

Prototipaje rápido de estructuras craneofaciales

Rapid prototyping of craneofacial structures

Juan Felipe Isaza¹ y Mauricio Naranjo²

Recepción: 21-may-2008/Modificación: 16-jul-2008/Aceptación: 17-jul-2008

Se aceptan comentarios y/o discusiones al artículo

Resumen

Este artículo presenta una descripción de la tecnología de Prototipaje Rápido o *Rapid Prototyping* (RP) aplicada a la medicina, específicamente a problemas craneofaciales, con la cual se pueden fabricar modelos sólidos 3D por adición de material. A su vez se describe una aplicación a partir de la simulación de una cirugía para insertar cuatro implantes mandibulares, los cuales constituyen la base de una prótesis fija soportada por implantes. La simulación del procedimiento quirúrgico comenzó con la obtención de la geometría mandibular a partir del procesamiento de imágenes biomédicas, provenientes de una Tomografía Axial Computarizada (TAC) de una mujer adulta, totalmente edéntula. Dicho proceso se realizó utilizando el software GIB.Points_3D, desarrollado dentro del presente trabajo. Con el software se obtuvo un archivo de texto con la nube de puntos 3D de la mandíbula que posteriormente fue exportado a ProEngineer Wildfire 3.0, desde el cual se generó un archivo en formato estándar STL, compatible con la mayoría de máquinas RP. La tecnología usada para la impresión 3D, fue la de “deposición de hilo fundido” o *Fused Deposition Modeling* (FDM). Se logró obtener un modelo plástico de una mandíbula,

¹ Ingeniero Mecánico, jisazasa@eafit.edu.co, profesor, Departamento de Ingeniería de Diseño de Producto, Grupo de Investigación en Bioingeniería GIB, EAFIT–CES, Medellín–Colombia.

² Especialista en Prótesis Periodontal, maonaranjop@yahoo.com, profesor, Facultad de Odontología, Grupo de Investigación en Bioingeniería GIB, EAFIT–CES, Medellín–Colombia.

de gran calidad anatómica y dimensional, utilizando tecnología disponible en Colombia. Además, se simuló con éxito el procedimiento quirúrgico para la instalación de cuatro implantes utilizando las herramientas que se usarían en la cirugía real. En general, la metodología implementada puede ser utilizada para la planificación quirúrgica y así evitar procedimientos de ensayo y error que puedan poner en riesgo la salud del paciente. También como herramienta de comunicación para explicarle al paciente los procedimientos quirúrgicos a que será sometido. Además, puede ser usado con fines docentes para el entrenamiento de estudiantes, haciendo más efectivos los procesos de aprendizaje en el ámbito clínico que a su vez traería como consecuencia mejores resultados para los pacientes.

Palabras claves: prototipaje rápido, estructura craneofacial, imágenes biomédicas, nube de puntos, reconstrucción 3D, prótesis fija implantosoportada.

Abstract

This article presents a description of Rapid Prototyping (RP) technology applied to medicine, especially to craniofacial problems, which can produce solid 3D models by adding material. At the same time, describes a specific application from the simulation surgery to insert four screws, which are the basis of a fixed prosthesis supported by implants. The surgical procedure simulation, started with obtaining the mandibular geometry from biomedical image processing of computerized axial tomography (TAC) of an adult woman, totally edentulous. This process was carried out using GIB_Points_3D software, developed in this work, with which a 3D cloud point of jaw was obtained, and subsequently exported to ProEngineer Wildfire 3.0. From here, a STL file compatible with most RP machines was created. The technology used for 3D printing, was Fused Deposition Modeling (FDM). A 3D plastic model of jaw, with anatomical and dimensional high quality, using technology available in Colombia was obtained. In addition, it successfully simulated surgical procedure for the installation of four implants using the tools to be used in real surgery. In general, the implemented methodology can be used for surgical planning procedures and thus avoid trial and error test, that might put the patient's health at risk. Also as a communication tool to explain to the patient surgical procedures to be submitted. In addition, it can be used for educational purposes, for training students, making more effective learning processes in the clinical field, which in turn would result in better outcomes for patients.

Key words: rapid prototyping, craniofacial structures, biomedical images, cloud points, 3D reconstruction, fixed prosthesis, implant supported.

