

# CARACTERIZACIÓN METALGRÁFICA DE BARRAS PARA SOBREDENTADURAS, ELABORADAS POR SOBRECOLDADO DE PILARES PARA IMPLANTES DENTALES<sup>1</sup>

## METALLOGRAPHIC CHARACTERIZATION OF OVERDENTURE BARS MANUFACTURED BY OVERCASTING ABUTMENTS FOR DENTAL IMPLANTS<sup>1</sup>

Anthony Molina<sup>2</sup>, Diana Echeverri<sup>3</sup>, Maritza Parra<sup>3</sup>, Irvin J. Castro<sup>4</sup>, Herney Garzón<sup>5</sup>, Carlos H. Valencia<sup>6</sup>, Gilberto Olave<sup>7</sup>

**RESUMEN. Introducción:** la dificultad en el manejo de prótesis totales convencionales en pacientes totalmente edéntulos puede ser mejorada con el uso de sistemas de anclaje sobre implantes dentales para sobredentaduras. El objetivo fue caracterizar metalográficamente un sistema de barras para sobredentadura por sobrecolado de una aleación de metal base, sobre pilares prefabricados en aleación de titanio. **Métodos:** mediante un diseño de barras para sobredentaduras, elaboradas con un aditamento de titanio (Ti-6Al-4V) prefabricado y una aleación de metal base (Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5%). Se hace caracterización metalográfica del proceso de sobrecolado, analizando la influencia en la microestructura de las aleaciones dentales comerciales Ti-6Al-4V y Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5% (Wiron 99) mediante microscopía electrónica de barrido (SEM), microanálisis por técnica de espectrometría de energías dispersivas de rayos X (EDS), análisis mediante microscopía óptica (MO) y estereomicroscopía (EM). **Resultados:** se encontró que durante el proceso de sobrecolado, se produce una unión química con presencia de oxígenos entre estas 2 aleaciones; evidenciando estructuras dendríticas heterogéneas a lo largo de las muestras debido a la irregularidad en el espesor de las barras utilizadas y los precipitados en sus fronteras de Mo. **Conclusiones:** la unión química de las 2 aleaciones de Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5%y Ti-6Al-4V después del proceso de sobrecolado, permite considerar desde el punto de vista metalográfico, el sobrecolado entre estas dos aleaciones como una opción viable para la realización de estructuras sobre pilares de implantes.

**Palabras clave:** implantes dentales, sobredentaduras, metalografía, microscopía, segregación.

Molina A, Echeverri D, Parra M, Castro IJ, Garzón H, Valencia CH, Olave G. Caracterización metalográfica de barras para sobredentaduras, elaboradas por sobrecolado de pilares para implantes dentales. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2013; 25(1): 26-43.

**ABSTRACT. Introduction:** the difficulty in handling conventional dentures in fully edentulous patients may be improved by using anchorage systems on dental implants for overdentures. The goal of this study was to conduct a metallographic characterization of a system of bars for overdentures by overcasting a metal base alloy on prefabricated titanium alloy abutments. **Methods:** using a design of overdenture bars, made with an addition of prefabricated titanium (Ti-6Al-4V) and a metal base alloy (Ni65-Cr22%,5%-Mo9,5%), a metallographic characterization of the overcasting process was performed by analyzing its influence on the microstructure of two commercial dental alloys: Ti-6Al-4V and Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5% (Wiron 99) using scanning electron microscopy (SEM), energy dispersive X-ray spectrometry (EDS), light microscopy analysis (LM), and stereomicroscopy (EM). **Results:** the findings suggest that during overcasting a chemical bonding occurs due to the presence of oxygen between these two alloys, showing heterogeneous dendritic structures along the samples due to thickness irregularities on the bars and to precipitations of their molybdenum borders. **Conclusions:** from a metallographic perspective, the chemical bonding of the two alloys (Ni65-Cr22%, 5%-Mo9, 5% and Ti-6Al-4V) after overcasting suggests that overcasting between these two alloys is a viable option for placing structures on implant abutments.

**Key words:** dental implants, overdentures, metallography, microscopy, segregation.

Molina A, Echeverry D, Parra M, Castro IJ, Garzón H, Valencia CH, Olave G. Metallographic characterization of overdenture bars manufactured by overcasting abutments for dental implants. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2013; 25(1): 26-43.

- 1 Artículo derivado de una investigación financiada por convocatoria interna de la Universidad del Valle. Artículo derivado de una investigación hecha como requisito para optar al título de especialista en Rehabilitación Oral de la Universidad del Valle.
- 2 Estudiante de Ingeniería de Materiales, Universidad del Valle, Cali.
- 3 Residente de posgrado, Especialización en Rehabilitación Oral, Universidad del Valle, Cali.
- 4 Ingeniero de materiales, maestría con énfasis en Ingeniería de Materiales, Universidad del Valle. Profesor, Escuela de Ingeniería de Materiales, Universidad del Valle, Cali.
- 5 Especialista en Rehabilitación Oral, Universidad Militar Nueva Granada Fundación CIEO. Profesor de Posgrado, Especialización en Rehabilitación Oral, Universidad del Valle, Cali.
- 6 Especialista en Implantología Oral y Reconstructiva, Universidad Militar Nueva Granada Fundación CIEO. Profesor de Posgrado, Especialización en Rehabilitación Oral, Universidad del Valle, Cali.
- 7 Especialista en Implantología Bucomaxilofacial, Universidad de Chile. Profesor de Posgrado, Especialización en Rehabilitación Oral, Universidad del Valle, Cali.

- 1 Article resulting from a research project funded by a call for projects at Universidad del Valle. Article resulting from a research project as a requirement to obtain the title of Specialist in Oral Rehabilitation, Universidad del Valle, Cali (Colombia).
- 2 Materials Engineering Student, Universidad del Valle, Cali (Colombia).
- 3 Graduate Intern. Specialization in Oral Rehabilitation. Universidad del Valle, Cali (Colombia).
- 4 Materials Engineer. MA with a focus in Materials Engineering. Universidad del Valle. Professor, School of Materials Engineering, Universidad del Valle, Cali (Colombia).
- 5 Oral Rehabilitation Specialist, Universidad Militar Nueva Granada, Fundación CIEO. Professor, Specialization in Oral Rehabilitation, Universidad del Valle, Cali (Colombia).
- 6 Oral Implants and Reconstructive Dentistry Specialist, Universidad Militar Nueva Granada, Fundación CIEO. Professor, Specialization in Oral Rehabilitation, Universidad del Valle, Cali (Colombia).
- 7 Oral and Maxillofacial Implants Specialist, Universidad de Chile. Professor, Specialization in Oral Rehabilitation, Universidad del Valle, Cali (Colombia).

RECIBIDO: ABRIL 12/2012-ACEPTADO: MAYO 28/2013

SUBMITTED: APRIL 12/2012-ACCEPTED: MAY 28/2013

## INTRODUCCIÓN

El uso de prótesis totales convencionales en pacientes totalmente edéntulos, en ocasiones se convierte en una opción de tratamiento de difícil adaptación para el paciente, donde la configuración de las estructuras anatómicas sobre las cuales debe elaborarse la prótesis no ofrece el soporte, estabilidad y retención suficiente para brindar el confort que el paciente necesita para hacer de forma eficiente, todas sus funciones orales.<sup>1</sup> La implantología oral ofrece en la actualidad la posibilidad de colocar mínimo 2 implantes en el arco inferior,<sup>2</sup> y 4 en el arco superior,<sup>3</sup> sobre los cuales mediante el uso de diferentes sistemas de anclaje y diseños protésicos, se puede ofrecer el incremento significativo de la estabilidad, retención y en algunas ocasiones soporte; a las prótesis tipo sobredentaduras,<sup>4</sup> mejorando la calidad de vida de quienes la utilizan.

