

La borurización en metales como una alternativa para sustituir al titanio en la fabricación de prótesis para el cuerpo humano

Boriding on metals as an alternative to titanium in the manufacture of prostheses for the human body

Martín Ortiz Domínguez^a, Arturo Cruz Avilés^b

Abstract:

In recent years, significant advances have been made in prostheses for the human body's upper and lower limbs. This has allowed prostheses to increasingly resemble the limbs they are intended to replace, and today, we can speak of robotic or bionic prostheses. The purpose of this article is to mention thermochemically treated metal alloys that can replace prostheses made of titanium alloys.

Keywords:

Boriding, titanium, prosthetics, metal alloys, biocompatible, thermochemical treatment

Resumen:

En los últimos años se han registrado grandes avances en el ámbito de las prótesis de los miembros superiores como inferiores del cuerpo humano. Esto ha permitido que cada vez las prótesis se asemejen más a las extremidades que intentan reemplazar y hoy podemos hablar de prótesis robóticas o biónicas. El objetivo de este artículo es mencionar a las aleaciones metálicas tratadas termoquímicamente, que puedan reemplazar a las prótesis fabricadas con aleaciones de titanio.

Palabras Clave:

Borurización, titanio, prótesis, aleaciones metálicas, biocompatible, tratamiento termoquímico

Introducción

La prótesis más antigua de la que se tiene conocimiento data del 950 al 710 AC y fue encontrada en Cairo, Egipto (Perry, 2013). Corresponde a una prótesis de orjejo mayor y se cree que pertenecía a una mujer de la nobleza egipcia. Hemos avanzado muchísimo desde ese entonces y las prótesis de hoy en día se asimilan cada vez más a las extremidades que intentan reemplazar. La biomecatrónica es la ciencia que intenta unir al hombre a las máquinas y ha facilitado la aparición de prótesis robóticas o también llamadas biónicas. En las últimas décadas hay habido grandes hitos en el desarrollo protésico que han permitido importantes avances en la calidad de este tipo de prótesis. Algunos de estos hitos

son la aparición de los pies dinámicos, la confección de los microprocesadores, el desarrollo de la tecnología mioeléctrica, y la reinervación muscular dirigida. La borurización es un método termoquímico de endurecimiento superficial que puede aplicarse a una amplia gama de materiales ferrosos, no ferrosos y cermet.

El proceso implica la difusión de átomos de boro en el material base y se forma un compuesto de boro intersticial duro en la superficie. El boruro superficial puede adoptar la forma de una capa de boruro monofásica o bifásica (Araz et al. 2021; Morales-Robles et al. 2024; Ortiz-Domínguez et al. 2022; Ortiz-Domínguez et al. 2024; Kulka et al. 2013; Litoria et al. 2020; (Martini et al. 2004; Ortiz-Domínguez et al. 2023).

^a Autor de Correspondencia, Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo | Escuela Superior de Ciudad Sahagún | Ciudad Sahagún-Hidalgo | México, <https://orcid.org/0000-0003-4475-9804>, Email: martin_ortiz@uaeh.edu.mx

^b Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo | Escuela Superior de Ciudad Sahagún | Ciudad Sahagún-Hidalgo | México, <https://orcid.org/0000-0003-0455-1646>, Email: arturo_cruz8085@uaeh.edu.mx

Ventajas de la borurización

La borurización proporciona una capa de dureza uniforme desde la superficie hasta la interface de crecimiento. La dureza alcanzada es muchas veces superior a la de cualquier otro proceso de endurecimiento superficial. La combinación de alta dureza y bajo coeficiente de fricción mejora las propiedades de desgaste, abrasión y fatiga de la superficie. Otras ventajas asociadas a la borurización son la retención de la dureza a temperaturas elevadas, la resistencia a la corrosión en entornos ácidos, la reducción del uso de lubricantes y una menor tendencia a la soldadura en frío (Asthana et al. 2007; Cai et al. 2020; Ortiz-Domínguez et al. 2024).

