

XI CONGRESO INTERNACIONAL DE INGENIERIA DE PROYECTOS

LUGO, 26-28 Septiembre, 2007

PROTOTIPADO RÁPIDO + PEEK = ANDAMIOS PARA HUESOS

Vicente Chulvi ^(P), Carlos Muñoz

Abstract

Nowadays it exists a growing demand of medical implants, with increasing demands regarding to biocompatibility, aesthetics and functionality, at same time that patient's wait time and costs reduction are demanded.

From decades ago, implants have been manufactured by mechanizing titanium. It exists the possibility of use prefabricated implants, which only need to mechanize the suitable adjustments for each patient, so waiting times are reduced but implant must be processed twice.

The present article presents a study about the different alternatives existing in the market in order to improve the implants and their manufacture process, empathizing in the use of biomaterials and RP (rapid prototyping) techniques instead of metallic materials and mechanizing techniques.

Keywords: Rapid prototyping; PEEK; scaffolds; HA; implant.

Resumen

Actualmente existe una creciente demanda de implantes médicos, con exigencias cada vez mayores en cuanto a biocompatibilidad, estética y funcionalidad, al mismo tiempo que se demanda la reducción del tiempo de espera para el paciente y del coste de los mismos.

Desde hace décadas, los implantes se fabrican mecanizando titanio. Existe la posibilidad de emplear implantes prefabricados, los cuales sólo precisan mecanizar los ajustes adecuados para cada paciente, de forma que se reducen los tiempos de espera, pero la solución implica procesar dos veces el implante.

En el presente artículo se presenta un estudio sobre las diversas alternativas existentes en el mercado para la mejora de los implantes y su fabricación, enfatizando en la utilización de biomateriales y técnicas RP (prototipado rápido) en lugar de materiales metálicos y técnicas de mecanizado.

Palabras clave: Prototipado rápido; PEEK; scaffolds; HA; implante.

1. Introduction

Cada día que pasa, nuestro país pierde competitividad respecto a Asia y los países del Este de Europa (con costes laborales menores) y a Estados Unidos (con mayores avances tecnológicos). Esta tendencia está provocando que las empresas industriales intenten buscar segmentos de mercado con fabricación personalizada donde prima más la proximidad geográfica al usuario que los costes de fabricación. Tradicionalmente estos sectores se han caracterizado por un menor desarrollo tecnológico. Es aquí donde las empresas de desarrollo industrial pueden aportar un alto nivel tecnológico.

Más de cincuenta millones de personas en todo el mundo tienen implantado algún tipo de prótesis y la sociedad actual utiliza y necesita de todo tipo de implantes. La presión por parte de los pacientes para mejorar la estética de los implantes, su funcionamiento y su duración va en aumento (Eufinger et al., 2005, Eufinger et al., 2006). Además la población Española (y Europea) está envejeciendo, teniendo cada vez más dependencia de la medicina (Cabrera et al., 2004). Según los demógrafos de Naciones Unidas, dentro de unos 5 años se prevé que haya más personas mayores de 60 años que niños menores de 15. Hoy en día un diez por ciento de la población española supera los 60 años, pero en el año 2050 se estima que la cifra se aproximará a un veinte por ciento.

La función básica de un implante es la de reemplazar partes del cuerpo que, debido a un traumatismo o pérdida de funcionalidad, han desaparecido o simplemente deben ser sustituidas. Los métodos de diseño empleados en la actualidad varían desde un simple vaciado de material de relleno en la zona afectada, para ser utilizado como base una vez solidificado, hasta métodos más complejos de diseño, con la utilización de preformas y tecnologías CAD/CAM/CAE (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing/ Computer Aided Engineering) (Rodríguez et al., 2005).

Los puntos a tener en cuenta en el diseño de un nuevo implante, al tratarse de un producto sanitario, están regidos por la Directiva 93/42/CEE de productos sanitarios y por la norma internacional ISO 13485, que de un modo general indican los pasos a seguir en los diseños de nuevos implantes.

Básicamente hace falta realizar un estudio inicial de los datos de entrada de diseño, que incluyen datos comerciales (mercado, competencia), técnicas (adelantos en la tecnología, estado del arte, geometría necesaria del producto), requisitos legales y reglamentarios, requisitos del cliente y de la empresa. Una vez definidos los datos de entrada se propone un diseño inicial (dimensiones, perfil, fuerza de fijación, etc.), se elabora el prototipo y se ensaya sobre él. Los ensayos incluyen pruebas biomecánicas, control de carga microbiana y validación del proceso de esterilización. Finalmente, el implante debe pasar la auditoría de producto ISO 13485 y el marcado CE de producto sanitario.

