

## Construcción digital de epítesis implantosoportadas con componentes de retención integrados

Estudio piloto

**Dominic Eggbeer, Richard Bibb y Peter Evans**

Este artículo pretende formular especificaciones para las técnicas utilizadas en la construcción digital de epítesis complejas de tejido blando (epítesis). Tras una clasificación de las técnicas descritas hasta ahora, se escogieron técnicas adecuadas y ya disponibles, y se estudiaron en un estudio piloto. En este estudio se incluyeron y se trataron los datos para la construcción y fabricación de una prótesis auditiva anclada en el hueso, incluidos sus componentes de retención, utilizando diversas técnicas: escaneo óptico de superficies, tomografía axial computarizada, técnicas CAD y prototipado rápido (Rapid Prototyping, RP). Se valoró la eficiencia de las diferentes técnicas, y los resultados se utilizaron para definir otros casos de estudios y para contribuir en el desarrollo de especificaciones

### [Resumen]

El presente artículo pretende formular especificaciones para las técnicas utilizadas en la construcción digital de epítesis complejas de tejido blando (epítesis). Para ello, en el marco de un estudio piloto se escogieron varias técnicas digitales y se compararon mediante la construcción y fabricación de una prótesis auditiva anclada en el hueso, incluidos sus componentes de retención, con el fin de valorar la eficiencia de las distintas técnicas. Los resultados se utilizaron para definir otros casos de estudios y para contribuir en el desarrollo de especificaciones de técnicas futuras.

### Palabras clave

Estudio piloto. Epítesis. Prótesis auditiva. Componentes de retención. Escaneo óptico. Tomografía axial computarizada. Técnicas CAD. Prototipado rápido (Rapid Prototyping, RP).

(Quintessence Zahntech. 2007;33(4):488-97)

### Introducción

de técnicas futuras. El estudio demostró que con las técnicas digitales se pueden construir epítesis implantosoportadas e implantoasistidas, pero, hasta que la técnica no es clínicamente operativa, hay que superar una serie de barreras. Asimismo, el estudio demostró que es necesario que en una especificación concreta se establezca un catálogo de requisitos relativos a resolución, precisión, materiales y conformación en el que se puedan medir las nuevas técnicas. Existe la necesidad de una especificación mediante la cual pueda comprobarse la idoneidad de las técnicas digitales para el uso en prótesis faciales de tejido blando. Esta especificación se desarrollará sobre la base de otros datos de estudios de investigación.

## Fundamentos

Las técnicas CAD/CAM y los aparatos para la fabricación rápida de prototipos (prototipado rápido, RP) se utilizan ya desde hace muchos años en la cirugía maxilofacial para elaborar modelos físicos de la anatomía del paciente<sup>1,2,10,13</sup>. En vista de los avances técnicos conseguidos, el interés por esta técnica ha aumentado en los últimos tiempos y existen rudimentos de su utilización en las prótesis faciales de tejido blando<sup>3-5,7-9,17,19,21-23</sup> (epítesis). Sólo hay un estudio en el que se comparan directamente los procedimientos de trabajo digitales y convencionales<sup>19</sup>. Los demás estudios se centran principalmente en el uso de dispositivos auxiliares que más bien tienen aplicación en la técnica de la construcción general y en el diseño de productos, en el campo de la construcción y fabricación de prótesis. Como obstáculo se ha demostrado la falta de posibilidades técnicas especiales para el registro, el procesamiento y la reproducción de formas anatómicas. De momento, disponemos de programas CAD/CAM como FreeForm (SensAble Technologies, Woburn, Massachusetts, EE.UU.), que siguen un método más intuitivo para elaborar formas anatómicas, aunque la mayoría de los estudios clínicos publicados hasta la fecha eran relativamente sencillos y no se ocupaban de construcciones con montantes para epítesis implantosoportadas. A continuación, se afrontarán varias preguntas en torno a la técnica de construcción digital, se indicarán posibles soluciones y se expondrán sus límites.