1 Introducción

El RP es un nombre genérico dado a una gama de tecnologías que se pueden utilizar para fabricar objetos físicos por adición de material provenientes de datos *Computer Assisted Design* (CAD) [1]. El RP permite el diseño y manufactura de modelos 3D sin importar la complejidad geométrica, tradicionalmente esta tecnología ha sido utilizada por los ingenieros como una herramienta de visualización física que generalmente no ofrece ningún tipo de duda, evitando interpretaciones erróneas. También para la realización de pruebas funcionales que en muchos casos estimulan la generación de mejoras en el diseño y los procesos de producción. A diferencia de las tecnologías de manufactura tradicionales que remueven material para obtener el modelo final, el RP es un proceso que se realiza por adición de material. El modelo es constituido por la sumatoria de un conjunto de capas en el plano $x - y$ que generan progresivamente el prototipo sólido en dirección del eje z .

El RP, aplicado a la medicina [2], tiene como objetivo obtener de manera rápida modelos físicos 3D aproximados de la anatomía humana [3, 4], los cuales se obtienen a partir del procesamiento de imágenes médicas como TAC, Resonancia Magnética, ultrasonido y angiografía, entre las más comunes. El RP ha sido utilizado en diversas especialidades médicas que incluyen cirugía maxilofacial [5, 6], implantología [7], neurocirugía [8], ortopedia [9, 10], y cardiología [11]. A nivel quirúrgico ha sido aplicado en la planeación preoperatoria como herramienta de orientación y comunicación para explicarle a un paciente determinado el procedimiento quirúrgico de forma precisa. Adicionalmente ha sido utilizado para la producción de prótesis personalizadas [12, 13] y la preparación de plantillas de resección a la medida.

En el área craneofacial las mayores aplicaciones se presentan en la reproducción de anomalías dentofaciales [14], la fabricación de prótesis dentales parciales [15] y en la creación de guías quirúrgicas para la realización de osteotomías mandibulares [16, 17]. También en el diseño de guías para fresado que mejoran la eficiencia y confiabilidad del proceso de implantes dentales [18]. En muchos casos la aplicación de esta técnica ha mejorado la calidad del diagnóstico, aumentando la seguridad de la cirugía y disminuyendo el tiempo de la misma.

La creación de modelos 3D de estructuras anatómicas, requiere el procesamiento de imágenes biomédicas para extraer las regiones de interés, ya

sean tejidos duros o blandos. A partir de ahí se realiza un proceso de modelación geométrica en un software CAD, cuyo resultado final es la generación de un archivo en formato STL¹ [19], el cual contiene la información geométrica de la estructura anatómica. El RP cuenta al menos con seis tecnologías de fabricación diferentes [1], sin embargo las más utilizadas para la generación de prototipos médicos son la Estereolitografía (SL) y la deposición por hilo fundido, conocida también por sus siglas como FDM.

La estereolitografía representa el método más popular de RP [20]; esta tecnología requiere de un monómero líquido fotosensible del cual se forma un polímero que solidifica cuando es expuesta a la luz ultravioleta (UV). Una vez se transfiere el STL a la máquina de RP para iniciar el proceso de fabricación, ésta procesa la información geométrica y la convierte en un conjunto secuencial de capas, cuya superficie es de resina fotosensible. Al exponer cada capa a la luz UV, esta se endurece y la máquina procede a colocar la capa siguiente. Este proceso se repite secuencialmente hasta obtener la totalidad de la pieza. El material utilizado en estereolitografía generalmente es translúcido, quebradizo y sensible a la humedad [3].

La deposición por hilo fundido FDM [21] funciona bajo el mismo principio de la SL, ya que en las dos tecnologías se construye el modelo 3D capa por capa, las principales diferencias se presentan en el tipo de material utilizado y la forma de depositarlo. En el proceso FDM se utiliza un filamento de un polímero termoplástico denominado Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS); este material posee una mayor rigidez que los fotopolímeros utilizados en SL, una mejor estabilidad dimensional y resistencia a la humedad. El FDM utiliza una boquilla que extruye un hilo de ABS sobre el plano $x - y$, a una temperatura por debajo, pero cercana a su punto de fusión, el hilo solidifica rápidamente sobre la capa precedente y la boquilla o inyector se levanta para construir la capa siguiente hasta completar el modelo. Tanto en SL como en FDM, debido a que la resina se encuentra inicialmente en estado líquido y que algunas capas sobresalen considerablemente sobre las capas subsecuentes, es necesario generar, además de la geometría principal, una estructura que permita el soporte de la pieza mientras se genera; de no hacerlo, las estructuras o capas que se encuentran en voladizo, caerían al no ser autosoportadas. Estas

¹El STL es un tipo de archivo estándar para las máquinas de RP que contiene la información geométrica 3D de la estructura anatómica que se desea fabricar

estructuras de soporte son retiradas después de que el modelo solidifique en su totalidad. Estudios recientes reportan una tecnología RP conocida como *Electron Beam Meeting* (EBM), con la cual es posible obtener modelos 3D directamente en aleaciones de Titanio biocompatible, haciendo posible el diseño de prótesis personalizadas que pueden ser implantadas directamente en un paciente [22].

