

***Perfiles del potencial electroquímico
desarrollados por un cilindro de acero
AISI 316(C) expuesto a un medio biológico
(Potencial desarrollado por un
Cilindro de Acero 316)***

*Héctor Rondón, María E. Méndez G.,
María E. Lago*

HÉCTOR RONDÓN: Tesista de la Doctora Lago, el autor es Ingeniero Químico, egresado de la Universidad de los Andes, Mérida, Venezuela, donde desarrolla en la actualidad actividades en el Laboratorio de Fenómenos de Transferencia.

MARÍA. E. MÉNDEZ: Tesista de la Doctora Lago, la autora es Máster en Ciencia de los Materiales, Ingeniera Química y Profesora Asistente de la Universidad de los Andes, Mérida, Venezuela. Egresada de esa casa de altos estudios, cumple en la actualidad funciones en el Laboratorio de Fenómenos de Transferencia de la mencionada Institución.

MARÍA E. LAGO: Licenciada en Ciencias Químicas (1964), en Ingeniería del Petróleo (1964) y Doctora en Ciencias Químicas (1969), títulos otorgados por la Universidad de Buenos Aires, la autora ha desarrollado actividades como investigadora y docente en el área de Fenómenos de Transferencia Electroquímica Aplicada. Asimismo, ejerció cargos administrativos en la Universidad de los Andes, Mérida, Venezuela, y ha sido acreedora de importantes premios por sus experiencias educativas y de investigación, las que, además, dio a conocer en muchas publicaciones del país y del exterior. Actualmente, dicta en la Facultad de Ciencia y Tecnología de la Universidad del Salvador, desde 2003, la cátedra Química Biológica II y, desde 2006, Industria del Petróleo.

Resumen

Se realizó un estudio teórico experimental de la distribución del potencial electroquímico establecida en un medio biológico por la presencia de un cilindro de acero inoxidable AISI 316 (C), que representó a un tutor traumatológico de fija-

ción externa. El cilindro se insertó en un fragmento óseo impregnado con sangre artificial y posteriormente sumergido en fluido celular. El sistema se mantuvo a la temperatura normal corporal (37°C) con agitación pulsante que emuló el ritmo cardíaco. Las mediciones del potencial se realizaron en el volumen del fluido celular y en las interfases originadas en la inserción del acero en el material óseo. Los valores del potencial, referidos a un electrodo de calomel saturado, se midieron utilizando capilares Luggin. De los resultados experimentales, se observó que el comportamiento general de los perfiles de potencial en los medios e interfases consistió en una oscilación bien definida, amortiguada en el tiempo y en la distancia respecto al espécimen. Los perfiles de potencial se mostraron tendientes a alcanzar un estado estacionario en un rango estrecho de potencial próximo al valor del potencial de corrosión correspondiente a los medios. Los resultados experimentales proporcionaron información útil sobre el mecanismo de la corrosión. Un modelo matemático analítico simplificado, en el que se utilizó la ecuación de Laplace, se aplicó y analizó para el estado transiente en el fluido celular. Los valores críticos experimentales se tomaron como condiciones de borde en el modelo. El modelo corroboró las curvas experimentales mientras no se observasen en ellas valores extremos de potencial. **Palabras claves:** Potencial electroquímico, implantes, corrosión, acero inoxidable 316.

Introducción

En ramas específicas de las ciencias auxiliares de la medicina y odontología, específicamente en biomecánica aplicada, se ha investigado continuamente sobre la inclusión de mejores materiales para implantes, ortodoncia y dispositivos en la corrección o compensación de las deformaciones del aparato locomotor^{21,8,26,19,12}. Los aceros inoxidables austeníticos han sido ampliamente utilizados como biomateriales⁴. Entre ellos, el acero inoxidable 316L (SSL) ha resultado ser el más solicitado para la construcción de implantes ortopédicos. Sin embargo, el acero inoxidable (SS), bajo ciertas condiciones, presenta problemas de corrosión localizada. Los materiales empleados para implantes tienen distinta biocompatibilidad, desgaste, tasas de corrosión y características de resistencia. Al SS, se lo ha comparado frecuentemente con el Ti y sus aleaciones, comúnmente considerados como los materiales metálicos más eficientes para aplicaciones biomédicas debido a sus excelentes propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión y biocompatibilidad³⁰. El SS libre de Ni ha mostrado una menor resistencia a la corrosión que el Ti²⁶. Una alternativa viable a la convencional calidad del implante de SS puede ser el agregado de una cantidad reducida de Ni¹⁰. Comparado el SSL con una aleación Zinalco

(Zn, Al, Cu), resultó que el Zn, Al y Cu de esta última aleación difundieron dentro del tejido óseo y promovieron la no homogeneidad del hueso. Con el SSL, no se observó ninguna difusión de iones metálicos, y el hueso se recuperó homogéneamente¹². El Ti y sus aleaciones, al igual que el SS austenítico y superferrítico, son "no tóxicos, según se ha demostrado(1). Si bien en el grupo de los SS, el Ni mejora considerablemente la resistencia a la corrosión por encima de las de los SS de Cr debido al apreciable porcentaje de Ni en la aleación, se ha expresado la preocupación con respecto a la respuesta del tejido local y por su permanencia en altos niveles en el plasma⁹. El Ni es un metal que ha sido clasificado como potencialmente tóxico y cancerígeno por la *International Agency for Research on Cancer*⁴. El SSL presentó mayor desgaste metálico que el Ti¹⁹. La perjudicial microcirculación en el músculo esquelético provocada por los productos químicos del desgaste metálico puede tener profundas consecuencias debido al desborde de eventos biológicos y biomecánicos que ellos inducen²⁸. En lo que respecta a la tolerancia del sistema vascular local, el Ti en general permanece no superado⁹. Los iones productos de la corrosión más tóxicos han resultado el Cr^{6+} ; Ni^{2+} y Co^{2+} ²⁷. De allí la importancia, cuando se trata de la vulnerabilidad del ser humano, de seleccionar la aleación a utilizar especialmente si su permanencia en el organismo es prolongada²². Las consecuencias negativas de la corrosión sobre la biocompatibilidad del sistema metal-tejido vivo ha ocasionado la búsqueda permanente de mejoras sobre el metal seleccionando *recubrimientos*. En los SS se han propuesto recubrimientos de diferentes tipos^{18,6,13}: los más comunes han sido poliméricos, metálicos y de óxidos metálicos. Se ha observado que los poliméricos, como el teflón, se desprenden de los alambres utilizados en ortodoncia¹⁸. En general, el recubrimiento de capas poliméricas sobre una superficie metálica ocasionan numerosos problemas después de la implantación. Una capa de óxido amorfo resultó un potencial sustituto del revestimiento polimérico²⁹. Por otro lado, revestimientos con películas de diferentes espesores de poliuretanos sobre implantes de Ni-Ti en solución fisiológica artificial minimizó la corrosión y, como consecuencia, redujo la reacción del tejido local y la degradación de la estructura del implante¹⁴. Entre los recubrimientos metálicos, se han ensayado con buenos resultados recubrimientos de Ti^{18,6}, biocerámica-Ti⁶ y películas de Rh, que pueden mejorar la biocompatibilidad del SSL con la sangre¹³. El recubrimiento con una película delgada de Tantalio y óxido de Tantalio sobre SS aumentó la resistencia a la corrosión y biocompatibilidad¹⁷.

Si bien los recubrimientos constituyen una propuesta para proteger el desgaste metálico en los SS, el grado de perfección de la superficie del implante representa un índice respecto de la futura resistencia al medio. La corrosión es una reacción química que puede debilitar un elemento ortésico, pero se produce con menor intensidad en las superficies pulidas. Se observó que, después de 40 años de estar

colocado un implante de SS304 en un paciente, no se encontraron signos de corrosión^{2,3} debido a la perfección en el tratamiento de su superficie metálica a pesar de que el SS304 no ha sido recomendado para implantes por el resultado de sus pruebas de caracterización²⁴.

Los SS dependen de una capa pasiva propia para resistir la corrosión²². El agregado de cromo-molibdeno produce en el SS una capa superficial resistente a la corrosión. Las películas protectoras son notoriamente inestables en ambientes con cloruros, ya que la pasivación la obtienen a través del oxígeno y este es escaso en la hendidura donde se encuentra la prótesis. Los iones cloruros, presentes a bajas concentraciones en los líquidos orgánicos, pueden aumentar sensiblemente cuando se practican lavados del campo operatorio con soluciones salinas fisiológicas. La corrosión no es, en apariencia, el factor más significativo en el fracaso de un elemento ortésico; de cualquier manera, doblar o rasguñar una pieza puede romper la capa superficial protectora y, entonces, la corrosión acelerará el proceso de defecto por fatiga.