Aplicación y materiales

La borurización se lleva a cabo en la mayoría de los materiales ferrosos, a excepción del aluminio y los aceros que contienen silicio, por ejemplo, aceros estructurales, aceros cementados, templados, para herramientas e inoxidable, aceros fundidos, aceros dúctiles y sinterizados y también aceros templados al aire. Además, materiales como las aleaciones con base de níquel, las aleaciones con base de cobalto y el molibdeno pueden ser borurados. Las aleaciones de níquel pueden tratarse sin sacrificar la resistencia a la corrosión, además de producir una resistencia extrema al desgaste de la superficie dura. Los aceros que no son adecuados para la borurización son los aceros nitrurados, los aceros con plomo y los aceros desulfurados (Ortiz-Domínguez et al. 2024; Zhong et al. 2019).

Industrias típicas

Petróleo y gas, equipos agrícolas, automoción, estampación, textil, extrusión, moldeo por inyección y prótesis de los miembros superiores como inferiores del cuerpo humano.

Detalles del proceso de borurización

El proceso es una reacción en dos etapas. El primer paso es la reacción entre la sustancia o compuesto que produce átomos de boro y la pieza, que es función del tiempo y la temperatura. El resultado es una fina y densa capa de boruro. A esta reacción le sigue la difusión, que es un proceso más rápido. El objetivo de este artículo es ahondar un poco más en estos hitos y, a través de una revisión de la literatura científica existente, describir los últimos avances de las prótesis médicas que se han producido con aleaciones de titanio, y como el tratamiento termoquímico de borurización puede ser una excelente opción debido a que se consiguen mejores propiedades con un bajo costo de manufactura en comparación con las aleaciones de titanio, lo que permitirá en un futuro fabricar piezas de recambio.

Titanio

El titanio es un elemento químico con símbolo Ti y un número atómico 22. Fue descubierto por el clérigo inglés William Gregor. Su nombre fue acuñado por el químico alemán, Martín Heinrich Klaproth, quien creó el nombre de titanio, a partir de Titán, de la antigua mitología griega. El titanio es un metal de color plateado (ver Figura 1a), de baja densidad y alta dureza. El titanio es un elemento químico metálico de símbolo Ti y número atómico 22 (ver Figura 1b). Pertenece a la familia de los metales de transición y está clasificado entre los metales más fuertes, ligeros y resistentes a la corrosión. Es muy resistente a la corrosión de agua dulce, agua de mar, agua regia (disolución altamente corrosiva formada por la mezcla de ácido nítrico concentrado y ácido clorhídrico concentrado, capaz de disolver el oro, el platino y el resto de los metales) y cloro. En la naturaleza, siempre se encuentra unido a otros elementos, normalmente en el interior de rocas ígneas (o magmáticas, se forman cuando el magma se enfría y se solidifica) y algunos sedimentos derivados de ellas (Dziarski y Makuch, 2024).

