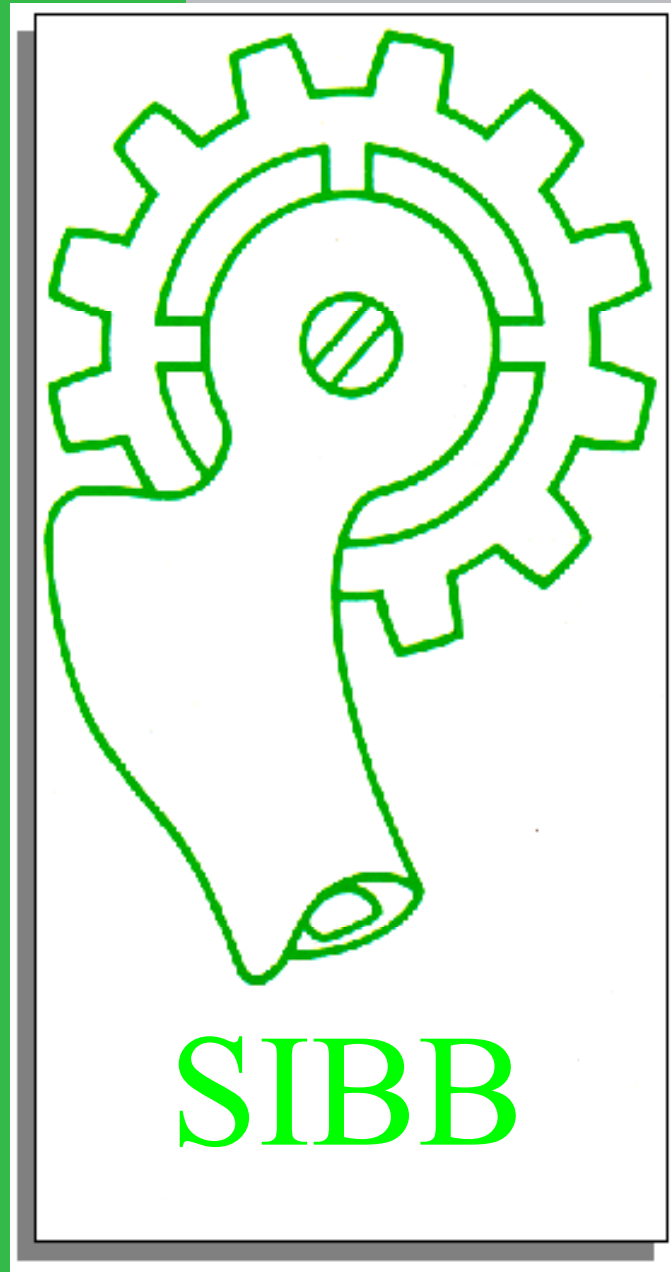


BIOMECÁNICA



Órgano oficial de la Sociedad Ibérica
de Biomecánica y Biomateriales

Volumen 22

2014

ISSN-e:1885-9518

BIOMECÁNICA

Órgano Oficial de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales

Página web SIBB: <http://www.e-sibb.org>

Página web *Biomecánica*: <http://revistes.upc.edu/ojs/index.php/SIBB/>

Redacción:

Daniel Rodríguez Rius

Dpto. Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona

Universidad Politécnica de Catalunya

Av. Diagonal 647, 08028 Barcelona

Fax: 93 401 67 06

Correo electrónico: daniel.rodriguez.rius@upc.edu

Especialidad:

Especialistas en traumatología, medicina deportiva, rehabilitación, ingeniería biomecánica y biomateriales.

Periodicidad: 1 número al año

Depósito legal: B: 9920-2006

ISSN-e: 1885-9518

ISSN: 1135-2205

BIOMECÁNICA

CONSEJO DE DIRECCIÓN

DIRECTOR

D. Rodríguez Rius

SECRETARIO DE REDACCIÓN

P. Puig Mir

COMITÉ CIENTÍFICO

ÁREA DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA

Coordinador: J. Valentí Ardanuy
M. Fernández Fairén
J. Usabiaga Zarranz
A. Carranza Bencano
L. Gómez Pellico

ÁREA DE BIOMECÁNICA DEPORTIVA

Coordinador: M. Gutierrez Dávila
A. García Fojeda
K. Gianikellis
R. Arellano Colomina
P. Vera Luna

ÁREA DE BIOMATERIALES

Coordinador: F.J. Gil Mur
E. Jorge Herrero
J. San Román del Barrio
J.J. Vázquez Solsona
F.J. Monteiro
M. Barbosa

JUNTA DIRECTIVA DE LA SIB

Presidente:

Francisco Javier Rojas Ruiz

Presidente electo:

José Antonio de Pedro Moro

Tesorero:

Esteban Colell

Secretario:

Luis M. Rodríguez-Lorenzo

Presidente saliente:

José Carlos Rodríguez-Cabello

Director de la Revista:

Daniel Rodríguez Rius

Coordinadora Página Web:

Maria Pau Ginebra Molins

Vocales:

Antonio Viladot Voegli

Javier Gil Mur

M^a Dolores Cabañas Armesilla

Julio San Román del Barrio

José Campos Granell

Adoración Villarroya Aparicio

Antiguos Presidentes:

Claudio Hernández Ros (1977-79)
Justo Nieto Nieto (1980-82)
Antonio Viladot Pericé (+) (1983-85)
Luís García Font (+) (1986)
José Antonio Planell Estany (1987-90)

Luis Fernando Llanos Alcázar (1991-93)
Juan José Vázquez Solsona (1993-95)
Francisco Biosca Estela (1995-97)
M. Fernández-Fairén (1997-1999)
F. J. Gil Mur (1999-2001)
M. Gutierrez Dávila (2001-2003)

J. Valentí Ardanuy (2003-2005)
Julio San Román del Barrio (2005-2008)
José Campos Granell (2008-2009)
Antonio Viladot Voegli (2009-2011)
J.C. Rodríguez Cabello (2011-2013)

Antiguos Directores

Luis Fernando Llanos
Francisco Forriol

Maria Pau Ginebra Molins
José Carlos Rodríguez Cabello

Josep Antón Planell
C. Aparicio Bádenas

Normas editoriales

1. Información general

Biomecánica publica trabajos originales, estudios de investigación, temas de actualización y colaboraciones especiales del ámbito de la traumatología, medicina deportiva, rehabilitación, ingeniería biomecánica y biomateriales:

Correo electrónico: daniel.rodriguez.rius@upc.edu

Correo postal:

Daniel Rodríguez Rius
Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica
Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial de Barcelona
Universitat Politècnica de Catalunya
Av. Diagonal 647, 08028 - Barcelona (España)

Los manuscritos deben ser originales y no estar pendientes a publicarse en otras revistas. *Biomecánica* no se hace responsable de la opinión o criterio de los autores. Se reserva el derecho de propiedad de los trabajos publicados, que no deben ser reproducidos sin su autorización.

2. Preparación de manuscritos.

General: Los manuscritos deben ser entregados en procesador de texto (preferentemente en Word), a doble espacio con márgenes amplios y tamaño de fuente entre los 10 y 12 puntos. Conviene evitar un uso excesivo de formatos ya que la mayoría de los ellos serán eliminados o reemplazados durante el procesamiento de su artículo. No utilice formatos automáticos de párrafo, tales como: justificación de texto, separación silábica, doble columna o enumeración de párrafos (especialmente para referencias numeradas). Sin embargo, se pueden utilizar formatos para las fuentes tales como negritas, cursivas, subíndices, superíndices, etc. Los editores se reservan el derecho de ajustar estilos con el fin de uniformar el formato. En la dirección de correspondencia debe especificarse claramente el destinatario, el número de fax y correo electrónico. También deberá anexarse la dirección postal completa de cada coautor. El estilo que se prefiere es: Apellido, Iniciales de Nombre, Departamento, Institución, Ciudad/Comunidad, Código Postal, País. Los autores deberán conservar copias de todas las versiones del manuscrito enviadas a la revista.

Resumen: Todos los manuscritos deben entregarse con un resumen de entre 100 y 200 palabras.

Palabras clave: Los autores deben proporcionar entre 4 y 6 palabras clave para propósitos de índice.

Tanto el resumen como las palabras clave deben enviarse en inglés y español o portugués.

Texto: Siga este orden al construir su manuscrito: Título, Autores, Afiliaciones, Resumen, Texto, Agradecimientos, Apéndice, Bibliografía, leyendas de las Figuras y después Tablas. Las Figuras y Tablas deben presentarse en hojas aparte. No importe o inserte sus Figuras o Tablas en el texto. El autor a quien debe dirigirse la correspondencia debe identificarse con un asterisco y una nota al pie de página.

Unidades: Para todos los datos científicos y de laboratorio presentados deberá usarse el Sistema Internacional.

Introducción: Deben presentarse brevemente los antecedentes y el estado presente del tema de estudio.

Materiales y Métodos: Deben detallarse los materiales, protocolos experimentales, técnicas usadas, métodos de evaluación, etc. Los modelos experimentales deben describirse en suficiente detalle para permitir a otros investigadores la reproducción de los resultados. Debe incluirse una completa referencia al tipo de análisis estadístico empleado.

Resultados: Su presentación debe ser clara y concisa. Se recomienda el empleo de tablas y figuras. Todos los resultados expuestos deben haber sido obtenidos de acuerdo a la metodología descrita en la sección de Materiales y Métodos.

Discusión: Los resultados obtenidos e información que los respalde deben explicarse y correlacionarse con aquellos reportados en la literatura. En este sentido, es necesaria una revisión bibliográfica adecuada. Debe subrayarse la importancia del estudio presentado y su proyección de futuro.

Conclusión: Deberá ser breve, haciendo énfasis en los aspectos originales más relevantes del estudio presentado.

Agradecimientos: Si fuesen necesarios, aparecerán después de las Conclusiones.

Bibliografía: Todas las publicaciones citadas en el texto deben presentarse en una lista de referencias bibliográficas después del mismo en el manuscrito. En el texto, para referirse a la bibliografía, indíquela con un número consecutivo entre corchetes según orden de aparición (Ej. Ya que Peterson[1]), y una referencia completa debe agregarse en la lista enumerada al final del escrito. La bibliografía debe seguir el siguiente formato:

1. Gough JE, Christian P, Scotchford CA, Rudd CD, Jones JA. Synthesis, degradation and in vitro cell responses of sodium phosphate glasses for craniofacial bone repair. *J Biomed Mater Res* 2002;59:481-489.
2. Nancollas H. In vitro studies of calcium phosphate crystallisation. In: Mann S, Webb J, Williams RJP, editors. *Biomaterialization. Chemical and biochemical perspectives*. New York: VCH, 1989. p. 157-182.
3. Brown W, Chow LC. Combinations of sparingly soluble calcium phosphates in slurries and paste as mineralizers and cements. *US Patent No.* 4612053, 1986.

Tablas y figuras: Todas las tablas y figuras deben enumerarse independientemente, con numeración arábiga.

Tablas: no deben duplicar los resultados presentados en algún otro lugar dentro del manuscrito (por ejemplo en figuras). Debe proporcionarse un título adecuado para cada tabla. Éste debe escribirse antes de la tabla. No debe utilizarse reglas verticales, y conviene evitar tablas excesivamente complejas.

Figuras: Es necesario presentar versiones electrónicas de las ilustraciones, que pueden ser enviadas en archivos .jpg o importadas a Word o PowerPoint. Las leyendas de las figuras deben proporcionarse en una página independiente, después de la bibliografía. En microfotografías debe aparecer una barra de escala.

3. Proceso editorial

Los manuscritos serán evaluados por revisores independientes seleccionados por el Consejo de Redacción y el Comité Científico de *Biomecánica*. En caso de que el manuscrito necesite correcciones, estas tendrán que enviarse a la revista en un periodo no mayor a dos meses después de haber sido notificadas al autor. Una vez este tiempo haya concluido, si no hay respuesta, el manuscrito se devolverá al autor y se descartará su publicación. Ningún manuscrito será aceptado hasta que no se hayan hecho las correcciones correspondientes.

4. Autorización de publicación

Los artículos publicados en *Biomecánica* se distribuirán también electrónicamente mediante su incorporación en un repositorio electrónico.

Estos artículos se publican a través de una licencia de uso Creative Commons que permita a los usuarios de la revista su reproducción, distribución y comunicación pública siempre y cuando no se modifique la obra original, no se haga para un uso comercial y se cite la fuente original.