En el presente estudio, se empleó específicamente acero inoxidable AISI 316(C) (SSC) como el espécimen que simuló al tutor de fijación externa en la investigación experimental. Fue seleccionado por ser el acero que tuvo el rango de pasivación más amplio entre diferentes tipos de SS, incluidos el SSL, SS316 y SS304²⁴. Su superficie tiene tratamiento térmico y su rango de pasivación resultó invariante en presencia o no de las proteínas del músculo esquelético²³. También mostró ser el de más fácil adquisición y menor costo. El estudio experimental se complementó con el desarrollo y aplicación de un sistema simple de ecuaciones para modelar los perfiles de potencial adimensionales que se originaron a ciertos tiempos cuasi-estacionarios de la experiencia. Los antecedentes más recientes, respecto de la elaboración de modelos matemáticos, relacionados con potenciales y corrientes electroquímicas de procesos corrosivos, están representados por sistemas que involucran equipos y producción de la Industria Química, donde la selección de materiales también resulta de relevante importancia. En años anteriores, se propuso, de manera general, el empleo de la ecuación de Laplace para describir el comportamiento del potencial electroquímico en el medio que rodea a una estructura metálica en sistemas que mantienen las características requeridas para el uso de esta ecuación^{7,20}. Comparativamente, la ecuación teórica del modelo aquí propuesto se derivó de la ecuación de Laplace:

$$\Delta^2 E = 0 \quad (1)$$

en donde E es el potencial electroquímico de la solución para cualquier posición del espacio tridimensional del electrolito. El modelo representó un medio

con el cual se trató de interpretar lo que la teoría de los potenciales electroquímicos intenta explicar.

Materiales y métodos

Materiales

El cilindro de acero, que actuó como tutor de fijación externa, se construyó con una aleación de acero inoxidable de tipo AISI 316(C), un acero avalado con certificados de calidad procedente de Estados Unidos y proporcionado por el Centro de Investigación Tecnológica de la Universidad de Los Andes (CITEC). Este Centro se encargó, de acuerdo al diseño solicitado, de la construcción del espécimen de acero utilizado. El análisis de su composición química se realizó por el método de Espectroscopia de Rayos X de Dispersión de Energía (EDC). Los resultados del análisis, en porcentaje en peso de los metales que componen la aleación, fueron Cr: 17,70%; Ni: 10,98%; Mo: 2,53% e Fe: 68,70%. Estos porcentajes permitieron corroborar la composición que califica a este acero como AISI 316, denominación que asegura una estructura metalúrgica austenítica.

El espécimen de acero se insertó en tejido óseo natural. El material óseo estuvo representado por un hueso epifisario (fémur) de origen bovino previamente tratado para la eliminación de tejidos, proteínas y otros restos de compuestos. Posteriormente, se impregnó con sangre artificial, que consistió en una solución electrolítica con la propiedad de emular las propiedades iónicas y la consistencia de la sangre natural. Esta solución se preparó a partir de suero fisiológico. El comportamiento del suero como electrolito resulta superior al de los tejidos orgánicos. Así, a fin de que el sistema se aproximara a las condiciones del tejido vivo, la viscosidad del suero se aumentó por medio de la adición de glicerina hasta alcanzar la de la sangre natural ($\eta = 4,125$ cp), disminuyendo la movilidad iónica de la solución.

Para simular el músculo esquelético, se preparó una solución con la misma composición en sales del fluido celular que contienen las células musculares²⁴. Al introducir el implante en el tejido muscular, ocurre una destrucción de las células de los tejidos. Esto produce una disgregación de los elementos constituyentes de la célula, que actúan como electrolitos, denominados *fluido celular*. La composición del fluido celular que se utilizó fue $\text{NaHCO}_3 = 0,218\%$; $\text{Na}_3\text{PO}_4 = 1,503\%$; $\text{K}_2\text{CO}_3 = 0,158\%$; $\text{H}_2\text{CO}_3 = 0,0024\%$ y el resto, agua.

Equipo experimental

El estudio experimental comprendió el diseño de un equipo que permitió medir

y analizar los potenciales electroquímicos generados por el cilindro de acero SSC, al que se expuso a la corrosión bajo la forma de tutor traumatológico de fijación externa. La celda diseñada consistió en un recipiente cilíndrico de vidrio, con capacidad de 800 ml, en donde se colocó la solución electrolítica (fluido celular). En su interior, se instalaron el implante inserto en el hueso impregnado y los accesorios de medida. En el equipo, se incluyó una bomba peristáltica que produjo una agitación pulsante de la solución electrolítica con la finalidad de simular el ritmo cardíaco humano. La bomba produjo aproximadamente 100 pulsaciones por minuto, período de $0,1667 \text{ s}^{-1}$.

El espécimen que representó el implante consistió en un tubo cilíndrico de acero AISI 316(C) de 2,5 cm de longitud, 0,8 cm de diámetro externo y 0,4 cm de diámetro interno. Se le practicaron cuatro perforaciones de 2 mm en dirección axial, ubicadas según la ordenada 'y' a 0,2 cm; 0,5 cm; 1,4 cm y 1,8 cm, a partir de la base del cilindro ($y = 0$). En cada orificio, se instaló, por el interior del tubo de acero y fijado con silicona, un capilar Luggin. El extremo inferior del tubo de acero se selló herméticamente, lo que impidió la penetración de fluidos en su interior. La Figura 1 muestra el esquema del cilindro de acero descrito.

La medición de los potenciales de superficie como de solución en las diferentes interfases y medios se realizó a través del uso de capilares Luggin. Para la medición de estos potenciales, se ubicaron por fuera, alrededor de la celda, 9 tubos de compartimiento contruidos en vidrio. En cada uno de estos tubos, se colocó el electrodo de referencia y el correspondiente extremo del capilar Luggin. La celda y los 9 tubos externos fueron sumergidos en un baño termostático regulable con circulación, de precisión $\pm 0,05 \text{ }^{\circ}\text{C}$, que mantuvo la temperatura del sistema isotérmicamente a $37 \text{ }^{\circ}\text{C}$. La Figura 2 muestra el esquema del equipo experimental.

Medida de los potenciales de superficie y potenciales de solución

Las posiciones A, B, C y D, mostradas en la Figura 1, corresponden a la ubicación respectiva de los capilares en el tutor de acero. Estos capilares se utilizaron para medir los potenciales de superficie en las interfases A: acero – hueso impregnado; B: acero – hueso impregnado–fluido celular; C: acero – fluido celular, y D: acero – fluido celular – atmósfera. Las medidas del potencial en el medio fluido celular se realizaron ubicando los capilares en línea según la dirección radial R , y formando un ángulo de 90° con el cilindro de acero. Estos capilares se mantuvieron en su posición con la ayuda de un soporte construido en acrílico. Tanto las tomas de potencial en la dirección R como las posiciones mencionadas A, B, C y D en el espécimen de acero se ubicaron en un mismo plano, $1_y R$.

El potencial electroquímico se midió respecto a un electrodo de referencia de

calomel saturado (ECS). De los 9 tubos externos colocados alrededor de la celda, donde se sumergieron el ECS y uno de los extremos del capilar correspondiente a cada posición, 8 se llenaron con fluido celular de concentración inicial. Cinco de ellos, correspondieron a cada una de las posiciones de medida de los potenciales de solución en el medio fluido celular (C1, C2, C3, C4 y C5). Los otros 3 se utilizaron para la medida de los potenciales de superficie correspondiente a las interfaces en posiciones B, C y D. Solo el de la posición A se llenó con sangre artificial por tratarse de la interfase acero-hueso impregnado con sangre artificial. La Figura 2 muestra la posición de los capilares en el sistema. Las coordenadas de cada posición se incluyeron en la Tabla I.

El implante permaneció 125 horas en la celda. A lo largo de este lapso, se midió periódicamente el potencial de las diferentes interfases y medios. Estas medidas se registraron en un multímetro digital programable controlado por computadora, utilizado en especial para los períodos nocturnos.

Modelo matemático

Formulación del modelo

Un campo eléctrico queda definido por el conocimiento del potencial eléctrico en todos sus puntos. La intensidad del campo (ϕ) puede representarse mediante una sola expresión escalar por la relación.

$$\phi = -\nabla E = -\left(\frac{\partial E}{\partial x}\right)i + \left(\frac{\partial E}{\partial y}\right)j + \left(\frac{\partial E}{\partial z}\right)k \quad (2)$$

donde x, y, z , son las coordenadas cartesianas.

En el caso de un campo eléctrico constante, la ecuación de Maxwell resulta:

$$\nabla \times \phi = 0 \quad (3)$$

siendo ∇ el operador $\left(\frac{\partial}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial z}\right)$

Al sustituir la ecuación (2) en la (3), se obtiene la expresión conocida como *laplaciano*:

$$\nabla \times \nabla E = \nabla^2 E = 0 \quad (4)$$

De acuerdo a esta ecuación, el potencial del campo eléctrico no puede tomar valores extremos, ni máximos ni mínimos¹¹.

La aplicación directa de la ecuación de Laplace al sistema del cilindro de acero expuesto al medio fisiológico es posible siempre que se disponga de valores experimentales del potencial electroquímico a distancias específicas, cuyas características permitan, en un momento determinado, emplear esos valores como condiciones de borde. De acuerdo a la geometría del sistema, por tratarse de potenciales generados por una superficie cilíndrica, la ecuación de Laplace requiere ser expresada en coordenadas cilíndricas.

$$\nabla^2 E = \frac{1}{R} \frac{\partial}{\partial R} \left[R \left(\frac{\partial E}{\partial R} \right) \right] + \frac{\partial^2 E}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 E}{\partial z^2} = 0 \quad (5)$$

siendo R, θ, z las coordenadas cilíndricas.

Esta ecuación es aplicable en cada tiempo del estado cuasi-estacionario del proceso transiente del sistema³².

La resolución de la ecuación (5), para geometrías y condiciones de borde complejas, involucra el empleo de métodos numéricos, como el de diferencias finitas, o elementos finitos, entre otros. Para geometría y condiciones límites simples, en las tres direcciones (R, θ, z), los métodos numéricos utilizan la aplicación de series. Sin embargo, en el caso de que no existan cambios de potencial a lo largo de alguna de las direcciones y se disponga de las condiciones de borde necesarias, la resolución analítica es inminente.