## Propiedades y límites de los procedimientos convencionales

El diseño y la construcción de prótesis no han cambiado mucho en los últimos 40 años y están descritos con todo lujo de detalles en libros de texto<sup>14,20</sup> y otras publicaciones<sup>15,18</sup>. Por definición, las prótesis son dispositivos auxiliares individuales y especiales elaborados para un paciente, cuya fabricación precisa costosos pasos de trabajo manual. En total, la fabricación de una prótesis suele durar de 2 a 4 días y para el paciente está vinculada a tiempos de espera considerables, y para el protésico dental –que confía en que su trabajo de diseño se lleve a cabo en presencia del paciente–, a una intensa carga de trabajo. Además, se tarda años en adquirir la habilidad de fabricar una prótesis de apariencia natural, ya que la calidad del resultado depende en gran medida de la experiencia del protésico. No obstante, hasta ahora las técnicas de fabricación convencionales se han adaptado perfectamente a los requisitos de la fabricación individual. Tal como han demostrado varios estudios, las nuevas técnicas deberían tener en cuenta esto<sup>8,9,19</sup>.

## Técnicas actuales muy desarrolladas

Una clasificación de las publicaciones emitidas hasta la fecha y de las posibilidades técnicas disponibles actualmente muestra que para el propósito contemplado entran en consideración varios procedimientos técnicos:

- Lectura de las superficies sin contacto para digitalizar la topografía cutánea. Ejemplos: luz blanca, láser, fotogrametría.
- Software CAD. Ejemplos: FreeForm, Magics (Materialise, Leuven, Bélgica), Rhinoceros (Robert McNeel & Associates, Barcelona, España).
- Fabricación de componentes mediante prototipado rápido. Ejemplos: procedimiento de impresión en cera ThermoJet 3D (3D-Systems, Darmstadt, Alemania), proceso de fundido selectivo por láser (SLM), estereolitografía (3D-Systems) y procedimiento Perfactory (Envision-Tec, Marl, Alemania).
- Fabricación de componentes para montantes con control numérico por ordenador (CNC).

Existen informes del uso de todas estas técnicas para la construcción y fabricación de dispositivos auxiliares individuales para el paciente<sup>3-5,7-9,17,19,21,22</sup>.

En la bibliografía se presentan también los límites y posibles problemas relativos a las técnicas actualmente disponibles que deben tenerse en cuenta en los distintos estadios del proceso de construcción.

Registro de la anatomía y de las posiciones de los pilares: en varias publicaciones se informó de que las técnicas de lectura sin contactos tenían limitaciones cuando se trataba de regiones con crecimiento capilar o de zonas rebajadas o si el paciente se movía<sup>3-5,17</sup>. Una resolución insuficiente de los datos y errores en forma de «ruido» podrían provocar igualmente que la técnica de escaneo se limitara a poder registrar correctamente cantos afilados, puntas y pequeñas superficies planas<sup>6</sup>. Esto hace que el registro de la topografía facial y el escaneo de las supraestructuras implantarias sean especialmente difíciles. Orientación y conformación de los componentes protésicos: el software CAD técnico típico trabaja con formas geométricas. Las herramientas de orientación con las que se pueden ordenar con precisión los componentes son habituales en el software CAD tradicional, si bien no son aptas para la orientación o incluso para la representación de formas anatómicas y, por supuesto, tampoco proporcionan el reconocimiento táctil al que está acostumbrado el protésico<sup>8,9</sup>. Los programas CAD, como FreeForm, permiten procesar formas anatómicas complejas y proporcionan el *feedback* táctil, aunque no disponen de herramientas de orientación y son menos aptos para representar formas geométricas. Por tanto, para la orientación de los componentes, puede ser necesario recurrir a otros programas auxiliares.

Fabricación de los componentes con un material adecuado: los requisitos de materiales para las éptesis son muy variados. Actualmente, con ninguna de las técnicas disponibles se pueden desarrollar las formas protésicas definitivas directamente a partir de los datos CAD con un material adecuado y que se ajuste cromáticamente, de modo que hay que conformarse con la fabricación de un modelo. La investigación ha demostrado que la fabricación del modelo con un material compatible con las técnicas de conformación tradicionales permite hacer ajustes durante la prueba en la boca del paciente<sup>8,9,19</sup>. Los componentes de retención deberían estar exentos de corrosión y no reaccionar entre sí, poder resistir suficientemente las fuerzas que surgen durante el procesamiento convencional, ser resistentes al desgaste en caso de uso frecuente, no deformarse con el uso diario y conseguir una retención suficiente para la prótesis.

