità alla trazione (DIN EN ISO 527-2)	2800 MPa
durezza alla penetrazione della sfera (ISO 2039-1)	165 MPa
resistenza all'urto (Charpy) (DIN EN ISO 179-1eU)	Non rotto
proprietà termiche	
temperatura di fusione (DIN 53765)	166 °C
temperatura massima di esercizio a lungo termine	100 °C
temperatura massima di esercizio a breve termine	140 °C
capacità termica specifica	1,4 J/(g*K)
espansione termica (CLTE) 23°C-60°C (DIN EN ISO 11359-1;2)	13x10 ⁻⁵ 1/K
espansione termica (CLTE) 23°C-100°C (DIN EN ISO 11359-1;2)	14x10 ⁻⁵ 1/K
proprietà chimiche	
assorbimento d'acqua a 23° in 24/96 h (DIN EN ISO 62)	0.05/0.1%

Lega aurea

lega aurea	Pilastri calcinabili con base preformata in lega aurea	Cappetta in lega aurea CAP-1	Cavaliere per barre tonde CAV-375
colore	bianco	giallo	giallo

composizione	% di riferimento		
Au	60 %	> 68.60 %	70 %
Pt	24 %	2.45 %	8.5 %
Pd	15 %	3.95 %	-
Ir	1 %	0.05 %	0.10 %
Ag	-	11.85 %	13.40 %
Cu	-	10.60 %	7.50 %
Zn	-	2.50 %	0.50 %
Au+metalli gruppo Pt	-	75.35 %	-
Ru	-	-	-

proprietà fisiche e meccaniche			
densità	18.1 g/cm³	15.0 g/cm³	15.7 g/m²
intervallo di fusione	1400 ÷ 1460 °C	880 ÷ 940 °C	895 ÷ 1010 °C
modulo di elasticità alla trazione	115 GPa	97 GPa	100 GPa
durezza Vickers HV5 (gold alloy 2)	160 (ricotto) 250 (temperato) 220 (dopo deformazione) 240 (dopo la fusione)	> 240	170 (ricotto) 295 (dopo deformazione)
limite di elasticità	400 MPa (ricotto) 700 (dopo deformazione) 800 (dopo fusione)	> 710 MPa	380 MPa (ricotto) 730 (dopo deformazione)
allungamento	20 % (ricotto) 15 % (dopo deformazione) 1 % (dopo la cottura)	> 4 %	37 % (ricotto) 13 % (dopo deformazione)

Lega cromo cobalto*

composizione chimica	valori massimi ammessi (%)
C	0.14
Mn	1.00
Cr	26.00 ÷ 30.00
Ni	1.00
Mo	5.00 ÷ 7.00
N	0.25
Fe	0.75
Co	a bilancio

proprietà fisiche e meccaniche	valori massimi ammessi (%)
densità	8.27 g/cm ³
modulo di elasticità alla trazione	241 GPa
tensione di snervamento (0.2%)	585 MPa
tensione a rottura	1035 MPa
allungamento allo snervamento	25 %
riduzione della sezione	23 %
durezza	30 HTc

proprietà termiche	
intervallo di fusione	1400 ÷ 1450 °C
coefficiente di espansione termica a 500 °C	14.15
coefficiente di espansione termica a 600 °C	14.47
conducibilità termica a 600 °C	25.76W/mK

* Queste informazioni tecniche fanno fede a quanto espressamente specificato nelle normative vigenti per l'utilizzo del cromo cobalto in implantologia:

- ISO 5832-12 edizione corrente
- ISO 22674 edizione corrente

Consigli per la sovrafusione con leghe vili

A cura dell'Odt. Loris Zamuner

La fusione con leghe vili, meno predicibile rispetto a quella con leghe nobili, aumenta la difficoltà di mantenere la precisione a livello della connessione protesica perché oltre ai fattori di intimo contatto tra le leghe e resistenza meccanica subentrano anche problematiche di fenomeni corrosivi, ben noti agli odontotecnici.