La aplicación de la ecuación (5) al sistema cilindro de acero-solución electrolítica se basó en los estudios previos realizados^{22,15,23} y a las observaciones mencionadas sobre los atributos propios de la ecuación de Laplace^{7,25}. Así, esto implicó que se mantuvieran presentes ciertos aspectos, los cuales representaron las siguientes

Hipótesis de Trabajo:

Se consideró:

1. El sistema con transferencia de materia despreciable.
2. La presencia de grandes volúmenes de solución electrolítica, en donde el mecanismo convección domina el transporte de materia.
3. Los gradientes de concentración están confinados en una delgada película sobre la superficie metálica.
4. La ausencia de sobrepotenciales en la superficie del acero, debida al mantenimiento de una interfase estacionaria o en reposo, permite aproximar la magnitud del potencial de superficie al valor del potencial de solución adyacente o en contacto directo con el metal (E_o)⁷.

5. La superficie del cilindro metálico se encuentra desprovista de recubrimiento alguno, así como también es uniforme en su totalidad por ausencia de rugosidades o irregularidades superficiales externas.
6. De acuerdo a las características mencionadas sobre la superficie del cilindro metálico y a los resultados obtenidos previamente¹⁶, se asume que no existen cambios de potencial electroquímico de solución en la dirección q y en la dirección z . Únicamente, en la dirección según la coordenada radial R .

Sistema de ecuaciones

Para obtener la ecuación teórica que describe la funcionalidad entre el potencial electroquímico de solución (E) y la distancia (R), en cada tiempo o valores cuasi-estacionarios, se partió de la ecuación (5). Siendo el sistema unidireccional, de acuerdo a lo indicado en las *Hipótesis de trabajo*, se consideró invariantes los potenciales en los ejes θ y z , resultando

$$\frac{\partial^2 E_\theta}{\partial \theta^2} = \frac{\partial^2 E_z}{\partial z^2} = 0 \quad (6)$$

La ecuación (5) se redujo a:

$$\nabla^2 E = \frac{\partial}{\partial R} \left(R \left(\frac{\partial E_R}{\partial R} \right) \right) = 0 \quad (7)$$

con las condiciones de borde

$$R = R_0 \quad E = E_0 \quad (8)$$

$$R = R_f \quad E = E_f \quad (9)$$

para un tiempo t , fijo determinado.

Siendo R_0 el valor de la distancia y E_0 el del potencial en el punto correspondiente a la superficie del metal, ecuaciones (8). Los valores límites R_f de distancia y E_f de potencial son los correspondientes al punto a partir del cual el potencial cambia hacia valores que tienden a los del seno de la solución electrolítica (ecuaciones 9). Estos valores se obtuvieron de la representación gráfica de los datos experimentales de E en función de R , a cada tiempo crítico (t_c). Figura 4.

Resolviendo la ecuación (7) con sus condiciones de borde (8) y (9) y al adimensionalizar los términos respecto al potencial de la interfase E_o , se obtuvo:

$$\frac{E}{E_o} = \left[\frac{E_o - E_f}{\ln(R_o / R_f) E_o} \right] [(\ln R - \ln R_o)] + 1 \quad (10)$$

Pudiéndose expresar la ecuación (10), en coordenadas rectangulares con ,

$$\frac{E}{E_o} = [(E_o - E_f) / (\ln(\sqrt{x_o^2 + y_o^2} / \sqrt{x_f^2 + y_f^2}) E_o)] [\ln(\sqrt{x^2 + y^2} - \ln \sqrt{x_o^2 + y_o^2})] + 1 \quad (11)$$

La ecuación (10) es la expresión del modelo propuesto, que describe el comportamiento teórico del potencial electroquímico adimensional de solución ($E/E_{o\text{teór.}}$), con la distancia (R), generado por la presencia del tutor de acero en el fluido celular. La Figura 7 muestra las curvas teóricas ($E/E_{o\text{teór.}}$) en función de R , a las que se le superpusieron los puntos experimentales ($E/E_{o\text{exp.}}$), obtenidos en los valores críticos. El modelo propuesto es un modelo simplificado que puede representar con fidelidad algunos aspectos de la inserción de un metal en el tejido vivo.

Resultados y discusión

Perfiles de potencial en el fluido celular

De acuerdo a la Figura 3, E en función de t , el comportamiento general del cilindro de acero SSC, en contacto directo con el fluido celular y en las interfases que se originaron en su inserción, siguió la tendencia natural de los aceros inoxidables con un contenido superior a 10 % de cromo y de níquel. Al inicio, el acero ofreció resistencia a desplazamientos de su potencial de equilibrio provocados por la presencia del medio fisiológico⁵. Su potencial electroquímico de solución en el fluido celular experimentó cambios leves durante las primeras 3,15 horas. Su valor se mantuvo muy cercano al valor de superficie inicial ($E_o = -0,4026$ V). En este período de tiempo, se manifestó una suave oscilación del potencial en todos los puntos de la línea radial de medida. La oscilación más notable se presentó en la posición más alejada C5, con una variación máxima de 2,3 mV a cada hora, según se observa en la Figura 3. A esta oscilación, podría haber contribuido el movimiento peristáltico al cual estuvo sometido el medio. Sin embargo, transcurridas las 3,15

h, el valor de E descendió hasta un mínimo de $-0,6615$ V obtenido a las 13,15 h, para luego ascender hasta alcanzar un valor máximo de $-0,420$ V a las 26,50 h del inicio. De igual manera, E continuó oscilando entre valores mínimos y máximos, que se denominaron valores críticos del potencial. Este comportamiento obedece a la creación, asociada a valores mínimos y destrucción, referida a valores máximos de la película pasiva característica de los aceros inoxidable. En soluciones acuosas, el proceso de corrosión que predomina es el electroquímico, y el desgaste metálico ocurre por disolución anódica. En los aceros inoxidable, se forma la película pasiva compuesta por óxidos de Cr y Ni, que sirve como una barrera iónica de normal efectividad entre el metal y el electrolito. En los tejidos, se originan fácilmente grandes diferencias del contenido de oxígeno en las inmediaciones del implante debidas a la regeneración celular⁹. El Mo se caracteriza, entre otras propiedades, por reestablecer con facilidad la capa pasiva en ambientes escasos de oxígeno. La compleja película pasiva se forma espontáneamente sobre el acero, siendo la primera etapa de su formación la adsorción del oxígeno, seguida rápidamente por reacciones de oxidación. Al comienzo, esta película es discontinua, heterogénea y muy delgada. La película puede aumentar su espesor llegando a 1 ó 2 mm después de varios días, pero el período importante es durante los primeros minutos de formación cuando el espesor alcanza unas cuantas capas atómicas. No obstante, la película pasiva resulta suficientemente delgada como para permitir el paso de electrones por 'efecto túnel'. Esta película no presenta las propiedades semiconductoras volumínicas de los óxidos simples, sino que tiende a tener un comportamiento 'metálico', y, debido a los defectos de la red, permite cierta conducción catiónica. De manera que la disolución anódica, aunque lenta, ocurre³¹. La disolución metálica dependerá particularmente de la composición y geometría del espécimen y de la formación y propiedades de las capas superficiales pasivas sobre el acero. De acuerdo a pruebas de caracterización en fluido celular, ausente o no de proteínas, el acero SSC presenta un amplio rango estable de pasivación²⁴. Estos resultados estarían indicando el comportamiento observado del SSC en el fluido celular.

En la Figura 3, se señalaron con círculos los valores críticos del potencial electroquímico en el fluido celular. En esta Figura, se observa que los lapsos en producirse los sucesivos mínimos aumentan con el tiempo, siendo: 23,95 h; 24 h; 26 h y 28 h entre el 1^{ro} y 2^{do}; el 2^{do} y 3^{ro}; 3^{ro} y 4^{to} y entre el 4^{to}, y 5^{to} mínimo, respectivamente, indicando que el perfil oscilante del potencial se está amortiguando en el tiempo con disminución de la altura y aumento en la frecuencia de la oscilación. Este hecho manifiesta una tendencia del sistema a alcanzar un estado estacionario. Cuando el rango de potencial establecido entre el metal y el medio se mantenga en el tiempo, se habrá alcanzado el estado estacionario, cuyo valor resultará de la ate-

nuación de los potenciales en los puntos críticos. En el medio fluido celular, por su mayor complejidad y contenido de sales, el estado estacionario se alcanzaría más tarde que en sangre sintética, hecho que puede interpretarse de la Figura 3 al comparar los perfiles de potencial obtenidos en ambos medios. De acuerdo a esta Figura, en el fluido celular se sigue una cinética de secuencias similares a las del medio hueso impregnado, y se visualiza que se alcanzaría un estado estacionario en un rango de potencial próximo al potencial de corrosión en este medio, $E_{corr} = -5,0$ V.