Los sistemas de anclaje para sobredentaduras con implantes más utilizados y reportados en la literatura son los anclajes individuales tipo bola y locator; destacándose también el uso de barras. La elaboración de barras sobre implantes, tiene como ventaja proveer altos niveles de retención, mejorar la distribución de las fuerzas a los implantes debido al efecto de *ferulización*,<sup>5</sup> y adicionalmente es una opción de primera línea cuando no se tiene un paralelismo adecuado en los implantes.<sup>6</sup> Slot y colaboradores describen el diseño de barras, como el comportamiento clínico más predecible específicamente para los pacientes edéntulos del maxilar superior.<sup>7</sup>

Los metales utilizados y los métodos de elaboración de este tipo de barras para sobredentaduras son variados. En la literatura se reportan métodos de soldadura, donde se utilizan cilindros de aleaciones de oro sobre los cuales se hace soldadura de barras prefabricadas en oro tipo IV,<sup>8</sup> métodos de colado, en los cuales se *ferulizan* pilares y barras calcinables, ya sean prefabricadas o fresadas, mediante un patrón en cera, el cual es revestido y posteriormente colado como una sola unidad en metales como el oro tipo III,<sup>9-11</sup> o aleaciones no nobles como Co-Cr<sup>12</sup> y métodos de fresado por CAD/CAM de aleaciones de titanio y Co-Cr.<sup>6, 13, 14</sup>

## INTRODUCTION

Fitting conventional dentures on full edentulous patients may become sometimes difficult in individuals whose anatomical structures do not provide the prosthesis with sufficient support, stability, and retention allowing patients enough comfort to perform all of their oral functions efficiently.<sup>1</sup> Oral implantology now offers the possibility of placing a minimum of 2 implants in the lower arch,<sup>2</sup> and 4 in the maxillary arch,<sup>3</sup> which by means of different anchoring systems and prosthetic designs may provide overdenture prostheses with significant increased stability, retention and sometimes support,<sup>4</sup> improving the quality of life of those who use them.

The most commonly used anchoring systems for overdentures with implants are single anchors type O-Ball and Locator (and these are also the ones most commonly reported in the literature). The use of bars is also popular. The advantages of bars include high levels of retention and improved force distribution on implants due to the splinting effect;<sup>5</sup> also, bars are a first-line option in presence of implants with inadequate parallelism.<sup>6</sup> Slot et al describe the clinical behavior of bar designs as the most predictable of all, specifically for maxillary edentulous patients.<sup>7</sup>

Various metals and methods are used for this type of overdenture bars. The literature reports techniques such as welding methods—consisting on cylinders of gold alloys on which prefabricated gold type IV bars are welded—,<sup>8</sup> casting methods—by splinting castable abutments and bars (either prefabricated or burred) using a wax pattern which is coated and then casted as a single unit in metals such as gold type III<sup>9-11</sup> or in non-precious alloys such as Co-Cr—,<sup>12</sup> and CAD/CAM milling methods—using titanium and Co-Cr alloys.<sup>6, 13, 14</sup>

Los altos costos que tienen actualmente los métodos de fresado dejan ver que la elaboración de barras para sobredentaduras sobre implantes, a través del método de colado, es una técnica aún muy utilizada. El colado de una estructura permite evaluar inmediatamente la adaptación y provee una máxima resistencia, debida a la rigidez de los conectores.<sup>15</sup>

Durante los procesos de colado, el material de elección son las aleaciones con metales nobles, debido a su precisión en la reproducción de detalles. Como alternativa a los metales nobles, se encuentran las aleaciones no nobles o también conocidas como metales base. Dentro de este grupo la aleación más utilizada para estos procesos es la aleación de Co-Cr; ampliamente utilizada en la elaboración de estructuras para prótesis removible. Entre las ventajas de las aleaciones de metal base, se encuentran: menor costo, propiedades de alta dureza, resistencia y módulo de elasticidad; que ofrecen resistencia al desgaste, y la posibilidad de diseñar estructuras de menor espesor.<sup>16</sup>

Entre las aleaciones de metales base para odontología se encuentra las de Co-Cr y Ni-Cr. Existen varias razones para usar las aleaciones de cromo-níquel en odontología, el níquel se combina con el cromo para formar una aleación resistente a la corrosión, las aleaciones de Cr-Ni y Cr-Ni-Be tienen menor costo, en comparación con las aleaciones nobles y altamente nobles. Con respecto a la cuestionada biocompatibilidad de las aleaciones de Ni-Cr; Setcos y colaboradores, en 2006,<sup>17</sup> publica una revisión acerca de la seguridad de las aleaciones dentales con contenido de Ni, concluyendo que el níquel se encuentra en muchas de las aleaciones utilizadas en la práctica de la odontología, y que estas aleaciones tienen una larga historia de uso con éxito, sin reportes de efectos biológicos importantes.

Aunque el níquel se ha reportado como un alérgeno moderado, detectado mediante pruebas específicas para alergias de contacto, no hay evidencia de que cada paciente tenga un riesgo significativo de desarrollar sensibilidad al níquel, exclusivamente atribuible a la exposición durante el uso de aparatología y restauraciones dentales.

The current high costs of burring methods show that making bars for overdentures on implants by means of casting is a technique still widely used. Casting a structure allows immediately assessing its adaptation and provides maximum strength due to its connectors rigidity.<sup>15</sup>

The materials of choice for casting are noble metal alloys because of their accuracy in reproducing details. An alternative to noble metals are non-precious alloys, also known as base metals. Out of this group, the most commonly used alloy for such processes is the Co-Cr alloy, widely used in the elaboration of structures for removable prostheses. The advantages of base metal alloys include lower cost and high levels of hardness, strength, and modulus of elasticity, which offer wear resistance and the possibility of designing thinner structures.<sup>16</sup>

Among the base metal alloys for use in dentistry are Co-Cr and Ni-Cr. Several reasons support the use of nickel-chromium alloys in dentistry: nickel combines well with chromium to form a corrosion-resistant alloy, and the Cr-Ni and Cr-Ni-Be alloys are less expensive compared with noble and highly noble alloys. Regarding the questioned biocompatibility of Ni-Cr alloys, in 2006 Setcos et al<sup>17</sup> published a review about the safety of dental alloys containing nickel, concluding that this element is found in many of the alloys used in dentistry, and that such alloys have a long history of successful use, with no reports of significant unwanted biological effects.

Although nickel has been reported as a moderate allergen, as suggested by specific tests for contact allergies, there is no evidence of patients with a significant risk of developing nickel sensitivity, solely attributable to exposure while using dental appliances and restorations.

No hay evidencia de carcinogenicidad asociados con el uso intraoral de aleaciones dentales con contenido de Ni. Adicionalmente menciona que la alergia de la mucosa a los metales es rara. En un estudio in vitro se demuestra la baja citotoxicidad de 11 aleaciones, entre las cuales se evalúa una de Ni-Cr, en un periodo de observación de 10 meses. Los resultados soportan su uso exitoso en boca.<sup>18</sup>

Uno de los principales factores que influyen en la biocompatibilidad de las aleaciones es la corrosión. De acuerdo con la propuesta de clasificación química y electroquímica de aleaciones dentales, utilizando los resultados obtenidos con los test de corrosión estándar descritos en la ISO 10271, se describe una resistencia a la corrosión disminuida y mayor liberación de iones para las aleaciones no nobles como el Ni-Cr, en comparación con las aleaciones nobles con contenido de oro o paladio. Sin embargo, se ha encontrado que la proporción en el contenido de cromo en las aleaciones, puede variar la resistencia a la corrosión de la misma. Cuando el contenido de cromo es mayor a 18 wt.% se asegura la pasivación de la superficie de la aleación que la protege contra la corrosión.<sup>19</sup> Se ha demostrado que la liberación de Ni y Mo de las aleaciones de Ni-Cr con contenidos de Cr entre 22,5 y 26%, fue similar, y sus efectos citotóxicos no difieren significativamente cuando se comparan con una aleación altamente noble Au-Pt.<sup>20</sup>

Viswanathan en 2009 concluye que la resistencia a la corrosión de las aleaciones de Co-Cr es superior a la de las aleaciones de Ni-Cr; sin embargo, en su estudio utiliza una aleación de 16% de fracción de masa, y a su vez reconoce que las aleaciones de Ni-Cr con un nivel más alto de Cr (cerca del 25%) exhibe resistencia a la corrosión superior debido a la distribución más uniforme de Cr en la microestructura de la aleación.<sup>21</sup>

Las aleaciones de metal base tienen generalmente mayor dureza, valores más altos de módulo elástico y son más resistentes a la deformación por torsión a altas temperaturas; pero también pueden ser más difíciles de colar y presoldar que las aleaciones de oro-paladio o de plata-paladio. Las aleaciones metálicas no nobles poseen temperaturas de fusión más altas que las

There is no evidence of carcinogenicity associated with using intraoral dental alloys with Ni content. Furthermore, mucosal allergy to metals is a rare condition. One in vitro study demonstrates the low cytotoxicity of 11 alloys, including Ni-Cr, in an observation period of 10 months. The results support its successful use in the mouth.<sup>18</sup>