La fabricación de los implantes óseos se viene realizando desde los años 70 con titanio por su alta biocompatibilidad y sus buenas propiedades mecánicas y electroquímicas (Disegi, 2000). El principal problema con este tipo de implantes radica en la aparición de las membranas biológicas entre los implantes y el hueso, cuyo aumento de grosor con el tiempo y la consiguiente pérdida de masa ósea conducen al aflojamiento de la prótesis. Las técnicas más comunes para la elaboración de los implantes, a un nivel personalizado, son la inyección, extrusión y mecanizado (Quevedo et al., 2006, Wurm et al., 2004). Estas técnicas de fabricación, conjuntamente con el largo proceso de diseño, convierten al implante personalizado en un elemento caro y con elevado tiempo de elaboración.

La alternativa a estos métodos es el RP, también llamado SFF (Solid Free Form) (Gibson and Shi, 1997, Dimitrov et al., 2006, Sanchez-Jimenez et al.) . Éste es el

nombre dado al conjunto de tecnologías utilizadas para fabricar objetos en tres dimensiones directamente de fuentes de datos CAD. Con este sistema se mejora el diseño, se reducen los tiempos de fabricación y se consigue un mayor aprovechamiento del material y unas tolerancias excelentes. El RP ha sido utilizado con éxito en aplicaciones médicas y en concreto en la fabricación de implantes óseos (Truscott et al., 2004, Gibson et al., 2006, Singare et al., 2005, Singare et al., 2006, He et al., 2006).

Los biomateriales (Sastre et al., 2004) se pueden definir como cualquier elemento que reemplace y/o restaure tejidos vivos y sus funciones. Los biomateriales aseguran la biocompatibilidad, aportando las prestaciones específicas que requiera estar expuestos de modo temporal o permanente a fluidos del cuerpo, y garantizan al mismo tiempo una determinada vida media (Vallet-Regí and Munuera, 2000). El uso de biomateriales es, por tanto, una opción a tener en cuenta frente al titanio.

En base a estas dos alternativas, en el presente artículo se presenta un estudio de los sistemas RP y los biomateriales de uso factible para la fabricación de un implante personalizado y de los nuevos campos de investigación que surgen con ellos, con el objetivo de economizar el proceso, reducir tiempos y lograr una mayor biocompatibilidad estructural, funcional y biológica con los pacientes, aumentando la calidad de vida de los mismos.

2. Temas centrales de investigación

2.1 El prototipado rápido

El RP es el proceso más rápido para obtener una réplica en tres dimensiones exacta, generada a partir de un diseño CAD/CAM. Los puntos fuertes de este conjunto de tecnologías son la rapidez de respuesta, la complejidad de las piezas y la precisión de los resultados. Desde su aparición en 1987, son numerosas las tecnologías existentes dentro de este ámbito, entre ellas las más destacadas: SLA (Stereolithography), FDM (Fused Deposition Modelling), SLS (Selective Laser Sintering), LOM (Laminated Object Manufacturing), 3DP (Three Dimensional Printing) y SJI (Single Jet Inkjet). La tabla 1 muestra las propiedades de las principales tecnologías aplicables a la fabricación de implantes, a partir de los datos proporcionados por las principales empresas del sector (3D Systems, Sony/D-MEC, EOS, Stratasys).

Las tecnologías de SLA y FDM presentan el inconveniente de poder emplearse en un rango de materiales muy limitado, factor que las descarta al intentar emplear biomateriales. El SLA, pese a ser la tecnología más madura, con las ventajas que ello conlleva, presenta la desventaja de una baja resistencia mecánica del producto acabado. Las temperaturas de proceso elevadas que se dan en el FDM pueden ser un inconveniente añadido a la hora de emplear ciertos biomateriales y la oclusión de los poros en los bordes limita las posibilidades de utilizar la tecnología de tejidos, que se explicará más adelante.