Áreas problemáticas  
posibles

Especificaciones para determinadas técnicas: actualmente no existen especificaciones que definan los requisitos económicos y clínicos de las técnicas digitales para la fabricación de építesis y la productividad requerida. Si el desarrollo de estas técnicas va en una dirección que responde por completo a los requisitos del protésico y del sistema sanitario, deben elaborarse especificaciones concluyentes y definidas con precisión.

## Objetivo de la investigación

Tal como se explica en la introducción, es necesario investigar con detalle la aplicación de técnicas digitales para la fabricación de építesis implantosoportadas y desarrollar especificaciones en las que estas técnicas digitales se puedan medir. Por tanto, el trabajo de investigación de los autores tiene como meta comprobar en qué medida pueden las técnicas digitales actuales apoyar la construcción de una prótesis auditiva implantosoportada. Los resultados del trabajo de investigación deben contribuir al desarrollo de especificaciones para técnicas futuras.

## Métodos y materiales *Estudio 1: registro directo en el paciente*

El estudio se realizó mediante una prótesis auditiva implantosoportada en la que la retención se garantizaba con un montante y un tope desplazable. En una intervención en un tiempo se insertaron dos implantes de Brånemark (Nobel Biocare, Colonia, Alemania) de 4 mm de diámetro y dos supraestructuras implantarias de 3 mm. Después de una fase de introducción de seis semanas, se empezó con la fabricación de las construcciones protésicas. Para el babilónico registro de datos se utilizaron dos escáneres de láser para superficies de la marca Konica-Minolta Vivid 900i (Langenhagen, Alemania) con un objetivo de 14 mm. Los datos superficiales del paciente se representaron como una nube de puntos de gran densidad, lo cual mejoró el grado de detalle de la representación. Durante el proceso de escaneo, el paciente se sentó a 1.350 mm de los objetivos. Se registró una superficie de 445 333 mm, lo que suponía una densidad de punto de 0,69 mm<sup>2</sup>. La decisión de optar por esta técnica se declinó debido al registro relativamente rápido en estudios anteriores y a la elevada precisión<sup>11,12</sup>. Kau et al<sup>11,12</sup> demostraron que el tiempo nominal de registro debía ser de 0,6 s, si bien en la práctica era de unos 2,5 s por cámara y, después de cada escaneo, se insertaba una breve pausa, de modo que el paciente debía permanecer absolutamente inmóvil durante 8 s. Los datos de las nubes de puntos de ambas cámaras se equilibraron con el programa Rapidform (INUS Technology, Eschborn, Alemania), se guardaron como archivo de estereolitografía (STL) y se importaron al programa FreeForm, donde se generó un modelo masivo con ayuda de la opción «Thickness». En este punto también se demostró que las supraestructuras implantarias no se habían registrado con buena resolución como es necesario para la construcción de los componentes de retención de la prótesis (fig. 1). No obstante, fue suficiente para determinar la posición de las supraestructuras implantarias, ya que al menos pudo determinarse la forma total de la prótesis. Los datos de la tomografía axial computerizada de la oreja sana se reflejaron en el lado que se iba a tratar con la prótesis y se relacionaron con los datos anatómicos existentes para poder formar con precisión la superficie de contacto de la prótesis por sustracción.

Sobre esta técnica ya se informó en otro lugar en relación con prótesis auditivas y oculares<sup>2-5,7-10,17,19,21-23</sup>.

El modelo de la prótesis se fabricó directamente sobre la base de los datos CAD con el procedimiento Thermojet en cera. Este modelo de cera se ajustó manualmente a los

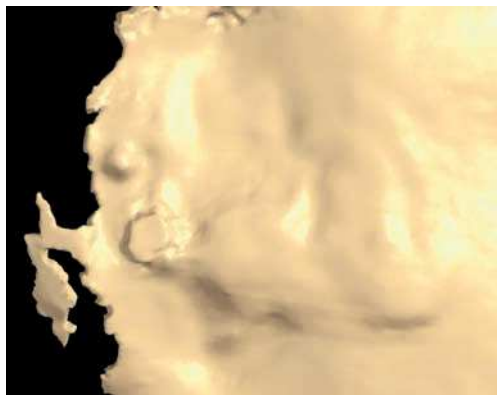


Fig. 1. Supraestructuras implantarias y tejido circundante tal como los registra el escáner Konica-Minolta.