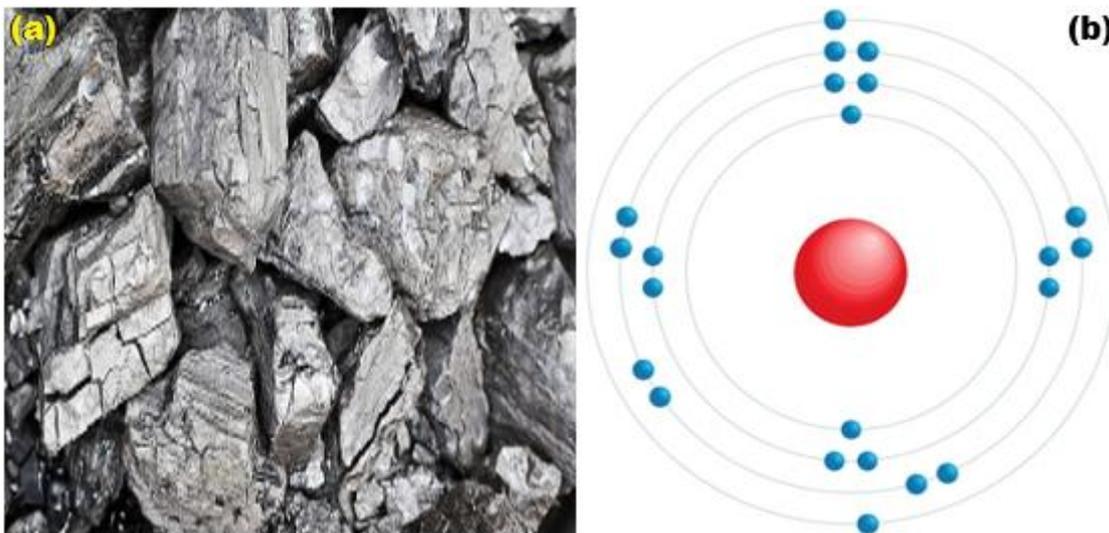


Figura 1: (a) Imagen por MEB de una muestra de titanio. (b) Diagrama de configuración electrónica del titanio. Fuente: Elaboración Propia.

Uno de los materiales más explotados que contienen titanio es el rutilo (un dióxido de titanio, TiO_2); en la Figura 2a se presenta una imagen de polvo de dióxido de titanio obtenida con un Microscopio Electrónico de Barrido

(MEB). Asimismo, en la Figura 2b, se presenta un Análisis de Espectroscopia de Rayos X de Energía Dispersiva que permite la caracterización química de la muestra de dióxido de titanio.

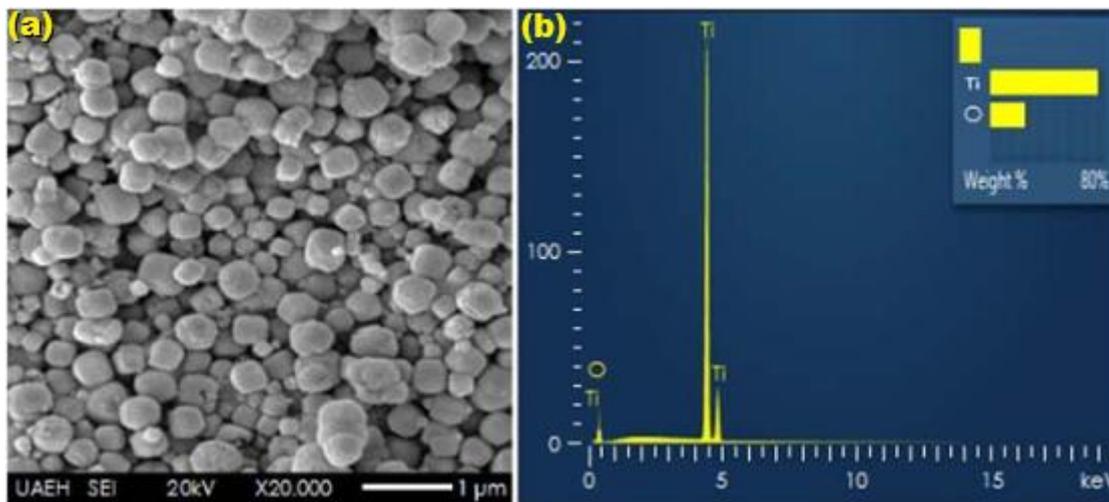


Figura 2: (a) Imagen por MEB del polvo de dióxido de titanio (TiO_2). (b) Análisis de Espectroscopia de Rayos X de Energía Dispersiva de la muestra de polvo de dióxido de titanio. Fuente: Elaboración Propia.

Australia es el principal productor de titanio a nivel mundial con una producción estimada de más de 1.5 millones de toneladas en 2021 (ver Figura 3).

