



## OBTENCIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE RECUBRIMIENTOS DE BIOVIDRIO SOBRE LA ALEACIÓN DE Mg AZ31

Paula Torós<sup>(1)\*</sup>, Franco Fontinovo<sup>(1)</sup>, Ulises Gilabert<sup>(1,2)</sup>, Marisa Sierra<sup>(1)</sup>  
y María Cristina Di Stefano<sup>(1)</sup>

<sup>(1)</sup> Departamento de Ingeniería Química, Facultad Regional Buenos Aires, Grupo IDETQA, Universidad Tecnológica Nacional, Av. Medrano 951, CABA, Argentina.

<sup>(2)</sup> SEGEMAR, Avda. General Paz 5445. Edificio 14, San Martín, Pcia de Bs As, Argentina.

\*Correo Electrónico (Paula Torós): [ptoros@frba.utn.edu.ar](mailto:ptoros@frba.utn.edu.ar)

### RESUMEN

*El material ideal para una prótesis ósea metálica debe sufrir una corrosión gradual in vivo, sin liberación de componentes tóxicos, mientras actúa como soporte y facilita el crecimiento del tejido óseo, hasta que se complete su reemplazo por el hueso regenerado.*

*Las aleaciones de magnesio biodegradables han sido objeto de estudio debido a sus excelentes propiedades mecánicas y de biocompatibilidad. El obstáculo que estos materiales presentan es su elevada velocidad de corrosión. Una vez iniciado el proceso, se eleva el pH alrededor de los tejidos, interfiriendo con el crecimiento celular en la superficie de la aleación de magnesio.*

*La aplicación de recubrimientos protectores con el objetivo de mejorar la resistencia a la corrosión es una solución efectiva a este problema.*

*Una película protectora diseñada con este fin debe poseer las siguientes características: (i) Suministrar la bioactividad requerida para facilitar la unión entre el hueso y el material. (ii) Ser lo suficientemente compacta para retardar la penetración del medio fisiológico a la aleación facilitando la regeneración del hueso. (iii) Poseer la suficiente fuerza de cohesión y adhesión entre el recubrimiento y el sustrato, evitando el agrietamiento de la película durante la implantación [1].*

*En este estudio se preparó por sol-gel el material denominado 45S5 Bioglass® (46.14%SiO<sub>2</sub>, 26.91%CaO, 24.35%Na<sub>2</sub>O, 2.60%P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, %m) y luego se depositó sobre piezas de aleación de magnesio AZ31 (3% Al, 1% Zn, 0.2% Mn, Fe<0.005%, %m/m), previamente pulidas y lavadas en ultrasonido. Los recubrimientos se obtuvieron por la técnica de inmersión-emersión ("dip-coating"). Algunas de las muestras fueron sometidas a un pretratamiento con soluciones acuosas de NaOH calientes, con el fin de suministrar una mayor adherencia del recubrimiento vítreo [2]. Seguidamente fue realizado un tratamiento térmico en aire a 400°C. Para evaluar las propiedades de los recubrimientos se determinaron las curvas de polarización correspondientes en medio fisiológico simulado (SBF) [3].*

### ABSTRACT

*The ideal material for metal bone prosthesis must undergo a gradual corrosion in vivo, without releasing toxic components. While acting as a support this material must promote bone tissue growth until its complete replacement by the regenerated bone.*

*Biodegradable magnesium alloys have been studied because of their excellent mechanical properties and biocompatibility. Their major drawback is a high corrosion rate. As this process starts, the pH in the media around tissues rises, interfering with cell growth on the magnesium alloy surface.*

*The application of protective coatings in order to improve the corrosion resistance is an effective solution to this problem.*

*A protective film designed for this purpose should: (i) provide the bioactivity required to facilitate bonding between the bone and the material, (ii) be compact enough to retard penetration of physiological medium into the alloy facilitating bone regeneration, (iii) have adequate cohesive strength and adhesion between the coating and the substrate, to avoid the film cracking during implantation [1].*

*In this study, 45S5 Bioglass® material (46.14% SiO<sub>2</sub>, 26.91% CaO, 24.35% Na<sub>2</sub>O, 2.60% P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, % m) was prepared by sol-gel and then deposited on samples of AZ31 magnesium alloy (3% Al, 1% Zn, 0.2% Mn, Fe <0.005%, % m/m), previously polished and washed in ultrasound. The coatings were obtained by the immersion-emersion technique ("dip-coating"); some of the samples were pre-treated with aqueous solutions of hot NaOH in order to improve the adherence of the vitreous coating [2]. Then, a heat treatment at 400 °C in air was performed. Coatings properties were evaluated measuring the polarization curves in simulated physiological medium (SBF) [3].*

## **REFERENCIAS**

1. J. E. Gray and B. Luan, "Protective coatings on magnesium and its alloys - a critical review"; Journal of Alloys and Compounds, Vol. 336 (2002), p. 88-113.
2. Huan Zhao, "The influence of alkali pretreatments of AZ31 magnesium alloys on bonding of bioglass-ceramic coatings and corrosion resistance for biomedical applications"; Ceramics International, Vol. 41 (2015), p. 4590-4600.
3. T. Kokubo and H. Takadama, "How useful is SBF in predicting in vivo bonebioactivity"; Biomaterials Vol. 27 (2006), p. 2907-2915.

**TÓPICO DEL CONGRESO O SIMPOSIO:** T06

**PRESENTACIÓN (ORAL O PÓSTER):** P (poster)