

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)	7×10 ⁻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.