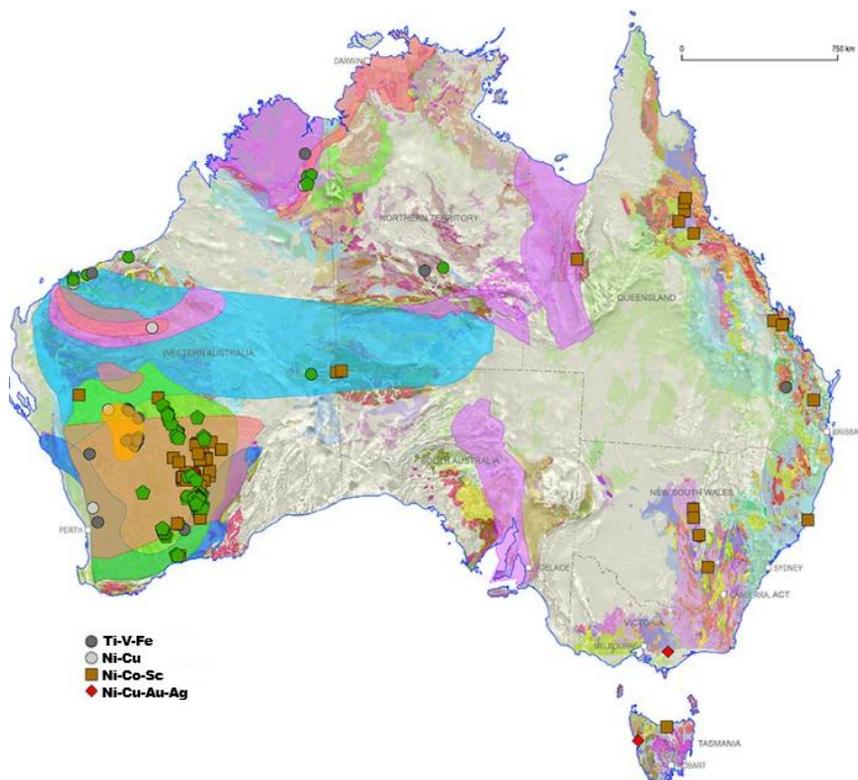


Figura 3: Distribución de Ti en Australia. Fuente: Elaboración Propia.

Sudáfrica y China son los dos siguientes productores de titanio con 1.16 y un millón de toneladas, respectivamente. El titanio se encuentra entre los diez elementos químicos más abundantes en la naturaleza, por lo tanto, no se encuentra amenazado por el momento, lo que permitirá desarrollar nuevas aplicaciones e innovaciones en los sectores mecánico, aeronáutico, energético, químico, automotriz, bioquímico, electrónico manufacturero y biomédico con este elemento químico. Titanio es

considerado como el metal más biocompatible que no es dañino ni tóxico para los tejidos del organismo, hasta el momento no se han reportado reacciones alérgicas del sistema de defensa del cuerpo (inmunitario). Una de sus cualidades es su resistencia a la corrosión de los fluidos corporales (sangre, saliva, entre otros) debido a la formación de una capa pasiva de óxido de titanio en la superficie de la aleación, incrementando su resistencia a la corrosión de forma natural en presencia de oxígeno.