One of the main factors influencing alloy biocompatibility is corrosion. According to the proposed chemical and electrochemical classification of dental alloys (using the results obtained with the standard corrosion test described in ISO 10271) there exist lower corrosion resistance and greater ion release in non-precious alloys as Ni-Cr compared to alloys containing noble gold or palladium. However, evidence shows that the proportion of chromium content in the alloys may influence its corrosion resistance. When the content of chromium is greater than 18wt.% it ensures passivation of the alloy surface thus protecting against corrosion.<sup>19</sup> It has been shown that the Ni and Mo release from Ni-Cr alloys with a Cr content of between 22.5 and 26% is similar, and its cytotoxic effects are not significantly different when compared with a highly noble Au-Pt alloy.<sup>20</sup>

In 2009, Viswanathan concluded that the corrosion resistance of Co-Cr alloys is higher than that of Ni-Cr alloys, but he used an alloy of 16% mass fraction in his study, accepting that Ni-Cr alloys with higher Cr levels (about 25%) show higher corrosion resistance levels due to a more uniform distribution of Cr in the alloy microstructure.<sup>21</sup>

Base metal alloys are generally harder, with higher values of elastic modulus and more resistance to torsional deformation at high temperatures, but they can also be more difficult to cast and pre-weld than gold-palladium or silver-palladium alloys. Non-noble metal alloys have higher melting temperatures than those

aleaciones de oro, razón por la cual se puede dificultar el proceso de colado. La alta dureza de estas aleaciones puede complicar su terminación y pulido,<sup>16</sup> lo que puede disminuir la exactitud en el colado.<sup>22, 23</sup>

Aunque las principales aleaciones estudiadas para el colado de estructuras dentales sobre implantes de Ti son aleaciones con metales nobles y aleaciones con metales no nobles como el Co-Cr, se tiene pocos reportes del comportamiento de estructuras sobrecoladas con Ni-Cr usando pilares prefabricados de Ti, como alternativa para los procesos de fabricación de supraestructuras para implantes dentales.

En este estudio se plantea la posibilidad de elaborar barras por sobrecolado de una de las aleaciones de metal base ampliamente utilizada en el mercado (Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5%), sobre pilares prefabricados en aleación de titanio (Ti-6Al-4V), de tal manera que se conserve la adaptación de la estructura sobre la plataforma de los implantes que ofrece el aditamento prefabricado de titanio, y a su vez se pueda contar con las ventajas de las propiedades del metal base y la disminución de costos en la elaboración de este tipo de tratamiento.

Es importante evaluar inicialmente el comportamiento in vitro de este diseño protésico con el fin de determinar el tipo de unión entre las aleaciones y el potencial de corrosión, como factores importantes para determinar su viabilidad clínica y las recomendaciones de uso en pacientes de manera provisional o definitiva. Para estos objetivos se busca caracterizar metalográficamente el tipo de unión que se pueda presentar en la interfase pilar-barra, para así deducir qué propiedades puede llegar a presentar.

## MÉTODOS

Se elaboraron 5 barras de aproximadamente 10 mm de longitud, *ferulizando* dos pilares de implantes dentales (MIS) con resina acrílica para patrones (*Pattern Resin, GC*), la forma definitiva y los espesores se dan a través de un encerado y calibración manual, manteniendo un recubrimiento de los pilares de 1,5 mm alrededor de todo el diámetro de cada pilar. Se utiliza un revestimiento de fosfato

of gold alloys, which may make casting more difficult. The hardness of these alloys may complicate finishing and polishing,<sup>16</sup> which in turn may reduce casting accuracy.<sup>22, 23</sup>

Since the studies on casting dental structures on Ti implants have been mainly focused on noble metal alloys and on those containing non-precious metals such as Co-Cr, there are few reports available on the behavior of structures overcasted with Ni-Cr using Ti prefabricated abutments as an alternative to the manufacturing of suprastructures for dental implants.

This study suggests the possibility of making bars by overcasting one of the base metal alloys easily available in the market (Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5%) on prefabricated titanium alloy abutments (Ti-6Al-4V), keeping the structure's adaptation to implant, as provided by the prefabricated titanium addition, enjoying at the same time the advantages offered by the base metal properties and reducing production costs.

It is important to evaluate the behavior of this prosthetic design in vitro first, in order to determine relevant factors such as the type of bonding between the alloys and the corrosion potential and later determine the clinical feasibility and the recommendations for temporary or permanent use in patients. To this end, it is necessary to make a metallographic characterization of the possible type of bonding at the abutment-bar interface in order to determine its potential properties.

## METHODS

For this study, 5 bars of approximately 10 mm in length were made, splinting two abutments of dental implants (MIS) with acrylic resin patterns (*Pattern Resin, GC*). Final shape and thickness were given through manual waxing and calibration, maintaining a coating of 1.5 mm around the diameter of each abutment. A phosphate coating was used

(Calibra Express), que posterior a su fraguado es llevado al horno a 800 °C durante 30 min, para evaporar la resina y la cera. Posteriormente, se hace el colado de la aleación de Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5% (Wiron 99) en centrifuga de inducción a temperatura de colado de aproximadamente 1350 °C. Finalmente el enfriamiento se hace al aire libre (figura 1).

(Calibra Express) and, after hardening, it was brought to an oven at 800° C for 30 min for resin and wax evaporation. Casting of the Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5% alloy (Wiron 99) was performed in an induction centrifuge at a casting temperature of about 1350° C. Finally, the alloy was left to cool in the open (figure 1).

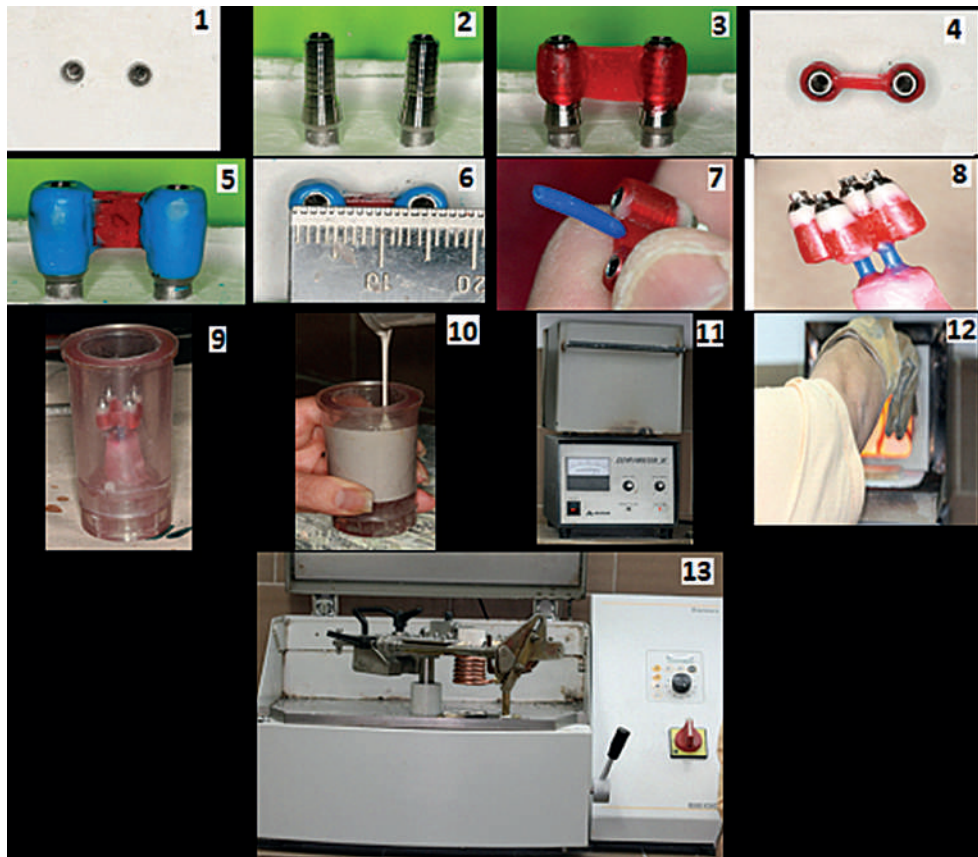


Figura 1. Procedimiento de fabricación de barras para sobredentaduras elaboradas por sobrecolado para implantes dentales. Procedimiento de fabricación de barras para sobredentaduras elaboradas por sobrecolado para implantes dentales. (1, 2) Pilares de implante vista superior y frontal. (3, 4) Ferulización de pilares con resina acrílica vista frontal y superior. (5, 6) Encerado y calibración manual de las barras. (7, 8) Montaje de bebederos. (9, 10) revestimiento de fosfato. (11, 12, 13) Proceso de colado en centrifuga de inducción.