Poiché queste leghe durante il loro riscaldamento si ossidano, è necessario avere ulteriori accorgimenti durante la preparazione dei modellati, durante la procedura di messa in rivestimento e fusione per evitare complicate non solo di tipo meccanico, ma anche biologico (es. tatuaggi gengivali, ossia macchie nerastre dovute all'ossido-riduzione dei metalli della protesi, che sono molto difficili da trattare e rimuovere).

A tale proposito riportiamo alcuni consigli che, pur non eliminando completamente le problematiche sopra citate, possono essere d'aiuto al laboratorio per un corretto utilizzo dei pilastri calcinabili con base in cromo-cobalto:

- Rimuovere la cannula calcinabile dalla base e sigillare con della cera o della resina calcinabile lo spazio interstiziale, in modo da evitare la formazione di eventuali fessure.
- Stendere sulla superficie metallica uno strato di soluzione disossidante (es. flux) prima di riposizionare e fissare la cannula calcinabile: questa procedura può ridurre la quantità di ossidi che si formano durante il riscaldamento della lega.
- La modellazione deve delimitare in modo ben definito la zona di giunzione cannula calcinabile - base prefabbricata con un bordo di chiusura ben rappresentato al fine di evitare che la lega sovrafusa possa penetrare alla base del pilastro.
- La vernatura per la messa in cilindro deve effettuarsi in una zona con adeguato volume circostante per evitare che durante la fusione la lega iniettata si raffreddi prima di completare il riempimento della forma finale. Non posizionare la spina di fusione in zone sottili per evitare deformazioni causate dal calore della lega fusa.
- L'espansione del rivestimento refrattario da fusione va mantenuta ai valori minimi per evitare che si crei uno spazio tra base metallica e rivestimento, dovuto a una differenza di espansione tra i due strati. Se non c'è un intimo contatto tra rivestimento e base metallica potrebbe infiltrarsi una pellicola sottile di metallo sulla base prefabbricata che, raggiungendo anche la piattaforma di connessione impianto-protesica, influirà sulla precisione con evidenti problematiche di tipo biomeccanico e biologico.
- Il riscaldamento del cilindro deve essere uniforme in tutte le sue parti. Poiché al suo interno sono inglobate le componenti metalliche prefabbricate, che assorbono calore per loro natura, è opportuno mantenere la temperatura finale di riscaldamento per un tempo prolungato e successivamente innalzarla di circa 20 -30°C rispetto alla temperatura consigliata dal produttore della lega.
- Nella scelta della lega da sovrafondere è opportuno valutarne accuratamente la temperatura di fusione rispetto a quella della componente da sovrafondere, che deve essere superiore di circa 80 -100°C per non essere deformata ma per consentire una buona unione tra le due leghe.
- Dopo la fusione lasciare raffreddare lentamente il cilindro per evitare che si formino tensioni tra le due leghe.
- Evitare il contatto tra ceramica e lega base durante la cottura della ceramica stessa perché i differenti coefficienti di espansione termica (CTE) possono creare delle crepe nello strato di rivestimento.
- Dov'è possibile (in zone non estetiche) tenere l'area di interfaccia tra la base prefabbricata e la struttura sovrafusa al di fuori del solco gengivale.
- Nelle protesi avvitata in composito, inglobare la linea di interfaccia tra la base prefabbricata e la struttura sovrafusa all'interno del rivestimento estetico.
- Utilizzare uno stesso tipo di lega per tutta la ricostruzione protesica, al fine di evitare indebolimenti parziali, rotture e scarico scorretto delle forze sugli impianti.

Ricordiamo che questa tecnica è soggetta a problematiche di resistenza meccanica, corrosione e reazioni galvaniche tipiche delle leghe preziose e quindi maggiormente presenti in leghe non nobili.

L'ULTIMA DATA DI REVISIONE DEL PRESENTE DOCUMENTO È GIUGNO 2022.

Composition of the materials

Implants

The implants are made of Gr. 4 commercially pure titanium, in compliance with harmonized standards. Although very rare, titanium allergy is possible. Patients should therefore always be asked whether they have allergies of this type. The characteristics of the Gr. 4 titanium used are listed below.