El 3DP presenta como ventajas una alta precisión y un procesado rápido, si bien no tanto como en el caso del FDM. Por contra, el uso de solventes orgánicos tóxicos hace necesario un tratamiento posterior del implante para eliminarlos, aumentando costes y tiempos de fabricación, opuesto a los objetivos finales deseados. Además, la baja resistencia mecánica podría ocasionar problemas en el implante, lo cual implica una investigación mayor en cuanto a ensayos y simulaciones se refiere. Por su parte, el SLS, pese a tener una precisión más reducida que el 3DP, se mantiene dentro de unos rangos aceptables. Tiene la ventaja de estar libre de solventes, por lo que no necesitará de un tratamiento posterior salvo la esterilización previa a la cirugía, y

además de ello, el producto final tiene buenas propiedades de resistencia mecánica. Las elevadas temperaturas de procesamiento es un factor a estudiar, pues podría ser un punto en contra a la hora de combinar los biomateriales con aditivos biodegradables o biofuncionales (Lohfeld et al., 2005).

	SLA	FDM	SLS	3DP
Resolución (mm)	0'05	0'05	0'075	0'10
Tamaño de poro (µm)	-	250 - 1000	45 - 100	45 - 100
Precisión (mm)	± 0'020	± 0'125	± 0'250	± 0'020
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> - Tecnología más madura. - Amplio rango de precios de maquinaria. 	<ul style="list-style-type: none"> - Gran tamaño de poro. - Elevada resistencia a tensiones. - Sin solventes. - Alto ratio Superficie / Volumen. - Control independiente de porosidad y tamaño de poro. - Alta velocidad. 	<ul style="list-style-type: none"> - Gran tamaño de poro. - Elevada resistencia a tensiones. - Sin solventes. - Alto ratio Superficie / Volumen. - Control independiente de porosidad y tamaño de poro. - Amplio rango de materiales. 	<ul style="list-style-type: none"> - Gran tamaño de poro. - Alto ratio Superficie / Volumen. - Control independiente de porosidad y tamaño de poro. - Amplio rango de materiales.
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> - Baja resistencia mecánica. - Materiales limitados. 	<ul style="list-style-type: none"> - Temperaturas de proceso elevadas. - Materiales limitados. - Oclusión de poros en bordes. 	<ul style="list-style-type: none"> - Temperaturas de proceso elevadas. - Tamaño limitado de poros. 	<ul style="list-style-type: none"> - Baja resistencia mecánica. - Tamaño limitado de poros. - Uso de solventes orgánicos tóxicos.
Tamaño máximo de piezas (cm)	50x50x60	30x30x30	Ø30x38	25x33x38

Tabla 1.- Comparativa de sistemas de RP

El proceso de 3DP empieza con la deposición de una capa de polvo, distribuida y comprimida por un cilindro. Un inyector multicanal aplica un líquido adhesivo sobre el dibujo en 2D de la capa, con lo que el polvo se aglutina en esa zona. La sucesión de capas se va completando hasta acabar el modelo. El SLS es también una técnica que construye el modelo capa a capa. Al igual que el 3DP, el polvo (con un espesor del orden de 50 µm) se distribuye y comprime en capas por un cilindro. Después de la deposición de cada capa, un haz láser de CO2 controlado por el ordenador escanea la superficie y, selectivamente, une las partículas correspondientes a la sección del modelo en dicha capa. Durante la exposición al láser, la temperatura del polvo se incrementa por encima del punto de transición vítrea. A este proceso se le denomina

sinterizado. La figura 1 muestra el esquema de proceso de un sistema SLS y de uno 3DP.