La publicación de los artículos en esta revista implica la aceptación por parte de los autores de las condiciones expresadas.

En ningún caso esta aceptación implica una cesión en exclusiva de los derechos de explotación del autor sobre la obra publicada ni impide la explotación normal de la obra a través de las formas habituales.

Instructions to authors

1. General information

Biomecánica publishes original works, research studies, research updates and special collaborations in the fields of orthopedics, sports medicine, rehabilitation, biomechanics and biomaterials engineering. Manuscripts must be sent to the following address:

E-mail: daniel.rodriguez.rius@upc.edu

Post mail:

Daniel Rodríguez Rius
Department of Materials Science and Metallurgical Engineering
ETSEIB - Technical University of Catalonia
Av. Diagonal 647, E08028 - Barcelona
(SPAIN)

The manuscripts must be original, and should not be under consideration for publication elsewhere. *Biomecánica* does not take any responsibility on the opinions and criteria of the authors, and it reserves the right of property of the works published, which should not be reproduced without its authorization.

2. Manuscript preparation

General: Manuscripts must be word processed (preferably in Word format), double-spaced with wide margins and a font size of 12 or 10 pt. Please avoid excessive layout styling as most formatting codes will be removed or replaced during the processing of your article. In addition, do not use options such as automatic word breaking, justified layout, double columns or automatic paragraph numbering (especially for numbered references). However do use bold face, italic, subscripts, superscripts etc. The corresponding author should be identified (include a Fax number and E-mail address). Full postal addresses must be given for all co-authors. The Editors reserve the right to adjust style to certain standards of uniformity. The preferred style is: Surname, Initials, Department, Institution, City/State, Postal Code, Country. Authors should retain copies of all versions of their manuscript submitted to the journal.

Abstract: All manuscripts are to be supplied with an Abstract of about 100-200 words in length.

Keywords: Authors must provide 4-6 keywords for indexing purposes.

The abstract and the keywords must be sent in English and Spanish or Portuguese.

Text: Follow this order when typing manuscripts: Title, Authors, Affiliations, Abstract, Keywords, Main text, Acknowledgements, Appendix, References, Figure Captions and then Tables. Do not import the Figures or Tables into your text. The corresponding author should be identified with an asterisk and footnote.

Units: The SI system should be used for all scientific and laboratory data.

Introduction: The background and present state of the subject of study must be presented briefly.

Material and methods: The materials and experimental protocols must be detailed, techniques used, methods of evaluation, etc. The experimental models must be described in sufficient detail to allow other researchers to reproduce the results. A complete reference to the type of statistical analysis used must be presented.

Results: They must be presented in a clear and concise form. The use of tables and figures is recommended. All of the exposed results must have been obtained according to the methodology described in the Material and Methods section.

Discussion: The obtained results and their reliability must be explained, and correlated with those reported in the literature. In this sense, a suitable bibliographical revision is mandatory. It must also be stressed the importance of the study and its future projection.

Conclusion: It must be brief, underlying the more significant original aspects of the presented study.

Acknowledgments: If necessary, they will appear after the Conclusions.

References: All publications cited in the text should be presented in a list of references following the text of the manuscript. " In the text refer to references by a consecutive number in square brackets (e.g. Since Peterson [1]), and the full reference should be given in a numerical list at the end of the paper. References should be written in the following form:

1. Gough JE, Christian P, Scotchford CA, Rudd CD, Jones JA. Synthesis, degradation and in vitro cell responses of sodium phosphate glasses for craniofacial bone repair. *J Biomed Mater Res* 2002;59:481-489.
2. Nancollas H. In vitro studies of calcium phosphate crystallisation. In: Mann S, Webb J, Williams RJP, editors. *Biomineralization. Chemical and biochemical perspectives*. New York: VCH, 1989. p. 157-182.
3. Brown W, Chow LC. Combinations of sparingly soluble calcium phosphates in slurries and paste as mineralizers and cements. US Patent No. 4612053, 1986.

Tables and figures: All tables and figures must be numbered with independent Arabic numeration.

Tables: they should not duplicate results presented elsewhere in the manuscript, (e.g. in graphs). A suitable caption for each table must be provided. Footnotes to tables should be typed below the table and should be referred to by superscript lowercase letters. No vertical rules should be used. Excessively complex tables must be avoided.

Figures: Authors are required to provide electronic versions of their illustrations, which can be submitted either as .jpg files, or imported to Word or Power Point files. Figure captions must be provided in a separate page after the references. In microphotographs a scale bar must be marked on the photograph.

3. Publishing process

The manuscripts will be evaluated by independent referees selected by the Editorial Board and the Scientific Committee of *Biomecánica*. In case the manuscript might need corrections, these will have to be sent to the journal in less than one month after first receiving notice. Once this time elapsed, if there is no response, the manuscript will be given back to the author and it will be discarded for publication. No manuscript will be accepted until the complete corrections are made.

4. Publishing authorization

Articles published in *Biomecánica* are also distributed electronically through incorporation into an electronic repository.

These articles are published through a Creative Commons license that allows journal users reproduction, distribution and public communication, provided that the original work is not altered, is not used for commercial purposes and the original source is acknowledged. The authors of an article accept these conditions by its publication in *Biomecánica*.

In any case this acceptance implies an exclusive transfer of the author copyright on the published article or prevents normal exploitation of the article through the usual ways.

BIOMECÁNICA

ÓRGANO DE LA SOCIEDAD IBÉRICA DE BIOMECÁNICA Y BIOMATERIALES

Volumen 22

2014

SUMARIO

ORIGINALES

- 7 **Blocking methods to prevent non-specific adhesion of mesenchymal stem cells to titanium and evaluate the efficiency of surface functionalization: albumin vs poly(ethylene glycol) coating**
R. Fraioli, J.M. Manero, J. Gil, C. Mas-Moruno.

TESIS DOCTORALES

- 16 **Tesis doctorales presentadas en España y Portugal en 2014 en el ámbito de la SIBB**
- 17 Área de Biomecánica y Medicina del Deporte
 - 20 Área de Cirugía ortopédica y Traumatología
 - 25 Área de biomateriales

-
- 31 **XXXVIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales**

Blocking methods to prevent non-specific adhesion of mesenchymal stem cells to titanium and evaluate the efficiency of surface functionalization: albumin vs poly(ethylene glycol) coating

Premio SIBB 2014

R. FRAIOLI^{1,2,3}, J.M. MANERO^{1,2}, J. GIL^{1,2}, C. MAS-MORUNO^{1,2,3}

¹Biomaterials, Biomechanics and Tissue Engineering Group, Department of Materials Science and Metallurgical Engineering, Technical University of Catalonia (UPC), Barcelona

²Research Networking Centre in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN), Campus Rio Ebro, Edificio I+D, Zaragoza

³Centre for Research in NanoEngineering (CRNE) - UPC, Barcelona

Abstract

Surface modification of biocompatible materials with biologically-active molecules is a well-known strategy to enhance the osteointegration of implantable devices. In order to evaluate the efficiency of these treatments, an *in vitro* study of cell behavior on the modified surface is usually carried out. A key point to evaluate the efficacy of this strategy is to avoid non specific protein adsorption by creating a non-fouling background. This blocking step ensures that the observed response of cells can be exclusively ascribed to the modification treatment applied. Several techniques are available to create this neutral background. Thus, the aim of this study is to compare two different blocking methods, namely adsorption of albumin from bovine serum (BSA) and grafting of small polyethylene glycol (PEG) chains to titanium, which is the gold standard metal for orthopedics and dentistry. To this end, titanium surfaces were coated with a recently synthesized cell adhesive peptide-based molecule and subjected to a blocking procedure with either BSA or PEG. Non-functionalized titanium samples were also blocked and used as controls. The biological response of human mesenchymal stem cells was evaluated by measuring the number of attached cells and studying the degree of cell spreading on the substrate. Both aspects of cell behavior are not affected significantly by the blocking method: cells adhere and spread significantly more on the functionalized samples, regardless of the blocking method used. This confirms that the surface feature that defines cell response is the presence/absence of the biomolecule, and not the anti-fouling layer. These results, together with the reduction of variability of results observed in presence of a blocking layer; demonstrate the efficacy and necessity of blocking the surface. PEG grafting is demonstrated as effective as BSA coating in reducing non-specific interactions and not hindering the effect of the biomolecule. However, taken into account the numerous advantages of a synthetic and customizable polymer chain over a complex natural protein, PEG blocking stands out as a very good alternative to albumin adsorption.

Keywords: BSA, PEG, surface functionalization, cell adhesion, anti-fouling.

Correspondencia:

Carlos Mas-Moruno

Email: carles.mas.moruno@upc.edu

Telephone: +34 93 401 08 14

Fax: +34 93 401 67 06

Introduction

In the last two decades, many chemical and/or physical modifications of implantable devices surfaces have been proposed as viable and straightforward strategies to stimulate the osteointegration of bioinert materials and, thus, increase the implant lifetime [1]. By creating a modified surface, capable of positively influencing the process of wound healing, the bulk properties of the material are not affected, while the response of the surrounding tissue to the implant is significantly enhanced, avoiding possible causes of failure, such as fibrous encapsulation and chronic inflammation. In the case of dental and permanent orthopedic implants, the aim of these modification treatments is to promote the osteointegration of the device, i.e. direct formation of new bone on the implant, giving structural and functional connection between the living tissue and the synthetic material, as defined originally by Brånemark in 1983 [2]. To this end, physical modifications of the surface, from random roughness [3] to highly controlled nanotopography modification [4], have been demonstrated to influence cell response and foster attachment and differentiation of bone-forming cells, namely osteoblasts, and other cell types [5,6]. A parallel field of studies has focused on chemical modification of the surface, whose aim is to anchor to the surface biologically-relevant molecules, such as proteins, recombinant protein fragments, or peptides [7]. Such molecules are able to interact with cells through numerous cell receptors and consequently guide cell fate. To test the efficacy of these chemical modifications, *in vitro* studies are generally carried out. Clearly, the fact that cell response will be solely dependent on the functionalization molecule is of paramount importance in these studies. However, cells may also interact in a non-specific manner with proteins from the culture medium adsorbed on the surface and with the surface itself. To avoid these sorts of unspecific interactions, an “inert” background is needed. Apart from preventing these interactions, the background has to be designed in such a way that the activity of biomolecule is affected as little as possible. Tra-

ditionally, adsorption of albumin from bovine serum (BSA) has been used for this purpose, as BSA-coated surfaces have been demonstrated to have strong anti-fouling character [8]. More recently, polymer-based strategies, such as the use of polyethylene glycol (PEG), have been investigated as viable and more customizable alternatives to the use of proteins [9]. In this study, the BSA-blocking of Ti surfaces was compared to the grafting of PEG short chains as an alternative blocking method. Titanium was chosen as substrate since it is the most used material for orthopedic and dental applications, given its high biocompatibility and good mechanical properties [10]. The first is guaranteed by the stable oxide layer which spontaneously forms on the surface of the metal (TiO_2 / TiO / Ti_2O_3), and prevents corrosion and metallic ions diffusion into the tissues. As regards mechanical properties, Ti possesses lower elastic module than many other metallic materials, such as stainless steel or CoCr alloys, thus reducing stress shielding effects on surrounding bones [10]. Chemical functionalization of the metallic surface was chosen as a strategy to induce the growth of new bone at the implant/bone interface and thus improve the osteointegration of the synthetic device, as explained before. The treatment consisted of the anchoring of a recently synthesized biomolecule, which selectively binds to one of the integrin receptors of cells and thereby influences cell behavior, as recently demonstrated by us [11]. This system offers a proper substrate to study the efficacy of the functionalization strategy, and how the two blocking procedures affect the results of the *in vitro* study. Specifically, after characterizing the surface, adhesion of mesenchymal stem cells on the biomolecule-coated Ti was studied, in terms of the number and spreading of cells on the metallic surface. The surface was either non blocked or blocked with BSA or PEG coating. These three conditions were compared with three negative controls, consisting of uncoated Ti, either blocked with one of the two methods or not. This experimental system allowed to simultaneously evaluate the effect of two variables: the presence of a bioactive molecule and of the anti-fouling layer.

