

Processo de Fundição do Titânio e de suas Ligas na Área de Reabilitação Oral

Proceso de Colado del Titanio y de sus Aleaciones en el Área de Rehabilitación Oral

Casting Procedure of Titanium and Its Alloys in Oral Rehabilitation Area

Ricardo Alexandre Zavanelli*
 Guilherme Elias Pessanha Henriques**
 Marcelo Ferraz Mesquita**
 Mauro Antônio Arruda Nóbilo**
 Edwin Fernando Ruiz Contreras***
 Adriana Cristina Zavanelli****

Zavanelli RA, Henriques GEP, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Contreras EFR, Zavanelli AC. Processo de fundição do titânio e de suas ligas na área de reabilitação oral. PCL 2003; 5(28):505-15.

O titânio e suas ligas têm despertado grande interesse na Odontologia e, em especial, na área de prótese dental, considerando suas propriedades favoráveis como alta resistência mecânica e baixo peso específico. A sua técnica de fundição é pouco disseminada e difere dos métodos convencionais. Assim, o objetivo desse trabalho é descrever o processo de fundição do titânio comercialmente puro e ligas dele derivadas, destacando as principais características físicas e mecânicas desse metal e suas perspectivas para aplicação em próteses convencionais (prótese parcial fixa e prótese parcial removível) e próteses sobre implantes.

PALAVRAS-CHAVE: Ligas dentárias; Titânio; Técnica de fundição odontológica; Reabilitação bucal.

Zavanelli RA, Henriques GEP, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Contreras EFR, Zavanelli AC. Proceso de colado del titanio y de sus aleaciones en el área de rehabilitación oral. PCL 2003; 5(28):505-15.

El titanio y sus aleaciones han despertado gran interés en la Odontología y en especial en el área de prótesis dental debido a sus diversas propiedades favorables tales como alta resistencia mecánica y bajo peso específico. Su técnica de colado es poco difundida y difiere de los métodos convencionales. El objetivo de este trabajo es describir el proceso de colado del titanio comercialmente puro y de sus aleaciones derivadas, destacando las principales características físicas y mecánicas de este metal y sus perspectivas para la aplicación en prótesis convencionales (prótesis parcial fija y prótesis parcial removible) y prótesis sobre implantes.

PALABRAS CLAVE: Aleaciones dentales; Titanio; Técnica de colado dental; Rehabilitación bucal.

* Professor Doutor Adjunto da Disciplina de Prótese Parcial Removível do Departamento de Prevenção e Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia – UFG; Rua T-38, Qd.162, Lt 4-20, nº1285, ap.1404, Bloco A, Setor Bueno – CEP 74223-040, Goiânia, GO; e-mail: zavanelli@uol.com.br

** Professor Doutor Livre-docente do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP

*** Mestre e Doutorando em Clínica Odontológica, Área de Prótese Dental na Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP

**** Professora Doutora da Disciplina de Prótese Parcial Fixa e Oclusão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP

INTRODUÇÃO / INTRODUCCIÓN

Desde o início de sua existência, o homem sempre se empenhou em dominar, em seu proveito, o meio material. Entretanto, durante muitos milênios, o processo tecnológico realizou-se às custas de experiências empíricas e de erros, podendo afirmar-se que somente a partir de fins do século XVIII a tecnologia tornou-se uma ciência aplicada (Zavanelli *et al.*, 1999).

A introdução do processo de cera perdida e inclusão em revestimento estabelecido por Taggart, em 1907, tornou possível a confecção de restaurações fundidas em ouro (Au). Essa técnica constituiu-se em sucesso imediato e logo foram feitas restaurações mais complexas, como os retentores de Próteses Parciais Fixas (PPF) e Próteses Parciais Removíveis (PPR). Porém, o elevado custo do ouro levou ao desenvolvimento de ligas compostas de metais básicos, buscando alcançar as propriedades das ligas áureas, empregando as técnicas de fundição até então desenvolvidas.

As ligas de metais básicos, para a confecção de PPF e PPR, foram introduzidas em 1930. Desde então, tanto o níquel-cromo (Ni-Cr) como o cobalto-cromo (Co-Cr) tornaram-se formulações populares pela economia e pelo papel que poderiam desempenhar como proposta de substituição das ligas convencionais de Au do tipo IV. As vantagens desses metais básicos são: baixo peso específico, alta resistência e baixo custo (Kelly, Rose, 1983; Craig *et al.*, 2002).

Outros elementos, como o berílio e o molibdênio, são adicionados ao sistema Ni-Cr e Co-Cr para tentar diminuir a temperatura de fusão e melhorar o mecanismo de união com a porcelana, mas sabe-se que o berílio é potencialmente tóxico e o níquel é reconhecido com agente sensibilizante (Blanco-Daumau, 1982; Jones *et al.*, 1986; Wiltshire *et al.*, 1996).

Dessa forma, ligas alternativas como o titânio foram introduzidas para tentar compensar as deficiências dos metais básicos. Em relação aos sistemas não-nobres, o titânio apresenta polimento e usinagem mais fácil (Lautenschlager, Monaghan, 1993). Em adição, esse metal é capaz de reunir alta resistência com baixo peso específico e radiopacidade capaz de permitir a identificação de eventuais falhas de fundição (Wang, Boyle, 1993; Zavanelli, Henriques, 2001).

Desde 1950, o titânio e as ligas dele derivadas, como o sistema Ti-6Al-4V, são utilizados pela indústria naval e aeroespacial. Na Odontologia, o titânio tornou-se o elemento de escolha na fabricação de implantes aloplásticos substitutos de dentes ausentes, haja vista sua excelente biocompatibilidade e baixa condutividade térmica (Parr *et al.*, 1985; Wang, Fenton, 1996).

Desde los albores de su existencia, el hombre se empeñó siempre en dominar para provecho suyo el medio material. Durante muchos milenios, el proceso tecnológico se realizó a costa de experiencias empíricas y de errores; y sólo a partir de fines del siglo XVIII la tecnología se tornó en una ciencia aplicada (Zavanelli *et al.*, 1999).