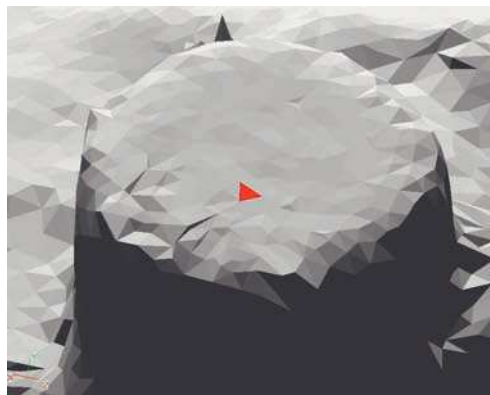


Fig. 2. Se eligió un triángulo sobre la funda de las supraestructuras implantarias; así, se muestra también la irregularidad de la superficie.

componentes de retención, fabricados mediante métodos convencionales. A continuación, igualmente mediante métodos convencionales, se fabricó una prótesis de silicona para el paciente a partir del modelo de cera.

El estudio 1 explicó los límites del escaneo sin contacto en el registro de la anatomía y de los detalles de los implantes, lo cual afectó a la resolución. Para registrar los detalles de los implantes se debe utilizar otro método con un escáner de alta resolución.

### *Resultados del estudio 1*

De forma análoga al procedimiento descrito por McKinstry<sup>14</sup>, se realizó una impresión y se fabricó un modelo maestro de cera dura. Las posiciones de las supraestructuras implantarias se transfirieron por medio de los análogos de los implantes. Con un escáner de luz blanca más preciso y de más resolución (Steinbichler Comet, Steinbichler Optotechnik, Neubeuern, Alemania) se digitalizó el modelo maestro. Sykes et al<sup>19</sup> han descrito un procedimiento similar. El escáner Comet registraba nueve puntos por mm<sup>2</sup> (3 mm en el plano x,y) y unos 140.000 puntos por escaneo. La región registrada por este aparato tiene 435 × 350 mm, por lo que el espacio de trabajo es de unos 450 mm. En las supraestructuras implantarias se atornillaron elementos de sujeción magnéticos (Technovent, Mannheim, Alemania) para obtener una superficie sencilla y plana, y el modelo se cubrió con un polvo fino blanco mate para reducir la reflexión. Se realizaron seis escaneos solapados cuyos datos se equilibraron con el programa Polyworks (Innov-Metric Software, Quebec, Canadá). Los datos de las nubes de puntos se pasaron al formato de archivo STL con el programa Spider (Alias/Wavefront, Grünwald, Alemania), después de lo cual se importaron los datos al programa Magics. Con ayuda de las herramientas de orientación, segmentación y corte de Magics se retiraron todas las fundas individuales y se obtuvo una superficie totalmente plana que representaba las supraestructuras implantarias. La figura 2 muestra las fundas de los pilares antes de retirarlas; se ha elegido un triángulo. Los datos se volvieron a guardar como archivo STL y se importaron al programa FreeForm. El perfil circular y las superficies planas de las supraestructuras implantarias eran mucho más claros, de modo que se pudo identificar la posición de las aberturas para los tornillos centrales (fig. 3).

### *Estudio 2: escaneo de un modelo de yeso*

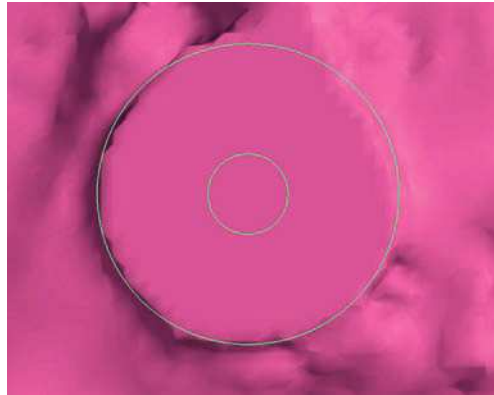


Fig. 3. Centro de las supraestructuras implantarias calculado en FreeForm.

