

# Determinación de las propiedades hidrófilas de la superficie de los implantes AVINENT

## OBJETIVO

Determinar las propiedades hidrófilas de la superficie AVINENT mediante la medición del ángulo de contacto y la determinación de su energía superficial.

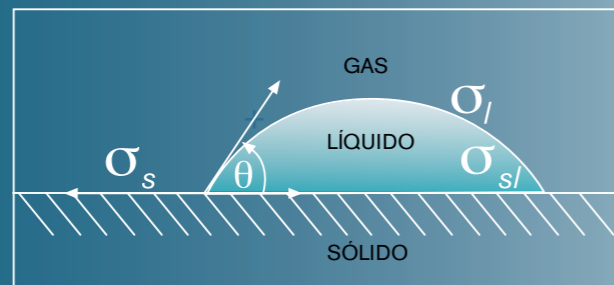
## MATERIALES Y MÉTODOS

### a. Preparación de las muestras

En el presente estudio se han empleado dos tipos de muestras: pulidas y tratadas. Ambas obtenidas a partir de discos de Ti grado médico de 10 mm de diámetro y 2 mm de espesor.

Los discos lisos se prepararon puliéndolos inicialmente con papeles de carburo de silicio y posteriormente con óxido de aluminio con un tamaño de partícula de 1 μm y 0,05 μm. Una vez pulidos los discos fueron lavados en ultrasonidos.

Los discos tratados se prepararon variando uno de los parámetros del tratamiento superficial para finalmente escoger la mejor hidrofiliía para una óptima respuesta celular.



**Figura 1.** Equilibrio de tensiones interfaciales para una gota de líquido depositada en un sólido. Donde  $\sigma_s$  = energía libre del sólido,  $\sigma_{sl}$  = energía libre de la intercara sólido - líquido,  $\sigma_l$  = tensión superficial del líquido y  $\theta$  = ángulo de contacto.

### b. Medición del ángulo de contacto y determinación de la energía superficial

Para la medición del ángulo de contacto se utilizó el método *sessile drop*, según el cual se deposita, mediante una jeringa, un volumen de agua entre 3-6 μl, calidad mili-Q, sobre la superficie a estudiar. Una vez la gota de líquido se estabiliza, se procede a la medición del ángulo de contacto  $\theta$ , como se muestra en la figura 1, con el equipo Contact Angle System OCA 15+ (Data physics, Alemania), con el software SCA20 (figura 2).



**Figura 2.** Equipo Contact Angle System OCA 15+.

Para el cálculo de la energía superficial de la muestra se utilizó la ecuación de Young (Ec.1)

$$\sigma_s = \sigma_{sl} + \sigma_l \cdot \cos\theta \quad [\text{Ec.1}]$$

Como valor de  $\sigma_l$  se ha tomado el valor de 72,75 mN/m y para la determinación de  $\sigma_{sl}$  se ha considerado la teoría de Neuman donde  $\sigma_{sl} = f(\sigma_l, \sigma_s)$ . Para ello se ha aplicado la aproximación de Berthelot, que viene definida por la siguiente ecuación (Ec.2).

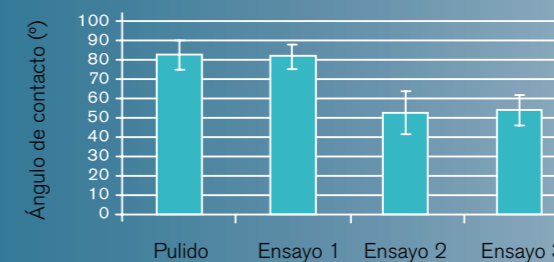
$$\sigma_{sl} = \sigma_l + \sigma_s - 2 \sqrt{\sigma_l \cdot \sigma_s} \quad [\text{Ec.2}]$$

Substituyendo [Ec.2] en [Ec.1] se puede obtener:

$$\sigma_s = \frac{\sigma_l (1 + \cos\theta)^2}{4} \quad [\text{Ec. 3}]$$

## RESULTADOS

La figura 3 muestra los valores del ángulo de contacto de la superficie pulida y de los diferentes ensayos de la superficie tratada.