Como aplicación de la tecnología de RP, se simuló la rehabilitación oral de un paciente totalmente edéntulo a partir de una prótesis parcial fija soportada por implantes. Tradicionalmente estos pacientes han sido rehabilitados con prótesis totales convencionales, en las cuales se presentan dificultades frecuentemente con la retención y estabilidad de las prótesis inferiores debido a sus características anatómicas. Para contrarrestar estos problemas y mejorar las condiciones de los pacientes, se desarrollaron los implantes dentales hace más de dos décadas [23]. Una de las alternativas protésicas para este tipo de pacientes es la prótesis parcial fija soportada por implantes ubicados en la zona anterior de la mandíbula. Para este tipo de restauración hay varios factores a tener en cuenta como las dimensiones, número y ubicación de los implantes. Estos, junto con el diseño protésico, las propiedades de los materiales y las características morfofisiológicas de los pacientes determinan el comportamiento biomecánico y por consiguiente la supervivencia de la restauración; figura 1

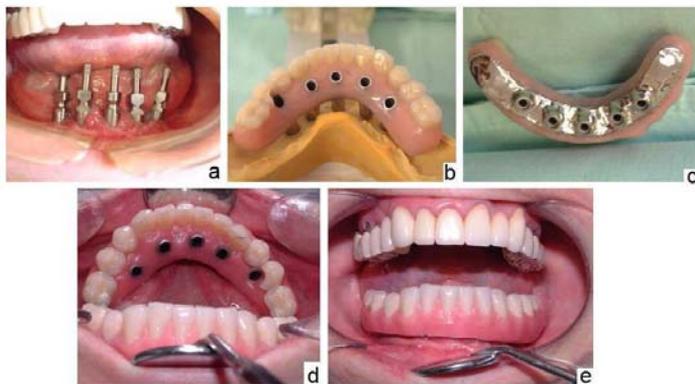


Figura 1: (a) tornillos de impresión en boca, (b) estructura insertada en el modelo de trabajo, (c) prótesis híbrida (metal /acrílico) terminada, (d) ensamble de la prótesis híbrida en boca (prueba), (e) restauración final

Finalmente, el propósito de este artículo fue realizar una breve descripción de la tecnología de RP aplicada a la medicina, específicamente en el área craneofacial, y a su vez desarrollar una aplicación en el área de prótesis utilizando tecnología disponible en Colombia. A nivel nacional no se reportan aplicaciones de este tipo en la literatura científica. A nivel latinoamericano sólo se reportan dos estudios realizados en Brasil [24, 25]. Por lo tanto se considera pertinente acercar este tipo de tecnología y sus aplicaciones médicas a la comunidad científica nacional y latinoamericana.

2 Métodos

Para realizar el RP de una mandíbula humana, se utilizó un estudio de 84 imágenes transversales de TAC, tomado con un scanner (Siemens Volumen Zoom Multi-Slice CT System, Siemens A G, Germany), con distancia de 1 mm entre cada sección. El estudio se realizó sobre una mujer de 80 años, totalmente edéntula, que presentaba reabsorción ósea mandibular. Las imágenes almacenadas en formato *Digital Imaging Standard for Medical Images* (DICOM) fueron procesadas mediante la implementación de un software denominado GIB_Points_3D [26]. El software cuenta con herramientas de segmentación 2D, filtrado y detección de bordes, que permitieron obtener la nube de puntos 3D de la estructura de interés para ser exportada en un formato de texto convencional a un software CAD/CAM/CAE, en este caso ProEngineer Wildfire 3.0 (Parametric Technology Corporation, USA), ver figura 2.