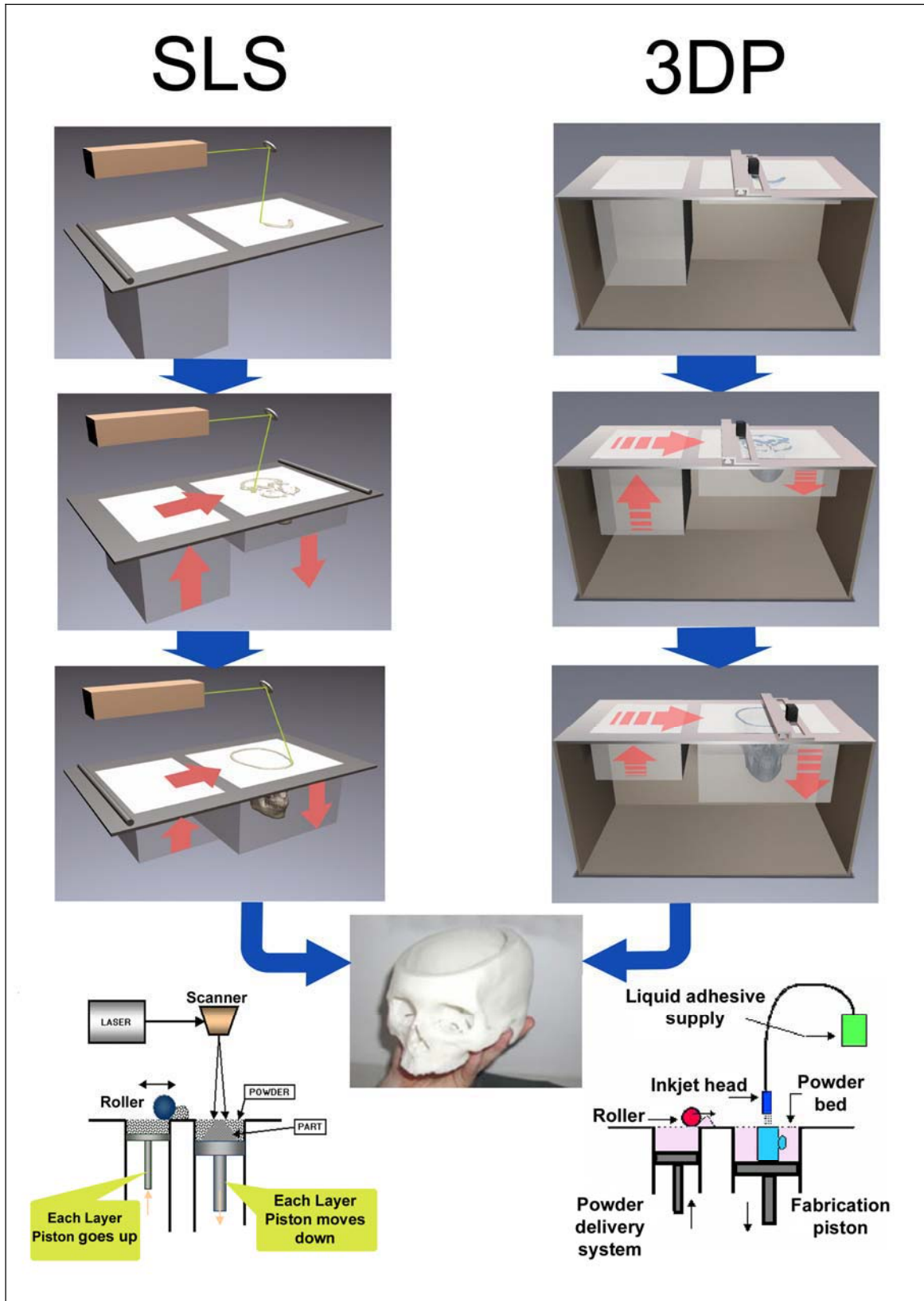


Figura 1.- Procesos de SLS y 3DP

Las técnicas RP descritas permiten plantear el uso de la tecnología de las estructuras de sujeción en el campo de ingeniería de tejidos (tissue engineering scaffolds), que intenta que el implante consista en una especie de “andamiaje” que será utilizado de base por el tejido para regenerarse (Hollister et al., 2005, Lipowicz, 2006, Starly, 2006). Esto se puede conseguir gracias a que con dichas técnicas RP se puede controlar de un modo independiente la porosidad y el tamaño de los poros variando los parámetros de funcionamiento de la máquina. El aspecto de una aplicación de este tipo de técnicas se muestra en la figura 2.

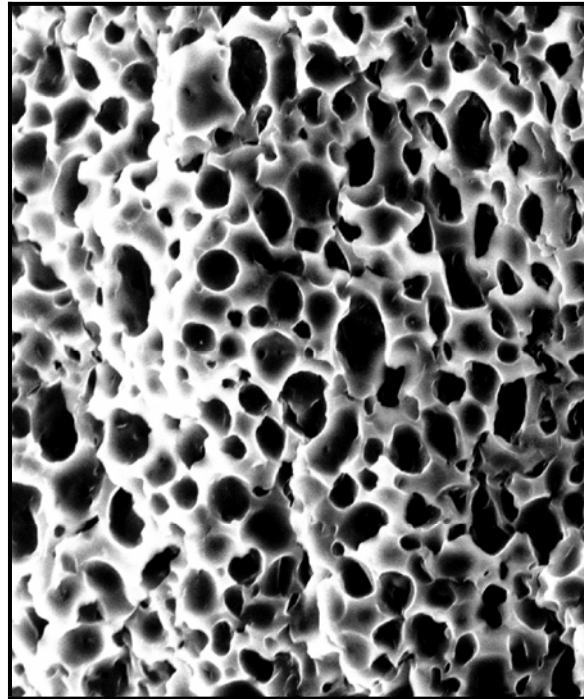


Figura 2.- Ejemplo del uso de estructuras de sujeción en el campo de la ingeniería de tejidos

2.2 Biomateriales

Hoy en día, los implantes deben garantizar su estabilidad con los tejidos humanos y con los fluidos fisiológicos con los que se encuentra en contacto (biocompatibilidad). Del mismo modo, se busca una vida útil lo más elevada posible, ofreciendo seguridad y anclaje permanente (materiales bioestables). El biomaterial más comúnmente utilizado en la actualidad para la fabricación de implantes es el PEEK.