Materials and methods

Preparation of titanium surfaces

Cylindrical commercially pure (CP) Ti bars (diameter: 10 mm) were provided by Technalloy S.A. (Sant Cugat del Vallès, Spain). Ti disks (thickness: 2 mm) were prepared by turning, smoothed with silicon carbide grinding papers (Neuertek S.A., Eibar and Beortek S.A., Asua-Erandio, Spain) and polished with suspension of alumina particles (1 μm and 0.05 μm particle size) on cotton clothes. After obtaining smooth mirror-like surfaces, the disks were ultrasonically rinsed with cyclohexane, isopropanol, distilled water, ethanol and acetone and stored dried. The three bioinert surfaces (figure 2, upper line) were obtained by using either directly the polished Ti disks, coating with BSA, or grafting a short chain of PEG. The coating with BSA was done by soaking the disks in a 1% solution of BSA in phosphate buffered saline (PBS) at room temperature (RT) for 1 h. A similar procedure was used to graft the PEG chains: Ti disks were soaked in a 500 μM solution of $\text{H}_3\text{C}-(\text{PEG})_4\text{-SH}$ (MT-PEG, Thermo Scientific, Waltham, MA, USA) (Figure 1) for 1 h at room temperature. The three bioactive surfaces (figure 2, lower line) were prepared by anchoring a previously synthesized [12] biomolecule via silanization

of titanium. Prior to silanization, samples were passivated with 65% (v/v) HNO_3 for 1 h and then ultrasonically cleaned with MilliQ water, ethanol and acetone. Straight after the oxidizing treatment, the surfaces were silanized by immersing samples in 2% (v/v) APTES (Sigma-Aldrich, St. Louis, MO, USA) in anhydrous toluene (Sigma-Aldrich) at 70 $^\circ\text{C}$ for 1 h under nitrogen atmosphere, and then ultrasonically rinsed with toluene for 5 min. Next, samples were rinsed with MilliQ water, ethanol and acetone. The obtained surface was finally cured at 120 $^\circ\text{C}$ for 5 min. In order to couple the crosslinking agent N-succinimidyl-3-maleimidopropionate (SMP) (Alfa Aesar, Karlsruhe, Germany), disks were soaked in 7.5 M solution in N,N-dimethylformamide (DMF) for 1 h at RT and rinsed with DMF, distilled water, ethanol and acetone afterwards. Both silanization and SMP coupling were performed under agitation and were followed by rinsing with MilliQ water, ethanol and acetone. The immobilization of the biomolecule was performed by first dissolving it in PBS at 100 μM and pH 6.5, and then depositing 100 μL of these solutions overnight on samples at RT. Two of the three bioactive conditions were subsequently blocked with BSA or MT-PEG, as explained before. Surfaces were named as represented in Figure 2.

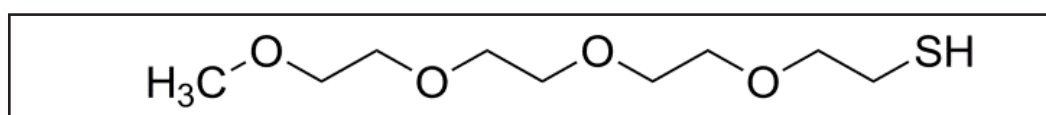


Figure 1. Chemical structure of the blocking molecule of PEG, which has a thiol group on one end, serving as anchor to the surface, and a methyl group on the other end, which has no specific biological effect.

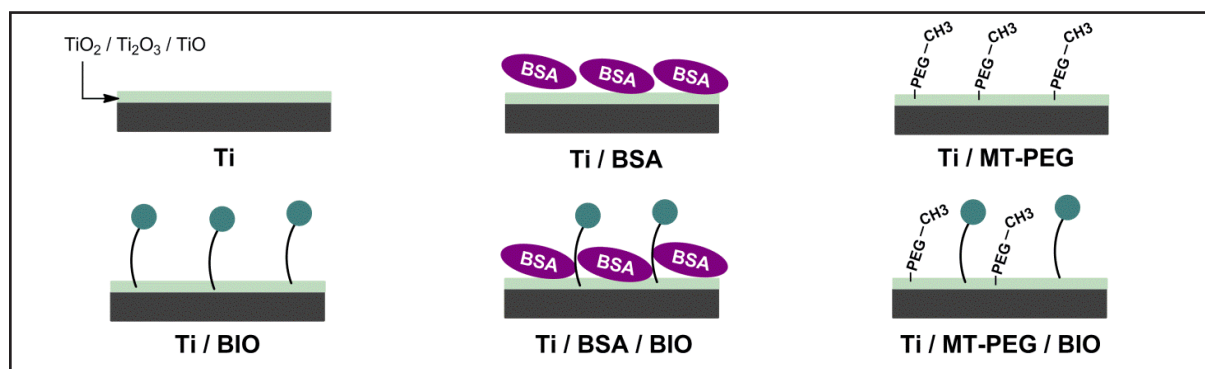


Figure 2. Schematic representation of the surfaces: three bioinert Ti surfaces (upper line) are compared with three functionalized surfaces, where a bioactive molecule (green circle) has been grafted.

Characterization of surface physicochemical properties

The polishing treatment of Ti disks is intended to reduce surface roughness and generate a smooth surface, serving as a substrate for all conditions. To measure this reduction white light interferometry in vertical scanning interferometry mode (Wyko NT9300 Optical Profiler, Veeco Instruments, New York, NY, USA) was used before and after the polishing procedure. The average roughness (Ra) of each sample was measured in three randomly chosen points of the disk. Data were analyzed with Wyko Vision 4.10 software (Veeco Instruments). Moreover, the sessile drop method was used to measure static contact angle of ultrapure Milli-Q water and diiodomethane (volume of wetting liquids: 1 μ L) (Contact Angle System OCA15 plus, Dataphysics, Filderstadt, Germany), allowing the calculation of surface energy with Young-Laplace and Owen-Wendt equations.[13] Contact angle values of 3 drops per sample were obtained using Laplace-Young fitting with SCA 20 software (Dataphysics).

Cell culture

Human mesenchymal stem cells (hMSCs) were cultured in Advanced Dulbecco Modified Eagle Medium (DMEM) supplemented with 10% (v/v) fetal bovine serum (FBS), 50 U/mL penicillin, 50 μ g/mL streptomycin and 1% (w/v) L-glutamine. Cells were kept at 37 °C, in a humidified atmosphere with 5% (v/v) CO₂ and changing culture medium twice a week. Upon reaching 70% confluence, cells were detached by trypsin-EDTA and subcultured into a new flask. Cells at passages between 2 and 5 were used to carry out all the experiments. All reagents were purchased from Sigma-Aldrich, unless otherwise stated.

Cell adhesion

Cell attachment on Ti surfaces was evaluated after 6 h of incubation in serum-free medium by quantification of cell number via enzymatic assay. Prior to seeding, samples were rinsed three times with PBS and either left untreated, blocked in 1% (w/v) BSA or coated with MT-PEG as explained above. Ti disks were moved to 48-well plates, cells were seeded at 10×10^3 cells/

mL and incubated at 37 °C and 5% (v/v) CO₂ containing atmosphere. 6 h post-seeding non-adherent cells were washed off by gently rinsing with PBS, and attached cells were lysed with 300 μ L/disk mammalian protein extraction reagent (M-PER). Enzymatic activity of lactate dehydrogenase (LDH) was quantified by colorimetric assay (Cytotoxicity Detection Kit (LDH), Roche Diagnostics, Mannheim, Germany), using a multimode microplate reader (Infinite M200 PRO, Tecan Group Ltd., Männedorf, Switzerland).

Immunofluorescence analysis of cell morphology

hMSCs cells were plated on samples as previously explained. Cells were allowed to attach for 6 h in serum-free medium, and subsequently fixed with paraformaldehyde (PFA, 4% w/v in PBS) for 20 min, permeabilized with 500 μ L/disk of 0.05% (w/v) Triton X-100 in PBS for 20 min and blocked with 1% BSA (w/v) in PBS for 30 min. Actin fibers and nuclei were stained by incubating with rhodamine-conjugated phalloidin (1:300, in Triton 0.05% (w/v) in PBS) for 1 h and with 4',6-diamidino-2-phenylindole (DAPI) (1:1000, in PBS-Glycine 20 mM) for 2 min at RT in the dark, respectively. Ti disks were examined under a fluorescence inverted microscope (AF7000, Leica, Germany) and images processed using Fiji/Image-J package.

Results and discussion

Surface characterization

Cell behavior is deeply influenced by the microenvironment. Specifically, anchorage dependent cells, like osteoblasts and MSCs, respond to the set of chemical, topographical, mechanical, and biological features of their substrate [3,14–16]. In this study, we focused on the chemical composition of the surface, i.e. on the effect of the biomolecules anchored to the surface. To analyze the effect of this specific feature of the surface, and exclude the effect of other parameters, it is important to provide that all surfaces compared have the highest homogeneity as possible, in terms of topography, wettability and stiffness, in this case. Stiffness of all samples will be clearly the same, as cells sense the hard metallic surface in all conditions. As regards topogra-

phy, smooth mirror-like Ti surfaces have been chosen as surface of reference, as the biological effect of the surface-bound biomolecules has been proved to be more evident on smoother substrates than on rougher ones [17]. White light interferometry was used to monitor the reduction of roughness after the polishing process. Passing from the turned surface to the polished one, arithmetic roughness is highly reduced, and roughness is not modified by the passivation protocol (Table 1), nor by any subsequent step of the functionalization protocol.

Hydrophilicity of the surface is slightly increased throughout the functionalization process (Figure 3). Contact angle of diiodomethane remains almost constant throughout the steps of the coating (not shown). Overall, surface energy spans a small range of values, which unlikely influences short-time cell response. On this regard, Kennedy et al. demonstrated that cell adhesion after 8 h of incubation on substrate with very different superficial energy was not affected [14].

Effect of the blocking protocol on cell attachment and spreading

In order to study the effect of the blocking method on the inert and the bioactive surfaces (Fig. 1), the number of attached cells and the projected cell area after short incubation time have been measured. After preparing surfaces as described above, hMSCs were plated and incubated on Ti for 6 hours. All three inert Ti surfaces support poor cell adhesion. Nevertheless, blocked conditions (Ti/BSA and Ti/MT-PEG) display a tendency toward lower adhesion efficiency, compared to the inert untreated Ti. This effect is probably due to the presence of the anti-fouling layer of BSA or MT-PEG. As a matter of fact, the small polymer chain has a methyl group at the end of the chain, which is

known to have no specific biological effect on cells. Apart from that, PEG polymers are known to exert an anti-fouling effect mainly through two mechanisms: steric repulsion and/or hydration/water structuring [18]. The origin of the first one is related to the resistance of polymer chains to compression: any protein approaching the PEG-coated surface will cause an increase in the local concentration of polymer chains, which corresponds to a reduction of the entropy of the system and, consequently, yields to an increase in free energy (ΔG). Hence, a repulsive energy of interaction is generated. Moreover, compression of the chains also generates an elastic term, which also contributes to the repulsive energy. The sum of these terms has to be greater in magnitude than the attractive electrostatic or van der Waals interaction. In the case of polymers, repulsive energy is higher than these attractive components, thus justifying their use as anti-fouling coatings. However, it can be noted that both repulsive components depend on the molecular weight (MW) of the polymer and on the grafting density achieved, with higher concentration and higher MW usually corresponding to higher repulsion. In this case these two variables were not taken into account, since only one type of PEG was used. The BSA coating is also known to serve as an effective blocking treatment, since it has been demonstrated that protein absorption is highly reduced on albumin [8], making it the routine blocking treatment in numerous studies [11,19,20]. Differently from blocked surfaces, the untreated inert Ti surface presents very high variability: as no blocking of the surface is done, cells adhere non-specifically to the metallic material, giving a response that is scarcely predictable.

Anchoring the biomolecule gives the surface much better adhesive properties, since all

Sample	R_a (nm)
Not polished Ti	493.7 ± 72.1
Polished Ti	14.6 ± 1.5
HNO_3 passivated Ti	14.3 ± 2.1

Table 1. Arithmetic roughness of the Ti surface before and after the polishing treatment and after the passivation procedure. Values are presented as mean \pm standard deviation.

three bioactive surfaces (Ti/BIO, Ti/BSA/BIO and Ti/MT-PEG/BIO) support a statistically higher ($p < 0.05$) adhesion, compared to all inert conditions, as expected [11]. However, the blocking treatments do have a small effect on adhesion efficiency, lowering it, even though the decrease is not statistically significant. This is of paramount importance in the study of a novel

functionalization molecule: in order to evaluate the efficacy of the biomolecule, no significant reduction in activity has to be caused by the blocking treatment, as this would mislead in drawing conclusions.