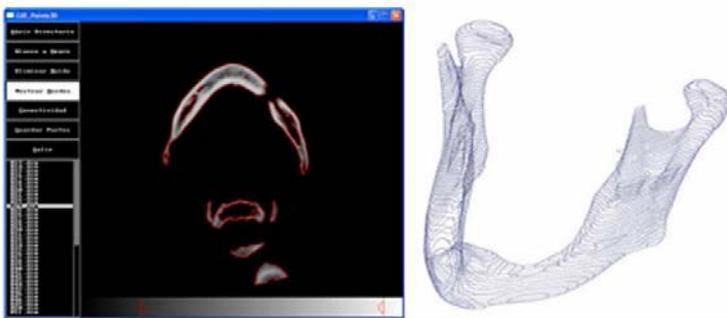


Figura 2: procesamiento de imágenes y generación de nube de puntos

Para la generación del modelo 3D en formato STL, se utilizó el módulo ProEngineer® Reverse Engineering, que permite hacer reconstrucciones 3D a partir de nubes de puntos. El primer paso fue exportar el archivo con la nube de puntos, posteriormente se generó un modelo triangulado de la geometría mandibular y como último paso, se guardó el modelo geométrico en formato STL. El RP de mandíbula se fabricó en el laboratorio de Máquinas y Herramientas de la Universidad EAFIT de Medellín, en una máquina Stratasys® (Minnesota, USA), que utiliza tecnología FDM.

El procedimiento efectuado para la instalación de los implantes se realizó siguiendo el protocolo quirúrgico recomendado por la casa comercial de implantes Lifecore Biomedical®, Inc (Minnesota, USA); los procedimientos pre-clínicos fueron realizados por un odontólogo especialista en implantología. Teniendo como base el prototipo, se evaluó el espacio disponible para la instalación de los implantes y se decidió seleccionar cuatro implantes lisos de 4,0 mm de diámetro y 10 mm de longitud (ver figura 3).

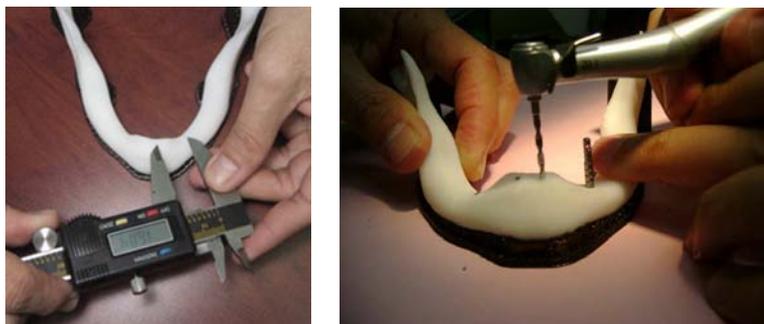


Figura 3: preparación intraósea

El primer paso fue la preparación intraósea, la cual comenzó creando una perforación con una fresa en forma de lanza hasta la profundidad deseada del implante (10 mm) en la zona del primer premolar inferior izquierdo. Después se elaboró la preparación inicial para el implante del incisivo central izquierdo, corroborando por medio de un probador, el paralelismo entre la primera y la segunda perforación. Posteriormente se utilizaron las fresas de inicio, intermedia y final, con las cuales se fue aumentando el diámetro de las preparaciones intraóseas hasta llegar a la amplitud previamente determinada de 4,0 mm. El

siguiente paso fue la utilización de una herramienta conocida como tarraja, cuya función fue elaborar la rosca dentro del hueso (prototipo), la rosca fue fabricada teniendo en cuenta el diámetro del implante seleccionado.

Finalmente el implante fue roscado dentro del prototipo, aplicando un torque de 50 N a baja velocidad. Para este paso se utilizó un motor quirúrgico eléctrico con pieza de mano de relación 20 : 1; los tornillos fueron insertados a una velocidad de 50 rpm (figura 4). Este procedimiento se repitió para los dos implantes del lado derecho en las mismas zonas mandibulares (tabla 1).

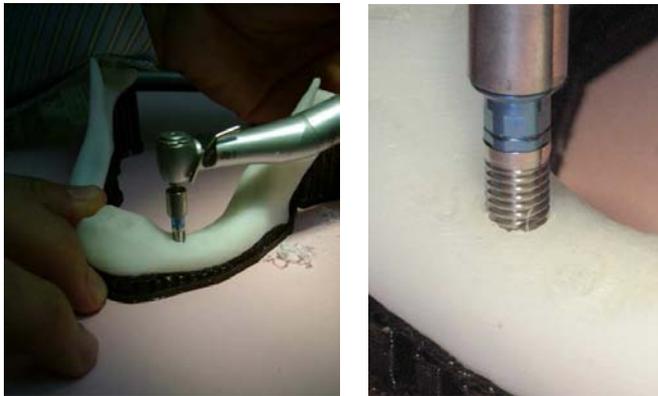


Figura 4: generación de la rosca e inserción del implante

Se realizó un procedimiento de laboratorio para la fabricación de la supraestructura en un metal no noble para colado, compuesto por una aleación de níquel-cromo [27], dicho procedimiento se llevo a cabo directamente sobre los implantes insertados en el prototipo. La supraestructura es una barra que se asemeja a la forma del arco dental, la cual sirve de soporte a los dientes y encía de acrílico que simulan y reemplazan a los tejidos dentales y de encía perdidos por el paciente, su diseño juega un papel importante en el éxito y la longevidad de la restauración.