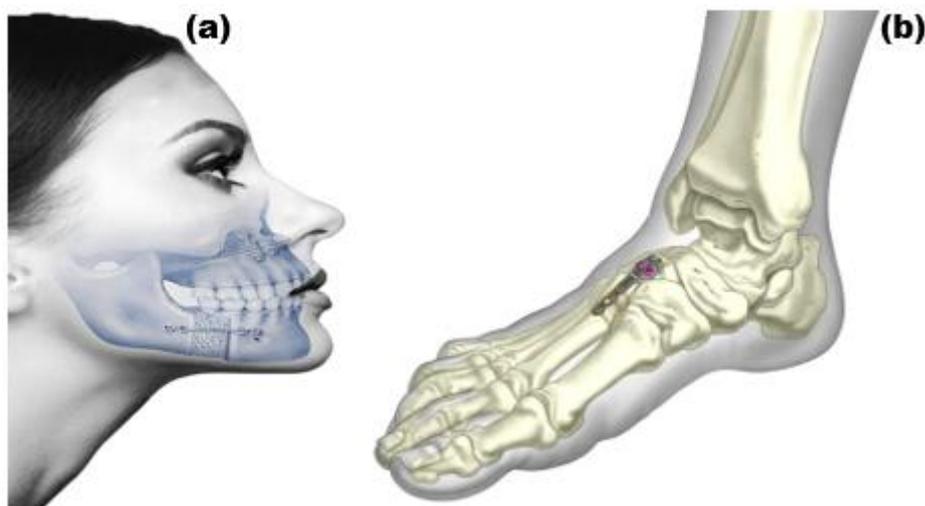


Figura 4: (a) Recambio de un hueso de mandíbula. (b) Talón. Fuente: Elaboración Propia.

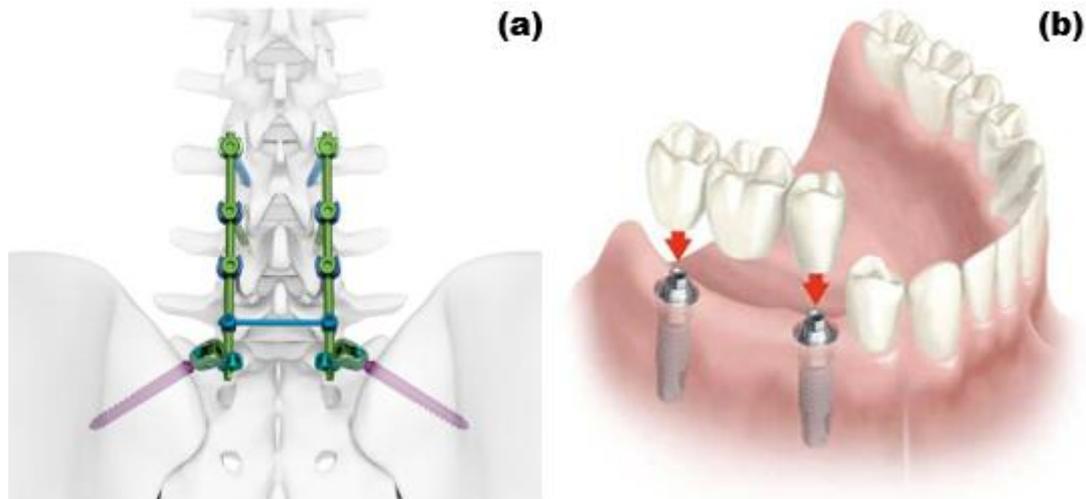


Figura 5: (a) Tornillos óseos. (b) Implantes dentales. Fuente: elaboración propia.