La introducción del proceso de cera perdida e inclusión en revestimiento establecido por Taggart en 1907 hizo posible la confección de restauraciones coladas en oro (Au). Esta técnica obtuvo un éxito inmediato, y a partir de ella posteriormente se confeccionaron restauraciones más complejas, como los retenedores de Prótesis Parciales Fijas (PPF) y Prótesis Parciales Removibles (PPR). Sin embargo, el elevado costo del oro devino en el desarrollo de aleaciones compuestas de metales no nobles, buscando alcanzar las propiedades de las aleaciones áureas, mediante el empleo de las técnicas de colado desarrolladas hasta entonces.

En 1930 se introdujeron las aleaciones de metales no nobles para la confección de PPF y PPR. A partir de entonces, tanto el níquel-cromo (Ni-Cr) como el cobalto-cromo (Co-Cr) se volvieron fórmulas populares por su bajo costo y por el papel que podrían desempeñar como propuesta para sustituir las aleaciones convencionales de Au tipo IV. Las ventajas de estos metales no nobles son: bajo peso específico, alta resistencia y bajo costo (Kelly, Rose, 1983; Craig *et al.*, 2002).

Además se adicionaron otros elementos, como el berilio y el molibdeno, al sistema Ni-Cr y Co-Cr para intentar disminuir la temperatura de fusión y mejorar el mecanismo de unión con la porcelana. No obstante, el berilio es potencialmente tóxico y el níquel es un reconocido agente sensibilizante (Blanco-Daumau, 1982; Jones *et al.*, 1986; Wilthshire *et al.*, 1996).

Para tratar de compensar las deficiencias de los metales no nobles se introdujeron las aleaciones alternativas con base de titanio. En comparación con los sistemas no nobles, el titanio permite un pulido y una fabricación más sencillas (Lautenschlager, Monaghan, 1993). Además, este metal es capaz de conciliar alta resistencia con bajo peso específico y una radiopacidad capaz de permitir la identificación de eventuales fallas en el colado (Wang, Boyle, 1993; Zavanelli, Henriques, 2001).

Desde 1950 la industria naval y aeroespacial utiliza el titanio y sus aleaciones derivadas, como por ejemplo el sistema Ti-6Al-4V. En Odontología el titanio se tornó el elemento de elección en la fabricación de implantes aloplásticos como sustitutos de dientes ausentes, debido su excelente biocompatibilidad y baja conductividad térmica (Parr *et al.*, 1985; Wang, Fenton, 1996).

O uso do titânio para a confecção de infra-estruturas protéticas tem sido sugerido e desenvolvido desde 1980 (Ida *et al.*, 1980), tendo sua utilização reforçada por Blackman *et al.* (1997), os quais relataram que as alterações dimensionais nos planos vertical e horizontal, com contração máxima de 2,6% e expansão máxima de 1,8%, eram valores similares às alterações verificadas para as estruturas metálicas convencionais de Co-Cr.

Sendo o titânio e suas ligas metais recentemente introduzidos na confecção de estruturas protéticas, como as PPR, PPF e infra-estruturas sobre implantes, o propósito deste estudo foi descrever a técnica de fundição deste material, utilizando o sistema Rematitan (Rematitan, Dentaurum J.P. Winkelstroter KG, Alemanha), destacando as principais características do metal para uso na área de prótese.

Desde 1980 se ha sugerido y desarrollado el titanio como material para la confección de infraestructuras protéticas (Ida *et al.*, 1980), sobre lo cual insistieron Blackman *et al.* (1997), cuando reportaron que los cambios dimensionales en los planos vertical y horizontal, con contracción máxima de 2,6% y expansión máxima de 1,8%, eran valores similares a los cambios observados para las estructuras metálicas convencionales de Co-Cr.

Debido a que el titanio y sus aleaciones metálicas han sido recientemente introducidos en la confección de estructuras protéticas, como las PPR, PPF e infraestructuras sobre implantes, el propósito de este estudio fue describir la técnica de colado de este material utilizando el sistema Rematitan (Rematitan, Dentaurum J.P. Winkelstroter KG, Alemania), destacando las principales características del metal para su uso en el campo de la prótesis.

TÉCNICA DE FUNDIÇÃO / TÉCNICA DE COLADO

Obtenção dos Padrões em Cera e Inclusão em Revestimento

Prevamente ao processo de fundição, as infra-estruturas das peças protéticas (PPF, PPR, retentores intra-radiculares fundidos, RMF ou infra-estruturas sobre implante) devem ser esculpidas em cera e unidas à base côncava do anel de inclusão por meio de condutos de alimentação. Esses condutos de alimentação não devem conter ângulos vivos nas interseções, para não dificultar a injeção da liga liquefeita (Zavanelli *et al.*, 2000; Baltag *et al.*, 2002).

Assim, como ocorre no enceramento dos processos de fundição convencionais, pode-se utilizar condutos de alimentação, selas, grampos e outros componentes de cera pré-fabricados (Figura 1).

Para as infra-estruturas enceradas diretamente sobre o modelo funcional, há três tamanhos de anel de inclusão (nº2, 4 e 6) que são utilizados de acordo com o tamanho da peça a ser fundida. Peças menores, como os retentores intra-radiculares fundidos, *copings* de PPF e barras utilizadas para sobredentaduras dentorretidas ou implantorretidas, utilizam o anel de inclusão nº2 e as peças mais extensas, que requerem cobertura total ou protocolos do tipo Bränemark, requerem o anel nº4 ou 6, com capacidade para 500g de revestimento.