3 Resultados

Se logró simular con éxito el procedimiento quirúrgico necesario para la instalación de cuatro implantes de titanio que soportan una prótesis fija [28], el

Tabla 1: secuencia de herramientas utilizadas para la inserción de implantes

Orden	Tipo de Herramienta	Diámetro (mm)	Longitud (mm)	Catálogo número	Observación
1	Fresa quirúrgica (<i>Surgical Drill</i>)	1,6	15	L1100-16-15	Fresa de iniciación
2	Fresa quirúrgica (<i>Surgical Drill</i>)	2,0	10	L1101-20-10	Fresa de iniciación
3	Fresa piloto (Pilot Drills)	2,0-3,0	-----	L1300-20-30	Es una fresa utilizada para una transición suave y precisa entre fresas de diferentes diámetros, para este caso entre 2,0/3,0 mm
4	Fresa quirúrgica (<i>Surgical Drill</i>)	3,0	10	L1100-30-10	Fresa especialmente utilizada para implantes de 4,0 mm de diámetro
5	Fresa quirúrgica (<i>Surgical Drill</i>)	3,3	10	L1100-33-10	Fresa especialmente utilizada para implantes de 4,0 mm de diámetro
6	Fresa avellanadora (<i>Countersink Drill</i>)	-----	-----	L1401-38-01	-----
7	Fresa conformadora de roscas (<i>Surgical Taps</i>)	4,0	13	L1502-40-13	Es la fresa encargada de generar la rosca sobre el hueso (prototipo)
-----	Ratchet quirúrgico	-----	-----	L1702-01	Es utilizado para la operación manual de las fresas conformadoras de roscas y la inserción final del implante
-----	Probador de paralelismo (<i>Straight Parallel Pin</i>)	2,0-3,0	-----	L1805-20-00	Es usado como guía visual durante la cirugía para verificar el paralelismo de las perforaciones en donde se insertará el implante

cual fue realizado sobre un RP bajo la tecnología FDM de una mandíbula con reabsorción ósea mandibular, la cual es producida por la pérdida de dientes en las distintas zonas de la apófisis mandibular [23]. El software de procesamiento de imágenes médicas arrojó como resultado un archivo en formato de texto plano con la extensión pts compatible con el módulo ProEngineer® Reverse Engineering, que contiene la información (x, y, z) de la nube de puntos de una mandíbula humana. A partir de la nube de puntos se obtuvo un modelo

triangulado de la estructura craneofacial, el cual fue salvado en formato STL. El modelo final contó con un total de 69.408 triángulos que a su vez generó un archivo con un tamaño de 3,39 MB, ver figura 5.

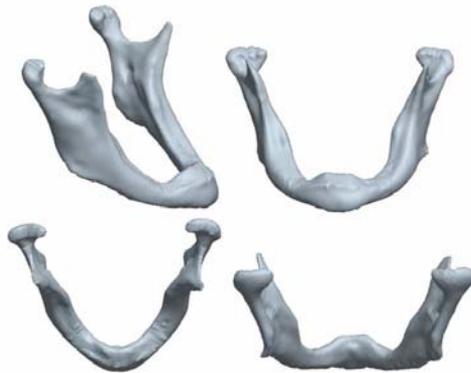


Figura 5: reconstrucción 3D

El prototipo tardó cuatro horas y 18 minutos en ser fabricado (figura 6).



Figura 6: prototipo fabricado

Como puede observarse en la figura 7, el prototipo pudo reproducir de manera satisfactoria y con gran nivel de detalle la anatomía mandibular de la paciente.



Figura 7: comparación entre el modelo virtual (izquierda) y el fabricado (derecha)

El proceso de simulación de la cirugía se realizó utilizando el instrumental necesario para efectuar una cirugía real. El material utilizado en la fabricación del prototipo ABS presentó un comportamiento adecuado en su interacción con el instrumental quirúrgico; resultó ser relativamente blando y no se calentó en exceso debido a la fricción con las diferentes herramientas de perforación utilizadas. Como consecuencia, los residuos resultantes de las perforaciones no se adhirieron a las fresas. En la figura 8 se aprecian los cuatro implantes instalados. El proceso de fabricación de la supraestructura para una prótesis híbrida a partir del prototipo ensambló correctamente sobre cada uno de los tornillos insertados, figura 9.