Furthermore, an immunofluorescence analysis was carried out to study the quality of adhesion. To this end, actin cytoskeleton was stained with

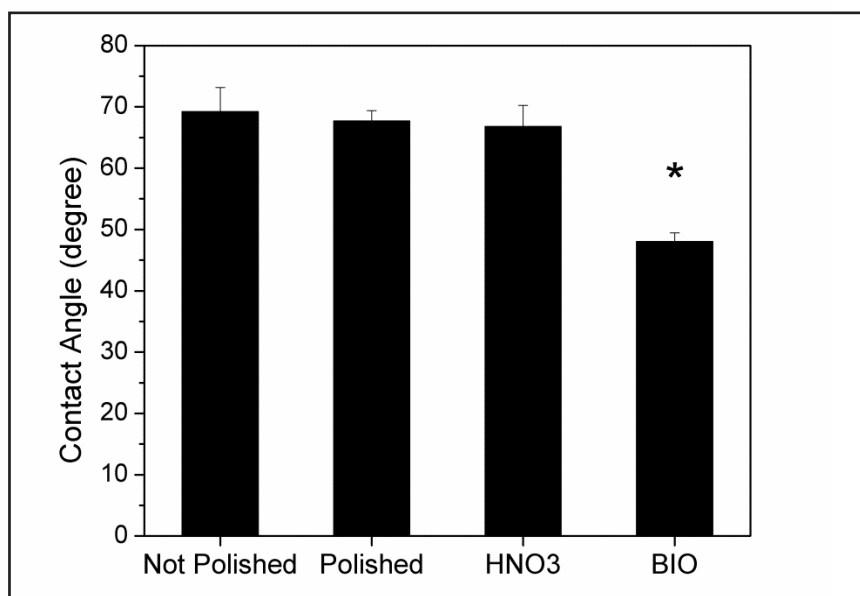


Figure 3. Water contact angle on Ti surface throughout the functionalization process. * $p < 0.05$ compared to the unlabeled columns by ANOVA.

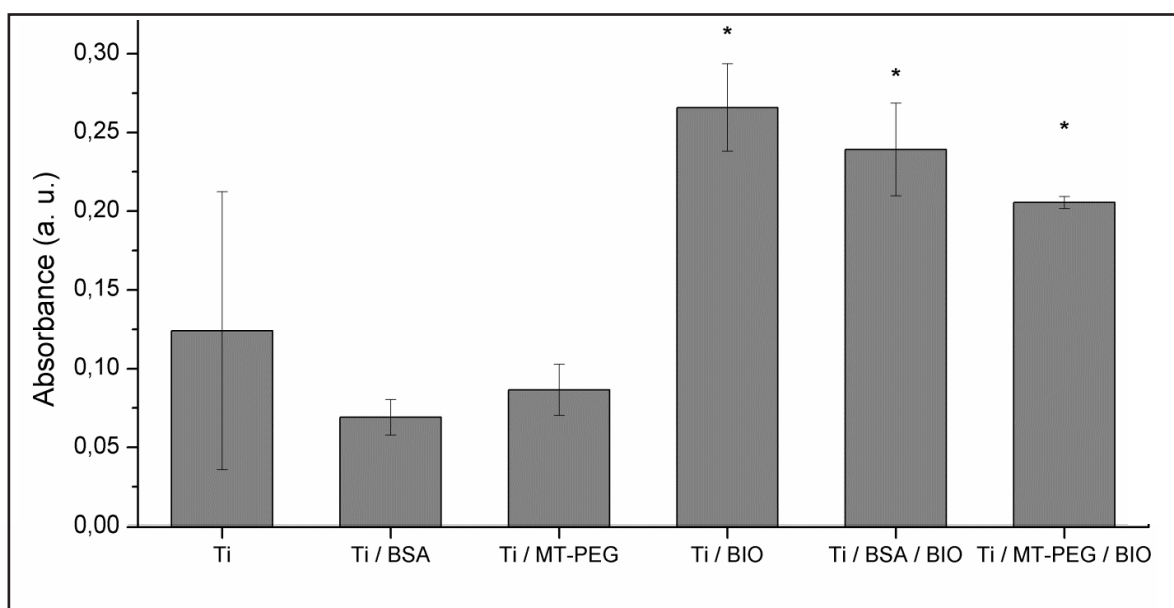


Figure 4. Absorbance of lactate dehydrogenase (LDH), which is directly proportional to the number of cells attached to the Ti surface. Results are mean values and bars represent standard deviation. * $p < 0.05$ compared to unlabeled columns by ANOVA.

rhodamine-conjugated phalloidin after 6 hours of incubation on the metallic surfaces. The spreading of hMSCs on the metallic surfaces is either low, on uncoated Ti, or high, on functionalized surfaces, as observed for cell attachment. Thus, cells do not spread on inert Ti conditions, both unblocked and BSA or PEG blocked samples, while they display a high projected area on all bioactive conditions. These results confirm that the blocking procedure is not modifying significantly the surface features, which are still governed by the absence/presence of a bioactive molecule.

Taken together, results demonstrate the validity of both blocking methods. However, several intrinsic features of the blocking molecules have to be taken into account. Being a protein, BSA is much more sensitive to temperature and pH variations, which may lead to the denaturation of the protein, while a polymer as PEG is not affected

in the range of temperature and pH typically encountered. Furthermore, a synthetic polymer chain is completely customizable: both the anchor and the terminal group of the chain can be substituted to suit the specific system studied. For instance, even bioactivity can be attained by simply grafting an active receptor-binding molecule to the end of the PEG chain, obtaining anti-fouling and cell adhesive properties at the same time [7]. Also the combination of several PEG chains to form the so-called polymer brushes is an alternative to increase the local density of chains and, thereby, the anti-fouling character of the coating [21]. Everything considered, polymer blocking methods offer a much more controlled and adjustable system, compared to complex and scarcely controlled natural macromolecules, and thus constitute a better alternative to the traditional albumin blocking methods.

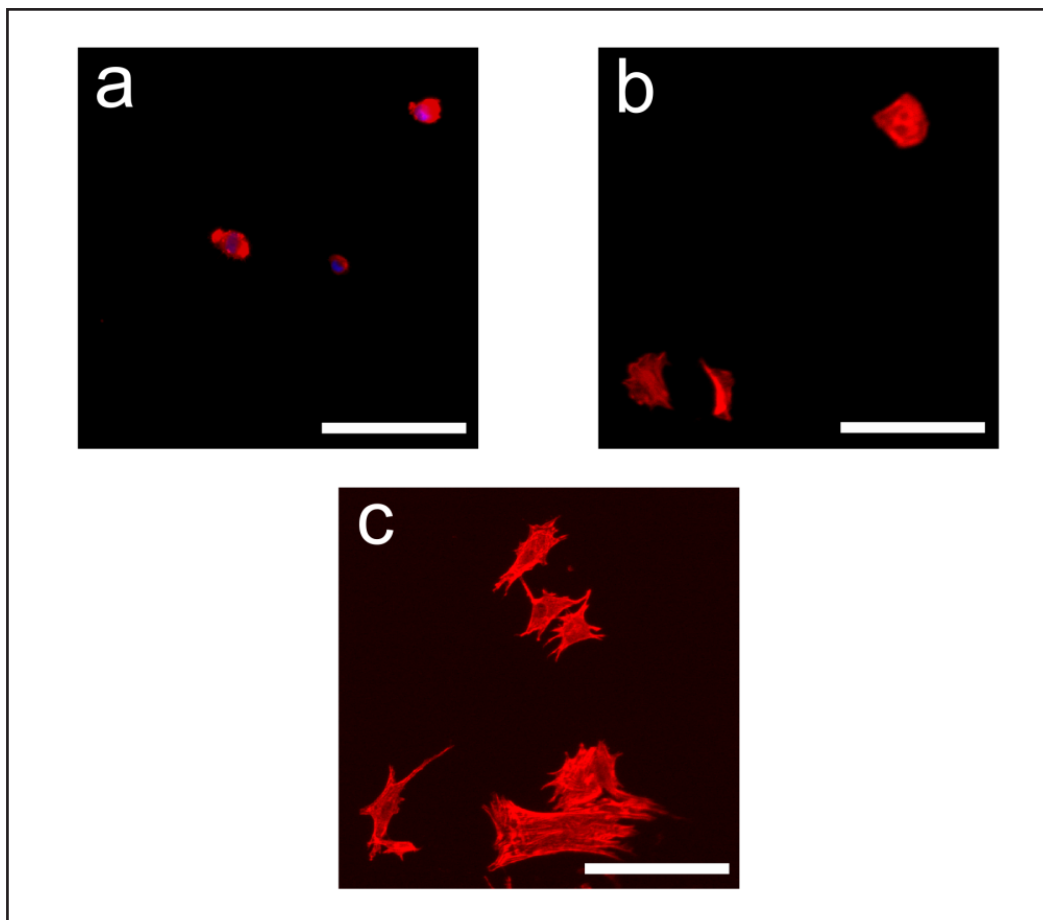


Figure 5. Spreading of hMSCs cell on the BSA-blocked Ti (a), MT-PEG-blocked Ti (b), and BSA-blocked Ti coated with the biomolecule (c). Cells do not spread on both blocked surfaces, regardless of the blocking method, nor on the inert Ti (not shown). However, when the biomolecule is anchored to the surface, cells are able to spread completely either without blocking (not shown), in presence of BSA (c), or MT-PEG (not shown). Bar: 50 μm .

Conclusions

A comparison between two different blocking methods, a more traditional one with albumin, and a polymer-based one, has been presented in this study. The study has focused on two aspects, namely the efficiency in having more controlled response on inert surfaces, and the ability of the anti-fouling layer not to hinder the effect of an active biomolecule anchored on the material. Both blocking methods have been proved viable to study the efficacy of chemical functionalization strategies on metal, providing a more controlled response and not interfering with the effect of the biomolecule. The study only focused on two standard biological assays, i.e. attachment and evaluation of cell projected area, since these are the most common in vitro studies, especially in preliminary studies evaluating the viability of a novel functionalization approach. This kind of studies aims at obtaining a clear and unequivocal biological result, hence, it is crucial that nothing interferes with the experimental outcome, dampening the effect of the studied molecule. Generally, our data definitely support the use of a blocking procedure, either with albumin coating, or with the grafting of small PEG chain, since:

- Lower variability and, thus, higher control over adhesive processes is obtained, as evident from the reduction of standard deviation of both blocked inert Ti conditions, compared to the unblocked inert Ti;

- The positive effect on attachment resulting from the anchoring of the biomolecule is not affected significantly by the blocking step, meaning that the functionalization treatment is not invalidated by the presence of the anti-fouling layer;

- Cells are not able to spread on none of the inert surfaces, while they spread on all bioactive surfaces, again demonstrating the non-invasiveness of the blocking step over this other aspect of cell response;

- Although not demonstrated in this study, it is known that the polymer molecules do not degrade in the physiological environment, while proteins, such as BSA, are prone to denaturation due to enzymes, sharp changes in temperature or pH. Moreover, PEG is known to have anti-

bacterial effect [22], which would add another advantage to this type of blocking procedure;

On the whole, results confirm the viability of both techniques to block non-specific interaction with the substrate. Nonetheless, considering the non degradability, antibacterial properties, and the spectrum of chemical modification that can be easily applied to synthetic polymers, PEG-blocking seems a better blocking strategy for surface functionalization studies.