La Figura 4 muestra las curvas de E en función de R para todos los tiempos críticos correspondientes a los sucesivos mínimos (m) y máximos (M) observados en el fluido celular y para los tiempos desde las 3,15 h, en donde comenzó el descenso de E , hasta la obtención del primer mínimo a las 13,15 h. De acuerdo a la Figura 4, E tiene una tendencia general de disminuir con R hasta alcanzar un mínimo. No obstante, a medida que transcurre el tiempo, se observa que la disminución es cada vez más leve y el mínimo menos notable. Indicaría la tendencia a un estado estacionario y la disminución de la velocidad de corrosión por la atenuación de los valores extremos de potencial. Los perfiles de potencial en función de R no varían secuencialmente con respecto a los sucesivos mínimos y máximos de potencial obtenidos a través del tiempo. Así, de la Figura 4, se observa, que si bien el perfil del potencial en función de R del segundo mínimo, m2: $t = 37,15$ h, resultó inferior a los valores del perfil correspondiente al tercero, m3: $t = 61,15$ h, los valores del perfil obtenido para el cuarto, m4: $t = 87,15$ h, fueron inferiores a los del segundo, y aun los del quinto, m5: $t = 115,15$ h, resultaron inferiores a los del cuarto mínimo. De igual manera, ocurrió con los máximos. Esto es consecuencia de la curva oscilatoria amortiguada que presentaron los perfiles de potencial desarrollados en el tiempo. Nuevamente, las observaciones anteriores evidencian que los valores del potencial manifiestan el retorno, con alguna inercia, a la estabilidad del sistema.

El cilindro de acero parece dejar de influir en el fluido celular más allá de la posición $C4 = 1,8$ cm, posición donde se obtuvieron los mínimos del potencial de solución en los t_c , una distancia desde la superficie del implante SSC que corresponde a 1,75 veces su diámetro. A partir de estos mínimos, el potencial aumenta hasta un valor donde las distintas curvas tienden a convergir dentro de un rango que sería el de la oscilación estacionaria de los valores de E .

En la Figura 5, se muestra la variación del potencial en función del tiempo, en las posiciones de la dirección radial al SSC en el fluido celular. En esta Figura, se observa que alrededor de las 60 h (dos días y medio), el sistema se dirige al estado estacionario. A este tiempo, el sistema estaría entre el 3^{er} mínimo y 3^{er} máximo, y a partir de las 90 h, los valores del potencial en las posiciones de la dirección radial se muestran próximos entre sí, con leve variación en el tiempo y próximos al E_{corr} del medio.

La Figura 6, E en función de R , se elaboró en tres dimensiones al tiempo crítico

correspondiente al primer mínimo con la intención de visualizar la zona de influencia del cilindro de acero durante el estado transiente en el fluido celular. La transferencia de materia por difusión de los productos de la reacción de corrosión que originan el desgaste del metal y subsiguientes acontecimientos biológicos no afectaría al tejido vivo más allá de esta zona, una distancia aproximadamente de 1,75 veces del diámetro del tutor de SSC, representada en la Figura 6.

El cilindro de acero no sufrió ataque por picaduras en el fluido celular al no haberse alcanzado valores altos de potencial, ($E_{pic} = 0,2 \text{ V}$)²⁴

Potenciales de superficie en las interfases

La Figura 3 muestra también el comportamiento de los potenciales de superficie en función del tiempo medidos en las posiciones A, B, C y D. Las posiciones B, C y D son interfaces que involucran el fluido celular. Estas interfases tuvieron un comportamiento muy similar al descrito para los potenciales de solución en el fluido celular. Los valores de potencial se hallan muy próximos a los medidos en la dirección R en el fluido celular durante las 125 h.

Se observa, en la Figura 3, que la interfase B -acero-hueso impregnado- fluido celular alcanzó potenciales algo mayores en el primero y segundo máximo, mientras que la diferencia es menor en el segundo respecto a las otras interfaces, C y D. En el tercer máximo, tal diferencia no es notable entre los máximos que involucran el fluido celular. Se atribuyó este comportamiento a la influencia de la sangre artificial presente en esta interfase, de característica menos agresiva con tendencia a valores más nobles de potencial.

En la Figura 3, la posición A, correspondiente al acero inserto en el tejido óseo impregnado con sangre artificial, muestra un perfil de potencial a un nivel de valores superior respecto al obtenido en el fluido celular, y manifiesta una mayor facilidad para alcanzar el estado estacionario. Se observa, además, que se produjeron el doble de mínimos y máximos obtenidos durante el mismo periodo de tiempo con respecto a los observados en el fluido celular. En la Figura 3, fueron identificados, con pequeños círculos, los dos primeros mínimos y el primer máximo medidos en la posición A con la intención de hacer notar la diferencia en el número de extremos críticos entre ambos medios. Este comportamiento se mantuvo durante las 125h. Todas estas características pueden atribuirse al medio. El potencial de corrosión del SSC es de $E_{corr} = -2,0 \text{ V}$ en sangre artificial y de $E_{corr} = -5,0 \text{ V}$ en fluido celular²⁴. La sangre artificial se hallaba confinada en una estructura ósea sólida, de porosidad definida, con espacios estrechos para el desarrollo de la película pasiva. Estas afirmaciones contribuyen a interpretar el perfil de potencial obtenido en sangre artificial. En la Figura 3, se observa que el perfil de potencial en la posi-

ción A se encuentra en el rango donde la película pasiva del SSC presenta un comportamiento estable²⁴. De manera que las condiciones de pasivación y valores de potencial en este medio son favorables para lograr la estabilidad del sistema.

Aplicación del modelo matemático

Los valores críticos de E y sus correspondientes tiempos a los cuales se obtuvieron, denominados también tiempos críticos (t_c), representaron los puntos que se utilizaron en la aplicación del modelo matemático propuesto. El seleccionar estos valores extremos se debió a que se tuvieron en cuenta las características del sistema respecto al metal utilizado y el medio en el cual se hallaba en contacto.

La ecuación (10) se aplicó en los tiempos críticos correspondientes a todos los mínimos y máximos obtenidos experimentalmente en el medio fluido celular en las posiciones ubicadas según la dirección radial R . La aplicación de la ecuación (10) involucra valores límites experimentales. Se utilizaron como condiciones de borde los datos experimentales de $(R_o; E_o)$ iniciales, y como $(R_f; E_f)$, los valores correspondientes al mínimo observado en la posición 1,8 cm de la dirección radial R . Estos datos se obtuvieron de la Figura 4. Así, de esta Figura, los valores que representaron las condiciones de borde para el primer mínimo observado a las 13,15 h, tiene como coordenadas $(R_o; E_o) = (0.4 \text{ cm}; -0,6615 \text{ V})$ y $(R_f; E_f) = (1,8 \text{ cm}; -0,6682 \text{ V})$ pertenecientes a la dirección R del plano $1yR$. La ecuación (10) se aplicó hasta esta posición en atención a las *Hipótesis de Trabajo*. La Figura 7 representa, según el modelo, la distribución teórica del campo eléctrico adimensional desarrollada por el cilindro de acero en contacto directo con el fluido celular. Las curvas teóricas adimensionales del potencial se superponen entre sí en algunos de los tiempos críticos. Así, las curvas correspondientes al 3^{er} mínimo, 3^{er} máximo y 4^{to} máximo se superpusieron. Lo mismo ocurrió entre la correspondiente al 5^{to} mínimo con la del 1^{er} máximo. En esta Figura, los valores experimentales previamente adimensionados respecto a E_o , $(E/E_o^{exp.})$, para la respectiva posición en la dirección R y el mismo correspondiente t_c , se superpusieron a las curvas teóricas. Los valores experimentales adimensionales también mostraron las superposiciones entre sí, observadas en las curvas teóricas. Los puntos experimentales adimensionados del m3 se superpusieron con los del M3 y M4 y el m5 con los del M1. La concordancia entre valores teóricos y experimentales resultó muy satisfactoria en el tramo 1,1 cm a 1,8 cm, en especial, los máximos M2, M3, M4 y el mínimo m4. La concordancia fue mayor en los máximos que en los mínimos. De acuerdo a la bibliografía se considera en los mínimos que "la película pasiva ha culminado su formación plena". Sin embargo, de los 5 mínimos solo el cuarto mínimo satisface la superposición en los 4 puntos a superponer; y en el quinto y segundo

mínimo solo un punto se superpone, según se observa en la Figura 7. Indicaría que la escasa concordancia en los mínimos y el primer máximo, específicamente en las zonas cercanas a la superficie del acero, se debería a la presencia de la compleja película pasiva, probablemente heterogénea aún en formación y por la posible transferencia de materia por difusión de la incipiente microcirculación que alteraría las condiciones de la interfase de manera que dejarían de cumplirse las *Hipótesis de trabajo*.

La complejidad del proceso en estudio, a distancias inferiores a 0,6 cm desde la superficie del SSC, supera las observaciones de exigencia del *laplaciano* para su uso. Sin embargo, el modelo, más allá de esta posición, muestra el cambio de la velocidad de corrosión que se origina con la distancia respecto a la ubicación del SSC y la tendencia del sistema a estabilizarse. Como también, la disminución gradual de los valores extremos con el tiempo, la cual es bien representada por el modelo, que estaría de acuerdo con lo observado experimentalmente. Las curvas teóricas indican, con una buena aproximación, el nivel y posición del potencial a un tiempo crítico dado. Los perfiles de potencial en los alrededores cercanos al espécimen ($< 0,6$ cm desde su superficie) resultaron de pendiente mayor que los perfiles obtenidos por el modelo propuesto, como se observa en la Figura 6. Las curvas teóricas corroboran a las curvas experimentales si se mantienen las *Hipótesis de trabajo*. Cuando un implante se inserta en el cuerpo humano, sea como prótesis traumatológicas o elementos auxiliares (ortesis externas), el metal fácilmente se corroe con los fluidos fisiológicos humanos. De ser así, I) se produce la disolución anódica del metal, y se establece una microcirculación en el músculo esquelético de partículas provenientes del comienzo de la reacción de corrosión²¹, y se desarrolla el proceso de transferencia de materia por difusión. La generación de estos productos de la reacción química de corrosión constituyen la fuente primaria de la degradación del metal; II) la subsiguiente reacción del tejido a tales productos es el factor primario limitante de la longevidad del implante³². Esto induce a una reacción inflamatoria, la cual, en ciertos casos, da lugar a la formación de un tejido fibroso foráneo en el espacio entre el hueso y la prótesis conocido como el llamado "aseptic loosening"²³. Estos acontecimientos se producen en el estado transiente, mientras se instala la película pasiva, que no se hallan contemplados en las *Hipótesis de trabajo*. De manera que los valores teóricos obtenidos del modelo propuesto, se alejan de los correspondientes experimentales en la zona de dominio de la película pasiva.