El PEEK (Poli-éter-éter-cetona) es un termoplástico de alto rendimiento con características comunes a este grupo: duro, rígido, resistente a temperaturas elevadas, con una buena resistencia química y una inflamabilidad y emisión de humos intrínsecamente baja. De color ámbar y normalmente semicristalino y opaco, también tiene una excelente resistencia al desgaste, a la fatiga dinámica y a la radiación y, debido a su elevada resistencia química, es preferido a los metales cuando debe ser esterilizado o limpiado químicamente. Como contrapartida, la transformación del PEEK es difícil y cara. Al catalogarla como tal se hace referencia a los tres procesos tradicionales utilizados para fabricar el implante: moldeo por inyección, extrusión y mecanizado.

El PEEK en polvo ha sido tratado con éxito con diversas técnicas RP, entre las que se incluyen Stereolithography (SLA), Selective Laser Sintering (SLS), Fused Deposition Modeling (FDM), Single Jet Inkjet (SJI), Three Dimensional Printing (3DP) y Rapid Freeze Prototyping (RFP) (Lohfeld, Barron and McHugh, 2005, Bryant et al., 2003,

Naing et al., 2005). El proceso de fabricación del implante con RP permite mezclar el polvo del material bioestable con material biodegradable. Esto resulta interesante con la tecnología de las estructuras de sujeción en el campo de la ingeniería de tejidos, de modo que al mismo tiempo que el tejido que se regenera llena los poros existentes en el implante, se crean nuevos poros por donde el tejido puede seguir expandiéndose. El material biodegradable recomendado para tal función es la HA (hidroxiapatita).

La HA [4] (Rivera et al., 2004) es un compuesto similar al fosfato cálcico de los dientes y los huesos humanos, usado desde hace cierto tiempo en la elaboración de prótesis dentales, faciales y ortopédicas. El concentrado de la HA es la matriz de calcio de la proteína encontrada en el hueso sin procesar, por lo que será fácilmente reabsorbido y reconvertido en hueso. La HA por sí sola tiene una débil resistencia mecánica y es frágil, por lo que los niveles de concentración en su mezcla con el PEEK deberán ser tenidos muy en cuenta.

2.3 Andamios para huesos

La creación de una estructura a través de la ingeniería de tejidos, utilizando PEEK como material bioestable y HA como material biodegradable, fabricada con la tecnología RP ha sido estudiada a nivel experimental por diversos autores (Leong et al., 2003, Tan et al., 2003, Wiria et al., 2007). Los tres autores señalados escogen la tecnología SLS para la sinterización de la mezcla de polvo, probada por K.H. Tan et al. (Tan, Chua, Leong, Cheah, Cheang, Abu Bakar and Cha, 2003) en un sistema comercial Sinterstation 2500 de 3D Systems (<http://www.3dsystems.com>).

El estudio realizado sobre el PEEK por M.F. Sonnenschein demuestra que a medida que se aumenta la porosidad disminuye el módulo de elasticidad (Young Modulus) (Sonnenschein, 2003), La tecnología empleada para dicho ensayo es la tecnología de membranas, con la cual se consigue una estructura de propiedades similares al sinterizado, por lo que se prevé una evolución de similares características. Puesto que la tecnología de membranas utiliza aglutinantes, los valores obtenidos en dicho ensayo serán mas cercanos a los que se pueden conseguir con 3DP que con SLS. Las propiedades que se pueden obtener con este último son más cercanas a las que se obtendrían con el proceso de inyección (Kruth et al., 2003). Los valores finales dependerán del tipo de PEEK comercial utilizado para el sinterizado, además del tipo y potencia del haz láser y de la profundidad de capa y velocidad de escaneo.