Grade 4 titanium (Cold worked)*

chemical composition	maximum allowed values (%)	tolerance
nitrogen	0.05	+/- 0.02
carbon	0.10	+/- 0.02
hydrogen	0.015	+/- 0.002
iron	0.25	+/- 0.10 (%<0.25) +/- 0.15 (%>0.25)
oxygen	0.20	+/- 0.02 (%<0.20) +/- 0.03 (%>0.20)
titanium	remainder	-

* This technical information complies with the express specifications of the regulations in force on the use of Gr. 4 titanium in implantology:

- ASTM F67 current edition
- ISO 5832-2 current edition

Surgical instruments

Depending on the type of component, surgical instruments are made of:

- Gr. 5 titanium
- 1.4197 steel
- 1.4542 steel
- 1.4305 (AISI 630) steel
- 1.4108 (AISI 303) steel
- 1.4108 steel
- 1.4112 steel

Patients must be asked if they are allergic to any of the materials used.

Prosthetic components

Gr. 2 titanium*

chemical composition	maximum allowed values (%)	tolerance
nitrogen	0.03	+/- 0.02
carbon	0.08	+/- 0.02
hydrogen	0.015	+/- 0.002
iron	0.30	+/- 0.10 (%<0.25) +/- 0.15 (%>0.25)
oxygen	0.25	+/- 0.02 (%<0.20) +/- 0.03 (%>0.20)
titanium	remainder	-

* This technical information complies with the express specifications of the regulations in force on the use of titanium Gr. 2 in implantology:

- ASTM F67 current edition
- ISO 5832-2 current edition

Gr. 5 titanium*

chemical composition	maximum allowed values (%)	tolerance
nitrogen	0.05	+/- 0.02
carbon	0.08	+/- 0.02
hydrogen	0.012	+/- 0.002
iron	0.25	+/- 0.10
oxygen	0.13	+/- 0.02
aluminium	5.5÷6.5	+/- 0.40
vanadium	3.5÷4.5	+/- 0.15
titanium	remainder	-

* This technical information complies with the express specifications of the regulations in force on the use of Gr. 5 titanium in implantology:

- ASTM F136 current edition
- ISO 5832-3 current edition

REEF resin

REEF resin	
description	acrylic material resistant to bacterial colonization
colour	translucent white
physical and mechanical properties	
hardness (ASTMD92/ISO 6507)	17.5 +/- 0.5 Vickers
tensile strength	28.3 +/- 3.8 Mpa
compressive strength (ASTM D3410)	404.2 +/- 22 Mpa
bending strength (ASTM D790M)	67.5 +/- 15.3 Mpa

PEEK

PEEK	
description	polyether ether ketonee
colour	opaque white cream
physical and mechanical properties	
density	1.4 g/cm ³
modulus of elasticity in tension (DIN EN ISO 527-2)	4700 MPa
yield strength (DIN EN ISO 527-2)	117 MPa
elongation to yield (DIN EN ISO 527-2)	5 %
elongation at break (DIN EN ISO 527-2)	11 %
flexural strength (DIN EN ISO 178)	177 MPa
modulus of flexural elasticity (DIN EN ISO 178)	4400 MPa
modulus of compressibility (EN ISO 604)	3500 MPa
thermal properties	
glass transition temperature	150 °C
maximum temperature for short-term use	300 °C
maximum temperature for continuous use	260 °C
chemical properties	
absorption at 23°C in 24/96 hours (DIN EN ISO 62)	0.02/0.03%

PMMA

PMMA	
chemical designation	polymethylmethacrylate
colour	transparent
physical and mechanical properties	
density	1.19 g/cm ³
yield strength (DIN EN ISO 527-2)	80 MPa
elongation at break (DIN EN ISO 527-2)	5.5 %
modulus of elasticity in tension (DIN EN ISO 527-2)	3300 MPa
hardness ball falling (ISO 2039-1)	175 MPa
impact strength (Charpy) (DIN EN ISO 179-1eU)	15 kJ/m ²
thermal properties	
maximum temperature for continuous use	80 °C
maximum temperature for short-term use	85 °C
coefficient of linear thermal expansion (0-50 °C, long) (DIN 53752-A)	7×10 ⁻⁵ 1/K
thermal conductivity (DIN 52612)	0.19 W/(K*m)
Heat Deflection Temperature (HDT-B) a 0.46 MPa (DIN ISO 75)	113 °C
Heat Deflection Temperature (HDT-A) a 1.80 MPa (DIN ISO 75)	105 °C