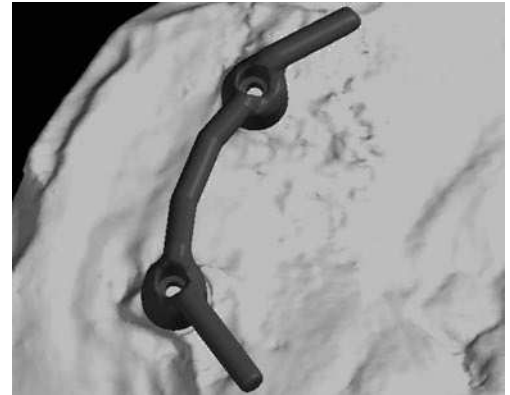


Fig. 4. Construcción con montante acabada en FreeForm.



Fig. 5. Reborde que se integrará posteriormente en FreeForm.

Construcción de los componentes: el perfil auditivo de los datos de la TAC se orientó manualmente en el modelo digital y sobre la base de los requisitos estéticos y la posición posible del montante retentivo. Con ayuda de FreeForm se construyeron representaciones digitales de los tornillos con las que se fijaron los montantes en las supraestructuras implantarias y cilindros, así como un montante arqueado que unía los dos cilindros. Con ayuda de «herramientas de alisamiento», los cilindros se «entrometieron» en el montante. Donde estaban posicionados los cilindros sobre las supraestructuras implantarias se realizaron cavidades semiesféricas y se previeron las pertinentes aberturas para los tornillos (fig. 4).

Se diseñaron topes desplazables para los montantes, se copiaron dos veces y se posicionaron sobre el montante. Fue necesario construir un reborde que posteriormente se integraría en la oreja de silicona y con cuya ayuda se pudieron integrar los topes en la prótesis y facilitar la colocación de la misma. Este reborde debía dejar suficiente espacio libre para la apertura y cierre de los topes y, al mismo tiempo, permitir un anclaje fijo en la silicona. El reborde fabricado finalmente tenía un grosor de 1,5 mm, cubrió los topes y el montante, y se unió con los topes en el vértice para que quedara suficiente espacio para la apertura y el cierre (fig. 5). El perfil de la prótesis real se modificó de manera que la prótesis pudiera acoger el reborde. La entalladura adecuada se calculó de forma digital mediante una operación de sustracción booleana (relación con la teoría de conjuntos, que calcula la sus-



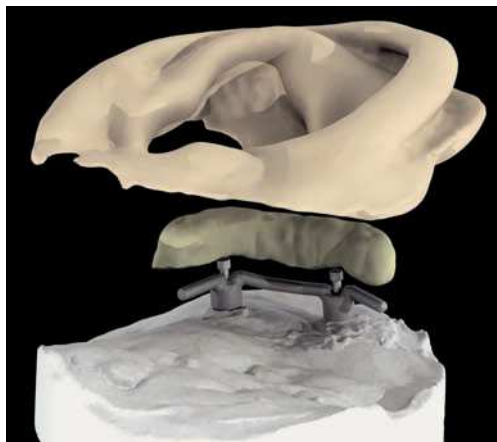


Fig. 6. Imagen generada por ordenador de los componentes en el entorno FreeForm.

tracción de objetos; en el entorno CAD y de visualización también se emplean operaciones booleanas para generar nuevas superficies o cuerpos con ayuda de las relaciones de asociación, diámetro y extracción a partir de dos superficies o cuerpos regulares; nota de la redacción). La figura 6 muestra una imagen generada por ordenador de los componentes en el entorno FreeForm. Los componentes se guardaron como archivos STL de alta resolución que luego pudieron utilizarse para la fabricación del prototipo.

Fabricación: a través del componente se añadieron capas de 0,05 mm de grosor de acero fino 316L con el procedimiento de fundido selectivo por láser (SLM). El SLM es una técnica relativamente nueva con cuya ayuda se pueden constituir piezas metálicas masivas en el proceso de estratificación directamente a partir de los datos CAD<sup>23</sup>. Una vez concluidas, se separaron las estructuras de soporte con un disco de diamante a gran velocidad. El componente se rectificó y pulió hasta que presentó una superficie claramente lisa.

El reborde se formó con un proceso de estereolitografía en capas de 0,1 mm de grosor de resina epoxídica DSM Somos 10110. La estereolitografía es un procedimiento de RP establecido con el que se pueden fabricar objetos extremadamente detallados en acrílico<sup>1,2,10,13</sup>. El modelo de cera para la prótesis se fabricó con el proceso de impresión en cera Thermojet 3D. La figura 7 muestra los objetos físicos.