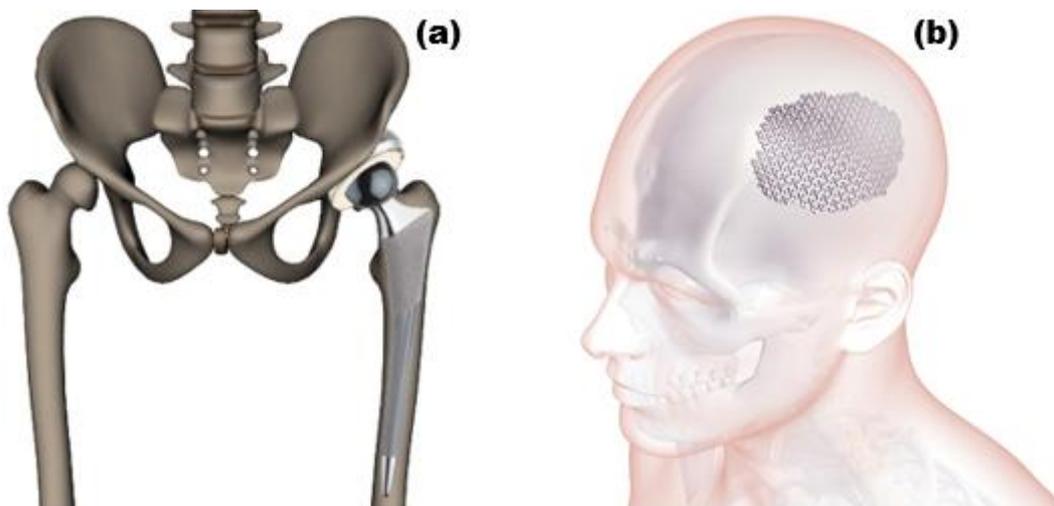


Figura 6: (a) Implantes de cadera. (b) Placas de craneoplastia en cirugía. Fuente: Elaboración propia.

La superficie del titanio permite que los tejidos vivos crezcan (como el hueso) y se adhieran prácticamente anclándose, mostrando una enorme ventaja sobre aceros inoxidables (AISI 304 y AISI 316L) y las aleaciones con base de cobalto (CoCrMo y CoNiCrMo) que requieren el uso de un adhesivo para mantenerse unidos al tejido. Los implantes de titanio, como son piezas de recambio de un hueso de la mandíbula (ver Figura 4a), el talón (ver Figura 4b); tornillos óseos, (ver Figura 5a), implantes dentales (ver Figura 5b); implantes de cadera (ver Figura 6a), placas de craneoplastia en cirugía (ver Figura 6b), duran más, pero son más costosas y difícil de manufacturar. En los últimos diez años, el Grupo de Ingeniería de Superficies de la Escuela Superior de Ciudad Sahagún,

de la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo (UAEH) hemos estado estudiando el endurecimiento superficial de aleaciones base cobalto (CoCrMo) cuya composición química nominal es: 0.14% C, 30% Cr, 7% Mo, 1% Ni, 0.75% Fe, 1% Si, 0.25% Mn, utilizadas en el sector biomédico e industrial a través de la aplicación de diversos tratamientos termoquímicos (borurización, nitruración, cementación, boro-nitruración, carboronitruración), que permiten incrementar sustancialmente la dureza superficial, el comportamiento a la fatiga por contacto, la resistencia al desgaste y a la corrosión (tribocorrosión) (Günen et al. 2021; Makuch et al. 2017).