Pode-se identificar, nas Figuras 2, 3 e 4, infra-estruturas sobre implante esculpidas em cera, diretamente sobre o modelo funcional e prontas para serem adaptadas aos condutos de alimentação e posterior inclusão em revestimento. O conjunto, unido à base côncava do anel, deve ser pulverizado com líquido surfactante (Waxit, Degussa AG, Alemanha) e deixado secar à temperatura ambiente. Este líquido diminui a

Obtención de los patrones de cera e inclusión en el revestimiento

Antes del proceso de colado las infraestructuras de las piezas protéticas (PPF, PPR, espigas radiculares colados, RMF o infraestructuras sobre implantes) deben modelarse en cera y unirse a la base cónica del cilindro para colado por medio de conductos de alimentación (bebéderos). Éstos deben quedar desprovistos de ángulos agudos en las intersecciones para no dificultar la inyección de la aleación en estado líquido (Zavanelli *et al.*, 2000; Baltag *et al.*, 2002).

Así como ocurre en el encerado de los colados convencionales, pueden utilizarse conductos de alimentación, asientos, ganchos y otros componentes de cera prefabricados (Figura 1).

Para albergar la infraestructura encerada directamente sobre el modelo funcional existen tres tamaños de cilindros para colado (nº 2, 4 y 6), que se utilizan de acuerdo al tamaño de la pieza a ser colada. Las piezas pequeñas (como los espigas radiculares colados, cofias de PPF y barras utilizadas para sobredentaduras dentorretidas o implantorretidas) requieren cilindros para colado nº 2 y las piezas más grandes, que requieren cobertura total o los protocolos de tipo Bränemark, requieren cilindros para colado nº 4 ó 6, con capacidad para 500g de revestimiento.

En las Figuras 2, 3 y 4 se pueden identificar infraestructuras sobre implantes talladas en cera directamente sobre el modelo funcional y listas para ser adaptadas a los conductos de alimentación y posterior inclusión en el revestimiento. El conjunto unido a la base cónica del cilindro para colado, debe rociarse con un líquido humectante (Waxit, Degussa AG, Alemania) y dejarse

tensão superficial e minimiza a formação de bolhas (Figura 5).

Para as infra-estruturas das PPR, o modelo funcional é duplicado em material refratário e as estruturas são esculpidas sobre este modelo, que recebe previamente um tratamento endurecedor, assim como ocorre no processo de fundição convencional (Figuras 6, 7, 8 e 9). Em seguida, condutos de alimentação são unidos à peça esculpida e à base formadora de cadinho de plástico (Figura 10). O conjunto, modelo refratário com escultura da peça e condutos de alimentação, é fixado no anel de inclusão, que é pulverizado com líquido surfactante (Waxit, Degussa AG, Alemanha) e o revestimento é espalhado mecanicamente a vácuo e vazado sob vibração (Figuras 11, 12 e 13).

O revestimento utilizado para a fundição do titânio é fornecido pelo fabricante, que não especifica sua composição química (revestimento Rematitan Ultra, indicado para peças precisas, e revestimento Rematitan Plus, específico para PPR). O revestimento é proporcionado de acordo com as instruções do fabricante (40ml de líquido e 250g de pó) e espalhado mecanicamente, a vácuo, por 60 segundos. A massa é vazada sob vibração e deixada à temperatura ambiente até o início da reação de cristalização, momento em que o bloco de revestimento deve ser removido do anel de inclusão.

Após 40 minutos do início da manipulação do revestimento, o bloco cristalizado é colocado em um forno elétrico de pré-aquecimento, previamente programado, conforme a Tabela 1.

O bloco de revestimento deve ser posicionado no forno com a base formadora de cadinho voltada para baixo para evitar a penetração de impurezas (Figura 14).

secar a temperatura ambiente. Este líquido disminuye la tensión superficial y reduce la formación de burbujas (Figura 5).

Para las infraestructuras de las PPR, el modelo funcional se duplica en material refractario y las estructuras se tallan sobre este modelo, el cual recibe previamente un tratamiento endurecedor, tal como ocurre en el proceso de colado convencional (Figuras 6, 7, 8 y 9). Enseguida, los conductos de alimentación se unen a la pieza tallada y a la base formadora del crisol de plástico (Figura 10). El conjunto -modelo refractario con la pieza tallada y conductos de alimentación- se fijan al cilindro para colado, que se rocía con un líquido humectante (Waxit, Degussa AG, Alemania), el revestimiento se espátula mecánicamente al vacío y se realiza el vaciado bajo vibración (Figuras 11, 12 e 13).

El fabricante del revestimiento utilizado para el colado de titanio no especifica su composición química (revestimiento Rematitan Ultra, indicado para procedimientos de precisión, y revestimiento Rematitan Plus, específico para PPR). El revestimiento se dispensa observando las proporciones indicadas por el fabricante (40ml de líquido y 250g de polvo) y se le espátula mecánicamente al vacío durante 60 segundos. El vaciado de la mezcla se realiza con ayuda de un vibrador y se deja a temperatura ambiente hasta el inicio de la reacción de cristalización, momento en el cual el bloque de revestimiento se debe retirar del cilindro para colado.

Después de 40 minutos del inicio de la manipulación del revestimiento se coloca el bloque cristalizado en un horno eléctrico de precalentamiento previamente programado, conforme a la Tabla 1.

El bloque de revestimiento debe colocarse en el horno con la base formadora del crisol hacia abajo para evitar la penetración de impurezas (Figura 14).

TABELA 1: Ciclos de temperatura, velocidade de aquecimento e tempo de aquecimento. / **Ciclos de temperatura, velocidad de calentamiento y tiempo de calentamiento.**

PROGRAMA	TEMPERATURA (H=0°C)	VELOCIDADE DE AQUECIMENTO (A=0°C/min)	TEMPO DE AQUECIMENTO (P=min)
PROGRAMA	TEMPERATURA (H=0°C)	VELOCIDAD DE CALENTAMIENTO (A=0°C/min)	TIEMPO DE CALENTAMIENTO (P=min)
CICLO 1	H1=150°C	A1=5°C/min	P1=90min
CICLO 2	H2=250°C	A2=5°C/min	P2=90min
CICLO 3	H3=1000°C	A3=5°C/min	P3=60min
CICLO 4	H4=430°C	A4=5°C/min	P4=120min

H = temperatura em que o bloco de revestimento permanece no ciclo.