Existen también diversos estudios que analizan la evolución de las propiedades mecánicas (módulo de elasticidad, tensión máxima admisible, etc.) del producto final en función del porcentaje de HA en la mezcla (Converse et al., 2007, Fan et al., 2004), en los cuales se observa que el módulo de elasticidad se incrementa al aumentar el porcentaje de HA. Comparando esta observación con la anterior se deduce que controlando el grado de porosidad y la concentración de HA se puede alcanzar fácilmente los niveles de módulo de elasticidad correspondientes al hueso humano (10-20GPa). De los datos procedentes de dichos estudios se establece la relación que se muestra en la figura 3.

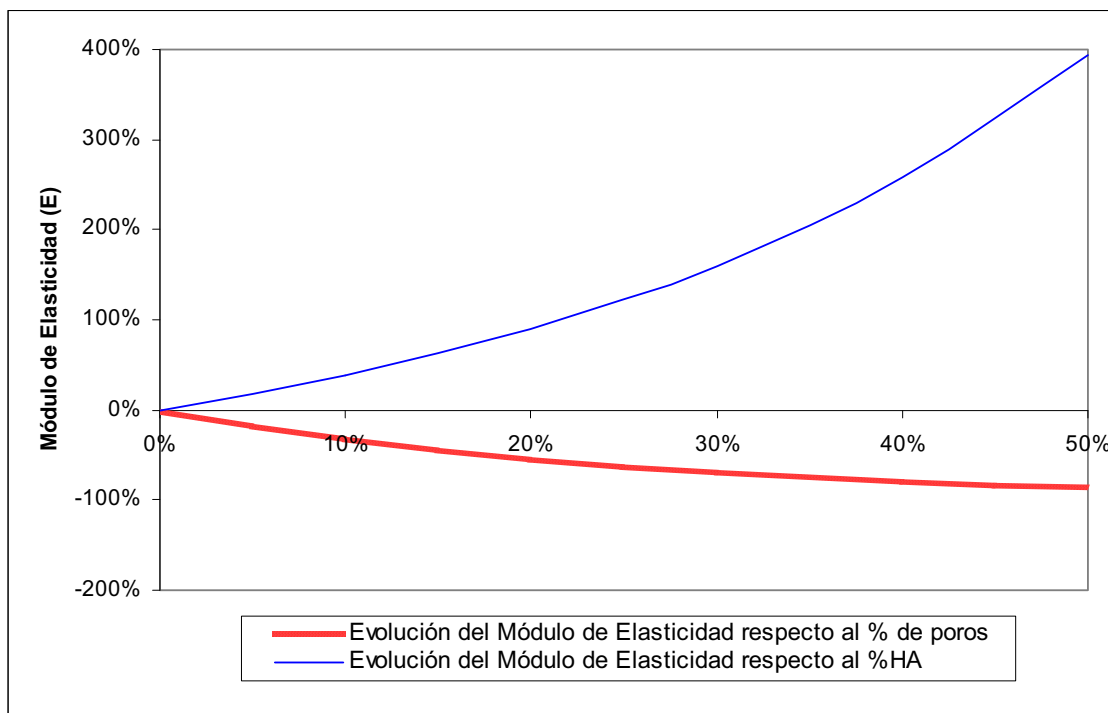


Figura 3.- Evolución del Modulo de Elasticidad

3. Conclusiones

El presente estudio proporciona una revisión de las nuevas técnicas y materiales aplicables en la elaboración de implantes personalizados. De este modo, los implantes personalizados mejorarán en cuanto a su biocompatibilidad estructural y funcional, estética y calidad de vida. La reducción de los costes de fabricación y material proporcionará, a su vez, nuevas oportunidades de mercado.

La alternativa de utilizar SLS en lugar del mecanizado para modelar el PEEK con la finalidad de crear un implante es viable y, aunque actualmente no exista una versión comercial de máquinas de SLS para sinterizar PEEK, si que se ha probado de modo experimental la funcionalidad de dichos equipos en Estados Unidos por 3D Systems Inc. y en Europa por EOS GmbH - Electro Optical Systems. Con el RP se consigue la reducción de los tiempos de fabricación, repercutiendo tanto en el coste final del implante, al disminuir la mano de obra, como en la disponibilidad del mismo, mejorando el servicio para el paciente. Además, se permite un mayor aprovechamiento del material, que es un factor de considerable importancia puesto que el precio del PEEK comercial es superior a 1.000 €/Kg. (PEEK-OPTIMA® - Victrex®)

El uso de la tecnología RP y del PEEK permite la aplicación de las estructuras de sujeción en el campo de la ingeniería de tejidos (scaffolds). La variación de las propiedades mecánicas de PEEK (muy similares a las del hueso humano) producidas al crear una estructura porosa se ven compensadas por la HA cuando ambos materiales se mezclan en forma de polvo antes de la sinterización. La HA, al ser un compuesto biodegradable de composición similar al hueso, será progresivamente reemplazada por tejido óseo regenerado. Por tanto, éste tipo de implantes ayudará a una mejor integración hueso-implante, mejorando considerablemente la biofuncionalidad y biocompatibilidad del mismo y asegurando una vida útil del implante notablemente más elevada.