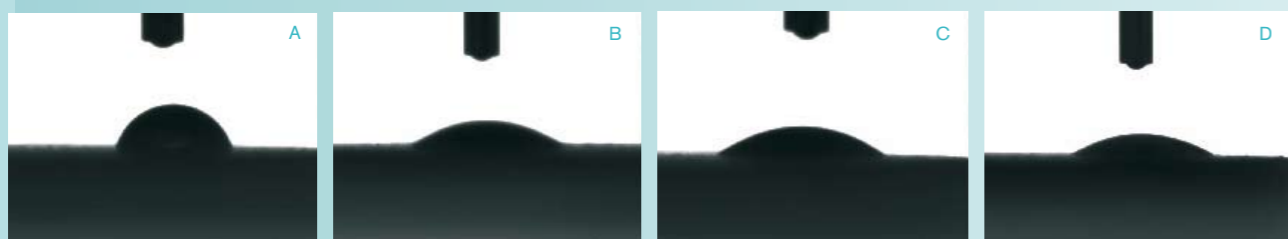
**Figura 3.** Tabla de valores del ángulo de contacto y ensayos.

# Determinación de las propiedades hidrófilas de la superficie de los implantes AVINENT

En la tabla 1 se exponen los valores de la energía libre superficial de cada uno de los ensayos.

	$\theta(^{\circ})$	$\sigma_s$ (J/m <sup>2</sup> )
pulido	84.9	21.56
ensayo 1	84.9	21.56
ensayo 2	55.0	45.03
ensayo 3	56.0	44.22

La figura 4 muestra algunas de las imágenes capturadas durante la medición del ángulo de contacto.



**Figura 4.** Imágenes capturadas durante la medición del ángulo de contacto en cada una de las superficies estudiadas: (A) pulida, (B) ensayo 1, (C) ensayo 2, (D) ensayo 3.

## CONCLUSIONES

El ángulo de contacto indica la mojabilidad de una superficie y por lo tanto su hidrofiliidad o hidrofobicidad. Los resultados indicaron que el ángulo de contacto entre el agua y las distintas superficies disminuía significativamente para los ensayos 2 y 3 en comparación con las muestras pulidas y el primer ensayo. Este aumento en la hidrofiliidad, debido a las variaciones químicas y topográficas de la superficie AVINENT, se traduce en un aumento de la energía superficial de la superficie tratada.

Existen varios estudios donde se especifica la preferencia de utilizar superficies con una elevada energía superficial para implantes endoóseos, debido a que un aumento de la mojabilidad mejora la interacción entre el implante y el medio bio-

lógico, produciendo un incremento en la diseminación celular y en la capa celular [1, 2, 3, 4, 5 y 6]. Eriksson *et al.* realizaron ensayos *in vivo* donde relacionaron la hidrofiliidad de un implante y su capacidad de osteointegración [7]. Por tanto la hidrofiliidad de una superficie es uno de los factores que determina la biocompatibilidad de un biomaterial y es directamente dependiente de la energía superficial.

## REFERENCIAS

- [1] Zhao, G.; Z. Schwartz; M. Wieland; F. Rupp; J. Geis-Gerstorfer; D. L. Cochran; B. D. Boyan. *High surface energy enhances cell response tot titanium substrate microstructure*. Published online 27 May 2005 in Wiley InterScience ([www.interscience.wiley.com](http://www.interscience.wiley.com)).
- [2] Schrader, M. E. *On adhesion of biological substances to low-energy solid-surfaces*. *J Colloid Interface Sci.* 1982, 20:773-784.
- [3] Schakenraad, J. M.; H. J. Busscher; C. R. Wildevuur; J. Arends. *The Influence of substratum surface free energy on growth and spreading of human fibroblasts in the presence and absence of serum proteins*. *J. Biomed Mater Res* 1986, 20:773-784.
- [4] Baier, R. E.; A. E. Meyer; J. R. Natiella; R. R. Natiella; J. M. Carter. *Surface properties determine bioadhesive outcomes: methods and results*. *J Biomed Mater Res* 1984,18: 327-355.
- [5] Hurbert, T. A.; B. D. Ratner; J. M. Schakenraad; F. J. Schoen. *Some background concepts*. In *Ratner B, Hoffman A, Schoen F, Lemons J, editors. Biomaterials Science. An introduction to materials in medicine*. New York. Academic Press; 1996. p. 133-164.
- [6] Kilpadi, D. V.; J. E. Lemons. *Surface energy characterization of unalloyed titanium implants*. *J. Biomed Mater Res*, 1994, 28:1419-1425.
- [7] Eriksson, C.; H. Nygren, K. Ohlson. *Implantation of hydrophilic and hydrophobic titanium discs in rat tibia: cellular reactions on the surface during the first 3 weeks in bone*. *Biomaterials*, 2004, 25:4759-4766.