References

1. **Tejero R, Anitua E, Orive G.** Toward the biomimetic implant surface: Biopolymers on titanium-based implants for bone regeneration. *Prog Polym Sci* 2014;39:1406–47. doi:10.1016/j.progpolymsci.2014.01.001.
2. **Brånemark R, Brånemark PI, Rydevik B, Myers RR.** Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev* 2001;38:175–81.
3. **Anselme K, Biggerelle M.** Topography effects of pure titanium substrates on human osteoblast long-term adhesion. *Acta Biomater* 2005;1:211–22. doi:10.1016/j.actbio.2004.11.009.
4. **Sjöström T, McNamara LE, Meek RMD, Dalby MJ, Su B.** 2D and 3D nanopatterning of titanium for enhancing osteoinduction of stem cells at implant surfaces. *Adv Healthc Mater* 2013;2:1285–93. doi:10.1002/adhm.201200353.
5. **Lincks J, Boyan BD, Blanchard CR, Lohmann CH, Liu Y, Cochran DL, et al.** Response of MG63 osteoblast-like cells to titanium and titanium alloy is dependent on surface roughness and composition. *Biomaterials* 1998;19:2219–32.
6. **Nikkhah M, Edalat F, Manoucheri S, Khademhosseini A.** Engineering microscale topographies to control the cell-substrate interface. *Biomaterials* 2012;33:5230–46. doi:10.1016/j.biomaterials.2012.03.079.
7. **Rodda AE, Meagher L, Nisbet DR, Forsythe JS.** Specific control of cell-material interactions: Targeting cell receptors using ligand-functionalized polymer substrates. *Prog Polym Sci* 2013. doi:10.1016/j.progpolymsci.2013.11.006.
8. **Barisci J, Hughes D, Minett a, Wallace G.** Characterisation and analytical use of a polypyrrole electrode containing anti-human serum albumin. *Anal Chim Acta* 1998;371:39–48. doi:10.1016/S0003-2670(98)00277-3.
9. **Dalsin J, Messersmith P.** Bioinspired antifouling polymers. *Mater Today* 2005;38–46.
10. **Geetha M, Singh AK, Asokamani R, Gogia AK.** Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Prog Mater Sci* 2009;54:397–425. doi:10.1016/j.pmatsci.2008.06.004.

11. **Fraioli R, Rechenmacher F, Neubauer S, Manero JM, Gil J, Kessler H, et al.** Mimicking Bone Extracellular Matrix: Integrin-Binding Peptidomimetics Enhance Osteoblast-like Cells Adhesion, Proliferation, and Differentiation on Titanium. *Colloids Surfaces B Biointerfaces* 2015. doi:10.1016/j.colsurfb.2014.12.057.
12. **Rechenmacher F, Neubauer S, Polleux J, Mas-Moruno C, De Simone M, Cavalcanti-Adam EA, et al.** Functionalizing $\alpha\beta 3$ - or $\alpha 5\beta 1$ -selective integrin antagonists for surface coating: a method to discriminate integrin subtypes in vitro. *Angew Chem Int Ed Engl* 2013;52:1572–5. doi:10.1002/anie.201206370.
13. **Owens DK, Wendt RC.** Estimation of the surface free energy of polymers. *J Appl Polym Sci* 1969;13:1741–7.
14. **Kennedy SB, Washburn NR, Simon CG, Amis EJ.** Combinatorial screen of the effect of surface energy on fibronectin-mediated osteoblast adhesion, spreading and proliferation. *Biomaterials* 2006;27:3817–24. doi:10.1016/j.biomaterials.2006.02.044.
15. **Schwab EH, Halbig M, Glenske K, Wagner A-S, Wenisch S, Cavalcanti-Adam E a.** Distinct effects of RGD-glycoproteins on Integrin-mediated adhesion and osteogenic differentiation of human mesenchymal stem cells. *Int J Med Sci* 2013;10:1846–59. doi:10.7150/ijms.6908.
16. **Rowlands AS, George P a, Cooper-White JJ.** Directing osteogenic and myogenic differentiation of MSCs: interplay of stiffness and adhesive ligand presentation. *Am J Physiol Cell Physiol* 2008;295:C1037–44. doi:10.1152/ajpcell.67.2008.
17. **Mas-Moruno C, Dorfner PM, Manzenrieder F, Neubauer S, Reuning U, Burgkart R, et al.** Behavior of primary human osteoblasts on trimmed and sandblasted Ti6Al4V surfaces functionalized with integrin $\alpha\beta 3$ -selective cyclic RGD peptides. *J Biomed Mater Res A* 2013;101:87–97. doi:10.1002/jbm.a.34303.
18. **Vermette P, Meagher L.** Interactions of phospholipid-and poly (ethylene glycol)-modified surfaces with biological systems: relation to physico-chemical properties and mechanisms. *Colloids Surfaces B Biointerfaces* 2003;28.
19. **Mas-Moruno C, Fraioli R, Albericio F, Manero JM, Gil FJ.** Novel peptide-based platform for the dual presentation of biologically active peptide motifs on biomaterials. *ACS Appl Mater Interfaces* 2014;6:6525–36. doi:10.1021/am5001213.
20. **Frith JE, Mills RJ, Cooper-White JJ.** Lateral spacing of adhesion peptides influences human mesenchymal stem cell behaviour. *J Cell Sci* 2012;125:317–27. doi:10.1242/jcs.087916.
21. **Moroni L, Gunnewiek MK, Benetti EM.** Polymer Brush Coatings Regulating Cell Behavior: Passive Interfaces Turn Into Active. *Acta Biomater* 2014;1–12. doi:10.1016/j.actbio.2014.02.048.
22. **Ding X, Yang C, Lim T, Hsu L, Engler A.** Antibacterial and antifouling catheter coatings using surface grafted PEG- b-cationic polycarbonate diblock copolymers. *Biomaterials* 2012;33.

BIOMECÁNICA

Tesis doctorales presentadas en España y Portugal en 2014 en el ámbito de la SIBB

En esta sección de la revista se listan las Tesis Doctorales presentadas en España y Portugal en el año 2014 y recogidas en la base de datos DART.

DART-Europe es una asociación de bibliotecas de investigación y de consorcios bibliotecarios que trabajan conjuntamente para la mejora del acceso global a las tesis doctorales europeas. DART-Europe facilita a los investigadores un único portal europeo para el acceso a tesis electrónicas (<http://www.dart-europe.eu/>). DART-Europe está apoyado por LIBER (Ligue des Bibliothèques Européennes de Recherche) y es el Grupo Europeo de Trabajo de la Networked Digital Library of Theses and Dissertations (NDLTD)

- 17 **Área de Biomecánica y Medicina del Deporte**
- 20 **Área de Cirugía Ortopédica y Traumatología**
- 25 **Área de biomateriales**

Peso perdido y líquido ingerido y perdido en jugadores de fútbol de categoría infantil, cadete y juvenil en función de la posición ocupada en competición

Autor

CASTILLO DÍAZ, ALBERTO

Directores

GARCÍA JIMÉNEZ, JOSÉ VICENTE; GARCÍA PELLICER, JUAN JOSÉ;
YUSTE LUCAS, JUAN LUIS

Universidad de Murcia

Fecha de lectura: 23 mayo 2014

El agua es el protagonista de multitud de funciones vitales en el organismo. Al respecto, y debido a que la práctica del fútbol tan sólo permite la reposición hídrica en determinados momentos, un cierto nivel de deshidratación puede conllevar serios problemas tanto al rendimiento del deportista como a la salud de este. Si a todo esto le sumamos edades pre y puberales, esta situación adquiere un especial interés.

OBJETIVOS El propósito de este estudio ha sido determinar la reposición hídrica y los niveles de deshidratación alcanzados en jóvenes futbolistas en competición en función de la posición ocupada en el terreno de juego.

METODOLOGÍA Es un estudio transversal donde el diseño de la investigación es cuantitativo no experimental de tipo descriptivo, comparativo y correlacional; realizado en 54 jugadores de fútbol de categoría infantil, cadete y juvenil en partidos oficiales de la selección de una comunidad autónoma del territorio español durante el año 2008, seleccionados mediante muestreo de conveniencia, en el que se han analizado variables relacionadas con el estado de hidratación (líquido ingerido, líquido perdido, sudoración, peso perdido, etc.). Las variables de estudio han sido tratadas mediante estadística descriptiva, inferencial (paramétrica y no paramétrica) para llevar a cabo la comparación y, para hallar el tamaño del efecto, se ha recurrido a la *d* de Cohen y a la regresión logística. Para comprobar la normalidad de las distribuciones se ha comprobado mediante los estadísticos de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk, estableciendo un valor de $p \leq 0.05$ para la significación estadística.

RESULTADOS Atendiendo al total de los participantes sin tener en cuenta la posición ocupada, estos presentan un 1 % de peso perdido. Por otra parte, la diferencia de medias entre el líquido perdido (1104 ± 554.96 ml) y el ingerido (519 ± 335.93 ml) nos indican una pérdida de 585 ml. En cuanto a la posición ocupada es la posición de defensa la que presenta valores más elevados de diferencia de medias respecto al líquido ingerido (549 ± 348.60 ml) y perdido (1311 ± 612.45 ml) alcanzando una media de 762 ml de pérdida de fluidos y la que mayores niveles de deshidratación alcanza (1.2 ± 0.50 %). Respecto a los resultados de la regresión logística, indicar que no hemos hallado relación alguna ($p > 0.05$) entre las variables de estudio (líquido ingerido, líquido perdido (sudor), porcentaje de líquido repuesto, peso perdido y porcentaje de peso perdido) y el puesto ocupado por los jugadores en el terreno de juego.

CONCLUSIONES A la luz de los resultados expuestos, podemos concluir que los jugadores, en todas las categorías y posiciones analizadas, no reponen las pérdidas de líquidos sufridas durante los partidos en competición provocando un estado de deshidratación progresiva. También destacar que hallamos correlación entre las variables “tiempo total de juego” y “porcentaje de peso perdido” en todas las categorías y en las posiciones de defensa y delantero. Por ello, nuestros resultados invitan a diseñar programas de intervención sobre hábitos correctos de hidratación durante la práctica del fútbol en estas edades atendiendo a la posición ocupada y al tiempo total de juego.

Palabras clave: Deportes, Ciencias del deporte

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/146176>

Análisis de los métodos más frecuentes de obtención de la victoria en las Artes Marciales Mixtas

Autor

GARCÍA BASTIDA, JORGE

Director

PADULLÉS RIU, JOSEP MARIA

Universitat de Barcelona

Fecha de lectura: 14 febrero 2014

Las Artes Marciales Mixtas (MMA) es uno de los deportes con mayor crecimiento a nivel social y económico en los últimos 20 años. Ya en los antiguos Juegos Olímpicos en Grecia, los deportes de combate disfrutaban de una gran popularidad, pero no fue hasta el año 1993, cuando volvió a aparecer como un deporte de espectáculo. El reglamento de este deporte sufrió diversas variaciones, aumentando el número de reglas asociadas a la competición. Finalmente en el año 2001 se estableció un reglamento regulado por las Comisión Atlética de Nevada, el cual no ha sufrido variaciones desde su creación. La presente Tesis busca analizar los métodos de victoria en MMA, y la relación de dichos métodos con la duración de los combates y con las características físicas de los luchadores. El análisis se ha realizado durante 2 periodos. El primer periodo (grupo 1) correspondió con aquellos combates realizados desde el año 2001 al año 2008, donde no hubo ningún tipo de variación en el reglamento. El segundo periodo (grupo 2) correspondió con aquellos combates realizados durante el periodo comprendido entre los años 1993 y 2001, donde el reglamento sufrió diversas variaciones. Se ha realizado así mismo un análisis comparativo entre ambos periodos. Al comparar ambos periodos encontramos diferencias en la duración promedio de los combates (superior en el grupo 1), en los combates finalizados por decisión de los jueces (superior en el grupo 1) y en los combates finalizados por Submission (superior en el grupo 2). En cuanto a las características físicas de los peleadores, los peleadores pesados obtuvieron un mayor valor porcentual de victorias por KO o TKO en el primer asalto, mientras que los pesos ligeros e intermedios obtuvieron una mayor frecuencia de victorias mediante Decision en el tercer asalto.

Palabras clave: Deportes de lucha; Artes marciales; Táctica deportiva

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/289618>

El tiempo de reacción específico visual en deportes de combate

Autor

ROBLES PÉREZ, JOSÉ JUAN

Directores

RUIZ BARQUÍN, ROBERTO; MARCOS, RICARDO DE LA

Universidad Autónoma de Madrid

Fecha de lectura: 15 julio 2014

La tesis doctoral que a continuación se presenta estudia el tiempo de reacción específico en artes marciales y cómo se comporta este parámetro en función de los estímulos que se presentan, teniendo en cuenta la especificidad del estímulo y la respuesta. En esta tesis se estudian las diferencias en tiempo de reacción, si se dan y en qué grado entre grupos de expertos con rendimiento deportivo en Karate, Judo y Jiu Jits frente a participantes no practicantes de artes marciales. Los participantes fueron medidos con cámara de alta velocidad mientras respondían a videos con situaciones tácticas determinadas, con distinto grado de transferencia para cada una de las artes marciales, determinando con ello cuales son los factores que intervienen en el sistema perceptivo específico de los expertos de un deporte determinado ante un estímulo, sobre el cual se ha entrenado a lo largo de la carrera deportiva, detectando los preíndices clave del movimiento.