Figure 1. Steps for manufacturing overdenture bars by overcasting abutments for dental implants. Steps for manufacturing overdenture bars by overcasting abutments for dental implants. (1, 2) Implant abutments - top and front view. (3, 4) Abutment splinting with acrylic resin - front and top view. (5, 6) Manual waxing and calibration of bars. (7, 8) Sprue mounting. (9, 10) Phosphate coating. (11, 12, 13) Casting process in induction centrifuge.

Las aleaciones que se estudiaron fueron las de Ti-6Al-4V y la de metal base Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5%, Wiron 99 (Bego, Germani), aleación ampliamente utilizada para el colado de estructuras de prótesis fija y sobre implantes. La tabla 1 muestra la composición química de las aleaciones suministradas por la casa fabricante.

The alloys under study were Ti-6Al-4V and base metal Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5%, Wiron 99 (Bego, Germany)—an alloy widely used for casting both fixed prostheses and structures on implants—. Table 1 shows the chemical composition of the alloys supplied by the manufacturer.

Tabla 1. Composición química de la aleación (% en masa)

Aleación	Ni	Cr	Mo	Nb	Fe	Ce	Si	C	N <sub>2</sub>	Al	V	Ti
Wiron 99	65,000	22,5	9,5	1,0	0,5	0,5	1,0	Max. 0,02	-	-	-	-
Ti-6Al-4V	0,183								0,05	6,102	4,119	88,66

Caracterización metalográfica

Table 1. Chemical composition of the alloy (mass %)

Alloy	Ni	Cr	Mo	Nb	Fe	Ce	Si	C	N <sub>2</sub>	Al	V	Ti
Wiron 99	65.0	22.5	9.5	1.0	0.5	0.5	1.0	Max. 0.02	-	-	-	-
Ti-6Al-4V	0.183								0.05	6.102	4.119	88.66

Metallographic characterization

Para la preparación de superficie se hizo pulido manual, con papel de carburo de silicio números 180, 220, 280, 320, 400, 600, 1000 y 1200, de acuerdo con la norma ASTM E3, para luego llevarlos a un pulido a través de los paños húmedos con partículas de 0,3 y 1 μ después fue llevado a enjuague y secado. Se tuvo precaución a la hora de pulir la aleación de Ti, ya que esta sufre transformación por la deformación que se le cause.

Las probetas se prepararon haciendo un lavado con acetona y en ultrasonido con agua destilada. La revelación microestructural se llevó a cabo en dos etapas con el reactivo de Kroll, con dos concentraciones distintas (tabla 2), después de hacer cortes transversales y longitudinales para observar la variación microestructural desde la superficie de la barra hasta el pilar (figura 2), con el fin de inspeccionar la microestructura presente a través del microscopio óptico (Olympus, GX 41F) a diferentes aumentos. Además fueron embebidas en lucita para mantener los bordes de la probeta.

Tabla 2. Reactivo de Kroll a diferentes concentraciones, según aleación

Ni-Cr	Ti-6Al-4V
Inmersión de 3 s (reactivo de Kroll):	Inmersión de 3 s (reactivo de Kroll):
100 ml de agua	94 ml de agua
1 ml de ácido fluorhídrico	1,5 ml de ácido fluorhídrico
2 ml de ácido nítrico	4 ml de ácido nítrico

Surface preparation was made by manual polishing with silicon carbide paper number 180, 220, 280, 320, 400, 600, 1000, and 1200, according to the ASTM E3 standard, and then surfaces were polished with wet wipes containing particles of 0.3 and 1 micron; they were then rinsed and dried. Precautions were taken when polishing the Ti alloy as it undergoes transformations if any deformation is produced on it.

The test tubes were prepared by washing with acetone and distilled water in ultrasound. Microstructural revelation was conducted in two stages using Kroll's reagent in two different concentrations (table 2), after making transverse and longitudinal sections to observe microstructural variation from the bar surface to the abutment (figure 2), in order to inspect the microstructure through an optical microscope (Olympus, GX 41F) at different magnifications. They were also embedded in Lucite to keep the test tubes edges.

Table 2. Kroll's reagent at different concentrations, per alloy

Ni-Cr	Ti-6Al-4V
Immersion for 3 s (Kroll's reagent):	Immersion for 3 s (Kroll's reagent):
100 ml of water	94 ml of water
1 ml of hydrofluoric acid	1.5 ml of hydrofluoric acid
2 ml of nitric acid	4 ml of nitric acid



Figura 2. Barras embebidas en lucita, donde se evidencian diferentes cortes transversales y longitudinales

Figure 2. Bars embedded in Lucite, showing different cross- and longitudinal sections

También se hicieron pruebas en el microscopio electrónico de barrido (SEM) y de espectroscopia de energía dispersa de rayos X (EDS) (JEOL, Modelo JSM-6490LV/ Oxford Instruments) de la Escuela de Ingeniería de Materiales de la Universidad del Valle. Se hicieron además, macroanálisis en un estereomicroscopio (Nikon, modelo (C-LEDS)).

## RESULTADOS

Se observó, a través de estereomicroscopía, que las barras muestran irregularidades, rugosidades, porosidad y heterogeneidad en su superficie (figuras 3 y 4) que evidencian fallas durante el proceso de conformado de la pieza, las cuales podrían llegar a afectar su comportamiento mecánico y de resistencia a la corrosión.

Some tests were also made in a scanning electron microscope (SEM) and using energy dispersive X-ray spectrometry (EDS) (JEOL, Model JSM-6490LV/Oxford Instruments) of the Universidad del Valle, School of Materials Engineering. There were also macro-level analyses in a stereomicroscope (Nikon, C-LEDS).

## RESULTS

The stereomicroscopy analyses showed bars with surface irregularities, roughness, porosity, and heterogeneity (figures 3 and 4), revealing faults during piece formation, which could potentially affect not only mechanical behavior but also resistance to corrosion.

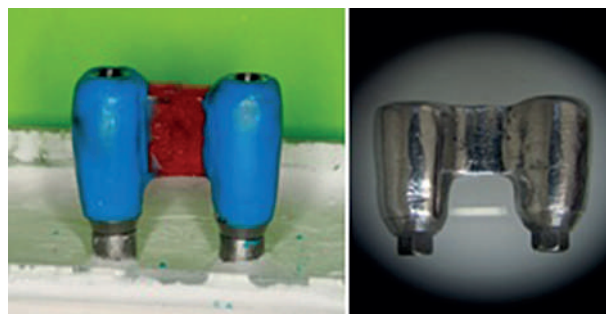


Figura 3. Barra encerada (izquierda) a mano y estereomicroscopía de barra terminada (derecha)

Figure 3. Manually waxed bar (left) and stereomicroscopy of a finished bar (right)



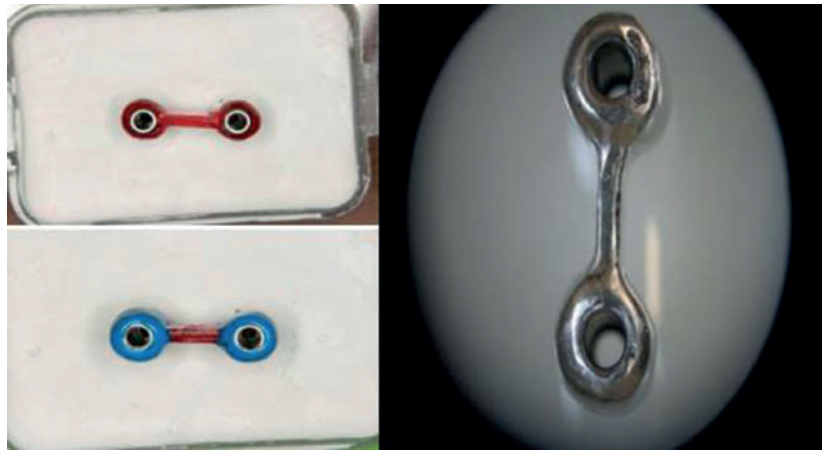


Figura 4. Vista superior de barra terminada (Der) y de las barras feruladas (Izq. arriba) y enceradas (Izq. abajo)

Figure 4. Top view of a finished bar (right) and of splinted (upper left) and waxed (bottom left) bars

La microestructura observada después del ataque químico por MO se evidencia en la figura 5 donde se muestra que las aleaciones Ni-Cr-Mo están constituidas por una estructura dendrítica de fase gamma y un constituyente interdendrítico de carburos de Cr y Mo.<sup>24</sup>

The microstructure observed after etching by MO is displayed in figure 5 which shows that Ni-Cr-Mo alloys are made of a dendritic gamma-phase structure and an interdendritic component of Cr and Mo carbides.<sup>24</sup>