Conclusiones

Los *perfiles de potencial* generados por el acero inoxidable AISI 316(C), expuesto a la corrosión como tutor de fijación externa, presentan oscilaciones que se amortiguan en el tiempo y en la distancia respecto al tutor de acero. La atenuación del potencial en los valores extremos, mínimos y máximos muestra la tendencia del sistema a estabilizarse y alcanzar un estado estacionario. El rango de potencial se dirige a un valor que es próximo al del potencial de corrosión del medio. Este comportamiento se observa tanto en el fluido celular como en el tejido óseo impregnado de sangre artificial y en las interfases que se originan por la inserción del SSC. El estado estacionario se alcanza antes en el tejido óseo impregnado en sangre artificial que en el fluido celular, medio este último de mayor agresividad y composición más compleja.

Como consecuencia de la oscilación amortiguada, los valores críticos del potencial, mínimos y máximos, no siguen una secuencia en el tiempo, como también ocurre con los correspondientes en las posiciones de la dirección radial en el fluido celular.

En el medio hueso impregnado con sangre artificial, el número de mínimos y máximos es el doble de los observados en el fluido celular durante el tiempo que dura la experiencia.

La composición y el espesor de la película pasiva varían en el estado transiente. La amortiguación de los valores críticos en el tiempo así lo indica. No se mantiene lo afirmado como "creación y eliminación plena" de la capa pasiva en los mínimos y máximos.

La influencia del SSC sobre el fluido celular llega hasta una distancia de 1,75 veces su diámetro a partir de la superficie del SSC, posición que se encuentra señalada por el mínimo observado en el perfil de potencial de solución y de superficie, respecto a la distancia radial al acero. Desde este valor mínimo, el potencial asciende a un rango donde tienden a convergir todos los perfiles. Este mínimo es menos notable a través del tiempo.

La corrosión existe en el estado transiente en el fluido celular cuando los máximos sobrepasan el E_{corr} . Los potenciales críticos se amortiguan en el tiempo y la velocidad de corrosión disminuye. En el medio tejido óseo impregnado con sangre artificial, el perfil de potencial que se desarrolla en el tiempo está dentro del rango estable de pasividad del SSC; en consecuencia la velocidad de corrosión es despreciable en este medio.

Las interfases que involucran el fluido celular tienen un comportamiento muy similar a los perfiles de potencial de solución en el fluido celular. La presencia de la sangre artificial involucrada en las interfases A y B se manifiesta por su tendencia a elevar el potencial a valores más nobles.

El *acero inoxidable AISI 316(C)* es completamente adecuado para ser implantado en el ser humano *como tutor de fijación externa*.

El *modelo matemático* propuesto, aplicado al fluido celular, corrobora en el estado transiente: la presencia de mínimos y máximos; la disminución gradual de los valores extremos con el tiempo; la posición y el nivel del potencial a un tiempo crítico dado, y confirma la tendencia del sistema a alcanzar un estado estacionario en los perfiles de potencial generados por el SSC. Señala, además, el radio de influencia del acero SSC en el medio en cuestión, y muestra el cambio de la velocidad de corrosión con el tiempo y el que se origina según la distancia al SSC. También, pone de manifiesto la presencia de la película pasiva, la cual no es representada en su período de formación. Las curvas teóricas representan a las experimentales en los valores críticos, siempre que no se observen, en estas últimas, cambios notorios de potencial en la distancia analizada.

Bibliografía

1. ASSIS, S. L., ROGERO, S. O., ANTUNES, R.A., PADILHA, A.F. Y COSTA I. A comparative study of the in vitro corrosion and cytotoxicity of a superferritic stainless steel a Ti-13Nb-13Zr alloy, and a austenitic stainless steel in Hank's solution. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 73(1): 109-16, 2005.
2. BEDDOES, J. Y BUCCI, K. The influence surface condition on the localized corrosion of 316L stainless steel orthopedic implants. *J Mater Sci Mater Med*. 10(7): 389-94, 1999.
3. BLACKWOOD, D. J. Y PEREIRA D. P. No corrosion of 304 stainless steel implant after 40 years of service. *J Mater Sci Mater Med*. 15(7): 755-8, 2004.
4. CRENSHAW, L. Y CAMPBELL, M. Cirugía Ortopédica, Tomo I. Editorial Médica Panamericana. 8^{va} Ed.. Buenos Aires, Argentina, 1993.
5. DYMOND, A. D. Characteristic of the metal- tissue interface of stimulation electrodes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. BME-23:4, 1976.
6. FATHI, M. H., SALEHI, M., SAATCHI, A., MORTAZAVI, V. Y MOOZAVI, S. B. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic, and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implant. *Dent Mater*. 19(3): 188-98, 2003.
7. GRABOWOSKIAND, A. J. Y NEWMAN, J. Current and potential distribution on a cylinder electrode. *J. Electrochem. Soc.*. 140: 6, 1983.
8. HALLAB, N., LINK, H. D. Y MCAFEE, P. C. Biomaterial optimization in total disc arthroplasty. *Spine*. 28(20): 139-52, 2003.
9. ITTER, F. Los Implantes Metálicos en Cirugía Ósea. Ed. JIMS. New York, USA., 1992.

10. KRAFT, C. N., BURIAN, B., PERLICK, L., WIMMER, M. A., WALLNY, T., SCHMITT, O. Y DIEDRICH, O. Impact of a Ni-reduced stainless steel implant on striated muscle microcirculation: a comparative in vivo study. *J Biomed Mater Res*. 57(3): 404-12, 2001.
11. LANDAU, L. Y LIFSHITZ, E. Curso abreviado de Física Teórica, Mecánica y Electrodinámica, Editorial Mir. 3ra Ed., Moscú, URSS, 1982.
12. LIMA, E., BOSCH, P., LARA, V., VILLARREAL E., PINA C., TORRES, G., MARTÍN, S. Y LEÓN, B. Metal corrosion in bones implanted with Zinalco-a SAXS and NMR study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 76(1): 203-10, 2006.
13. LIU, J., YANG, D., LIANG, C., GUO, L., KONG, L Y CAI, Y. Corrosion an hemocompatibility of 316L stainless steel with electroplated Rh film. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*. 18(2): 169-72, 2001.
14. MAZUMDER, M. M., DE, S., TRIGWELL, S., ALI, N., MAZUMDER, M. K. Y MEHTA, J. Corrosion resistance of polyurethane-coated nitinol cardiovascular stents. *J Biomater Sci Polym Ed*. 14(12) : 1351-62, 2003.
15. MÉNDEZ G., M. E. Y LAGO, M. E. Potencial desarrollado por cilindros de acero expuestos a medios marinos y fisiológicos. *IV Jornadas Científico Técnicas de la Facultad de Ingeniería, ULA*, pp 548-551. Mérida, Venezuela 1998.
16. MÉNDEZ G., M. E. Y LAGO, M. E. Distribución de potencial desarrollado por un cilindro de acero expuesto a la corrosión. *Ciencia*. 6 (Número Especial): 67-75, 1998.
17. MULLER, R., ABKE, J., SCHNELL, E., MACIONCZYK, F., GBURECK, U., MEHRL, R., RUSZCZAK, Z., KUJAT, R., ENGLERT, C., NERLICH, M. Y ANGELE, P. Surface engineering of stainless steel materials by covalent collagen immobilization to improve implant biocompatibility. *Biomaterials*. 26(34): 6962-72, 2005.
18. NEUMANN, P., BOURAUUEL, C. Y JAGER, A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med*. 13(2): 141-7, 2002.
19. OKAZAKI, Y Y GOTOH E. Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. *Biomaterials*. 26(1): 11-21, 2005.
20. ORAZEM, M. E., ESTEBAN, J. M., KENNELLEY, Y. R. Y DEGERSTEDT, R., M. Mathematical models for cathodic protection of and underground pipeline with coating holidays. *J Electrochem Soc*. 53(4), 1997.
21. RECLARU, L., LERF, R., ESCHLER, P. Y Y MEYER, J. M. Corrosion behavior of a welded stainless-steel orthopedic implant. *Biomaterials*. 22(3): 269-79, 2001.
22. ROJAS R., C., GUILLEN O., LESBIA M. Y LAGO, M. E. Eficiencia ante la corrosión de los aceros inoxidables 316 y 304 cuando son usados en trata-