POM

POM

chemical designation	polyoxymethylene (copolymer)
----------------------	------------------------------

colour	opaque white
--------	--------------

physical and mechanical properties

density	1.41 g/cm ³
---------	------------------------

yield strength (DIN EN ISO 527-2)	67 MPa
-----------------------------------	--------

elongation at break (DIN EN ISO 527-2)	32%
--	-----

modulus of elasticity in tension (DIN EN ISO 527-2)	2800 MPa
---	----------

hardness ball falling (ISO 2039-1)	165 MPa
------------------------------------	---------

impact strength (Charpy) (DIN EN ISO 179-1eU)	Not broken
---	------------

thermal properties

melting point (DIN 53765)	166 °C
---------------------------	--------

maximum temperature for continuous use	100 °C
--	--------

maximum temperature for short-term use	140 °C
--	--------

specific thermal capacity	1,4 J/(g*K)
---------------------------	-------------

thermal expansion (CLTE) 23°C-60°C (DIN EN ISO 11359-1;2)	13x10 ⁻⁵ 1/K
---	-------------------------

thermal expansion (CLTE) 23°C-100°C (DIN EN ISO 11359-1;2)	14x10 ⁻⁵ 1/K
--	-------------------------

chemical properties

water absorption at 23° in 24/96 h (DIN EN ISO 62)	0.05/0.1%
--	-----------

Gold alloy

Gold alloy	Castable posts with preformed base in gold alloy	Gold lloy Cap CAP-1	Overcasting for round bar CAV-375
colour	white	yellow	yellow

composition	% of reference		
Au	60 %	> 68.60 %	70 %
Pt	24 %	2.45 %	8.5 %
Pd	15 %	3.95 %	-
Ir	1 %	0.05 %	0.10 %
Ag	-	11.85 %	13.40 %
Cu	-	10.60 %	7.50 %
Zn	-	2.50 %	0.50 %
Au+Pt group metals	-	75.35 %	-
Ru	-	-	-

physical and mechanical properties			
density	18.1 g/cm ³	15.0 g/cm ³	15.7 g/m ²
melting range	1400 ÷ 1460 °C	880 ÷ 940 °C	895 ÷ 1010 °C
modulus of elasticity in tension	115 GPa	97 GPa	100 GPa
Vickers hardness HV5 (gold alloy 2)	160 (annealed) 250 (tempered) 220 (after deformation) 240 (after casting)	> 240	170 (annealed) 295 (after deformation)
limit of elasticity	400 MPa (annealed) 700 (after deformation) 800 (after casting)	> 710 MPa	380 MPa (annealed) 730 (after deformation)
elongation	20 % (annealed) 15 % (after deformation) 1 % (after firing)	> 4 %	37 % (annealed) 13 % (after deformation)

Cobalt chrome alloy*

chemical composition	maximum allowed values (%)
C	0.14
Mn	1.00
Cr	26.00 ÷ 30.00
Ni	1.00
Mo	5.00 ÷ 7.00
N	0.25
Fe	0.75
Co	remainder

physical and mechanical properties	maximum allowed values (%)
density	8.27 g/cm ³
modulus of elasticity in tension	241 GPa
yield strength (0.2%)	585 MPa
tensile stress	1035 MPa
elongation at yield	25 %
section reduction	23 %
hardness	30 HTc

thermal properties	
melting range	1400 ÷ 1450 °C
coefficient of thermal expansion at 500 °C	14.15
coefficient of thermal expansion at 600 °C	14.47
thermal conductivity at 600 °C	25.76W/mK

* This technical information complies with what is expressly specified in the regulations in force for the use of cobalt chromium in implantology:

- ISO 5832-12 current edition
- ISO 22674 current edition

Advice for overcasting with base alloys

By Loris Zamuner, dental clinician

Casting with base alloys, which is less predictable than casting with precious alloys, increases the difficulty of maintaining precision at the level of the prosthetic connection, because apart from the factors involving intimate contact between the alloys and mechanical resistance, problems of corrosion may also emerge, as dental technicians are well aware.