A = velocidade de aquecimento do forno.

P = patamar em que o bloco permanece no ciclo.

H = temperatura del bloque de revestimiento durante el ciclo.

A = velocidad de calentamiento del horno.

P = descanso en el que el bloque permanece en el ciclo.

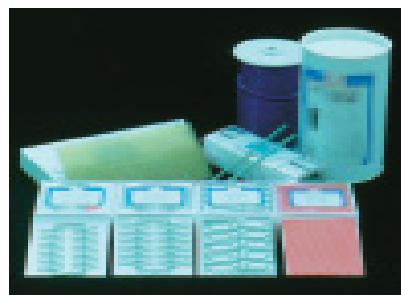


FIGURA 1: Componentes de cera pré-fabricados. / **Componentes de cera prefabricados.**



FIGURA 2: Infra-estrutura sobre implante encerada sobre o modelo funcional. I *Infraestructura sobre implante encerada sobre el modelo funcional.*

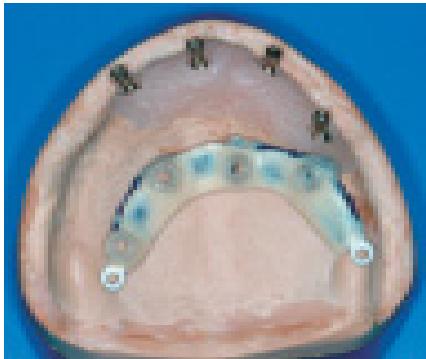


FIGURA 3: Superfície de assentamento da infra-estrutura sobre implante em cera, fora da posição original. I *Superficie de asentamiento de la infraestructura sobre implante en cera, fuera de la posición original.*

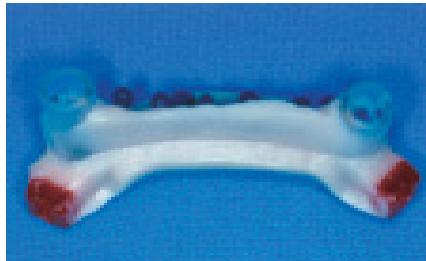


FIGURA 4: Vista de uma infra-estrutura sobre implante em cera, com encaixes de semi-precisão já posicionados. I *Vista de una infraestructura sobre implante en cera, con encajes de semiprecisión ya posicionados.*



FIGURA 5: Conjunto: anel de inclusão de silicone, base formadora de cadrinho com a infra-estrutura encerada, unida aos condutos de alimentação, e líquido surfactante. I *Conjunto: Cilindro de silicone para revestido, base formadora del crisol con la infraestructura encerada unida a los conductos de alimentación y líquido humectante.*



FIGURA 6: Anel de duplicação do modelo funcional da prótese parcial removível. I *Cilindro para duplicar el modelo funcional de la prótesis parcial removible.*



FIGURA 7: Revestimento vazado sobre o molde de duplicação. I *Revestimiento vaciado sobre el molde de duplicación.*



FIGURA 8: Líquido endurecedor do modelo de revestimento. I *Líquido endurecedor del modelo de revestimiento.*



FIGURA 9: Prótese parcial removível encerada sobre o modelo de revestimento. I *Prótesis parcial removible encerada sobre el modelo de revestimiento.*



FIGURA 10: Condutos de alimentação adaptados à estrutura em cera da prótese parcial removível e à base de plástico formadora de cadrinho. I *Conductos de alimentación adaptados a la estructura en cera de la prótesis parcial removible y a la base de plástico formadora del crisol.*

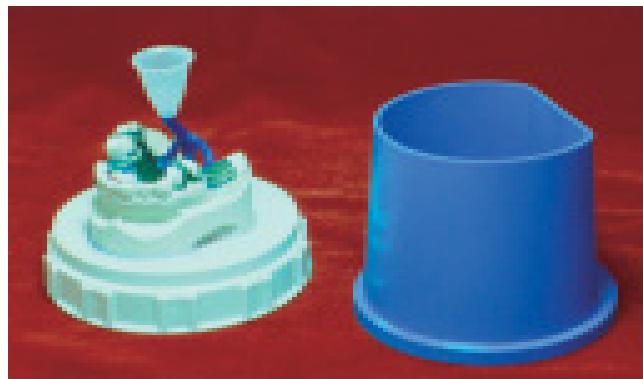


FIGURA 11: *Modelo de revestimento fixado com cera na base do anel de inclusão.* I *Modelo de revestimiento fijado con cera en la base del cilindro para revestido.*



FIGURA 12: *Vista superior do anel de inclusão pronto para receber o revestimento.* I *Vista superior del cilindro para revestido listo para recibir el revestimiento.*

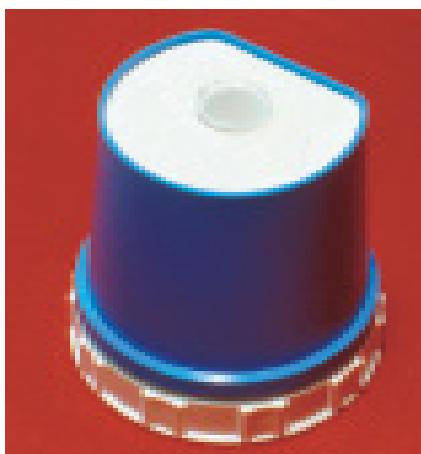


FIGURA 13: *Aspecto do anel de inclusão, vazado com o revestimento.* I *Aspecto del cilindro para revestido, vaciado con el revestimiento.*



FIGURA 14: *Bloco de revestimento posicionado no forno de pré-aquecimento.* I *Bloque de revestimiento colocado en el horno de precalentamiento.*

PROCESSO DE FUNDIÇÃO / PROCESO DE COLADO

Transcorrido o período de aquecimento, a máquina de fundição (Rematitan, Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG, Alemanha), ilustrada na Figura 15 e no Esquema da Figura 16, deve ser programada e ajustada para o tamanho da peça a ser fundida. Há três tipos de pastilha de liga fornecida pelo fabricante com 22g, 31g e 36g que são utilizadas conforme o tamanho da peça a ser fundida. Isso é válido para o titânio comercialmente puro, pois há outras ligas como o Ti-6Al-4V que ainda não estão disponíveis no mercado, mas que já foram analisadas e apresentaram resultados satisfatórios (Zavanelli *et al.*, 2000). O tempo de fundição e a corrente elétrica a ser descarregada sobre a pastilha da liga são automaticamente ajustados pela máquina de fundição, após seleção prévia do tipo de pastilha da liga.