Palabras clave: Educación física - Adolescencia - Tesis doctorales; Artes marciales - Tesis doctorales; Deportes

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10486/661009>

Epidemiología de las lesiones deportivas en clase de Educación Física

Autor

GUTIÉRREZ CASTAÑÓN, ELÍAS

Directores

MARTÍNEZ DE HARO, VICENTE; RAMOS ALVÁREZ, JUAN JOSÉ

Universidad Autónoma de Madrid

Fecha de lectura: 13 noviembre 2014

RESUMEN NO DISPONIBLE

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10486/662952>

Bloqueos nerviosos periféricos en la extremidad inferior para la analgesia postoperatoria de la artroplastia total de rodilla

Autor

GONZALO PELLICER, IMMACULADA

Directores

GÓMEZ GÓMEZ, ROBERTO; MARTÍNEZ DELGADO, FERNANDO

Universidad de Zaragoza

Fecha de lectura: 4 abril 2014

El control del dolor en el postoperatorio inmediato de la artroplastia total de rodilla (ATR) es básico tanto para la precoz recuperación y movilidad de la extremidad como para el confort del paciente, puesto que se trata de una de las intervenciones más dolorosas que se realizan. Según los últimos estudios publicados, el bloqueo del nervio femoral, ya sea con una punción única o dejando un catéter con bloqueo continuo podría ser la técnica de elección para el control del dolor postoperatorio, aunque no queda del todo claro si los pacientes se beneficiarían además de la adición de un bloqueo del nervio ciático o no.

Palabras clave: Ciencias médicas, Cirugía ortopédica, Traumatología

Enlace de acceso: <http://zaguan.unizar.es/record/13522>

Evolución de los ancianos con fractura de fémur: la experiencia en el Vallés oriental

Autor

GÓMEZ PALACIO, VICTORIA EUGENIA

Directores

GIL ALBAROVA, JORGE; HERRERA RODRÍGUEZ, ANTONIO

Universidad de Zaragoza

Fecha de lectura: 13 noviembre 2014

Las fracturas supracondíleas de húmero en la infancia es un tema de gran interés, presente en libros de traumatología infantil, en las revistas científicas relacionadas, en cursos y congresos. Este interés se centra, por la gran incidencia de esta patología, presente en el día a día del traumatólogo. Con las múltiples controversias que se pueden encontrar. Además es una patología a la que tengo que hacer frente en el día a día de mi actividad profesional en la Sección de Traumatología y Ortopedia Infantil. Las fracturas supracondíleas de humero en la infancia presentan una incidencia del 3-18%, y se presentan de forma más frecuente entre los 4-8 años de edad, la clínica de los pacientes con esta fractura puede ir desde un leve dolor, hasta gran limitación y deformidad. Es muy importante la correcta exploración clínica del paciente, en búsqueda de lesiones asociadas, como fracturas a otros niveles, que la fractura sea abierta, lesiones neurológicas (trastornos motores y/o sensitivos de los nervios, mediano, radial, cubital y nervio interóseo anterior) y alteraciones vasculares. Para el correcto diagnóstico es necesario obtener unas correctas imágenes radiológicas en 2 proyecciones. Con éstas, podemos conocer el tipo de fractura que tenemos que tratar, si es una fractura en extensión o flexión, así como el desplazamiento entre fragmentos. Y con ello podremos clasificar la fractura. Numerosas son las formas de tratamiento de estas fracturas que van desde la colocación de un yeso, el uso de tracción, reducción cerrada y osteosíntesis con agujas de Kirschner en diferentes configuraciones, hasta la reducción abierta. La reducción cerrada y osteosíntesis con agujas de Kirschner es el tratamiento más utilizado para las fracturas desplazadas, pudiendo ser suficiente la inmovilización enyesada en las fracturas no desplazadas. El tratamiento de las fracturas tipo II puede ser más controvertido, a veces se opta por una inmovilización con yeso y en otras la osteosíntesis mediante agujas de Kirschner. Los resultados obtenidos se pueden clasificar con los criterios de Flynn, teniendo en cuenta los resultados estéticos y funcionales. Las complicaciones que se pueden encontrar después del tratamiento de estas fracturas son muy variables: 1) Complicaciones neurológicas, pueden aparecer antes del tratamiento, durante el tratamiento o de forma posterior al tratamiento. Los nervios que se pueden ver afectados son el mediano, radial, cubital y nervio interóseo anterior. 2) Complicaciones vasculares, es fundamental comprobar el pulso y el estado de perfusión de la extremidad, ya que si está alterado, implica la exploración de la arteria braquial, en colaboración con cirugía vascular. 3) Síndrome compartimental, es una de las complicaciones más temidas y devastadoras, que provoca isquemia muscular y nerviosa. Es obligatorio una fasciotomía urgente si se desarrolla. Hay que desconfiar en que no aparezcan las ζP_{ζ} , ausencia de pulso, dolor, parestesia, palidez, parálisis, poiquilotermia. Porque aunque no estén presentes, se puede desarrollar un síndrome compartimental. 4) Infección, aunque es infrecuente. 5) Necesidad de reintervención, en ocasiones una incorrecta reducción y osteosíntesis, implica que hay que realizar una nueva reducción de la fractura. Ya que la capacidad de remodelación de la zona es muy baja, e implicaría alteraciones en el eje futuras. 6) Deformidad angular, es una complicación tridimensional, y es la más frecuente en las fracturas supracondíleas. Es mejor evitarla con una calidad en el tratamiento. 7) Pérdida de movilidad del codo. 8) Refractura. 9) Miositis osificante. 10) Necrosis avascular de la tróclea. Mención especial merecen las infrecuentes fracturas en flexión, con una incidencia del 2-3%, por sus características intrínsecas. El tratamiento de este tipo especial de fractura suele ser más difícil, por su complicada reducción que en ocasiones lleva a realizar una reducción abierta. En los últimos 60 años, los cambios introducidos en el tratamiento de estas fracturas, ha supuesto una disminución clara de las complicaciones a nivel vascular, de presencia de deformidades, pero éstas no han desaparecido por completo. Por lo que es interesante el estudio minucioso de esta patología. Aun así hoy en día es una de las patologías más temidas en las urgencias de Hospitales Infantiles. El estudio crítico de series largas de pacientes tratados en centros hospitalarios, con una revisión bibliográfica exhaustiva, permite conocer el estado actual ante esta patología en diferentes centros y hace posible compararla con lo que se realiza en nuestro centro. Con esta comparativa se consigue conocer cuales son los puntos del tratamiento que se están realizando de forma correcta y por lo tanto hay que reforzarlos. Pero a su vez hay que ser conocedores de aquellos puntos mejorables, para el adecuado manejo terapéutico de la fractura, y sus complicaciones, y la consecución de un resultado final satisfactorio para el niño y su familia. Con todo ello se consigue cambiar pautas de actuación mejorables y afianzar las que resultan probadamente eficaces.

Palabras clave: Ciencias médicas, Traumatología

Enlace de acceso: <http://zagan.unizar.es/record/13300>

Evaluación del potencial biomédico de nuevos biomateriales para aplicación en cirugía ortopédica y traumatología

Autor

AMAT TRUJILLO, DANIEL

Directores

MORA HUZMAN, MARÍA JOSÉ; SANTOS RUIZ, LEONOR

Universitat de Málaga

Fecha de lectura: 1 octubre 2014

Las situaciones clínicas relacionadas con fracturas de hueso complejas, tales como fracturas no consolidadas o fracturas patológicas, demandan cada vez más el desarrollo de materiales terapéuticos con la capacidad para inducir la regeneración del tejido óseo, o para reemplazar la pérdida del hueso dañado y restaurar su función. La Ingeniería de Tejidos ha surgido como una alternativa prometedora para reemplazar a las actuales prótesis y sustitutos de hueso. El objetivo de la Ingeniería Tisular, aplicada a la reparación ósea, es producir ex vivo tejido óseo implantable que puede reemplazar al tejido óseo nativo, o estimular su regeneración. Estos implantes consistirían en la combinación adecuada de las células, moléculas osteoinductoras y materiales biocompatibles. Los biomateriales son habituales en Cirugía Ortopédica y Traumatología (COT), ya sea para ayudar a la reparación del hueso o para reemplazarlos y asumir su función biomecánica. La primera aplicación mencionada (ayudar a la reparación), implica el uso de sustitutos de hueso: injertos de materiales bioactivos y reabsorbibles que deben ir desapareciendo a medida que se repara el hueso nativo. Éstos pueden ser de origen natural (hueso del paciente o de donantes); o artificial (cerámicas, polímeros, etc). La segunda aplicación (sustitución) se logra mediante la implantación de prótesis bioinertes, normalmente echas con metales. En cualquier caso, el biomaterial ideal para la reparación ósea debe imitar la matriz extracelular del hueso en cuanto a sus propiedades físicas, mecánicas y químicas. El objetivo del presente trabajo fue evaluar el potencial biomédico, en el contexto de la reparación ósea terapéutica, de diferentes tipos de materiales: las cerámicas síliceas mesoporosas SBA-15 y HA-SBA-15; el biovidrio ICIE-16 y un derivado del mismo (Nitru); y una aleación metálica (Ti6Al4V ELI) consolidada en piezas 3D macroporosas mediante fundido por haz de electrones, o tecnología EBM. Los materiales reabsorbibles (cerámicas y biovidrios) se evaluaron in vitro e in vivo para evaluar su biocompatibilidad y sus propiedades osteoconductoras. Las piezas de aleación Ti6Al4V ELI se evaluaron in vitro para probar si la superficie resultante del proceso de fabricación por tecnología EBM permiten a las células adherirse, crecer y diferenciarse. Este estudio era necesario porque la osteointegración de prótesis metálicas requiere no sólo una buena integración mecánica, sino también integración tisular, la cual sólo es posible si la respuesta de las células es favorable a la superficie de la prótesis.

Palabras clave: Biología Celular, Genética y Fisiología

Enlace de acceso: <http://riuma.uma.es/xmlui/handle/10630/8154>

Inestabilidad de la Artroplastia Total de Cadera

Autor

EZQUERRA HERRANDO, LAURA

Director

ALBAREDA ALBAREDA, JORGE; SERAL GARCÍA, BELÉN

Universitat de Zaragoza

Fecha de lectura: 23 mayo 2014

La artroplastia total de cadera (ATC) es un procedimiento muy frecuente en los Servicios de Cirugía Ortopédica y Traumatología, y aunque su efectividad es muy elevada, no está exenta de complicaciones como son el aflojamiento aséptico, luxaciones, infección y fracturas periprotésicas. A pesar de los avances en las técnicas y modelos protésicos, la luxación sigue siendo la segunda complicación más frecuente después del aflojamiento aséptico en las artroplastias totales de cadera. Se produce en el 0,3 % al 10% de las artroplastias primarias de cadera y hasta en el 28% de las artroplastias de revisión. Existen diversas clasificaciones de la luxación de la ATC. Según el tiempo: precoz (3 meses). Según el número: simple o recurrente. Según la dirección: anterior (donde clínicamente se observa el miembro afectado en rotación externa y en extensión) y posterior (miembro inferior en rotación interna y en flexión). Según el mecanismo de lesión: traumático o espontáneo. Y según la etiología, la clasificación de Dorr, importante ya que conociendo la causa de luxación se decidirá la actitud terapéutica (Posicional: no alteración radiológica de componentes sin desbalance de partes blandas (10%); Malposición de componentes (33%); Desbalance de tejidos blandos: musculatura, trocánter mayor, vello femoral (Offset) (33%); Combinación de II y III). Por otro lado, se han estudiado ampliamente los factores de riesgo que se consideran asociados a una mayor probabilidad de luxación protésica. Factores relacionados con el paciente como edad, sexo, alteraciones cognitivas o neuromusculares, diagnóstico inicial, cirugía previa. Factores relacionados con la cirugía como vías de abordaje, características de los componentes, mediciones radiológicas pre y postquirúrgicas. Sin embargo, en relación con muchos de ellos sigue existiendo controversia. Dada la alta incidencia de la luxación de la artroplastia total de cadera y la falta de unanimidad en relación con algunos de los factores de riesgo que la favorecen, se plantea este trabajo de investigación clínico-computacional con los siguientes objetivos: clínicos: determinar los factores de riesgo asociados a la luxación protésica y categorizarlos por orden de importancia, y computacionales: simular un modelo protésico con distintos tamaños de componentes y sus rangos de movimiento máximo antes de producirse el choque entre componentes y la luxación, además de correlacionar los hallazgos computacionales con los clínicos para determinar los arcos de movimiento seguros en cada angulación y anteversión del cotilo.