As these alloys are oxidized when heated, additional precautions must be adopted when preparing models and during coating and casting procedures, to avoid not only mechanical but also biological complications (e.g. gingival tattoos, namely the blackish marks caused by the redox reaction of prosthesis metals, which are extremely difficult to treat and remove).

With regard to this we would like to offer some advice, which although it may not completely eliminate these problems, may be useful in the laboratory for the correct use of castable posts with a cobalt chrome base:

- Remove the castable sleeve from the base and seal the interstitial space with wax or castable resin, to prevent the possible formation of cracks.
- Apply a layer of deoxidizing solution (e.g. flux) to the metal surface before repositioning and fixing the castable sleeve. This may reduce the quantity of oxides produced during heating of the alloy.
- Modelling must very clearly delimit the area of the junction between the castable sleeve and the prefabricated base with a well-defined closure edge, so as to prevent the overcast alloy from penetrating the base of the post.
- The formation of pins for the creation of cylinders must be carried out in an area with an adequate surrounding volume, to prevent the injected alloy from cooling before it has completely filled the final form. Do not position casting pins in thin areas, to avoid deformations caused by the heat of the molten alloy.
- The expansion of the refractory casting coating must be limited to a minimum, to prevent the formation of spaces between the metal base and the coating caused by the different expansion of the two layers. If the coating and the metal base are not in intimate contact, a thin film of metal could form on the prefabricated base, which if it reaches the connection platform between the implant and the prosthesis could affect precision, giving rise to evident biomechanical and biological problems.
- All parts of the cylinder must be heated uniformly. Since internally it incorporates the prefabricated metal components, which by their very nature absorb heat, it is advisable to maintain the final heating temperature for an extended time, then raising it by about 20–30 °C higher than the temperature recommended by the manufacturer of the alloy.
- When choosing the alloy for overcasting, its fusion temperature must be attentively considered with respect to the fusion temperature of the component to be overcasted, which must be around 80–100 °C higher, to avoid deformations but at the same time to ensure correct bonding between the two alloys.
- After casting, leave the cylinder to cool slowly, to prevent the formation of stresses between the two alloys.
- Avoid contact between the ceramic and the base alloy while firing the ceramic, because the different thermal expansion coefficients may cause cracking in the coating layer.
- Where possible (in non-aesthetic areas) keep the area of interface between the prefabricated base and the overcast structure out of the gingival sulcus.
- With composite screw retained prostheses, incorporate the interface line between the prefabricated base and the overcast structure inside the aesthetic coating.
- Use the same type of alloy for the entire prosthetic reconstruction, to avoid partial weakenings, breakages and the incorrect distribution of forces on the implants.

Remember that this technique may be subject to the problems of mechanical resistance, corrosion and galvanic reactions typical of precious alloys, which are therefore present to a greater extent in base alloys.

THIS MANUAL WAS LAST UPDATED IN JUNE 2022.

Composición de los materiales

Implantes

Los implantes están fabricados en titanio llamado comercialmente puro de grado 4, conforme con las normas armonizadas. La alergia al titanio es algo muy raro, pero posible. Por lo tanto, siempre es necesario verificar de antemano con los pacientes para estar seguros de que no son alérgicos tampoco a este material. He aquí las características del titanio grado 4 empleado.

Titanio Gr. 4 (Cold worked)*

composición química	valores máximos admitidos (%)	tolerancia
nitrógeno	0.05	+/- 0.02
carbono	0.10	+/- 0.02
hidrógeno	0.015	+/- 0.002
hierro	0.25	+/- 0.10 (%<0.25) +/- 0.15 (%>0.25)
oxígeno	0.20	+/- 0.02 (%<0.20) +/- 0.03 (%>0.20)
titanio	a bilancio	-

* Esta información técnica refleja fielmente lo indicado en las normativas vigentes para el uso del titanio grado 4 en implantología:

- ASTM F67 edición actual
- ISO 5832-2 edición actual

Instrumental quirúrgico

El instrumental quirúrgico se ha producido según el tipo de componente, de:

- Titanio Gr.5
- Acero 1.4197
- Acero 1.4542
- Acero 1.4305 (AISI 630)
- Acero 1.4108 (AISI 303)
- Acero 1.4108
- Acero 1.4112

Les recomendamos verificar con el paciente eventuales alergias a las materias primas.