A máquina de fundição é constituída por duas câmaras (Figuras 17 e 18). Uma câmara superior de fundição que abriga o cadinho de cobre refrigerado e o eletrodo de volfrâmio, e uma parte inferior que

Transcurrido el período de calentamiento, la máquina de colado (Rematitan, Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG, Alemania), que se presenta en la Figura 15 y en el esquema de la Figura 16, debe programarse y ajustarse de acuerdo al tamaño de la pieza a colar. Existen tres tipos de pastillas de aleación que suministra el fabricante, de 22g, 31g y 36g, que se usan según el tamaño de la pieza a colarse. Esto es válido para el titanio comercialmente puro, ya que hay otras aleaciones como el Ti-6Al-4V que aún no están disponibles en el mercado, no obstante ya fueron analizadas y sus resultados se presentaron satisfactorios (Zavanelli *et al.*, 2000). Después de la selección previa del tipo de pastilla de aleación, la máquina de colado ajusta automáticamente el tiempo de colado y la corriente eléctrica a ser descargada sobre la pastilla de la aleación.

La máquina de colado está constituida por dos cámaras (Figuras 17 y 18) conectadas entre si por una escotadura. Una cámara superior de colado, que aloja

abraça o bloco de revestimento e realiza o vácuo. Essas câmaras estão conectadas por meio de uma abertura, sendo que o selamento para que o vácuo ocorra é provido por uma argola de silicone colocada sobre a base formadora de cadiño no bloco de revestimento imediatamente à fundição (Hero *et al.*, 1993; Syverud *et al.*, 1995; Vallittu, Kokkonen, 1995; Vallittu, Luotio, 1996).

A distância entre o eletrodo e a pastilha da liga deve ser padronizada usando um dispositivo, denominado de gabarito e que é fornecido pelo fabricante (Figura 19).

Para a fusão da liga, o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior, criando um ambiente inerte, e uma descarga é fornecida sobre a pastilha de liga que se funde à temperatura de 1668°C. Por diferença de pressão o cadiño volta-se para a abertura entre as câmaras, sendo a liga injetada no molde de revestimento, ajustado à abertura entre as câmaras por meio de um elevador hidráulico (Syverud *et al.*, 1995).

As peças protéticas em titânio comercialmente puro e em Ti-6Al-4V podem ser obtidas seguindo-se os mesmos procedimentos, porém utilizando cadiños distintos e jateados antes da fundição, para evitar contaminação. O esquema da Figura 20 resume o processo de fundição utilizando o titânio.

un crisol de cobre refrigerado y un electrodo de tungsteno, y una parte inferior que contiene el bloque de revestimiento que realiza el vacío. El sellado al vacío se promueve, inmediatamente antes del colado, colocando una argolla de silicona sobre la base formadora del crisol en el bloque de revestimiento (Hero *et al.*, 1993; Syverud *et al.*, 1995; Vallittu, Kokkonen, 1995; Vallittu, Luotio, 1996).

La distancia entre el electrodo y la pastilla de aleación se debe uniformizar con ayuda de un dispositivo, denominado plantilla de prueba que es proporcionada por el fabricante (Figura 19).

Para provocar la fusión de la aleación se inyecta gas argón en la cámara superior, creando un ambiente inerte y se suministra una descarga eléctrica sobre la pastilla de aleación, la que se funde a una temperatura de 1668°C. Por diferencia de presión, el crisol se vuelve hacia la abertura entre las cámaras y entonces la aleación se inyecta en el molde de revestimiento, el cual se mantiene ajustado a dicha abertura por medio de un elevador hidráulico (Syverud *et al.*, 1995).

Para fabricar piezas protéticas en titanio comercialmente puro y en Ti-6Al-4V se siguen los mismos procedimientos, pero utilizando crisoles distintos y arenándolos antes del colado para evitar contaminación. El esquema de la Figura 20 resume el proceso de colado del titanio.



FIGURA 15: Máquina de fundição Rematitan. I **Máquina de colado Rematitan.**

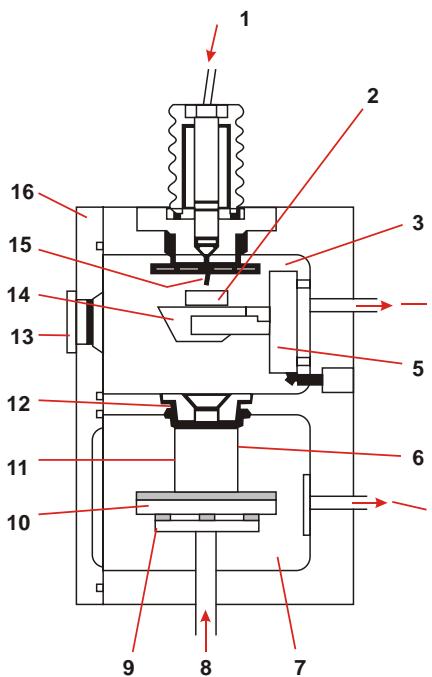


FIGURA 16: Esquema representativo do interior da máquina de fundição. I **Esquema representativo del interior de la máquina de colado.**

Legenda do esquema: 1) Entrada de gás; 2) Pastilha de liga; 3) Câmara de fundição; 4) Tubo de evacuação de gás; 5) Suporte do cadiño; 6) Junta entre câmaras; 7) Câmara inferior; 8) Elevador; 9) Suporte de apoio; 10) Cilindro de suporte; 11) Bloco de revestimento; 12) Abertura entre câmaras; 13) Alavanca para acesso; 14) Cadiño; 15) Eletrodo de volfrâmio; 16) Porta de acesso.