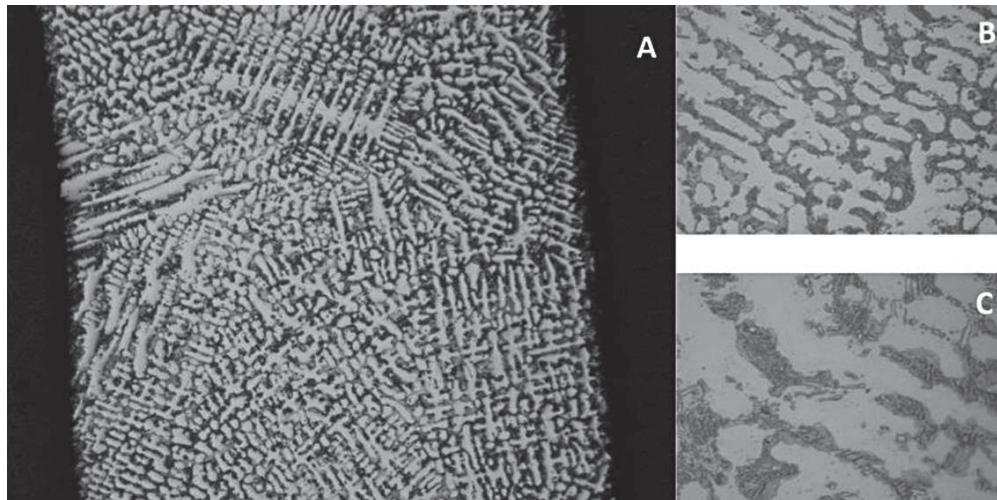


Figura 5. Micrografía (MO) de la aleación Ni-Cr-Mo a 50x (A), 200x (B) y 500x (C). a) regiones interdendríticas, b) regiones dendríticas

Figure 5. Micrograph (MO) of the Ni-Cr-Mo alloy at 50x (A), 200x (B), and 500x (C). (a) interdendritic regions, (b) dendritic regions

En la figura 6 (izquierda) se vio manifiesta la formación de una interfase, que puede ser evidencia de un anclaje químico más que mecánico. También se observó, a mayores aumentos (derecha) la misma estructura dendrítica, típica de las aleaciones de Ni-Cr-Mo.

Figure 6 (left) reveals an interface formation, which may be the evidence of a chemical anchoring rather than a mechanical one. Higher magnifications (right) showed the same dendritic structure, typical of the of Ni-Cr-Mo alloys.

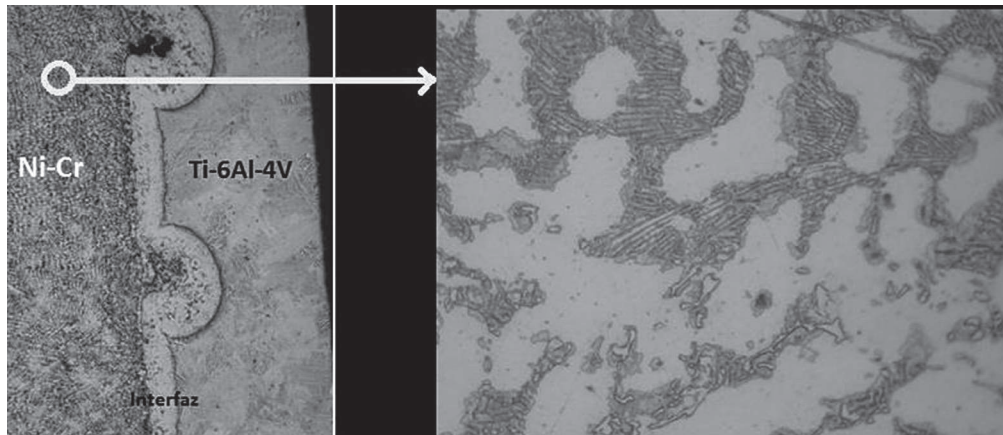


Figura 6. Micrografía (MO); Interfaz formada en el sistema de barras a 50x (izquierda) y una aleación Ni-Cr cercana a la interfaz a 500x (derecha)

Figure 6. Micrograph (MO); interface formed in the bar system at 50x (left) and a Ni-Cr alloy near the interface at 500x (right)

El Ti-6Al-4V experimenta un cambio microestructural debido al sobre-colado de la aleación de Ni-Cr-Mo sobre su superficie. Este proceso se llevó a cabo a una temperatura de 1350° C, enfriado al aire, obteniéndose una microestructura de placas  $\alpha$  Widmanstätten de tonalidad clara rodeada de una fase  $\beta$  oscura (figura 7).<sup>24-26</sup>

The Ti-6Al-4V alloy suffered a microstructural change due to surface overcasting of the Ni-Cr-Mo alloy. This process was carried out at a temperature of 1350° C, cooled in the open, yielding a light shaded microstructure of  $\alpha$  Widmanstätten plates surrounded by a darker  $\beta$  phase (figure 7).<sup>24-26</sup>

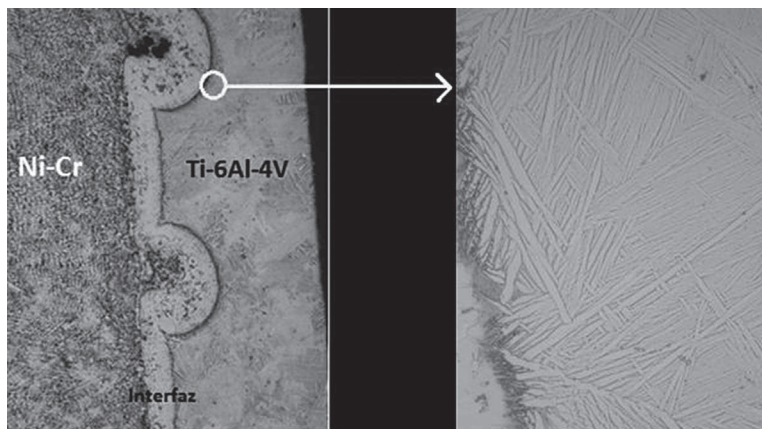


Figura 7. Micrografía (MO); interfaz formada en el sistema de barras a 50x (izquierda) y una aleación Ti-6Al-4V cercana a la interfaz a 500x (derecha)

Figure 7. Micrograph (MO); interface formed in the bar system at 50x (left) and a Ti-6Al-4V alloy near the interface at 500x (right)

También se pueden observar a mayores aumentos (figura 8) las precipitaciones en los bordes de granos, estos son característicos de este tipo de aleaciones, ya que estas, son endurecidas por solución sólida.<sup>24</sup>

Precipitations of grain edges may also be observed at higher magnifications (figure 8). These are distinctive of this type of alloys, which get toughened by solid solutions.<sup>24</sup>

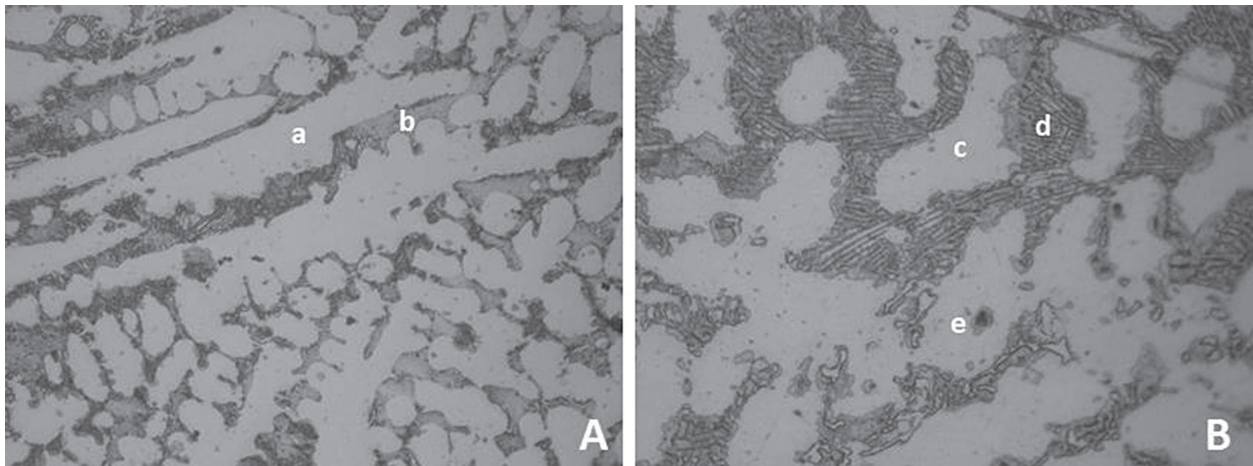


Figura 8. Microestructura de la superficie de la aleación Ni-Cr-Mo a 100x (A) y la ampliación 500x (B). a) Fase gamma ( $\gamma$ ) primaria y b) gamma-prime ( $\gamma'$ ). (B) c) granos gamma ( $\gamma$ ); d) las regiones interdendríticas; e) precipitados (Mo)