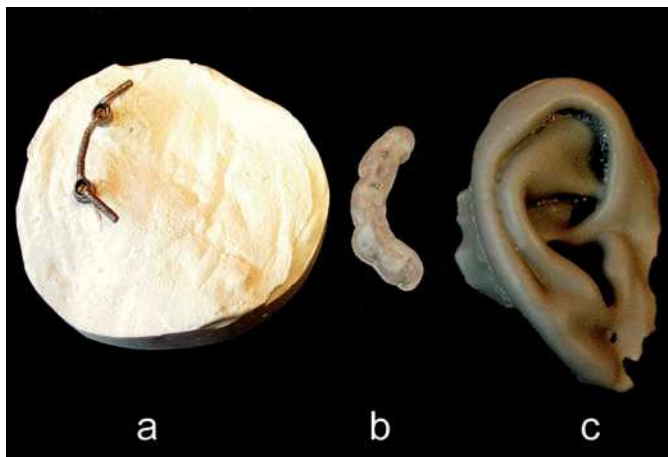


Fig. 7. Cada uno de los componentes: a) montante SLM, b) subestructura estereolitográfica, c) modelo Thermojet.



Fig. 8. Encaje del montante antes del acabado.

**Resultados del estudio 2** Los objetos acabados no se integraron en una prótesis definitiva, si bien su idoneidad pudo comprobarse por medio del modelo maestro de yeso dental. El montante se pudo atornillar a las supraestructuras implantarias, pero el asiento no era correcto (fig. 8). La superficie era bastante rugosa en comparación con los montantes de oro producidos de forma tradicional, aunque esto se debió probablemente a unos parámetros de trabajo que no eran óptimos y que seguramente pudieron mejorarse con otros experimentos. Con el rectificado y el pulido se consiguió un resultado aceptable, pero todavía quedaban algunas cavidades. El reborde y los topes se pudieron anclar sobre el montante, si bien con el uso reiterado aparecieron marcas de desgaste que mermaron la retención. En un tratamiento clínico, esto no sería aceptable. El encaje entre el modelo de cera Thermojet y el reborde era bueno; sin embargo, las pequeñas zonas rebajadas impidieron el encaje completo del reborde en la cavidad prevista para ello y fueron necesarios retoques mínimos. Debido a la fragilidad de la cera Thermojet, los bordes no pudieron hacerse más finos. Para mantener el grosor con el que los extremos de la prótesis se ajustan correctamente a la piel circundante, tuvieron que usarse técnicas de formación convencionales.

**Discusión** Las técnicas aquí presentadas han demostrado en este estudio que poseen potencial, pero también han demostrado varias limitaciones que no permiten de momento el uso clínico y comercial. Entre ellas se cuentan:

- La dificultad de conseguir directamente la satisfacción del paciente con una resolución suficiente para representar los detalles de las supraestructuras implantarias y superar las flaquezas del registro de datos.
- Limitaciones de los programas informáticos que hacen que la compensación, el procesamiento y la construcción de los componentes sean ineficientes.
- La posibilidad inexistente hasta la fecha de realizar componentes directamente con materiales cuyas propiedades mecánicas y estéticas cumplan los requisitos.
- La dificultad de predecir y controlar el comportamiento mecánico de los componentes contruidos por CAD.

Los distintos resultados durante el escaneo directo en el paciente con el escáner Konica-Minolta y Steinbichler Comet ilustran los límites actuales de la velocidad de lectura óptica. El escáner Konica-Minolta era suficientemente rápido como para permitir el escaneo directo en el paciente, pero la resolución no era suficiente para una representación detallada de las supraestructuras implantarias. En cambio, el escáner Steinbichler Comet estaba en posición de registrar las superficies retentivas, pero las alteraciones de los datos registrados hacían que las superficies planas ya en el programa CAD eran visiblemente irregulares y, además, los bordes afilados generalmente se habían redondeado (compárese la figura 2). Aparte de eso, también se podría advertir que el escaneo directo en el paciente es un proceso eficiente que elimina la necesidad de una impresión. El grado de eficiencia de la fase de construcción estaba muy limitado por la necesidad de trabajar con varios paquetes informáticos bastante distintos. En especial, la orientación de los componentes resultó difícil. A partir de los estudios realizados hasta la fecha, parece ser que no existe de momento una solución ideal que permita una orientación



precisa de los componentes así como un procesamiento de los datos para la formación de la prótesis. Cuando hay que tratar una región más amplia con una prótesis, este problema realmente se acentúa.