4 Discusión

Este artículo presenta una descripción general de la tecnología de RP aplicada a la medicina, haciendo énfasis especial en aplicaciones relacionadas con problemas craneofaciales. Además se presenta una aplicación de RP de una estructura craneofacial con tecnología disponible en Colombia. La aplicación de las técnicas de RP aplicadas a la medicina ha sido ampliamente desarrollada y utilizada a nivel internacional, principalmente en Estados Unidos y Euro-



Figura 8: prototipo con implantes



Figura 9: supraestructura

pa en donde ya se puede encontrar un sistema comercial para aplicaciones odontológicas desarrollado por la casa Cynovad.

A nivel latinoamericano son pocas las aplicaciones; sólo se reportan dos estudios en la literatura científica desarrollados en Brasil [24, 25]: el primero, reporta un caso de un paciente con Anquilosis de la articulación temporomandibular, el RP fue utilizado para la planeación de la cirugía; el segundo, es un caso en donde el RP es utilizado como herramienta en el diagnóstico y planeación del tratamiento de ortodoncia en un paciente con impactación del canino permanente en el maxilar superior.

A nivel nacional sólo se encontró el estudio realizado por Rodríguez C. et al, [29], para la fabricación de implantes craneales utilizando tecnología de Control Numérico Computarizado (CNC)². Aunque no utilizaron ninguna

²El CNC es una tecnología para la fabricación de piezas por remoción de material

de las técnicas de RP ya mencionadas, si obtuvieron los datos geométricos a partir del procesamiento de imágenes DICOM utilizando el software comercial Analyze (Lenexa, KS), como modelador CAD utilizaron Rhinoceros (Seattle, USA). Aunque en Colombia ya se encuentran disponibles alrededor de 10 máquinas de RP entre empresas y universidades, la mayoría de las aplicaciones poco tienen que ver con medicina o bioingeniería.

El procedimiento desarrollado puede ser realizado por cualquier odontólogo, estudiante de pre y postgrado para predeterminar cómo y en qué sitio del maxilar será la ubicación de los implantes, así como para determinar el calibre y longitud de los mismos. También resulta una herramienta de comunicación importante para exponerle al paciente los procedimientos quirúrgicos a los que será sometido. En el ámbito docente es una herramienta que podría usarse a cualquier nivel (preclínica y clínica), por lo tanto resulta de gran utilidad en el ámbito clínico odontológico de la rehabilitación oral y en otras ramas de la medicina, tal y como se corrobora en la revisión bibliográfica. El presente trabajo coincide con otros estudios en donde expresan que su utilización disminuye el tiempo del proceso quirúrgico y proporciona al paciente menores probabilidades de infecciones y complicaciones clínicas [30]. Además incrementa la precisión en el proceso de implantación [31, 32] debido a la programación personalizada del proceso quirúrgico [18, 33].

En el pasado, este tipo de aplicaciones sólo podían realizarse utilizando sistemas extranjeros con extracostos para el paciente y para el odontólogo. Hoy en día con la disponibilidad en Colombia de diferentes máquinas de RP y software CAD/CAM/CAE, es posible utilizar la tecnología con el propósito de hacer más efectivos los procesos de aprendizaje en el ámbito clínico que a su vez traería como consecuencia mejores resultados para los pacientes.

Agradecimientos

Los autores agradecen al doctor Fernan Diego López, especialista en implantología, y al ingeniero Jhon Edgar Congote. También al laboratorio de Máquinas y herramientas de la Universidad EAFIT y al Instituto colombiano para el desarrollo de la ciencia y la tecnología Colciencias.