Referencias

Eufinger, H., Rasche, C., Wehmöller, M., Schmieder, K., Scholz, M., Weihe, S. and Scherer, P. (2005), "Cad/cam titanium implants for cranioplasty--an evaluation of success and quality of life of 169 consecutive implants with regard to size and location", *CARS 2005: Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 1281, pp 827-831.

Eufinger, H., Weihe, S., Scherer, P., Rasche, C. and Wehmoller, M. (2006), "Management of cranial and craniofacial bone defects with prefabricated individual titanium implants: Follow-up and evaluation of 166 patients with 169 titanium implants from 1994 to 2000", *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, Vol. 1, pp 197-203.

Cabrera, M., Burgelmen, J.C., Boden, M., da Costa, O. and Rodriguez, C. (2004), "Ehealth in 2010: Realising a knowledge-based approach to healthcare in the EU", Vol. 21486, pp

Rodriguez, C., Lopez, I., Sierra, A. and Maya, J. (2005), "Metodología para la manufactura de implantes craneales a partir de imágenes dicom y tecnologías cad/cam/cnc", *Ingeniería y Ciencia*, Vol. 1, pp 53-66.

Disegi, J.A. (2000), "Titanium alloys for fracture fixation implants", *Injury*, Vol. 31 Suppl 4, pp 14-17.

Quevedo, S., Rojas, F.A. and Sanabria, A.M. (2006), "Desarrollo de una metodología para la fabricación de injertos compuestos de polvo de hueso y un biopolímero", *Ingeniería & Desarrollo*, Vol. 20, pp 45-63.

Wurm, G., Tomancok, B., Holl, K. and Trenkler, J. (2004), "Prospective study on cranioplasty with individual carbon fiber reinforced polymere (cfrp) implants produced by means of stereolithography", *Surgical Neurology*, Vol. 62, pp 510-521.

Gibson, I. and Shi, D. (1997), "Material properties and fabrication parameters in selective laser sintering process", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 3, pp 129-136.

Dimitrov, D., Schreve, K. and de Beer, N. (2006), "Advances in three dimensional printing--state of the art and future perspectives", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 12, pp 136-147.

Sanchez-Jimenez, F.J., Fernandez-De la Puente, A. and Llorente, J. "Técnicas de prototipado rápido", *XVI Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica*, Vol. Zaragoza, pp en XVI Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica

Truscott, M., de Beer, D.J., Booyesen, G.J. and Barnard, L.J. (2004), "Bone development through ct/cad/cam/rp", *10èmes Assises Européennes de Prototypage Rapide*, Vol. pp en 10èmes Assises Européennes de Prototypage RapideParis.

Gibson, I., Cheung, L.K., Chow, S.P., Cheung, W.L., Beh, S.L., Savalani, M. and Lee, S.H. (2006), "The use of rapid prototyping to assist medical applications", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 12, pp 53-58.

Singare, S., Dichen, L., Bingheng, L., Zhenyu, G. and Yaxiong, L. (2005), "Customized design and manufacturing of chin implant based on rapid prototyping", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 11, pp 113-118.

Singare, S., Yaxiong, L., Dichen, L., Bingheng, L., Sanhu, H. and Gang, L. (2006), "Fabrication of customised maxillo-facial prosthesis using computer-aided design and rapid prototyping techniques", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 12, pp 206-213.

He, J., Li, D., Lu, B., Wang, Z. and Zhang, T. (2006), "Custom fabrication of a composite hemi-knee joint based on rapid prototyping", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 12, pp 198-205.