- mientos traumatológicos. Parte I. *Ciencia*. 6 (Número Especial): 32-39, 1998.
23. ROJAS R., C. Y LAGO, M. E. Efecto de las proteínas del músculo esquelético en la corrosión de aceros inoxidable. *Acta Científica Venezolana*. 53: 153-163, 2002.
 24. ROJAS R., C. Y LAGO, M. E. Eficiencia ante la corrosión de los aceros inoxidable 316 cuando son usados en tratamientos traumatológicos. Parte II. *Ciencia* 7:3, 291-303, 1999.
 25. ROJO, J. Y THOMPSON, P. Solution of Laplace's equation to calculate the ohmic potential drop for hexagonally-shaped scratches. *J. Electrochem. Soc.*. 139:6, 1992.
 26. RONDELLI, G., TORRICELLI, P., FINI, M. Y GIARDINO, R. In vitro corrosion study by EIS of a nickel-free stainless steel for orthopedic applications. *Biomaterials*. 26(7): 739-44, 2005.
 27. SHETTLEMORE, M. G. Y BUNDY, K. J. Examination of in vivo influences on bioluminescent microbial assessment of corrosion product toxicity. *Biomaterials*. 22(16): 2215-28, 2001.
 28. SHIH, C. M., SU, Y. Y., LIN, S. J. Y SHIH C. C. Failure analysis of explanted sternal wires. *Biomaterials*. 26(14): 2053-9, 2005.
 29. SHIH, C. M., SHIH C. C., SU, Y. Y., CHANG, N.C. Y LIN, S. J. In vitro study of drug loading on polymer-free oxide films of metallic implants. *J Biomed Mater Res A*. 73(3): 519-29, 2005.
 30. WEN, C. E., YAMADA, Y., SHIMOJIMA, K., CHINO, Y., ASAHINA, T. Y MABUCHI, M. Processing and mechanical properties of autogenous titanium implant materials. *J Mater Sci Mater Med*. 13(4): 397-401, 2002.
 31. WEST, J. M. Corrosión y Oxidación. Fundamentos, Editorial Limusa, 1^{ra} Ed., México, 1986.
 32. YUAN, XU. Y PICKERING, H. W. The initial potential and current distribution of the crevice corrosion process. *J. Electrochem. Soc.*. 140: 3, 1993.

Tablas

Tabla I: Posiciones ocupadas por los capilares para la medida del Potencial Electroquímico de superficie y solución en el fluido celular, medidas desde el centro del cilindro de acero ($x = 0$), hasta la correspondiente posición radial.

Medio: Fluido celular, dirección radial R , plano xyR

Posición en la dirección radial,	C	C1	C2	C3	C4	C5
Distancia (cm),	0,4	0,8	1,1	1,4	1,8	2,4

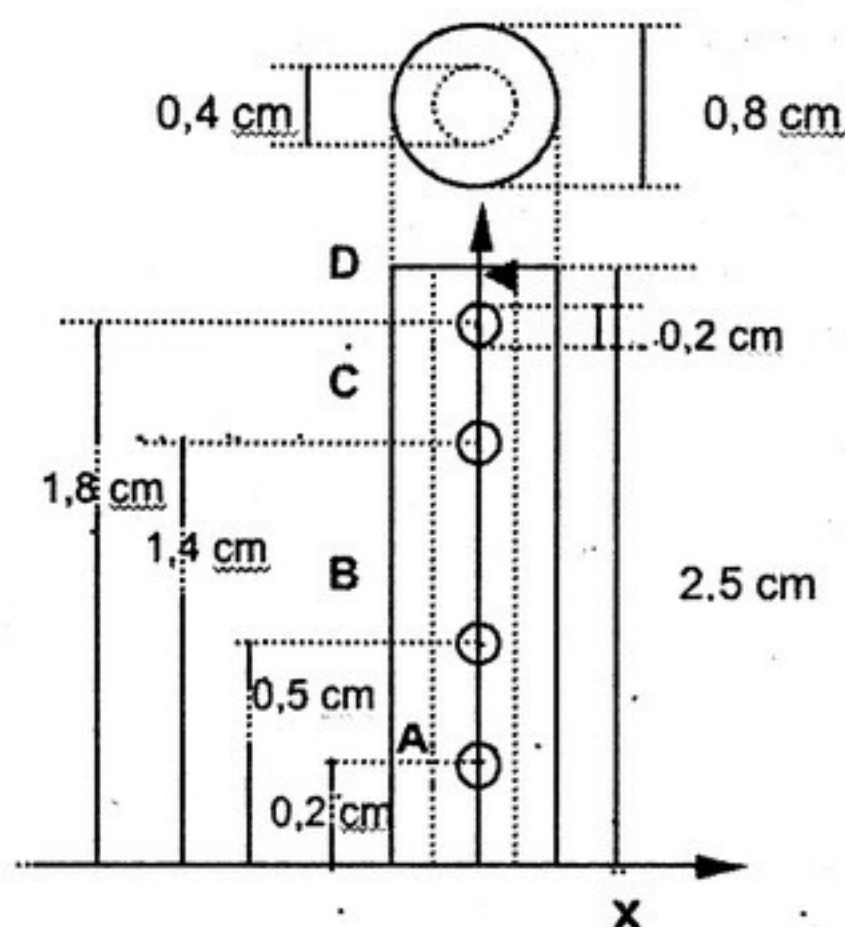


Figura 1: Esquema y dimensiones del cilindro de acero AISI 316(C), acondicionado para la medición de los perfiles de potencial en los diferentes medios e interfases.

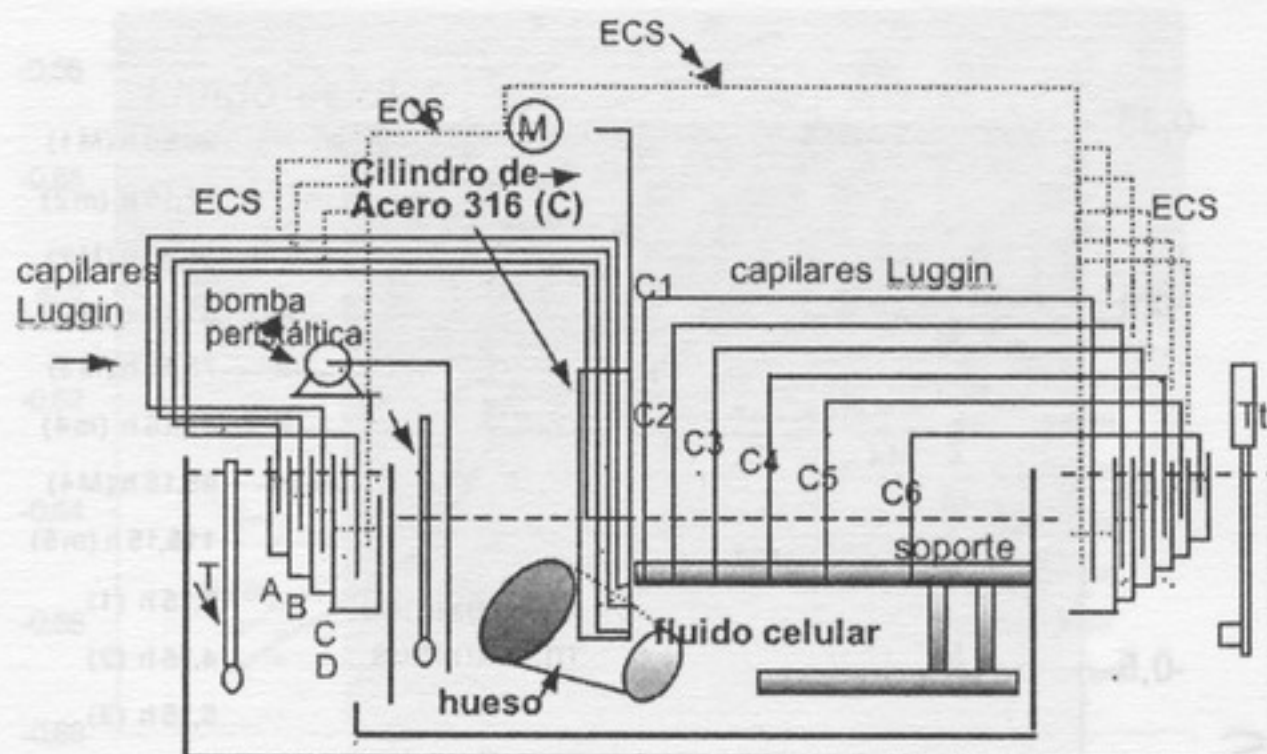


Figura 2: Esquema del equipo experimental diseñado para la medición de la distribución del potencial en el sistema que simuló un tutor de fijación externa.