Componentes protesicos

Titanio Gr. 2*

composición química	valores máximos admitidos (%)	tolerancia
nitrógeno	0.03	+/- 0.02
carbono	0.08	+/- 0.02
hidrógeno	0.015	+/- 0.002
hierro	0.30	+/- 0.10 (%<0.25) +/- 0.15 (%>0.25)
oxígeno	0.25	+/- 0.02 (%<0.20) +/- 0.03 (%>0.20)
titanio	a bilancio	-

* Estas informaciones técnicas reflejan fielmente lo indicado en las normativas vigentes para el uso del titanio Gr. 2 en implantología:

- ASTM F67 edición actual
- ISO 5832-2 edición actual

Titanio Gr. 5*

composición química	valores máximos admitidos (%)	tolerancia
nitrógeno	0.05	+/- 0.02
carbono	0.08	+/- 0.02
hidrógeno	0.012	+/- 0.002
hierro	0.25	+/- 0.10
oxígeno	0.13	+/- 0.02
aluminio	5.5÷6.5	+/- 0.40
vanadio	3.5÷4.5	+/- 0.15
titanio	a bilancio	-

* Estas informaciones técnicas reflejan fielmente lo indicado en las normativas vigentes para el uso del titanio Gr. 5 en implantología:

- ASTM F136 edición actual
- ISO 5832-3 edición actual

Resina REEF

resina Reef	
descripción	material acrílico resistente a la colonización bacteriana
color	blanco translúcido
propiedades físicas y mecánicas	
dureza (ASTMD92/ISO 6507)	17.5 +/- 0.5 Vickers
resistencia a la tracción	28.3 +/- 3.8 Mpa
resistencia a la compresión (ASTM D3410)	404.2 +/- 22 Mpa
resistencia a la flexión (ASTM D790M)	67.5 +/- 15.3 Mpa

PEEK

PEEK	
denominación química	poliéter éter cetona
color	blanco crema opaco
propiedades físicas y mecánicas	
densidad	1.4 g/cm ³
módulo de elasticidad a la tracción (DIN EN ISO 527-2)	4700 MPa
tensión de ensanchamiento (DIN EN ISO 527-2)	117 MPa
elongación de ensanchamiento (DIN EN ISO 527-2)	5 %
elongación a la ruptura (DIN EN ISO 527-2)	11 %
resistencia a la flexión (DIN EN ISO 178)	177 MPa
módulo de elasticidad a la flexión (DIN EN ISO 178)	4400 MPa
módulo de compresibilidad (EN ISO 604)	3500 MPa
propiedades térmicas	
temperatura de transformación vítrea	150 °C
temperatura máxima para el uso a breve	300 °C
temperatura máxima para el uso en continuo	260 °C
propiedades químicas	
absorción a 23° en 24/96 h (DIN EN ISO 62)	0.02/0.03%

PMMA

PMMA	
denominación química	polimetilmetacrilato
color	transparente
propiedades físicas y mecánicas	
densidad	1.19 g/cm ³
tensión de ensanchamiento (DIN EN ISO 527-2)	80 MPa
elongación a la ruptura (DIN EN ISO 527-2)	5.5 %
módulo de elasticidad a la tracción (DIN EN ISO 527-2)	3300 MPa
dureza a la penetración de la bola (ISO 2039-1)	175 MPa
resistencia de impacto (Charpy) (DIN EN ISO 179-1eU)	15 kJ/m ²
propiedades térmicas	
temperatura máxima para el uso en continuo	80 °C
temperatura máxima para el uso a breve	85 °C
coeficiente de expansión térmica lineal (0-50 °C, long) (DIN 53752-A)	7x10 ⁻⁵ 1/K
conductividad térmica (DIN 52612)	0.19 W/(K*m)
Heat Deflection Temperature (HDT-B) a 0.46 MPa (DIN ISO 75)	113 °C
Heat Deflection Temperature (HDT-A) a 1.80 MPa (DIN ISO 75)	105 °C