Figure 8. Surface microstructure of the Ni-Cr-Mo alloy at 100x (A) and 500x magnification (B). (a) Primary gamma phase ( $\gamma$ ) and (b) prime gamma ( $\gamma'$ ). (B) c) gamma grains ( $\gamma$ ); d) interdendritic regions; e) precipitates (Mo)

En la micrografía de la figura 8 también se observan dos fases: la frontera principal y el grano. La fase principal, también conocida como homogénea, aún conserva un carácter dendrítico. En los grupos del límite de grano se observan posibles compuestos de carburos de Cr y Mo.<sup>27</sup>

The micrograph on figure 8 also shows two phases: primary boundary and grain. The main phase, also known as the homogeneous one, keeps a dendritic nature. The grain boundary groups show possible compounds of Cr and Mo carbides.<sup>27</sup>

## DISCUSIÓN

## DISCUSSION

Desde una vista superior (figura 4) se logra observar que, debido al encerado manual, los espesores no son completamente homogéneos a lo largo de la barra, esto trae como consecuencia que en las zonas de mayor espesor se generen microestructuras dendríticas más gruesas debido a que la disipación de calor es más lenta y esto permite el mejor desarrollo de estas, mientras que el caso contrario se evidencia en las zonas más delgadas.

From a top view (figure 4), one may note that, due to manual waxing, thickness is not fully uniform along the bar; as a consequence, the thicker areas produce thicker dendritic microstructures due to slower heat dissipation which enables them better development—while the opposite occurs in the thinner areas.

En la figura 7 se evidencia una transformación en la aleación de Ti-6Al-4V a una estructura  $\alpha$  Widmanstätten, esta

Figure 7 shows a transformation of the Ti-6Al-4V alloy into an  $\alpha$  Widmanstätten structure, which

presenta una disminución en el porcentaje de elongación y en el límite elástico, en comparación con las aleaciones de Ti-6Al-4V recocidas y forjadas. La resistencia a la tracción exhibida por esta fase es menor en comparación con las estructuras recocidas pero mayor a las estructuras forjadas. La nucleación de grietas en bandas de deslizamiento en las placas  $\alpha$  de Widmanstätten aumenta cuanto más elevada es la amplitud de deformación. Las grietas, al propagarse por la microestructura, se bifurcan, dificultando su crecimiento y presentando mayor resistencia al crecimiento de grietas, es decir, que en la estructura Widmanstätten la nucleación de grietas es más rápida que en la de recocido, pero la propagación es más lenta. Esta microestructura se caracteriza por alta resistencia a la fractura, ductilidad reducida y disminución de la tensión por compresión, estas pueden ser características favorables para el comportamiento final de la aleación de Ti-6Al-4V sometida al sobrecolado.<sup>24, 28</sup>

En cuanto a las aleaciones de Ni-Cr, algunas investigaciones han demostrado que al ser sometidas a tratamientos térmicos a temperaturas utilizadas en los procesos de fundición, generan engrosamiento de la microestructura dendrítica, y disminución de la dureza de la aleación así como disminución de la resistencia, características implícitas en los procesos de transformación de las aleaciones mediante el colado.<sup>26, 29</sup>

Las precipitaciones en los bordes de granos son características de este tipo de aleaciones (figura 8). Generalmente esto es atribuido a la tendencia del molibdeno a segregarse en los bordes de grano.<sup>30</sup> Por tanto los bordes de grano actúan como frenos en el avance de las dislocaciones, lo que provoca la resistencia a la termofluencia.<sup>24</sup> Asimismo es conocido que los tratamientos térmicos de alta temperatura y los procesos simulados de cocción también han demostrado afectar microestructuralmente la aleación, los óxidos de superficie, la corrosión y las propiedades físicas.<sup>31, 32</sup>

La estructura colada es predominantemente dendrítica (figura 8) y se sabe que en esta estructura, las dendritas tienen una concentración de los metales presentes (Ni-Cr), diferente de la concentración de metales en

experiences a decrease in elongation percentage and yield strength compared to the annealed and forged alloys of Ti-6Al-4V. The tensile strength produced in this phase is smaller in comparison to annealed structures but higher than those of forged structures. The higher the strain amplitude the bigger crack nucleation in slip bands of  $\alpha$  Widmanstätten plates. As cracks spread through the microstructure, they branch off, hindering their growth and showing higher resistance to crack growth, that is to say, on the Widmanstätten structure, crack nucleation is faster than on the annealed one, but its propagation is slower. This microstructure is characterized by high tensile strength, reduced ductility, and low compressive stress—which may be favorable characteristics for the final behavior of the Ti-6Al-4V alloy subjected to overcasting.<sup>24, 28</sup>

As for the Ni-Cr alloys, some studies have shown that when subjected to heat at temperatures used in casting techniques they produce thickened dendritic microstructure and decreased alloy hardness, as well as decreased resistance—typical characteristics of the transformation processes of alloys by casting.<sup>26, 29</sup>

Precipitations in grain edges are characteristic of this type of alloys (figure 8). This is generally attributed to the tendency of molybdenum to segregate in grain boundaries.<sup>30</sup> Therefore, grain boundaries act as brakes to the progress of dislocations, which causes creep resistance.<sup>24</sup> Also, high temperature treatments and firing simulated processes have been shown to produce microstructural effects on alloys, surface oxides, corrosion and physical properties.<sup>31, 32</sup>

The casted structure is predominantly dendritic (figure 8) and dendrites in this structure are known to have concentrations of the metals (Ni-Cr), different from the concentration of metals in

los espacios interdendríticos. Esto se debe al proceso de solidificación, donde las dendritas solidifican en primer lugar formando una fase gamma ( $\gamma$ ) o fase primaria y una fase gamma prima ( $\gamma'$ ) que es una fase intermetálica, responsable de la elevada resistencia a la temperatura del material y, en consecuencia, tienen una resistencia a agentes químicos diferentes y a los ataques electroquímicos.<sup>27</sup>

Estos precipitados están probablemente constituidos por Cr y carburos Mo (principalmente Mo), si comparamos esta microestructura con investigaciones anteriores, son similares.<sup>33</sup> La microestructura de Ni-Cr-Mo presenta una fase más blanda que la estructura interdendrítica que es más dura, de allí que una variación en la proporción de estas fases ocasionadas por las diferentes velocidades de enfriamiento, hacen que el material pueda exhibir diferentes propiedades mecánicas. Además, el hecho que existan dos fases quiere decir que existe una diferencia de potencial entre las mismas lo cual hace que variando esta proporción se tenga un comportamiento distinto ante la corrosión.

Estos elementos (Cr y Mo) aportan al fortalecimiento de la solución sólida de las fases presentes de la microestructura dendrítica la cual presenta precipitados dispersos en toda la matriz, que se observan como formación de los elementos eutectoides, que muestra la solubilidad sólida extensa de cromo en el níquel, y como resultado de las aleaciones binarias endurecidas.<sup>27</sup>

En la figura 9 (a) se observa que el Mo es menos importante que el Cr; sin embargo, con menos cantidad de Mo en la aleación se conoce que la aleación es más susceptible a la picadura. La tendencia del molibdeno (Mo) para separar a las regiones interdendrítica en la zona de fusión ha sido bien demostrada en la literatura técnica.<sup>34</sup> Las estructuras dendríticas también son evidencia de segregación y heterogeneidad en el material, esto se evidencia en los análisis tomados a través del EDS.<sup>34</sup>

the interdendritic spaces. This is due to the solidification process, in which dendrites initially solidify forming a gamma phase ( $\gamma$ ), or primary phase, and a prime gamma phase ( $\gamma'$ )—an intermetallic phase responsible for the material's high temperature resistance—and therefore they have different levels of resistance to both chemical agents and electrochemical attacks.<sup>27</sup>

These precipitates are probably composed of Cr and Mo carbides (mainly Mo), and if we compare this microstructure with the findings of earlier research, we may find out that they are similar.<sup>33</sup> The microstructure of Ni-Cr-Mo has a softer phase than that of the interdendritic structure, so a variation in the proportion of these phases caused by different cooling rates may make the material exhibit different mechanical properties. Moreover, the fact that there are two phases means that there is a potential difference between them, and if this proportion varies there will be a different behavior to corrosion.