Referencias

- [1] D. T. Pham and R. S. Gault. *A comparison of rapid prototyping technologies*. International Journal of Machine Tools and Manufacture, ISSN 0890–6955, **38**(10–11), 1257–1287 (1998). Referenciado en 29, 30
- [2] P. A. Webb. *A review of rapid prototyping (RP) techniques in the medical and biomedical sector*. Journal of Medical Engineering & Technology, ISSN 0309–1902, **24**(4), 149–153 (2000). Referenciado en 29
- [3] R. Petzold, H. F. Zeilhofer and W. A. Kalender. *Rapid prototyping technology in medicine—basics and applications*. Computerized Medical Imaging and Graphics, ISSN 0895–6111, **23**(5), 277–284 (1999). Referenciado en 29, 30
- [4] John Winder and Richard Bibb. *Medical Rapid Prototyping Technologies: State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, ISSN 0278-2391. Referenciado en **63**(7), 1006–1015 (2005). 29
- [5] P. S. D’Urso, T. M. Barker, L. J. Earwaker, L. J. Bruce, R. L. Atkinson, M. W. Lanigan, J. F. Arvier and D. J. Effeney. *Stereolithographic biomodelling in cranio–maxillofacial surgery: a prospective trial*. Journal of Cranio Maxillofacial Surgery, ISSN 1010–5182, **27**(1), 30–37 (1999). Referenciado en 29
- [6] Gerhard Undt, Klaus Wild, Gerd Reuther and Rolf Ewers. *MRI–based stereolithographic models of the temporomandibular joint: technical innovation*. Journal of Cranio–Maxillofacial Surgery, ISSN 1010–5182, **28**(5), 258–263 (2000). Referenciado en 29
- [7] S. M. Heckmann, M.G. Wichmann, W. Winter, M. Meyer and H-P. Weber. *Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture–bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model*. Clinical Oral Implants Research, ISSN 0905–7161, **12**(6) 617–623 (2001). Referenciado en 29
- [8] Stephan G. Wetzel, Makoto Ohta, Akira Handa, Jean Marc Auer, Pedro Lylyk, Karl Olof Lovblad, Drazenko Babic and D. A. Rufenacht. *From patient to model: Stereolithographic modeling of the cerebral vasculature based on rotational angiography*. American journal of neuroradiology, ISSN 0195–6108, **26**(6), 1425–1427 (2005). Referenciado en 29
- [9] R. J. Minns, R. Bibb, R. Banks and R. A Sutton. *The use of a reconstructed three-dimensional solid model from CT to aid surgical management of a total knee arthroplasty: a case study*. Medical Engineering & Physics, ISSN 1350–4533, **25**, 523 (2003). Referenciado en 29

- [10] Zheng Shuxian, Zhao Wanhua and Lu Bingheng. *3D reconstruction of the structure of a residual limb for customising the design of a prosthetic socket*. Medical engineering & physics, ISSN 1350-4533, **27**(1), 67-74 (2005). Referenciado en 29
- [11] Thomas M.Binder, Deddo Moertl, Gerald Mundigler, Gerhard Rehak, Manfred Franke, Georg Delle Karth, Werner Mohl, Helmut Baumgartner and Gerald Maurer. *Stereolithographic biomodeling to create tangible hard copies of cardiac structures from echocardiographic data: In vitro and in vivo validation*. Journal of the American College of Cardiology, ISSN 0735-1097, **35**(1), 230-237 (2000). Referenciado en 29
- [12] Banchong Mahaisavariya, Kriskrai Sitthiseripratip, Philip Oris and Trongtum Tongdee. *Rapid Prototyping model for surgical planning of corrective osteotomy for cubitus varus: Report of two cases*. Injury Extra, ISSN 1572-3461, **37**(5), 176-180 (2006). Referenciado en 29
- [13] K. Subburaj, C. Nair, S. Rajesh, S. M. Meshram and B. Ravi. *Rapid development of auricular prosthesis using CAD and rapid prototyping technologies*. International journal of oral and maxillofacial surgery, ISSN 0901-5027, **36**(10), 938-943 (2007). Referenciado en 29
- [14] H. F. Sailer, P. E. Haers, C. P. E. Zollikofer, T. Warnke, F. R. Carls and P. Stucki. *The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections*. International journal of oral and maxillofacial surgery, ISSN 0901-5027, **27**(5), 327-333 (1998). Referenciado en 29
- [15] M. Wu, J. Tinschert, M. Augthun, I. Wagner, J. Schadlich-Stubenrauch, P. R. Sahm and H. Spiekermann. *Application of laser measuring, numerical simulation and rapid prototyping to titanium dental castings*. Dental Materials, ISSN 0109-5641, **17**(2), 102-108 (2001). Referenciado en 29
- [16] D. P. Sarment, P. Sukovic and N. Clinthorne. *Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide*. The International journal of oral & maxillofacial implants, ISSN 0882-2786, **18**(4), 571-577 (2003). Referenciado en 29
- [17] H. Anderl, D. Zur Nedden, W. Mühlbauer, K. Twerdy, E. Zanon, K. Wicke and R. Knapp. *Guided stereolithography as a new tool in craniofacial surgery*. British Journal of Plastic Surgery, ISSN 0007-1226, **47**(1), 60-64 (1994). Referenciado en 29
- [18] Scott D. Ganz. *Presurgical planning with CT-derived fabrication of surgical guides*. Journal of oral and maxillofacial surgery, ISSN 0278-2391, **63**(9), 59-71 (2005). Referenciado en 29, 39