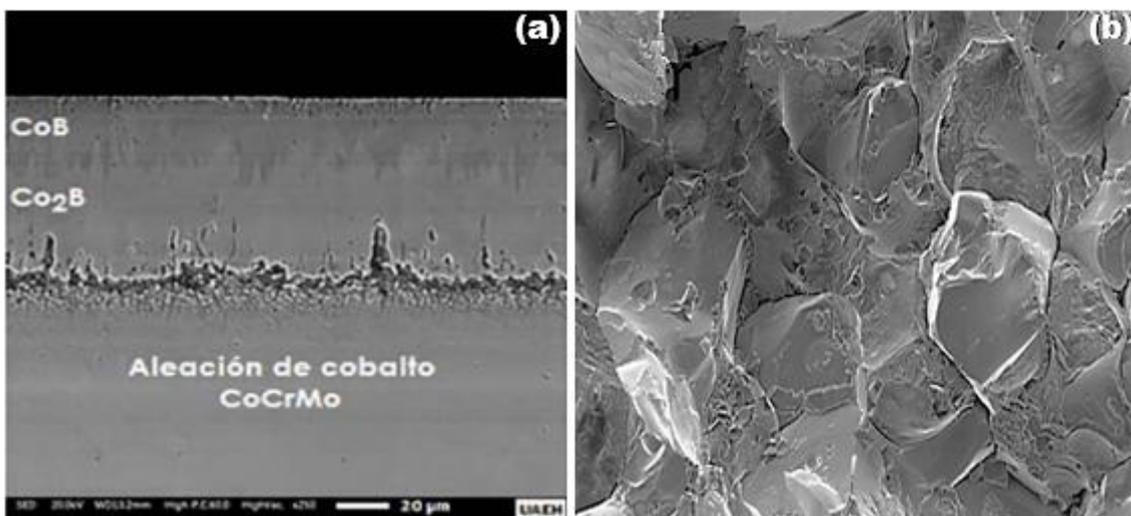


Figura 7: (a) Imagen por MEB de las capas CoB y Co₂B formada a través del tratamiento termoquímico de borurización sobre la superficie de una aleación base cobalto CoCrMo. (b) Muestra de la fase CoB. Fuente: Elaboración propia.

En la Figura 7a se presenta un corte transversal de la capa de boruro de cobalto (CoB + Co₂B) producto de la aplicación del tratamiento termoquímico de borurización, formada sobre la superficie de una aleación base cobalto CoCrMo, permitiendo elevar los valores de dureza a lo largo de la profundidad de la capa. Para la capa CoB la dureza alcanza 18 GPa, disminuyendo para la capa Co₂B a 14 GPa y en el sustrato sin tratamiento a 4 GPa. Asimismo, en la Figura 7b, puede observarse el corte transversal de la fase CoB obtenida por MEB, se aprecia que la fase CoB es altamente cristalino y presenta una microestructura equilibrada con un tamaño de grano homogéneo de alrededor de 30 μm .

Conclusión

Se han evidenciado grandes avances en la elaboración de las prótesis en los últimos tiempos. Hoy podemos encontrar pies con movimientos activos, rodillas con microprocesadores muy modernos que asemejan la marcha fisiológica, manos con mayores grados de libertad en sus movimientos y dígitos independientes. Además, actualmente existen múltiples líneas de investigación que prometen nuevos cambios revolucionarios. Es por esto, que es de vital importancia que el fisiatra se mantenga constantemente revisando la literatura científica para mantenerse a la vanguardia de lo que se va descubriendo y así poder aconsejar en forma apropiada a los pacientes que acuden solicitando su opinión. Es importante, mencionar que nunca hay que olvidar los costos de cada prótesis, la cobertura económica que tiene el paciente, la mantención que requieren los componentes, sus garantías y los tiempos estimados de recambios.

Por otro lado, la aplicación de los tratamientos termoquímicos en aceros grado médico (AISI 304 y AISI 316L) y aleaciones base cobalto (CoCrMo y CoNiCrMo) han despertado un enorme interés, debido a que se consiguen mejores propiedades con un bajo costo de manufactura en comparación con las aleaciones de titanio, lo que permitirá en un futuro fabricar piezas de recambio de un hueso de la mandíbula, talón, hombro, varillas espinales, stents vasculares, rodilla, cadera, implantes dentales, dispositivos de fijación de fractura o placas de craneoplastia en cirugía de bajo costo y con un incremento de tiempo de vida útil. Por ejemplo, en el caso del reemplazo de cadera fabricada con titanio, tiene un tiempo medio de duración de 15-20 años, por lo que debe reemplazarse con una nueva; pero en personas adultas no es muy recomendable. En ese sentido, la aplicación de los tratamientos termoquímicos puede ayudar a cubrir esa necesidad para crear prótesis con mayor tiempo de vida útil y un costo mucho más bajo.

Referencias

- Araz, S. O., Gumus, H., Bayca, S. U., & Aydin, A. (2021). Investigation of gamma-ray attenuation coefficients for solid boronized 304L stainless steel. *Applied Radiation and Isotopes*, 170, 109605.
- Asthana, P., Liang, H., Usta, M., & Ucisik, A. (2007). *Wear and surface characterization of boronized pure iron*.
- Cai, L.-X., Li, Y., Wang, S.-S., He, Y., Li, F., & Liu, Z.-K. (2020). Investigation of the erosion damage mechanism and erosion prediction of boronized coatings at elevated temperatures. *Materials*, 14(1), 123.