These elements (Cr and Mo) contribute to the strengthening of the solid solution of phases occurring in the dendritic microstructure, which precipitates are dispersed throughout the matrix—seen as formation of eutectoid elements—showing the solid extensive solubility of chromium in nickel, as a result of hardened binary alloys.<sup>27</sup>

Figure 9 (a) shows that Mo is less abundant than Cr; however, fewer concentrations of Mo make the alloy more susceptible to pitting. The tendency of Mo to separate the interdendritic regions in the melting zone has been well demonstrated in the literature.<sup>34</sup> The dendritic structures are also evidence of segregation and heterogeneity in the material—this has been shown by EDS analyzes.<sup>34</sup>

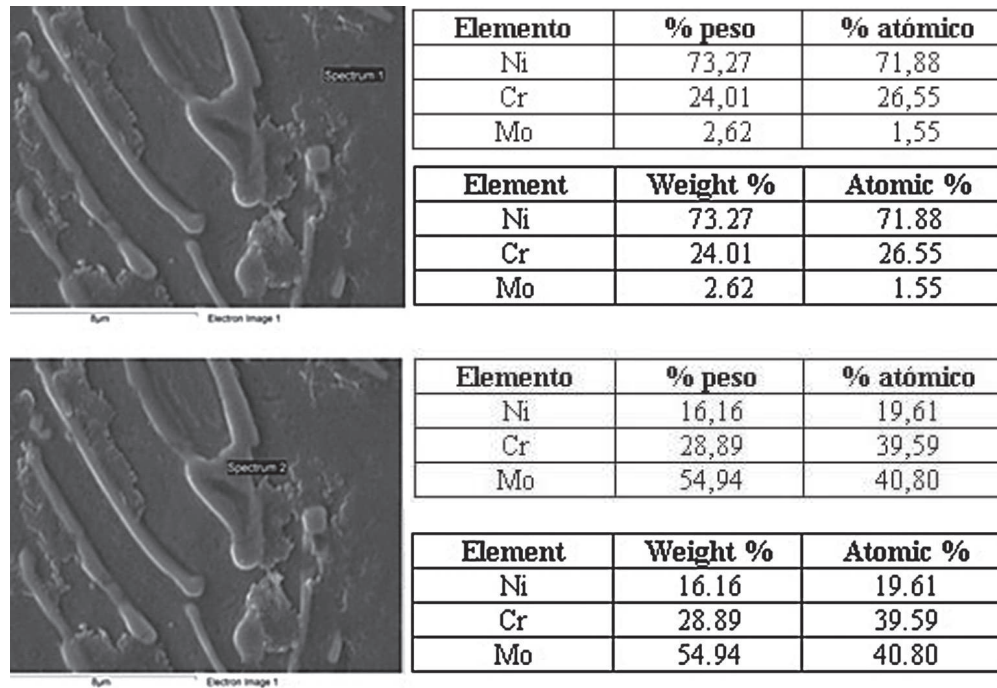


Figura 9. a) Análisis EDS de la dendrita (superior izquierda) y b) la composición eutéctica (inferior izquierda) Ni-Cr-Mo

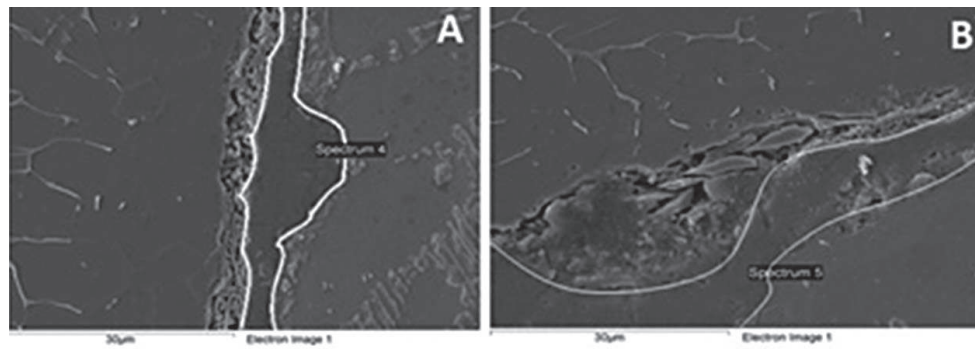
Figure 9. (a) EDS analysis of the dendrite (top left) and (b) eutectic composition (bottom left) Ni-Cr-Mo

En la figura 9 (b) el alto contenido de molibdeno corresponde a la presencia de un carburo de composición  $M_6C$ , donde M corresponde a la presencia de molibdeno o silicio, la presencia de silicio se debe a que este elemento aumenta la fluidez del colado de la aleación durante el proceso de fundición.<sup>35</sup>

En la figura 10 se resalta la interfase formada entre las aleaciones de níquel y titanio y su respectivo análisis EDS en el cual se evidencian componentes de las dos aleaciones utilizadas como lo son el Ti y el Cr en la interfase, que pueden influir en los mecanismos de corrosión. Que la influencia sea positiva o negativa depende de resultados electroquímicos posteriores.

In figure 9 (b) the high content of molybdenum corresponds to the presence of a carbide  $M_6C$ , where M corresponds to the presence of molybdenum or silicon, and silicon is present because it increases the fluidity of the alloy during casting.<sup>35</sup>

Figure 10 highlights the interface formed between the nickel and titanium alloys and their respective EDS analysis showing the components of the two alloys used (such as Ti and Cr in the interface), that may influence corrosion mechanisms. Whether it is a positive or a negative influence depends on subsequent electrochemical results.



Elemento	% peso	% atómico
O	35,87	61,22
Al	3,98	4,03
Ti	44,04	25,11
V	2,62	1,41
Cr	5,65	2,97

Element	Weight %	Atomic %
O	35.87	61.22
Al	3.98	4.03
Ti	44.04	25.11
V	2.62	1.41
Cr	5.65	2.97

Figura 10. Análisis EDS de la interfase formada entre las aleaciones Ti-6Al-4V y Ni-Cr-Mo

Figure 10. EDS analysis of the interface formed between the Ti-6Al-4V and Ni-Cr-Mo alloys

También cabe destacar la presencia de oxígeno, que nos muestra la presencia y formación de óxidos que pueden ser  $Cr_2O_3$ ,  $MoO_3$  o de níquel que aunque confieren muy buenas propiedades frente a la corrosión, por ser óxidos pueden llegar a ser frágiles por su comportamiento cerámico. Aunque es de suma importancia mencionar que no es usual que esta interfase se vea expuesta a la superficie.

Estos análisis evidencian claramente que la interfase está delimitada por una capa de óxido, debido a que el proceso de producción se hace sin una atmósfera protectora.

En algunos de los resultados obtenidos en el SEM se evidencian disminución en el contenido de Cr y Ni en las dendritas. Roach y colaboradores<sup>36</sup> Encontraron que después del procedimiento de fundición, las aleaciones con 14-22% de Cr y 9-17% de Mo revelaban una disminución en el contenido de Cr y Mo en la superficie del óxido, lo que mostró una disminución en la corrosión, aunque no es muy significativa en todos los casos.

It is also important to note the presence of oxygen, which indicates the presence and formation of oxides that may be  $Cr_2O_3$ ,  $MoO_3$  or nickel, and although they offer very good anticorrosion properties, being oxides they may become fragile due to their ceramic behavior. It is very important to mention, however, that it is not usual for this interface to be exposed to the surface.

These analyses clearly show that the interface is defined by an oxide layer because the production process is performed without a protective atmosphere.

Some of the SEM results show a decrease in the contents of Cr and Ni in the dendrites. Roach et al<sup>36</sup> found out that, after casting, the alloys with 14-22% of Cr and 9-17% of Mo showed a decrease in the Cr and Mo contents in the oxide surface, indicating a decrease in corrosion, although it is not very significant in all the cases.

## CONCLUSIONES

Entre de las limitaciones de este estudio, se observó una unión química de las 2 aleaciones de Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5% y Ti-6Al-4V después del proceso de sobrecolado, al detectarse intercambio de elementos de una aleación a otra, el cual permite considerar desde el punto de vista metalográfico el sobrecolado entre estas dos aleaciones como una opción viable para la realización de estructuras sobre pilares de implantes.

En la aleación Ti-6Al-4V, se observó un cambio en la microestructura posterior al proceso de sobrecolado, generando una estructura laminar de fase  $\alpha$  Widmanstätten, la cual proporciona mejor comportamiento a la fluencia, mayor tenacidad y una mejor resistencia a la propagación de grietas.