Palabras clave: Artroplastia; Prótesis; atc

Enlace de acceso: <http://zagan.unizar.es/record/15514>

Estudio de la biomecánica del procedimiento de vertebroplastia

Autor

GÓMEZ GONZÁLEZ, SERGIO

Director

FERNÁNDEZ, ENRIQUE

Universitat Politècnica de Catalunya

Fecha de lectura: 5 noviembre 2014

La vertebroplastia (VP) es una técnica quirúrgica que se utiliza para tratar fracturas vertebrales. El procedimiento consiste en inyectar con una cánula un cemento óseo en la vértebra dañada para estabilizar sus propiedades. Los estudios desarrollados se han centrado en: a) buscar soluciones para mejorar el procedimiento de inyección e infiltración en vértebra, mediante simulaciones numéricas y ensayos in vitro con el objetivo de reducir la presión de inyección extravertebral (EV); y b) estudiar cómo afecta la microestructura ósea en la presión intravertebral (IV) y caracterizar la biomecánica del tejido óseo infiltrado. Los estudios de inyectabilidad realizados a partir de estudios analíticos, simulaciones numéricas y ensayos experimentales demuestran que las cánulas diseñadas con perfil cónico requieren menor presión de inyección que las cánulas estándar de sección constante ya que presentan un perfil de velocidades que minimiza el filtrado por presión. Los resultados son importantes porque la presión EV supone más del 95% de la presión total requerida en el procedimiento de VP. El estudio finaliza con la realización de 4 patentes de dispositivos biomédicos que incluyen una cánula cónica para VP y 3 sistemas de inyección de cemento que aseguran una mezcla homogénea y minimizan el filtrado por presión. Para estudiar el comportamiento del cemento infiltrado se caracterizaron y reconstruyeron en 3D, en primer lugar, diferentes volúmenes de tejido vertebral y de espumas sintéticas empleadas como sustitutos de hueso osteoporótico. Los parámetros histomorfológicos obtenidos demostraron que las espumas evaluadas presentan características distintas en comparación con el hueso sano pero pueden simular correctamente estructuras de hueso osteoporótico. En este sentido, la obtención de modelos 2D y 3D, a partir de imágenes de tomografía, ha permitido caracterizar mediante dinámica computacional el proceso de infiltración a partir de la evaluación de la permeabilidad y de otros parámetros fluidicos. Los resultados obtenidos mostraron que los parámetros histomorfométricos mantienen elevada correlación con dichos parámetros fluidicos, pudiendo explicar las diferencias estructurales existentes entre las espumas sintéticas y el hueso vertebral. En este sentido, las espumas sintéticas se asemejan a hueso osteoporótico y son incapaces de reproducir la anisotropía característica del hueso trabecular real. En base a los resultados anteriores, se ha desarrollado una metodología de diseño 3D de andamios basada en el método de Voronoi. La metodología reproduce la anisotropía del tejido trabecular real. Los modelos porosos diseñados se han utilizado para evaluar su comportamiento mecánico y de infiltración mediante métodos numéricos. Los resultados confirman la idoneidad de dichos modelos tanto para transporte de masa como de soporte mecánico. De hecho, la gran superficie específica de los nuevos modelos porosos debería facilitar la adhesión y el crecimiento celular. En este sentido, los nuevos modelos podrían ser utilizados como andamios en ingeniería de tejidos. Los nuevos andamios se han diseñado con distinto grado de porosidad modificando el espesor y el ancho trabecular, así como el número de trabéculas. Los resultados computacionales ponen de manifiesto que el módulo elástico y la resistencia de los modelos óseos disminuye de forma más severa cuando la pérdida de "masa ósea" se produce debido a una pérdida en el número de trabéculas activas, en comparación con una situación de adelgazamiento trabecular. Adicionalmente, los estudios demuestran que la forma adoptada por el cemento infiltrado en vértebra influye en la recuperación de su comportamiento mecánico. Las simulaciones indican que una infiltración vertical permite recuperar mejor la resistencia mecánica perdida en comparación con una infiltración horizontal. Todos los resultados obtenidos justifican el empleo de cánulas con aberturas laterales y extremo distal cerrado.

Palabras clave: Cirugía; Ensayo de materiales

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/285431>

Acción de la Vitamina D en la diferenciación osteocondral de hMSCs; potencialidad en la evaluación de biomateriales y vehículos nanoestructurados

Autor

SÁNCHEZ VAQUERO, VANESA

Directores

RUIZ, JOSEFA PREDESTINACIÓN; MANSO SILVÁN, MIGUEL

Universitat Autònoma de Madrid

Fecha de lectura: 16 enero 2014

La osificación endocondral es un proceso de varias etapas conducente a la formación de la mayoría de los huesos del esqueleto. Tiene lugar durante el desarrollo, el crecimiento del individuo, interviene en la remodelación activa del esqueleto, en la reparación después de un insulto y en la regeneración ósea. El hueso no es un tejido estático. A lo largo de la vida se renueva de forma continua, siendo sustituido en su totalidad cada 10 años aproximadamente en el hombre adulto. Con la edad, se produce una osteopenia que conduce a la pérdida de masa ósea y que puede provocar la osteoporosis. Una de las hormonas que juega un papel fundamental, y de la cual se sabe que está descrita su acción en el esqueleto óseo, es la Vitamina D (VD). Los resultados de este trabajo demuestran que la VD reduce la velocidad de proliferación de las células madre humanas mesenquimales, y además, es la responsable de la morfología celular del citoesqueleto. Es capaz de modular la adhesión celular y los genes implicados en la diferenciación osteocondral, la actividad de la fosfatasa alcalina y los factores de transcripción del metabolismo óseo, todo en presencia de prolactina y estrógenos. También se demuestra la participación de la VD en la regulación de la vía Jak-STAT. El tratamiento de los defectos óseos ha sido objeto de controversia durante siglos. El proceso de remodelado es vital para el mantenimiento del sistema esquelético ya que, como resultado de las tensiones y fuerzas a las que está sometido normalmente, acumula microfracturas que han de ser reparadas. Estas áreas dañadas son detectadas y se inicia localmente el proceso de remodelado para su reparación. Para ello se ponen en marcha mecanismos osteoformadores con la finalidad de restaurar el tejido óseo en el lugar de la lesión. Habitualmente, la dinámica del hueso es suficiente para reconstruir los defectos comunes, no obstante, en las pérdidas mayores de masa tisular se hace necesario recurrir al aporte de sustitutivos óseos para obtener la reparación. Por eso, en este trabajo nos hemos centrado en estudiar las células madre humanas mesenquimales y en analizar su comportamiento sobre diferentes soportes de biomateriales. Los resultados sugieren que las células son capaces de diferenciar las múltiples superficies estudiadas como demuestran los cambios morfológicos y de proliferación. Las microesferas de policaprolactona y quitosano permitieron llevar a cabo estudios de condrogénesis, y los materiales micro y nano particulados, como las partículas de silicio poroso infiltradas con cobalto, demostraron no ser citotóxicos para el cultivo celular.

Palabras clave: Vitamina D; Huesos; Células madre

Enlace de acceso: <https://repositorio.uam.es/handle/10486/660280>

Evaluación de la Capacidad Osteogénica de las DPPSC (Dental Pulp Pluripotent Stem Cells) sobre diferentes superficies y Biocoating para validar una nueva superficie de Implante Dental

Autor

MURTRA SADA, MARÍA CRISTINA

Director

AL-ATARI ABOU-ASI, MAHER

Universitat Internacional de Catalunya

Fecha de lectura: 19 marzo 2014

Cuando tenemos un implante de Ti convencional, la calidad de su superficie es el pilar fundamental para la osteointegración debido a que sus características topográficas y químicas, son las que controlan la conformación de su capa proteica, y con ello, el sistema de comunicación entre célula-proteína-implante que guiará hacia la deseada osteointegración. Pero en el momento en que a ese implante de Ti convencional se le añade un biocoating, su superficie bioinerte (Ti) se convierte en una superficie bioactiva, donde las biomoléculas que la conforman pasan a ser las activadoras del sistema de comunicación y desencadenantes de la cicatrización, dejando de depender de la adquisición de la capa proteica. Es por ello que nuestro grupo de investigación, con el objetivo de intentar generar un biocoating capaz de asegurarnos la atracción, adhesión, y estimulación necesaria para que se lleve a cabo la osteointegración, desarrollamos un estudio comparativo donde se combinaron 2 tipos de calidades superficiales (desarrolladas por MIS Implants) y 4 biocoatings de composición confidencial (llamados biocoating A, B, C y D), y se concluyó que la utilización de cualquier biocoating fue capaz de aportar una mayor capacidad osteoinductora a la calidad superficial que embebía, y que de todas las combinaciones estudiadas, la que resultó presentar la mayor capacidad osteogénica, y por tanto de mayor capacidad osteointegradora fue el biocoating D sobre la superficie Plates (combinación de mayor calidad superficial y mayor capacidad osteogénica). Además, como la técnica elegida para la obtención de dichos biocoatings había sido a través de una inmersión de 24 horas a 370C (método bioquímico por adsorción), nuestro grupo de investigación creyó necesario probar su capacidad de adhesión y de permanencia antes de iniciar el estudio comparativo. Los resultados obtenidos probaron que pese a haber utilizado como biomoléculas proteínas propias de la MEC, conocidas por ser poco estables y muy solubles, éstas demostraron tener la suficiente capacidad de adhesión como para permanecer en la superficie de los implantes tras su inserción mecánica a hueso en un 50% de su cobertura inicial. Y por último, debido a que actualmente los estudios comparativos usados por la industria para validar nuevas superficies o biomateriales aún no está estandarizado, nuestro grupo de investigación decidió utilizar a las DPPSC en este estudio comparativo y además demostrar que poseen una elevada capacidad diferenciadora combinada con una elevada estabilidad genética, un fácil manejo y un fácil acceso (pulpa de terceros molares), que nos permite presentarlas como la línea celular idónea para la protocolización de los futuros estudios de validación de superficies o biomateriales.

Palabras clave: Biomateriales; Odontología

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/133080>

Evaluación de la respuesta celular de células madre adultas de origen mesenquimal frente a materiales cerámicos