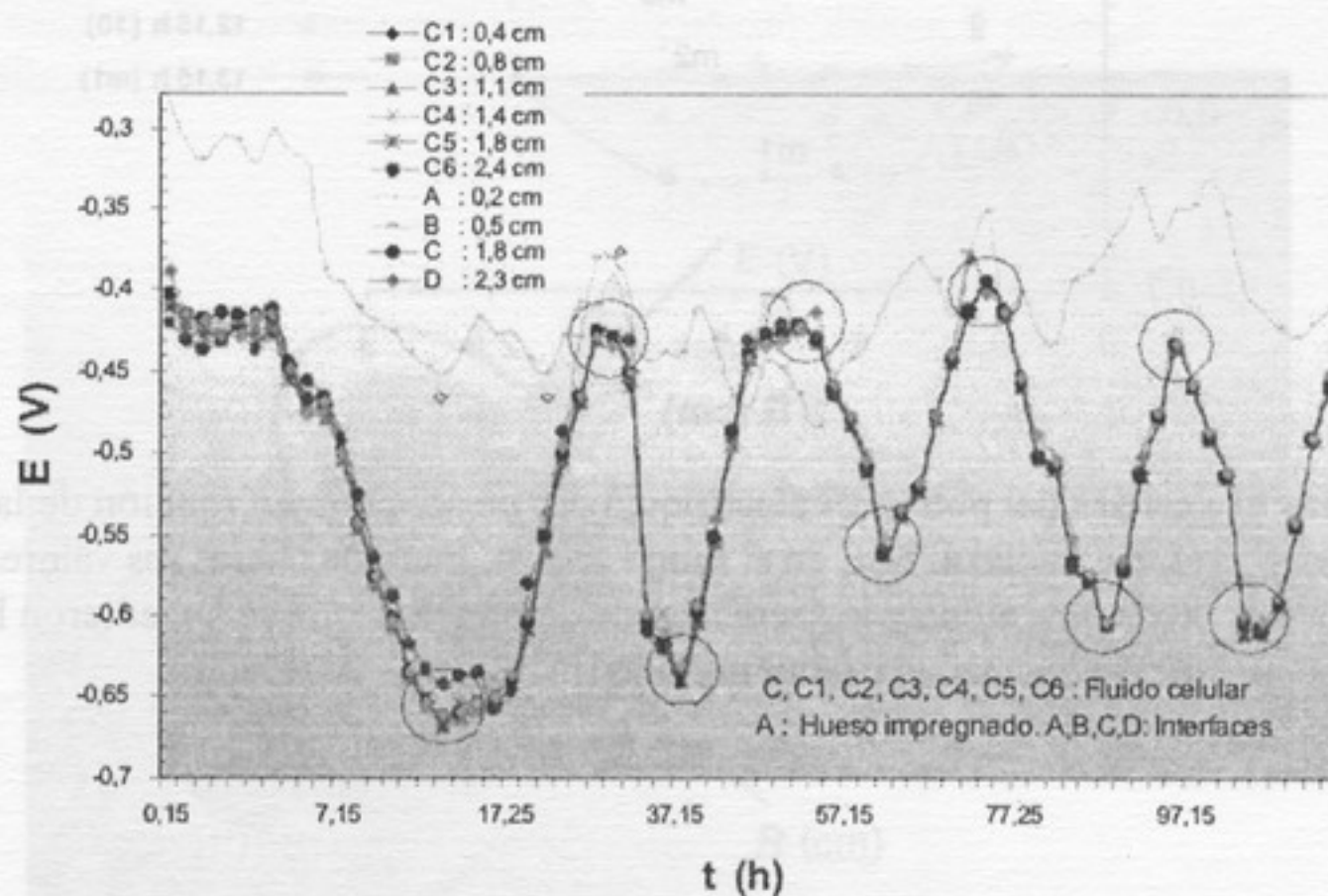


Figura 3: Perfiles del Potencial electroquímico de superficie en las interfases A, B, C y D y de solución en el medio fluido celular C1, C2, C3, C4 y C5 durante el lapso de 125 h.

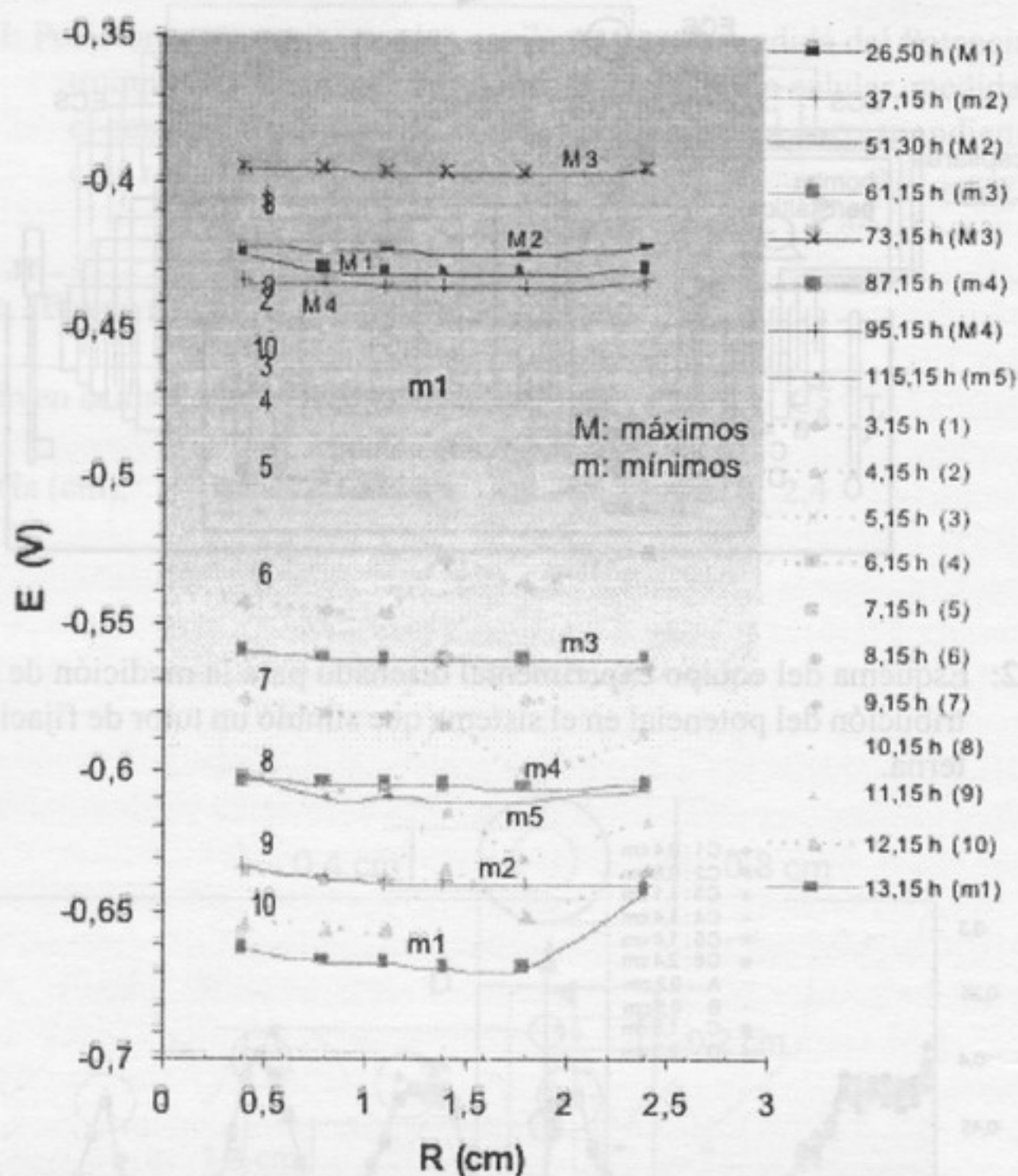


Figura 4: Perfiles del potencial electroquímico de solución en función de la distancia radial al SSC en el fluido celular, incluidos todos los valores críticos obtenidos y la secuencia de los perfiles que se sucedieron hasta que se alcanzó el primer mínimo (m1).