Se apreció que las barras no presentaban un espesor homogéneo en el recubrimiento de Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5% sobre el pilar, esto genera mayor heterogeneidad microestructural lo que incide directamente en el material alterando sus mecanismos de corrosión, por lo tanto se debe estandarizar el proceso de fabricación de las barras con estructuras prefabricadas para garantizar mayor control en la microestructura final.

Se evidenció que en las secciones donde las barras presentaban mayores espesores, las muestras presentaban dendritas con grosores diferentes respecto a las partes con menor espesor, esto posiblemente causado por la menor velocidad de enfriamiento en la parte con mayor espesor.

Durante el proceso de fundición, deberá garantizarse una atmósfera inerte para que la interfase generada no presente formación de óxidos, que pueden repercutir en las propiedades mecánicas de esta.

Se requieren pruebas electroquímicas de corrosión y mecánicas para evaluar el comportamiento de estas estructuras, simulando las características del medio oral.

## CONCLUSIONS

Among the limitations of this study is a chemical bonding of the two alloys (Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5% and Ti-6Al-4V) following the overcasting process, as an exchange of elements between the elements is identified. From a metallographic perspective, this suggests that overcasting between these two alloys is a viable option for fitting structures on implant abutments.

A change was observed in the Ti-6Al-4V alloy microstructure after overcasting, generating a laminar structure of an  $\alpha$  Widmanstätten phase, which provides a better flow behavior, increased toughness and improved resistance to crack propagation.

The bars did not present a homogeneous thickness of the Ni65%-Cr22,5%-Mo9,5% alloy coating on the pillar. This produces greater microstructural heterogeneity, directly affecting the material and altering its mechanisms of corrosion; therefore, the bar manufacturing process must be standardized with prefabricated structures in order to ensure better control of the final microstructure.

In those areas of the bars with greater thicknesses, the samples developed dendrites with different thicknesses compared with thinner sections. This may be due to lower cooling rates in thicker areas.

During the casting process, an inert atmosphere should be ensured so that the generated interface does not present oxide formation, which may affect its mechanical properties.

Electrochemical corrosion tests and mechanical test are required to evaluate the behavior of these structures, simulating the characteristics of the oral environment.



## CORRESPONDENCIA

Maritza Parra Lozada  
Calle 12A N.º 56-60  
Cali, Colombia  
Correo electrónico: antigona24@hotmail.com

Herney Garzón Rayo  
Escuela de Odontología, Universidad del Valle  
Cali, Colombia  
Correo electrónico: herneygarzon@hotmail.com

## CORRESPONDING AUTHORS

Maritza Parra Lozada  
Calle 12A N.º 56-60  
Cali, Colombia  
E-mail address: antigona24@hotmail.com

Herney Garzón Rayo  
Escuela de Odontología, Universidad del Valle  
Cali, Colombia  
E-mail address: herneygarzon@hotmail.com

## REFERENCIAS / REFERENCES

- Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belsler U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11(1): 108-125.
- Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(4): 539-545.
- Sadowsky SJ. Treatment considerations for maxillary implant overdentures: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 97(6): 340-348.
- Fueki K, Kimoto K, Ogawa T, Garrett NR. Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98(6): 470-477.
- Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 2006; 15(1): 24-34.
- Moeller MS, Duff RE, Razzoog ME. Rehabilitation of malpositioned implants with a CAD/CAM milled implant overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2011; 105(3): 143-146.
- Slot W, Raghoobar GM, Vissink A, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ. A systematic review of implant-supported maxillary overdentures after a mean observation period of at least 1 year. *J Clin Periodontol* 2010; 37(1): 98-110.
- Waddell JN, Payne AG, Swain MV, Kieser JA. Scanning electron microscopy observations of failures of implant overdenture bars: a case series report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010; 12(1): 26-38.
- Lothigius E, Smedberg JI, De Buck V, Nilner K. A new design for a hybrid prosthesis supported by osseointegrated implants: 1. Technical aspects. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(1): 80-86.
- Naert I, Gizani S, van Steenberghe D. Rigidly splinted implants in the resorbed maxilla to retain a hinging overdenture: a series of clinical reports for up to 4 years. *J Prosthet Dent* 1998; 79(2): 156-164.
- Zitzmann NU, Marinello CP. Implant-supported removable overdentures in the edentulous maxilla: clinical and technical aspects. *Int J Prosthodont* 1999; 12(5): 385-390.
- Kramer A, Weber H, Benzing U. Implant and prosthetic treatment of the edentulous maxilla using a bar-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(2): 251-255.
- Spyropoulou PE, Razzoog ME, Duff RE, Chronaios D, Saglik B, Tarrazzi DE. Maxillary implant-supported bar overdenture and mandibular implant-retained fixed denture using CAD/CAM technology and 3-D design software: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2011 ;105(6): 356-362.
- Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Vissink A. Implant-retained maxillary overdentures on milled bar suprastructures: a 10-year follow-up of surgical and prosthetic care and aftercare. *Int J Prosthodont* 2009; 22(2): 181-192.
- De Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent* 2007; 35(10): 800-805.
- Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent* 1983; 49(3): 363-370.

17. Setcos JC, Babaei-Mahani A, Silvio LD, Mjor IA, Wilson NH. The safety of nickel containing dental alloys. *Dent Mater* 2006; 22(12): 1163-1168.
18. Wataha JC, Lockwood PE, Nelson SK, Bouillaguet S. Long-term cytotoxicity of dental casting alloys. *Int J Prosthodont* 1999; 12(3): 242-248.
19. Manaranche C, Hornberger H. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion. *Dent Mater* 2007; 23(11): 1428-1437.
20. Al-Hiyasat AS, Bashabsheh OM, Darmani H. Elements released from dental casting alloys and their cytotoxic effects. *Int J Prosthodont* 2002; 15(5): 473-478.
21. Viswanathan S. Electrochemical behavior of Co-Cr and Ni-Cr dental cast alloys. *Trans Nonferrous Met Soc China* 2009; 19: 785-790.
22. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81(1): 7-13.
23. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001; 10(2): 85-92.
24. Leyens C, Peters M. Titanium and Titanium alloys fundamentals and applications. Weinheim: Wiley VCH; 2003. p. 4-50.
25. Gil FJ, Ginebra MP, Manero JM, Planell JA. Formation of a-Widmanstatten structure: effects of grain size and cooling rate on the Widmanstatten morphologies and on the mechanical properties in Ti-6Al-4V alloy 2001. *J Alloy Comp* 2001; 329 (1-2): 142-152.
26. Hong Q, Qi YL, Zhao YQ. Effect of rolling process on microstructure and properties of Ti600 alloy plates. *Rare Metal Mat Eng* 2005; 34(8): 1334-1337
27. Faot F, Jose da Silva W, Matheus RC, Del Bel Cury AA. Microstructural characterization of Ni-Cr-Mo-Ti and Ti-6Al-4V alloys used in prosthetic abutments. *Rev Odonto Cienc [revista en línea]* 2009 [fecha de acceso 4 de agosto de 2009]; 24(4): 401-405 URL disponible en <http://www.revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index/php/index>
28. ASM International, Handbook Committee, Vander Voort GF. *Metallographic and Microstructures*. 10.<sup>a</sup> ed. California: ASM International 2004; 9: 458-476.
29. Goodall TG, Lewis AJ. The metallography of heat treatment effects in a nickel-base casting alloy. A preliminary report. *Aust Dent J* 1979; 24(4): 235-237.
30. Banovic SW, DuPont JN, Marder AR. Dilution and microsegregation in dissimilar metal welds between super austenitic stainless steels and Ni base alloys. *Sci Technol Weld Join* 2002; 7(5): 374-83.
31. Roach MD, W. J. Use of X-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal firing. *J Prosthet Dent* 2000; 84(6): 623-634.
32. Johnson T. Surface analysis of porcelain fused to metal systems. *Dent Mater* 2006, 22(4): 330-37.
33. Silva J, Sousa L, Nakasato RZ, Codaro HM. Electrochemical and Microstructural study of Ni-Cr-No alloys used in dental prostheses. *Mater Sci Appl* 2011; 2: 42-48.
34. Perricone MJ, Dupont JN. Effect of Composition on the Solidification Behavior of Several Ni-Cr-Mo and Fe-Ni-Cr-Mo Alloys. *Metall Mater Trans A* 2006; 37(4): 1267-1280.
35. Bauer J, Costa JF, Carvalho CN, Grande RH, Loguercio AD, Reis A. Characterization of two Ni-Cr dental alloys and the influence of casting mode on mechanical properties. *J Prosthodont Res* 2012; 1016: 1-8.
36. Roach MD, Wolan JT, Parsell DE, Bumgarder JD. Use of X-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal firing. *J Prosthet Dent* 2000; 84(6): 623-634.