Autor

MÜLLER SÁNCHEZ, CLAUDIA ALEJANDRA

Director

REINA DEL POZO, MANUEL

Universitat de Barcelona

Fecha de lectura: 4 junio 2014

Las células madre mesenquimales de tejido adiposo (ADSCs) tienen un gran potencial dentro del campo de la ingeniería de tejidos debido a su fácil obtención, capacidad de diferenciación a múltiples linajes, propiedades inmunomoduladoras y producción de factores proangiogénicos y antiapoptóticos. Asimismo, los materiales cerámicos de fosfato de calcio son ampliamente utilizados como biomateriales en la ingeniería de tejidos del hueso, debido a su similitud con la fase mineral del tejido óseo. Además, su combinación con proteínas de matriz extracelular (ECM), factores osteoinductores y otros tipos celulares, puede incrementar la bioactividad del constructo células-biomaterial. A pesar de ello, pocos trabajos existen en la literatura que evalúen la respuesta de células ADSCs frente a biomateriales cerámicos de fosfatos de calcio, empleando recubrimientos con proteínas de ECM y/o el cocultivo de células ADSCs con células endoteliales, como factores claves para el incremento de la inducción de las células hacia linajes osteogénicos. En este sentido, el objetivo del presente trabajo ha sido Evaluar la biocompatibilidad y diferenciación osteogénica de células madre mesenquimales adultas derivadas de tejido adiposo (ADSCs) frente a materiales cerámicos de fosfato de calcio con o sin proteínas de matriz extracelular y células endoteliales. Los resultados mostraron que las células mesenquimales obtenidas de tejido adiposo humano (hADSCs), expresan marcadores característicos de células progenitoras (CD29, CD44, CD73, CD90 Y CD105) y se diferenciaron hacia linajes adipogénico, osteogénico, condrogénico y miogénico. Particularmente las señales de diferenciación osteogénicas de las células hADSCs fueron muy potentes y comparables en gran medida con las de otras líneas de osteoblastos ampliamente utilizadas en el campo de la ingeniería de tejidos tales como las MCT3T3 y hFOB 1.19. Por lo tanto son un excelente modelo celular para la evaluación de biomateriales diseñados con la finalidad de favorecer la regeneración ósea. El diseño de una metodología especial para el cultivo celular sobre biomateriales, permitió la cuantificación eficiente y reproducible del porcentaje de células que se adhieren específicamente al material y el seguimiento de su proliferación. Empleando fibroblastos dérmicos humanos (HDF) se demostró que el biomaterial cerámico KeraOs® (KO) es biocompatible según la ISO 10993-5. El estudio de la respuesta de las células hADSCs frente a diversos biomateriales cerámicos, evidenció que las células se adhieren, proliferan y se diferencian hacia un fenotipo osteoblástico sobre los materiales comerciales Bone Ceramic®, Cerasorb® y KeraOs®, aunque no sobre Bio-Oss®. Cada material induce una respuesta osteogénica con un perfil particular en la actividad de la enzima fosfatasa alcalina y la expresión de los genes osteonectina y osteocalcina. Aunque los biomateriales solos desencadenan la diferenciación de las células, la adición de factores inductores en el medio de cultivo potencia la respuesta osteogénica. El recubrimiento del material KeraOs® con fibronectina, colágeno o la combinación FN/COL incrementó significativamente la producción de matriz extracelular, la actividad de la enzima fosfatasa alcalina y la expresión de un mayor número de genes asociados a rutas de diferenciación osteogénicas tales como BMP1, BMP2, Runx2, SMAD1, etc. Sin embargo, respecto a las otras dos proteínas, la fibronectina indujo el mayor aumento en la adhesión celular y la respuesta osteogénica. Por otra parte se observó que el cocultivo de células hADSCs con células endoteliales también incrementó el potencial osteogénico de las células hADSCs. Adicionalmente las células endoteliales formaron estructuras tipo capilar y se incrementó la expresión de marcadores angiogénicos tales como VEGF, VE-cad, α -SMA y Ang-1. Finalmente se evaluó el efecto del biomaterial KeraOs® combinado con fibronectina y células madre autólogas de tejido adiposo sobre la regeneración ósea de perros Beagles. Similar a lo observado con las mesenquimales humanas (hADSCs), las caninas se adhieren, proliferan y se diferencian hacia un fenotipo osteoblástico, evidenciando su utilidad como modelo para el estudio de la regeneración ósea tanto in vitro como in vivo.

Palabras clave: Células madre; Cultivo de tejidos; Ingeniería de tejidos; Materiales biomédicos

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/146287>

Evaluación del potencial biomédico de nuevos biomateriales para aplicación en cirugía ortopédica y traumatología

Autor

AMAT TRUJILLO, DANIEL

Directores

MORA HUZMAN, MARÍA JOSÉ; SANTOS RUIZ, LEONOR

Universidad de Málaga

Fecha de lectura: 1 octubre 2014

Las situaciones clínicas relacionadas con fracturas de hueso complejas, tales como fracturas no consolidadas o fracturas patológicas, demandan cada vez más el desarrollo de materiales terapéuticos con la capacidad para inducir la regeneración del tejido óseo, o para reemplazar la pérdida del hueso dañado y restaurar su función. La Ingeniería de Tejidos ha surgido como una alternativa prometedora para reemplazar a las actuales prótesis y sustitutos de hueso. El objetivo de la Ingeniería Tisular, aplicada a la reparación ósea, es producir ex vivo tejido óseo implantable que puede reemplazar al tejido óseo nativo, o estimular su regeneración. Estos implantes consistirían en la combinación adecuada de las células, moléculas osteoinductoras y materiales biocompatibles. Los biomateriales son habituales en Cirugía Ortopédica y Traumatología (COT), ya sea para ayudar a la reparación del hueso o para reemplazarlos y asumir su función biomecánica. La primera aplicación mencionada (ayudar a la reparación), implica el uso de sustitutos de hueso: injertos de materiales bioactivos y reabsorbibles que deben ir desapareciendo a medida que se repara el hueso nativo. Éstos pueden ser de origen natural (hueso del paciente o de donantes); o artificial (cerámicas, polímeros, etc). La segunda aplicación (sustitución) se logra mediante la implantación de prótesis bioinertes, normalmente echas con metales. En cualquier caso, el biomaterial ideal para la reparación ósea debe imitar la matriz extracelular del hueso en cuanto a sus propiedades físicas, mecánicas y químicas. El objetivo del presente trabajo fue evaluar el potencial biomédico, en el contexto de la reparación ósea terapéutica, de diferentes tipos de materiales: las cerámicas silíceas mesoporosas SBA-15 y HA-SBA-15; el biovidrio ICIE-16 y un derivado del mismo (Nitru); y una aleación metálica (Ti6Al4V ELI) consolidada en piezas 3D macroporosas mediante fundido por haz de electrones, o tecnología EBM. Los materiales reabsorbibles (cerámicas y biovidrios) se evaluaron in vitro e in vivo para evaluar su biocompatibilidad y sus propiedades osteoconductoras. Las piezas de aleación Ti6Al4V ELI se evaluaron in vitro para probar si la superficie resultante del proceso de fabricación por tecnología EBM permiten a las células adherirse, crecer y diferenciarse. Este estudio era necesario porque la osteointegración de prótesis metálicas requiere no sólo una buena integración mecánica, sino también integración tisular, la cual sólo es posible si la respuesta de las células es favorable a la superficie de la prótesis.

Palabras clave: Biomaterial, COT, Materiales biomédicos

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10630/8154>

Methods and techniques for bio-system's materials behaviour analysis

Autor

MITU, LEONARD GABRIEL

Directores

FERRÁNDIZ BOU, SANTIAGO; ROSCA, ILENA CONSTANZA

Universitat Politècnica de València

Fecha de lectura: 10 febrero 2014

In the context of the rapid development of the research in the biosystem structure materials domain, a representative direction shows the analysis of the behavior of these materials. This direction of research requires the use of various means and methods for theoretical and experimental measuring and evaluating. PhD thesis "Methods and means for analyzing the behavior of biosystems structure materials" shall be given precedence in this area of research, aimed at studying the behavior of polymeric materials and composites biosystems structure and in particular the skeletal structure biosystem. Therefore, it is developed a specific method of research based on the development of theoretical models for the prediction of the mechanical, thermal and machinability properties of these materials. There are used Moldflow, Solidworks and Ansys software types. In order to validate the theoretical research were designed and conducted experimental research on the mechanical properties and the behavior of the polymeric biomaterials represented by ABS, UHMWPE, HDPE, PA, PC, PET, PP, PP_GF-30% and composite materials with polymeric thermoplastic matrixes from the skeletal biosystem's structure. In order to analyze the theoretical and experimental correlations, the experimental data were processed using the statistical analysis software programs SPSS v17, v8 Origin, Palisade Decision Tools. In conclusion, the thesis represents a technic, scientific and efficient support for analyzing the behavior of the new polymeric and composite materials from the biosystem structure.

Palabras clave: Biosystems; Composites; Prosthetic blades

Enlace de acceso: <http://riunet.upv.es/handle/10251/35445>

New approaches in calcium phosphate cements and ceramics for bone regeneration

Autor

GALLINETTI, SARA

Directores

CANAL BARNILS, CRISTINA; GINEBRA MOLINS, MARIA PAU

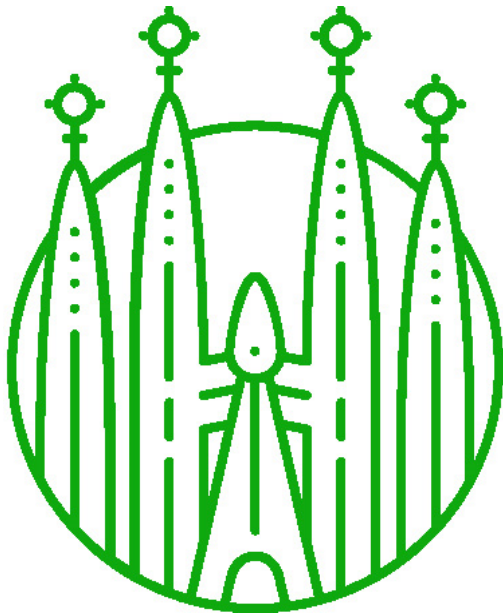
Universitat Politècnica de Catalunya

Fecha de lectura: 19 septiembre 2014

El hueso es uno de los tejidos más trasplantados del cuerpo. Sólo en Europa, se cuentan alrededor de un millón de cirugías de reconstrucción ósea anualmente. La estimación del mercado global de los sustitutos óseos es aproximadamente de cinco billones de Euros por año, con un 10% de crecimiento anual debido al envejecimiento de la población. Debido a los problemas asociados a los injertos biológicos, la investigación y el desarrollo de materiales sintéticos y biocompatibles (Biomateriales) ha experimentado un gran auge. Aunque la mayoría de sustitutos sintéticos disponibles poseen algunas de las características de los autoinjertos, hasta el momento ninguno reúne todos los beneficios del hueso del propio individuo. Dentro de los biomateriales para regeneración ósea, los fosfatos de calcio han sido de gran interés debido a su composición química similar a la del hueso. Sin embargo, aún se requieren mejoras en distintos aspectos de estos materiales. El objetivo principal de esta Tesis Doctoral es contribuir a la mejora de las propiedades de los fosfatos de calcio para la regeneración ósea, con un interés especial en los cementos de fosfato de calcio. La Tesis investiga diferentes estrategias para el desarrollo de materiales para la sustitución ósea, novedosos y con propiedades mejoradas respecto a los actuales. La Tesis comprende tres partes principales: i) Cementos bifásicos de fosfato de calcio (BCPCs), constituidos por materiales con diferente solubilidad; ii) Fosfatos de calcio reforzados con fibras (FRCPCs), para la mejora de las propiedades mecánicas; iii) Andamios macroporosos para la liberación de una sal de simvastatina. En la primera parte de la Tesis, se describe el desarrollo de BCPCs compuestos por hidroxiapatita deficiente en calcio (CDHA) y fosfato tricálcico β (β -TCP). Estos materiales derivan de la reacción de las mezclas de dos polimorfos de fosfato tricálcico (TCP) con diferente solubilidad (α -TCP y β -TCP) y, en esta tesis, se caracterizan su fraguado, sus propiedades mecánicas y degradación. En la segunda parte, se han desarrollado nuevos FRCPCs con especial atención hacia la mejora de la adhesión entre fibras y matriz, con el objetivo de mejorar la transferencia de carga entre ellos y por tanto, las propiedades mecánicas del compuesto. Se han investigado distintas estrategias. La primera de ellas basada en la investigación de materiales con una fase común (o con alta afinidad química) entre las fibras y la fase líquida del cemento; de esta manera se pretende crear un enlace más fuerte entre las fibras y la matriz. En un primer material se incorporó un 1 w/v% de Trimetilo de quitosán (TMC) en la fase líquida del cemento que a su vez se reforzó con fibras de quitosán. En un segundo grupo de materiales, se añadió un 10 v/v% de ácido láctico (LA) a la matriz del cemento junto con hilos discontinuos de ácido poliláctico (PLLA). Estos cementos también se caracterizaron biológicamente por medio de células osteoblásticas MG63. La segunda estrategia investigada en los FRCPCs se basa en la modificación superficial de las fibras de PLLA con plasma de baja temperatura con el fin de mejorar sus propiedades de mojado. Las fibras se trataron con plasma de oxígeno de baja presión a distintos tiempos y se incorporaron a la matriz de cemento, y se caracterizaron tanto las modificaciones superficiales de las fibras como las propiedades del cemento. La tercera parte ha consistido en el desarrollo de andamios macroporosos obtenidos a baja (CDHA) o alta (β -TCP) temperatura para ser utilizados como formas de liberación de una sal de simvastatina (SVA), con propiedades osteogénicas y angiogénicas. Para conseguir modular la liberación del fármaco se recubrieron los andamios cargados con SVA con un copolímero de PCL:PEG mediante polimerización por plasma. Se caracterizaron las propiedades tanto del material como del recubrimiento y se evaluó la liberación del fármaco.

Palabras clave: Biomateriales; fosfatos de calcio

Enlace de acceso: <http://hdl.handle.net/10803/279558>



SIBB 2015
XXXVIII Congreso de la
Sociedad Ibérica de
Biomecánica y Biomateriales

**Escola Universitària d'Enginyeria Tècnica
Industrial de Barcelona (EUETIB)**

Edificio UR1. C. Comte d'Urgell, 187. Barcelona

6 - 7 Noviembre 2015

Para más información:

<http://sibb2015.weebly.com/>

daniel.rodriiguez.rius@upc.edu // noelia.aparicio@upc.edu