POM

POM	
denominación química	polioximetileno (copolímero)
color	blanco opaco
propiedades físicas y mecánicas	
densidad	1.41 g/cm ³
tensión de ensanchamiento (DIN EN ISO 527-2)	67 MPa
elongación a la ruptura (DIN EN ISO 527-2)	32%
módulo de elasticidad a la tracción (DIN EN ISO 527-2)	2800 MPa
dureza a la penetración de la bola (ISO 2039-1)	165 MPa
resistencia de impacto (Charpy) (DIN EN ISO 179-1eU)	Non roto
propiedades térmicas	
temperatura de fusión (DIN 53765)	166 °C
temperatura máxima para el uso en continuo	100 °C
temperatura máxima para el uso a breve	140 °C
capacidad térmica específica	1,4 J/(g*K)
expansión térmica (CLTE) 23°C-60°C (DIN EN ISO 11359-1;2)	13x10 ⁻⁵ 1/K
expansión térmica (CLTE) 23°C-100°C (DIN EN ISO 11359-1;2)	14x10 ⁻⁵ 1/K
propiedades químicas	
absorción (DIN EN ISO 62) 24h/96h (23 °C)	0.05/0.1%

Aleación de oro

Aleación de oro	Pilares calcinables con base preformada de aleación de oro	Cofia de aleación de oro CAP-1	Caballote para barras redondas CAV-375
color	blanco	amarillo	amarillo

composición	% de referencia		
Au	60 %	> 68.60 %	70 %
Pt	24 %	2.45 %	8.5 %
Pd	15 %	3.95 %	-
Ir	1 %	0.05 %	0.10 %
Ag	-	11.85 %	13.40 %
Cu	-	10.60 %	7.50 %
Zn	-	2.50 %	0.50 %
Au+metales grupo Pt	-	75.35 %	-
Ru	-	-	-

propiedades físicas y mecánicas			
densidad	18.1 g/cm ³	15.0 g/cm ³	15.7 g/m ²
intervalo de fusión	1400 ÷ 1460 °C	880 ÷ 940 °C	895 ÷ 1010 °C
módulo de elasticidad a la tracción	115 GPa	97 GPa	100 GPa
dureza Vickers HV5 (aleación de oro 2)	160 (recocido) 250 (templado) 220 (tras deformación) 240 (tras fusión)	> 240	170 (recocido) 295 (tras deformación)
límite de elasticidad	400 MPa (recocido) 700 (tras deformación) 800 (tras fusión)	> 710 MPa	380 MPa (recocido) 730 (tras deformación)
elongación	20 % (recocido) 15 % (tras deformación) 1 % (tras cocción)	> 4 %	37 % (recocido) 13 % (tras deformación)

Aleación cromo-cobalto*

composición química	valores máximos admitidos (%)
C	0.14
Mn	1.00
Cr	26.00 ÷ 30.00
Ni	1.00
Mo	5.00 ÷ 7.00
N	0.25
Fe	0.75
Co	a bilancio

propiedades físicas y mecánicas	valores máximos admitidos (%)
densidad	8.27 g/cm ³
módulo de elasticidad a la tracción	241 GPa
tensión de ensanchamiento (0.2%)	585 MPa
tensión a la ruptura	1035 MPa
alargamiento de ensanchamiento	25 %
reducción de la sección	23 %
dureza	30 HTc

propiedades térmicas	
intervalo de fusión	1400 ÷ 1450 °C
coeficiente de expansión térmica a 500 °C	14.15
coeficiente de expansión térmica a a 600 °C	14.47
conductibilidad térmica a 600 °C	25.76W/mK

* Esta información técnica refleja de manera fiel lo indicado en las normas en vigor para el uso del cromo cobalto en implantología:

- ISO 5832-12 edición actual
- ISO 22674 edición actual

Consejos para la sobrefusión con aleaciones no nobles

A cargo del protésico Loris Zamuner

La fusión con aleaciones no nobles, menos predecible respecto a la fusión con aleaciones nobles, aumenta la dificultad de mantener la precisión a nivel de la conexión protésica porque, además de los factores de íntimo contacto entre las aleaciones y resistencia mecánica se plantean problemas de fenómenos corrosivos que los técnicos dentales conocen muy bien.