Leyenda del esquema: 1) Entrada del gas; 2) Pastilla de aleación; 3) Cámara de colado; 4) Tubo de evacuación del gas; 5) Soporte del crisol; 6) Unión entre cámaras; 7) Cámara inferior; 8) Elevador; 9) Soporte de apoyo; 10) Cilindro de soporte; 11) Bloque de revestimiento; 12) Abertura entre cámaras; 13) Palanca para acceso; 14) Crisol; 15) Electrodo de tungsteno; 16) Puerta de acceso.



FIGURA 17: Câmera superior e inferior da máquina de fundição. I Câmera superior e inferior de la máquina de colado.

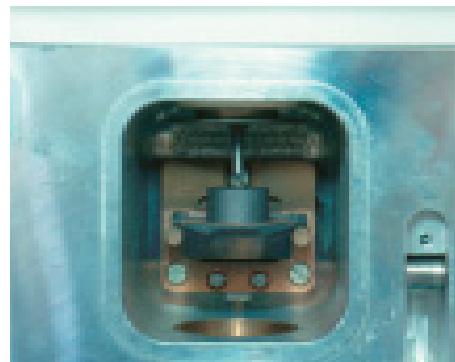


FIGURA 18: Aspecto da câmara superior com o eletrodo e a pastilha da liga posicionada sobre o cadrinho de cobre refrigerado. I Aspecto de la cámara superior con el electrodo y la pastilla de aleación ubicada sobre el crisol de cobre refrigerado.

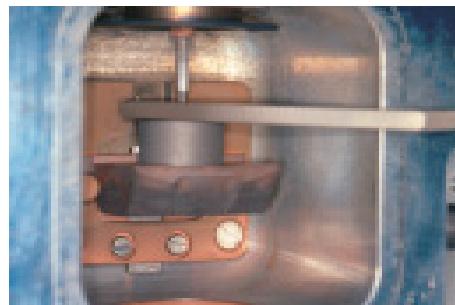


FIGURA 19: Gabarito aferindo a distância entre o eletrodo e a pastilha da liga. I Plantilla verificando la distancia entre el electrodo y la pastilla de la aleación.

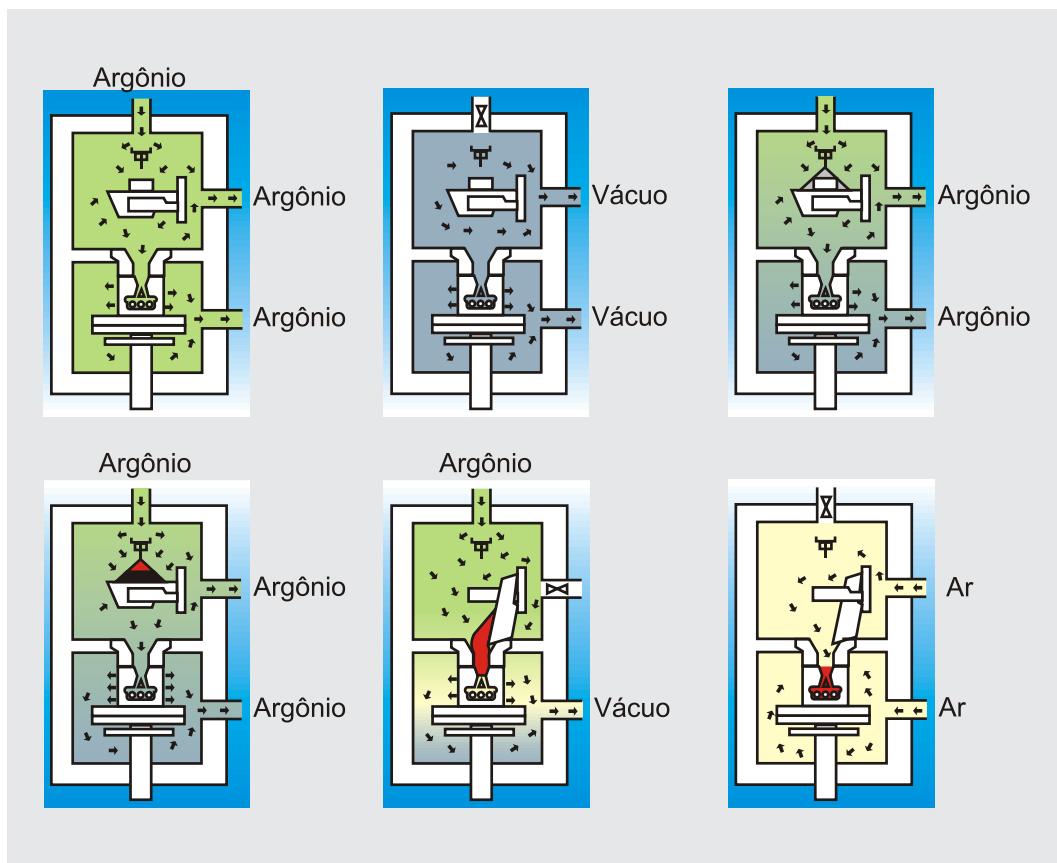


FIGURA 20: Esquema representativo do processo de fundição. Adaptado do site <http://www.medental.com.br> / Esquema representativo del proceso de colado. Adaptado del site <http://www.medental.com.br>



FIGURA 21:
Desinclusor pneumático ao lado de um bloco de fundição.
/ Desinclusor neumático al lado de un bloque de colado.



FIGURA 22:
Aspecto de um bloco de fundição após desinclusão e jateamento inicial.
/ Aspecto de un bloque de colado después de la desinclusión y con arenado inicial.



FIGURA 23: Aspecto da infra-estrutura sobre implante jateada.
/ Aspecto de la infraestructura arenada sobre implante.