- [19] M. Szilvási–Nagy and G. Mátyási. *Analysis of STL files*. Mathematical and Computer Modelling, ISSN 0895–7177, **38**(7–9), 945–960 (2003). Referenciado en 30
- [20] D. M. Erickson, D. Chance, S. Schmitt and J. Mathts. *An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models*. Journal of oral and maxillofacial surgery, ISSN 0278–2391, **57**(9), 1040–1043 (1999). Referenciado en 30
- [21] B. C. Tellis, J. A. Szivek, C. L. Bliss, D. S. Margolis, R. K. Vaidyanathan and P. Calvert. *Trabecular scaffolds created using micro CT guided fused deposition modeling*. Materials Science & Engineering, ISSN 0921–5107, **28**(1), 171–178 (2007). Referenciado en 30
- [22] Ola L. A. Harrysson, Omer Cansizoglu, Denis J.. Marcellin–Little, Denis R. Cormier and Harvey A. West. *Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology*. Materials Science & Engineering C, ISSN 0928–4931, **28**(3), 1, 366–373 (2008). Referenciado en 31
- [23] R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler and P. I. Branemark. *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. International journal of oral surgery, ISSN 0300–9785, **10**(6), 387–416 (1981). Referenciado en 31, 35
- [24] Jorge Faber, Patricia Medeiros Berto and Marcelo Quaresma. *Rapid prototyping as a tool for diagnosis and treatment planning for maxillary canine impaction*. American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics, ISSN 0889–5406, **129**(4), 583–589 (2006). Referenciado en 32, 38
- [25] Everton Luis Santos da Rosa, César Fernando Oleskovicz and Bruno Nogueira Aragão. *Rapid Prototyping in Maxillofacial Surgery and Traumatology: Case Report*. Brazilian Dental Journal, ISSN 0103–6440, **15**(3), 243–247 (2004). Referenciado en 32, 38
- [26] Juan Felipe Isaza y Santiago Correa. Metodología para la reconstrucción 3D de estructuras craneofaciales y su utilización en el método de elementos finitos. Ingeniería y Ciencia, ISSN 1794–9165, **4**(7), 129–149 (2008). Referenciado en 32
- [27] Kenneth J. Anusavice. *Phillips La ciencia de Los materiales dentales*, ISBN 8481747467, 11 edición. Elsevier España, 2004. Referenciado en 34
- [28] E. D. Mallat y E. C. Mallat. *Prótesis parcial removible y sobredentaduras*, ISBN 8481746576, 3 edición. ElSevier España, 373–422 (2004). Referenciado en 34

- [29] Carlos Rodríguez, Iván López, Alejandro Sierra y Jairo Maya. *Metodología para la Manufactura de implantes craneales a partir de imágenes DICOM y tecnologías CAD/CAM/CNC*. Ingeniería y Ciencia, ISSN 1794–9165, **1**(2), 53–66 (2005). Referenciado en 38
- [30] F. Valente, G. Schirolli and A. Sbrenna. *Accuracy and clinical outcomes of computer aided oral implant surgery: A preliminary study on 25 patients*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, ISSN 1861–6410, **2**(1), S415–S417 (2007). Referenciado en 39
- [31] S. Sekou, Li. Dichen, L. Bingheng, L. Yanpu, G. Zhenyu and L. Yaxiong. *Design and fabrication of custom mandible titanium tray based on rapid prototyping*. Medical Engineering & Physics, ISSN 1350–4533, **26**(8), 671–676 (2004). Referenciado en 39
- [32] G. A. Di Giacomo, P. R. Cury, N. S. De Araujo, W. R. Sendyk and C. L. Sendyk. *Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: Preliminary results*. Journal of Periodontology, ISSN 0022–3492, **76**(4), 503–507 (2005). Referenciado en 39
- [33] S. Hun Kim, Y. Suk Choi, E. Hwan Hwang, Kook Y. A. Kook, Y. Ah Kook and G. Nelson. *Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography*. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, ISSN 0889–5406, **131**(4), S82–S89 (2007). Referenciado en 39