- Sastre, R., de Aza, S. and San Román, J. (2004), "Biomateriales", *Faenza Editrice Iberica, SL*,
- Vallet-Regí, M. and Munuera, L. (2000), "Biomateriales, aquí y ahora", *Ed. Dykinson, SL, España*,
- Lohfeld, S., Barron, V. and McHugh, P.E. (2005), "Biomodells of bone: A review", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 33, pp 1295-1311.
- Hollister, S.J., Lin, C.Y., Saito, E., Lin, C.Y., Schek, R.D., Taboas, J.M., Williams, J.M., Partee, B., Flanagan, C.L., Diggs, A., Wilke, E.N., Van Lenthe, G.H., Muller, R., Wirtz, T., Das, S., Feinberg, S.E. and Krebsbach, P.H. (2005), "Engineering craniofacial scaffolds", *Orthodontics & craniofacial research*, Vol. 8, pp 162-173.
- Lipowicz, A. (2006), "Advanced methods of hard tissue scaffold and implant fabrication", *Abstracts of the 5th World Congress of Biomechanics*, Vol. 39, pp S216-S216.
- Starly, B. (2006), "Biomimetic design and fabrication of tissue engineered scaffolds using computer aided tissue engineering", pp
- Bryant, F.D., Sui, G. and Leu, M.C. (2003), "A study on effects of process parameters in rapid freeze prototyping", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 9, pp 19-23.
- Naing, M.W., Chua, C.K., Leong, K.F. and Wang, Y. (2005), "Fabrication of customised scaffolds using computer-aided design and rapid prototyping techniques", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 249, pp 259.
- Rivera, J.A., Riaño, C.H., Echavarría, A., Monsalve, P.A., Alzate, G., Restrepo, L.F. and Jaramillo, C.D. (2004), "Injertos óseos-nueva alternativa. Fase iii. Obtención, caracterización y evaluación de hidroxapatita sintética y el compuesto de hidroxapatita sintética porosa-proteínas morfogenéticas óseas en un modelo experimental lapino", *Revista Colombiana de Ciencias Pecuarias*, Vol. 17, pp 21-28.
- Leong, K.F., Cheah, C.M. and Chua, C.K. (2003), "Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs", *Biomaterials*, Vol. 24, pp 2363-2378.
- Tan, K.H., Chua, C.K., Leong, K.F., Cheah, C.M., Cheang, P., Abu Bakar, M.S. and Cha, S.W. (2003), "Scaffold development using selective laser sintering of polyetheretherketone-hydroxyapatite biocomposite blends", *Biomaterials*, Vol. 24, pp 3115-3123.
- Wiria, F.E., Leong, K.F., Chua, C.K. and Liu, Y. (2007), "Poly-epsilon-caprolactone/hydroxyapatite for tissue engineering scaffold fabrication via selective laser sintering", *Acta biomaterialia*, Vol. 3, pp 1-12.
- Sonnenschein, M.F. (2003), "Porosity-dependent young's modulus of membranes from polyetheretherketone", *Journal of Polymer Science Part B Polymer Physics*, Vol. 41, pp 1168-1174.
- Kruth, J.P., Wang, X., Laoui, T. and Froyen, L. (2003), "Lasers and materials in selective laser sintering", *Assembly Automation*, Vol. 23, pp 357-371.
- Converse, G.L., Yue, W. and Roeder, R.K. (2007), "Processing and tensile properties of hydroxyapatite-whisker-reinforced polyetheretherketone", *Biomaterials*, Vol. 28, pp 927-935.
- Fan, J.P., Tsui, C.P. and Tang, C.Y. (2004), "Modelling of the mechanical behaviour of ha/peek biocomposite under quasi-static tensile load", *Materials Science & Engineering A*, Vol. 382, pp 341-350.

Agradecimientos

La investigación presentada ha estado parcialmente financiada por el Ministerio de Industria, Turismo y Comercio (proyecto ref. FIT-300100-2006-64), dentro del Plan Nacional de Investigación Científica, Desarrollo e Innovación Tecnológica (2004-2007).

Los autores agradecen la colaboración y la ayuda prestada por parte de Plastiasite, S.A., Neos Surgery, S.L. y Fundación ASCAMM, especialmente a Irene Cantos (Neos Surgery) y a Ricardo Jiménez (ASCAMM), así como el apoyo del resto de personal del Grupo de Ingeniería del Diseño (GID) de la Universitat Jaume I de Castellón.

Correspondencia

Vicente Chulvi.

Grupo de Ingeniería del Diseño (GID)

Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción. Universidad Jaume I.

Avenida Sos Baynat s/n. 12071 - Castellón (España)

Teléfono: +34 964 72 9252 Fax: +34 964 72 8106

E-mail: chulvi@uji.es

URL: www.gid.uji.es

Carlos Muñoz

Grupo de Ingeniería del Diseño (GID)

Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción. Universidad Jaume I.

E-mail: cmunoz@emc.uji.es