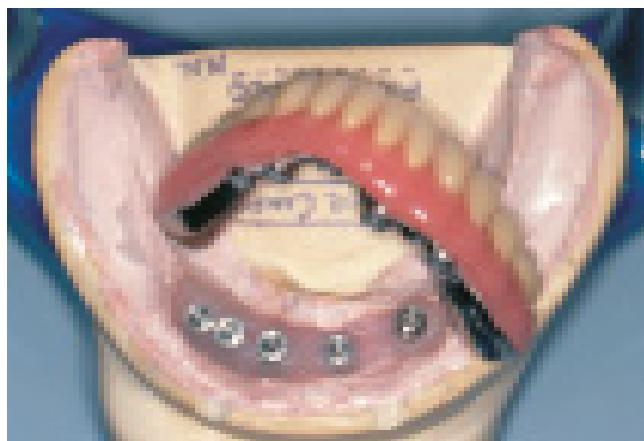


FIGURA 24: Aspecto de um protocolo do tipo Bränemark confeccionado em titâni o. / Aspecto de un protocolo del tipo Bränemark confeccionado en titanio.



FIGURA 25: Aspecto final do polimento de um protocolo confeccionado em titâni o. / Aspecto final del pulido de un protocolo confeccionado en titanio.

DESINCLUSÃO E ANÁLISE RADIOGRÁFICA / DESINCLUSIÓN Y ANÁLISIS RADIOGRÁFICO

Após a fundição, o revestimento deve ser imediatamente resfriado em água, por recomendação do fabricante, e para evitar contaminação e a formação do caso alfa (camada espessa de óxidos), que tende a reduzir a resistência e ductilidade da estrutura obtida (Zavanelli *et al.*, 2000).

A peça pode ser desincluída manualmente ou com auxílio de um martelete pneumático (Silfradent – FLLI Manfred – Itália) (Figura 21) e o conjunto metálico é

Por recomendación del fabricante, inmediatamente después del colado, el revestimiento debe enfriarse en agua para evitar la contaminación y la formación del caso alfa (capa gruesa de óxido), que tiende a reducir la resistencia y ductilidad de la estructura obtenida (Zavanelli *et al.*, 2000).

La pieza metálica se puede desincluir manualmente o con ayuda de un martillo neumático (Silfradent – FLLI Manfred – Italia) (Figura 21). A continuación se

removido, sendo em seguida jateado com microesferas de vidro em jateador elétrico (Oxyker Dry/AM 28 – FLLI Manfred – Itália) para a remoção de excessos mais grosseiros.

Antes dos procedimentos de corte, acabamento e polimento das peças protéticas, uma radiografia pode ser obtida para verificar a presença de porosidades internas, seguindo o método preconizado por Wang, Boyle, 1993; Zavanelli, Henrique, 2001. Essa análise é possível devido ao baixo grau de radiopacidade do metal e a radiografia pode inclusive servir de documento Odonto-legal para validar ou não a qualidade da fundição, diferentemente das ligas de metais básicos (Ni-Cr e Co-Cr) ou das ligas áureas, cuja análise identifica apenas o contorno externo das peças protéticas. As Figuras 22 a 25 ilustram uma infra-estrutura sobre implante, fundida em titânio após procedimento de acabamento e polimento.

DISCUSSÃO / DISCUSIÓN

O titânio e as ligas dele derivadas apresentam alto ponto de fusão (cerca de 1700°C) e são metais altamente reativos (reagem com oxigênio e hidrogênio) que requerem equipamentos sofisticados e especiais para sua fundição em ambiente inerte. A técnica de fundição convencional com força centrífuga não pode ser utilizada para esse metal, sem que haja esse ambiente inerte. Novos equipamentos de fundição têm surgido, visando a minimizar essas desvantagens e diminuir o custo do processo de fundição.

Um exemplo de novo equipamento é a introdução da máquina de fundição de titânio Discovery Plasma – EDG Equipamentos cujo processo de fundição é similar ao relatado neste artigo. Outro equipamento como a máquina LIRA-3 (Seit Elettronica – Itália) utiliza a tecnologia da centrifugação aliada ao ambiente inerte. No entanto, esse aparelho necessita de grande quantidade de gás argônio para manter o ambiente inerte e a cada fundição um cadinho novo é requerido.

CONSIDERAÇÕES FINAIS / CONSIDERACIONES FINALES

Deve-se considerar ainda que o titânio é o nono elemento em ordem de quantidade na crosta terrestre e o terceiro metal mais usado para as construções mecânicas, depois do alumínio e do ferro. Em adição, seu processo de extração é quase quatro vezes mais barato quando comparado ao do ouro (Parr *et al.*, 1985).

Além da excelente biocompatibilidade junto aos tecidos bucais, esse metal apresenta notável vantagem relacionada com seu peso atômico, o que lhe confere baixo grau de radiopacidade, tornando-o passível de ser

la sopletea con microesferas de vidrio en un arenador eléctrico (Oxyker Dry/AM 28 – FLLI Manfred – Italia) a fin de retirar los excesos más gruesos.

Antes de los procedimientos de corte, acabado y pulido de las piezas protéticas se puede tomar una radiografía para verificar la presencia de porosidades internas, siguiendo el método preconizado por Wang, Boyle, 1993; Zavanelli, Henrique, 2001. Este análisis radiográfico, posible debido al bajo grado de radiopacidad del metal, puede servir inclusivo de documento odontológico legal para admitir la calidad del colado, a diferencia de las aleaciones de metales no nobles (Ni-Cr o Co-Cr) o de las aleaciones áureas, cuyo análisis identifica tan sólo el contorno externo de las piezas protéticas. Las Figuras 22 a la 25 muestran una infraestructura sobre implante colada en titanio, después del procedimiento de acabado y pulido.

El titanio y sus aleaciones derivadas tienen un punto de fusión alto (cerca de 1700°C) y son metales altamente reactivos (reaccionan con el oxígeno y el hidrógeno) que requieren equipos sofisticados y especiales para colarlo en un ambiente inerte. La técnica de colado convencional con fuerza centrífuga no puede utilizarse para este metal sin que exista este ambiente inerte.