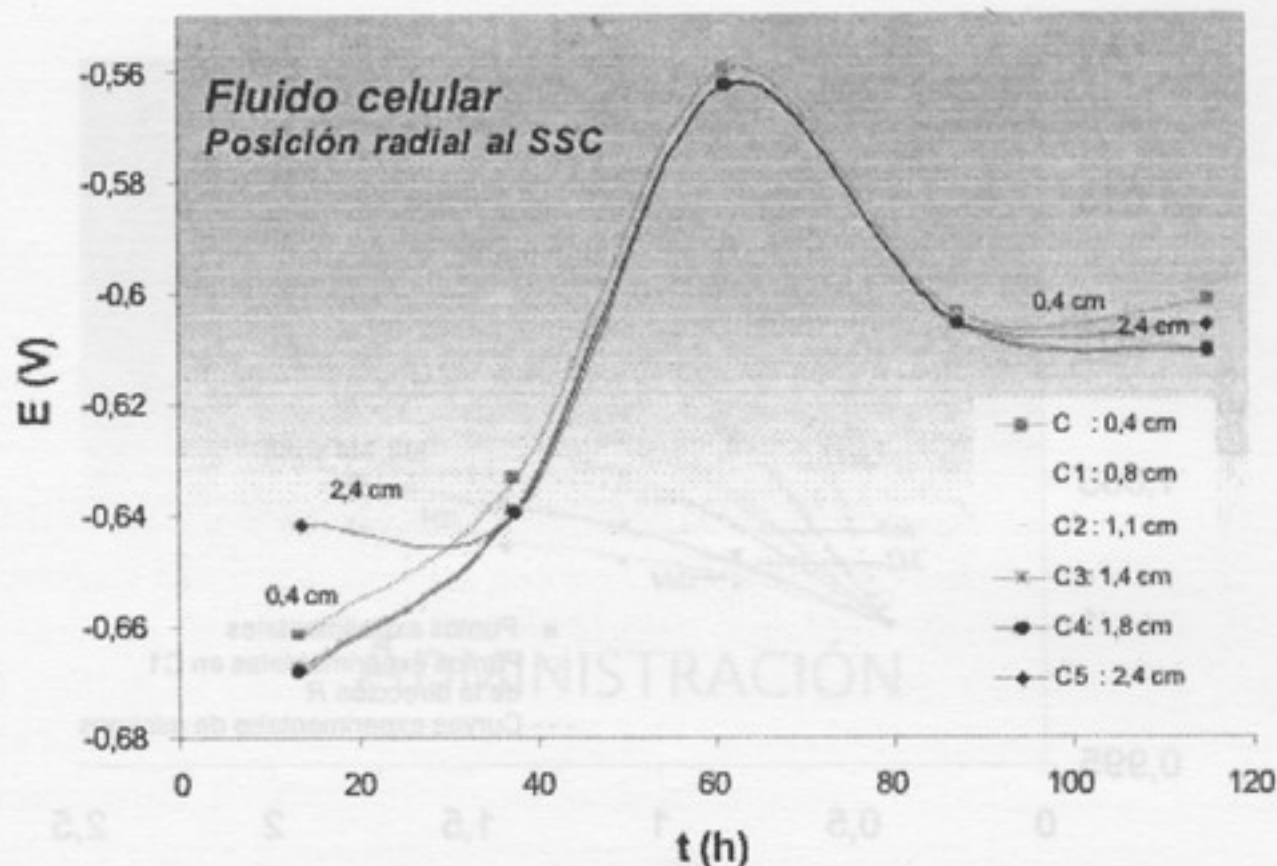


Figura 5: Perfiles del potencial electroquímico de solución en función del tiempo en las posiciones C1, C2, C3, C4 y C5 de la dirección radial al SSC en el fluido celular.

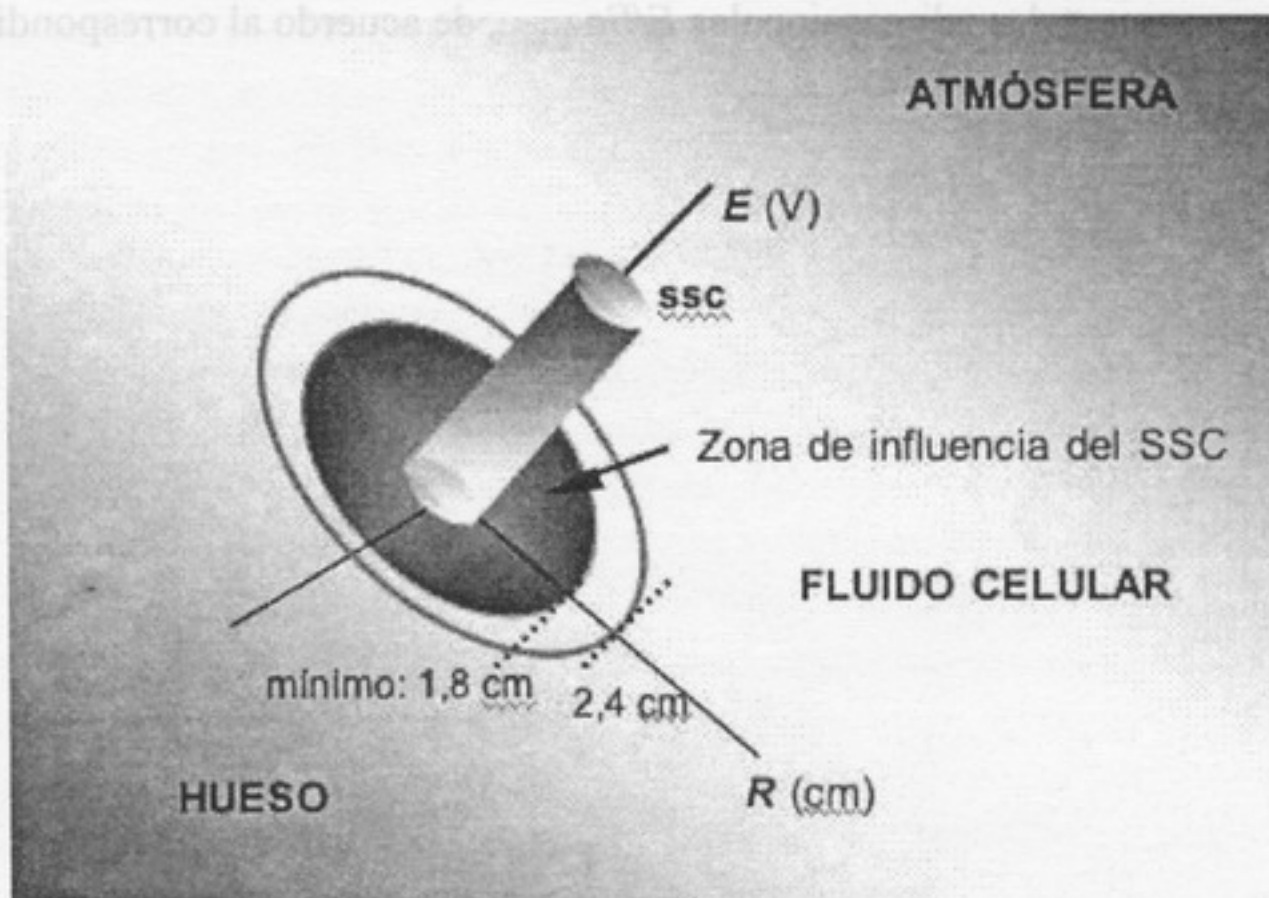


Figura 6: Zona de influencia del tutor de SSC sobre el fluido celular en el tiempo crítico $t_c = 13,15$ h correspondiente al primer mínimo (m1).

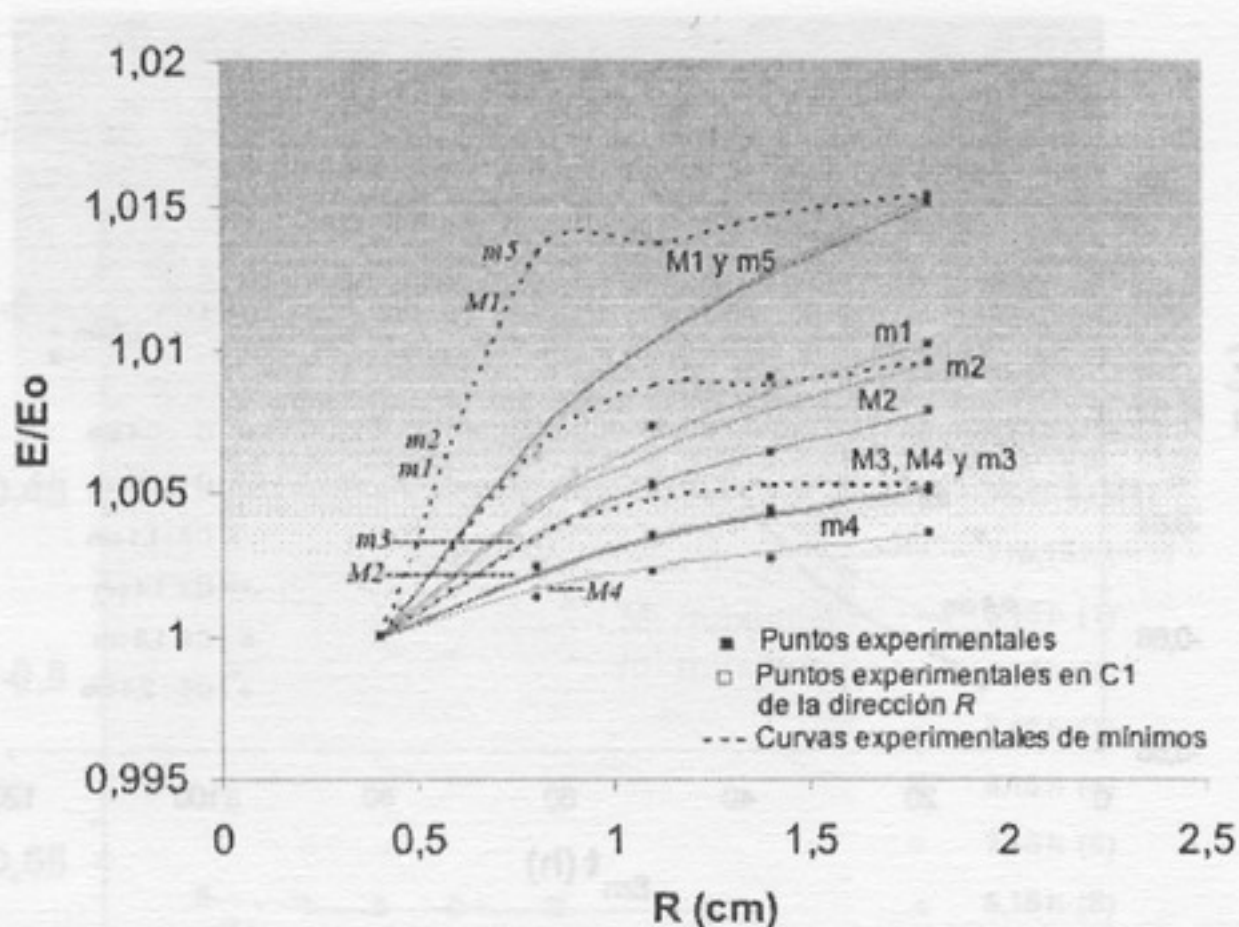


Figura 7: Curvas teóricas adimensionales de $E/E_o|_{teor}$ en función de la distancia R , según el modelo propuesto. Se les superpusieron los valores experimentales adimensionales $E/E_o|_{exp}$, de acuerdo al correspondiente parámetro crítico.