- Dziarski, P., & Makuch, N. (2024). Characterization of Wear Resistance and Corrosion Resistance of Plasma Paste Borided Layers Produced on Pure Titanium. *Materials*, 17(16), 3922.
- Günen, A. (2021). Tribocorrosion behavior of boronized Co1. 19Cr1. 86Fe1. 30Mn1. 39Ni1. 05Al0. 17B0. 04 high entropy alloy. *Surface and Coatings Technology*, 421, 127426.
- Kulka, M., Makuch, N., Pertek, A., & Małdziński, L. (2013). Simulation of the growth kinetics of boride layers formed on Fe during gas boriding in H₂-BCl₃ atmosphere. *Journal of Solid State Chemistry*, 199, 196–203.
- Litoria, A., Figueroa, C., Bim, L., Pruncu, C., Joshi, A., & Hosmani, S. (2020). Pack-boriding of low alloy steel: Microstructure evolution and migration behaviour of alloying elements. *Philosophical Magazine*, 100(3), 353–378.
- Martini, C., Palombarini, G., & Carbucicchio, M. (2004). Mechanism of thermochemical growth of iron borides on iron. *Journal of Materials Science*, 39, 933–937.
- Makuch, N., Kulka, M., & Mikołajczak, D. (2017). Corrosion behavior of hard boride layer produced on Nimonic 80A-alloy by gas boriding. *Transactions of the Indian Institute of Metals*, 70, 2509–2527.
- Morales-Robles, Á.J.; Ortiz-Domínguez, M.; Gómez-Vargas, O.A.; Moreno-González, M.d.l.L., (2024) Boronize Coatings Studied with a NewMassTransfer Model. *Materials*, 17, 5309. <https://doi.org/10.3390/ma17215309>
- Ortiz Domínguez, M., Keddám, M., Gómez Vargas, O. A., Ares de Parga, G., & Zuno Silva, J. (2022). Bilayer growth kinetics and tribological characterization of boronized AISI M2 steel. *Materials Testing*, 64(4), 473–489.
- Ortiz-Domínguez, M., Keddám, M., & Morales-Robles, Á. J. (2024). Characterizations and boron diffusion modelling on the AISI H13 steel. *Journal of Mining and Metallurgy, Section B: Metallurgy*, 00, 29–29.
- Ortiz-Domínguez, M., Morales-Robles, Á. J., Gómez-Vargas, O. A., & de Jesús Cruz-Victoria, T. (2023). Analysis of Diffusion Coefficients of Iron Monoboride and Diiron Boride Coating Formed on the Surface of AISI 420 Steel by Two Different Models: Experiments and Modelling. *Materials*, 16(13), 4801.
- Ortiz-Domínguez, M., Morales-Robles, Á. J., Gómez-Vargas, O. A., & Moreno-González, G. (2024). Surface Growth of Boronize Coatings Studied with Mathematical Models of Diffusion. *Metals*, 14(6), 670.
- Palumbo, M., Cacciamani, G., Bosco, E., & Baricco, M. (2001). Thermodynamic analysis of glass formation in Fe-B system. *Calphad*, 25(4), 625–637.
- Perry I., (2013). How Prosthetic Limbs Works. Extraído de <http://science.howstuffworks.com/prosthetic-limb1.htm>, el 18 de octubre de 2013
- Rosales-Lopez, J., Olivares-Luna, M., Castillo-Vela, L., Chaparro-Pérez, K., Espino-Cortés, F., & Campos-Silva, I. (2025). Insights on the Pulsed-DC Powder-Pack Boriding Process: Effect of current density and electric field implications on the FeB and Fe₂B growth kinetics. *Surface and Coatings Technology*, 502, 131965.
- Zhong, J., Qin, W., Wang, X., Medvedovski, E., Szpunar, J. A., & Guan, K. (2019). Mechanism of texture formation in iron boride coatings on low-carbon steel. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 50, 58–62.