Para disminuir tales desventajas y asimismo el costo del proceso de colado, han surgido nuevos equipos para colado de titanio, por ejemplo la máquina Discovery Plasma – EDG Equipamentos, cuyo proceso de colado es similar al descrito en este artículo. Otro equipo es la máquina LIRA-3 (Seit Elettronica – Italia) que utiliza la tecnología del centrifugado pero en un ambiente inerte. Sin embargo, para mantener dicho ambiente, este aparato demanda gran cantidad de gas argón y un crisol nuevo para cada colado.

CONSIDERAÇÕES FINAIS / CONSIDERACIONES FINALES

Se debe considerar que el titanio es el noveno elemento más abundante en la corteza terrestre, el tercer metal más utilizado para las construcciones mecánicas (después del aluminio y del hierro) y que su proceso de extracción es casi cuatro veces más barato comparado con el del oro (Parr *et al.*, 1985).

Además de su excelente biocompatibilidad con los tejidos bucales, este metal presenta notables ventajas dadas por su peso atómico, que le confiere un bajo grado de radiopacidad, haciendo posible que sea ra-

radiografado (Wang, Boyle, 1993; Zavanelli, Henriques, 2001). Ao contrário do que relataram Muñoz-Chavez *et al.*, 2002, o titânio comercialmente puro não é radiopaco ao exame radiográfico. Este apresenta baixo grau de radiopacidade, o que é totalmente diferente. Os metais básicos (Ni-Cr e Co-Cr) e as ligas áureas são radiopacos em análise radiográfica, no entanto não se consegue identificar eventuais falhas de fundição, pois possuem alto grau de radiopacidade.

Ligas derivadas do titânio contendo alumínio, vanádio (Ti-6Al-4V) e até mesmo nióbio (Ti-7Nb) vêm sendo pesquisadas e apresentam resultados superiores em relação ao titânio comercialmente puro. O sistema Ti-6Al-4V é tido na literatura como mecanicamente mais resistente (Zavanelli *et al.*, 2000) e o sistema Ti-7Nb apresenta maior biocompatibilidade (Vallittu, Kokkonen, 1995). Esses sistemas devem receber estudos longitudinais mais apurados para serem recomendados e utilizados no comércio.

Zavanelli RA, Henriques GEP, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Contreras EFR, Zavanelli AC. Casting procedure of titanium and its alloys in oral rehabilitation area. PCL 2003; 5(28):505-15.

Titanium and its alloys have raised a great interest in Dentistry, especially in the area of Prosthodontics, considering its favorable properties, like high mechanical strength and low specific weight. The casting procedure is little disseminated, and differs from conventional methods. The aim of this study was to describe the casting procedure of commercially pure titanium and its alloys, emphasizing the main physical and mechanical characteristics of this metal and its perspectives in building conventional prostheses (fixed partial denture and removable partial denture) and implant-supported applications.

KEYWORDS: Dental alloys; Titanium; Dental casting technique; Mouth rehabilitation.

REFERÊNCIAS / REFERENCIAS

- Baltag I, Watanabe K, Kusakari H, Miyakawa O. Internal porosity of cast titanium of removable partial denture: influence of sprue direction on porosity of circumferential clasp of a clinical framework design. *J Prosthet Dent* 2002; 88(2):151-8.
- Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable dentures frameworks. *J Prosthet Dent* 1991; 65(2):309-15.
- Blanco-Daumau L. The nickel problem. *J Prosthet Dent* 1982; 48(1):99-101.
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Materiais dentários: propriedades e manipulação. 7^a ed. São Paulo: Santos; 2002. Cap.11, p.221-41.
- Hero H, Syverud M, Waarli M. Mold filling and porosity in castings of titanium. *Dent Mater* 1993; 9(3):15-8.
- Ida K, Tsutsumi S, Togaya T. Titanium and titanium alloys for dental casting [Abstracts, 397]. *J Dent Res* 1980; 59:985.
- Jones TK, Hansen CA, Singer MT, Kessler HP. Dental implications of nickel hypersensitivity. *J Prosthet Dent* 1986; 56(4):507-9.
- Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent* 1983; 49(3):363-70.
- Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993; 43(1):245-53.
- Muñoz-Chavez OF, Lombardo GHL, Terence RL, Araujo PCA. Prótese fixa metalocerâmica com liga de titânio comercialmente puro. *PCL* 2002; 4(19):196-201.
- Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent* 1985; 54(3):410-4.
- Syverud M, Okabe T, Her H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine. *Eur J Oral Sci* 1995; 103(5):327-30.
- Taggart WH. A new accurate method of making gold inlay. *Dent Cosmos* 1907; 49:1117-9.
- Vallittu PK, Kokkonen M. Deflection fatigue of chromium, titanium and gold alloy cast denture clasp. *J Prosthet Dent* 1995; 74(4):412-9.
- Vallittu PK, Luotto K. Effect of cobalt-chromium alloy surface casting on resistance to deflection fatigue and surface hardness of titanium. *Int J Prosthodont* 1996; 9(6):525-31.
- Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. *J Prosthet Dent* 1993; 70:275-6.
- Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontics applications: a review of the literature. *Quintessence Int* 1996; 27(6):401-8.
- Wiltshire WA, Ferreira MR, Ligthelm AJ. Allergies to dental materials. *Quintessence Int* 1996; 27(8):513-20.
- Zavanelli RA. Resistência à fadiga do titânio comercialmente puro e da liga Ti-6Al-4V em diferentes meios de armazenagem [Dissertação – Mestrado em Clínica Odontológica]. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 1999. 126f.
- Zavanelli RA, Henriques GEP, Rollo JMDA, Ferreira I. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet Dent* 2000; 84(3):274-9.
- Zavanelli RA, Henriques GEP. Um simples método para a inspeção de porosidades nas fundições de titânio. *Rev ABO Nac* 2001; 9(2):165-6.

Recebido para publicação em: 05/05/03

Enviado para análise em: 17/07/03

Aceito para publicação em: 03/10/03