Como estas aleaciones se oxidan durante su calentamiento, es necesario tomar ulteriores precauciones durante la preparación de los modelados, durante las operaciones de revestimiento y fusión para evitar complicaciones no solo de tipo mecánico, sino también biológico (por ej. tatuajes gingivales, es decir, manchas negras debidas a la óxido-reducción de los metales de la prótesis que son muy difíciles de tratar y quitar).

Para ello presentamos algunos consejos que, aunque no eliminan totalmente los problemas arriba mencionados, pueden ayudar a los técnicos del laboratorio para usar de manera correcta los pilares calcinables con base de cromo-cobalto:

- Quitar la barra calcinable de la base y sellar el espacio entre los intersticios con cera o resina calcinable para evitar la formación de eventuales fisuras.
- Pasar en la superficie metálica una capa de solución desoxidante (por ej. flux) antes de volver a colocar y fijar la cánula calcinable: esta operación puede reducir la cantidad de óxidos que se forman durante el calentamiento de la aleación.
- El modelado deberá delimitar de manera muy definida la zona de unión de la cánula calcinable base prefabricada con un borde de cierre muy representado para evitar que la aleación sobrefundida pueda penetrar en la base del pilar.
- La colocación de los postes para meter en el cilindro deberá realizarse en una zona con un volumen alrededor adecuado para evitar que, durante la fusión, la aleación inyectada se enfríe antes de completar el llenado de la forma final. No colocar la clavija de fusión en zona finas para evitar deformaciones debidas al calor de la aleación fundida.
- La expansión del revestimiento refractario por fusión se deberá mantener en los valores mínimos para evitar que se cree un espacio entre la base metálica y el revestimiento, debido a la diferencia de expansión entre las dos capas. Si no hay un contacto íntimo entre el revestimiento y la base metálica podría infiltrarse una película fina de metal en la base prefabricada que, alcanzando también la plataforma de conexión implanto-protésica, influirá en la precisión con evidentes problemas de tipo biomecánico y biológico.
- El calentamiento del cilindro deberá ser uniforme en todas sus partes. Como en su interior están englobados los componentes metálicos prefabricados que absorben calor por su naturaleza, es oportuno mantener la temperatura final de calentamiento por un tiempo prolongado y luego aumentarla de casi 20 - 30°C respecto a la temperatura aconsejada por el fabricante de la aleación.
- A la hora de elegir la aleación que se debe sobrefundir, es oportuno valorar de manera atenta su temperatura de fusión respecto a la del componente que se debe sobrefundir, que debe ser superior de casi 80 -100°C para no ser deformado y permitir una buena unión entre las dos aleaciones.
- Después de la fusión dejar enfriar lentamente el cilindro para evitar que se formen tensiones entre las dos aleaciones.
- Evitar el contacto entre cerámica y aleación básica durante la cocción de la cerámica porque los diferentes coeficientes de expansión térmica (CTE) pueden crear grietas en la capa de revestimiento.
- Donde es posible (en zonas no estéticas), el área de interfaz entre la base prefabricada y la estructura sobrefundida deberá estar fuera del surco gingival.
- En las prótesis atornilladas en composite, englobar la línea de interfaz entre la base prefabricada y la estructura sobrefundida dentro del revestimiento estético.
- Usar un mismo tipo de aleación para toda la reconstrucción protésica para evitar debilitamientos parciales, rupturas y descarga incorrecta de las fuerzas en los implantes.

Recordamos que esta técnica está sujeta a problemas de resistencia mecánica, corrosión y reacciones galvánicas típicas de las aleaciones preciosas y, por lo tanto, mayormente presentes en aleaciones no nobles.

LA ÚLTIMA FECHA DE REVISIÓN DE ESTE DOCUMENTO ES JUNIO DE 2022.