El montante tipo Dolder convencional con su retenedor de oro permite una retención ajustable de acuerdo con las necesidades clínicas del paciente. Los retenedores fabricados en este estudio funcionaban, pero sólo durante un tiempo limitado, y su fuerza retentiva en la fase de construcción no era predecible ni se podía modificar posteriormente. Asimismo, la elección del material para los retenedores y la construcción de fijación deben refinarse todavía para mejorar la estabilidad y la resistencia al desgaste. Las técnicas para la retención de una prótesis están establecidas, aunque de momento no se ha investigado mucho en qué región debe radicar clínicamente la fuerza de retención para cada paciente. Sólo si este valor se conoce, se puede formular una especificación mediante la cual se puedan comprobar los procedimientos digitales.

La corrosión galvánica entre el montante de acero fino SLM y las supraestructuras implantarias de titanio no debería suponer ningún problema (el índice anódico de los metales sólo se diferencia en 0,2 V), pero en caso necesario también se pueden fabricar componentes de otros muchos metales y aleaciones con SLM, por ejemplo con titanio puro.

Estos y otros estudios anteriores han demostrado que ya existen técnicas con las que se pueden construir y fabricar por completo prótesis faciales de tejido blando, si bien estas técnicas a menudo no son ideales para el objetivo contemplado. Sin falta deben realizarse más estudios para definir las especificaciones necesarias para las técnicas digitales e incluso para perfeccionar las técnicas antes de que puedan utilizarse clínicamente con éxito. Serían especialmente necesarios avances en los siguientes ámbitos:

### Conclusión

- Técnicas de escaneo que pueden aplicarse directamente al paciente, es decir, con una lectura completa en un tiempo inferior a 0,6 s y con una resolución de al menos 9 puntos por mm<sup>2</sup> (o superior) para que también puedan generarse con precisión formas con un diámetro de 4 mm. En el caso ideal, deberían poder registrar los detalles de los pilares sin que haya que desgastar las supraestructuras implantarias tras la estratificación o los detalles.
- Una solución informática estándar e intuitiva para las prótesis que ponga a disposición herramientas de orientación y construcción.
- Especificaciones para los requisitos de materiales y para el desarrollo de materiales y técnicas RP que cumplan esta especificación.

Los autores tienen intención de seguir buscando métodos adecuados con el fin de desarrollar especificaciones en las que puedan medirse las técnicas digitales.

Queremos dar las gracias a Frank Hartles, director del departamento de ilustraciones odontológicas del centro médico del Wales College of Medicine, Biology, Life and Health Sciences (Universidad de Cardiff) por brindarnos la posibilidad de usar el escáner Konica-Minolta.

### Agradecimientos

1. Barker TM, Earwaker WJ, Frost N, Wakeley G. Integration of 3-D medical imaging and rapid prototyping to create stereolithographic models. *Australas Phys Eng Sci Med* 1993;16(2):79-85.
2. Bibb R, Brown R. The application of computer-aided product development techniques in medical modelling. *Biomed Sci Instrum* 2000;36:319-324.

### Bibliografía

3. Bibb R, Freeman P, Brown R, Sugar A, Evans P, Bocca A. An investigation of three-dimensional scanning of human body surfaces and its use in the design and manufacture of prostheses. *Proc Inst Mech Eng* 2000;214:589-594.
4. Cheah CM, Chua CK, Tan KH, Teo CK. Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas. *Int J Prosthodont* 2003;16:435-441.
5. Cheah CM, Chua CK, Tan KH. Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 2: Development of molding techniques for casting prosthetic parts. *Int J Prosthodont* 2003;16:543-548.
6. Chen LC, Lin GCI. An integrated reserve engineering approach to reconstruction free-form surface. *Comput Integrated Manufacturing Syst* 1997;10:49-60.
7. Coward TJ, Watson RM, Wilkinson IC. Fabrication of an wax ear by rapid-process modelling using stereolithography. *Int J Prosthodont* 1999;12:20-27.
8. Eggbeer D, Bibb R, Evans P. The appropriate application of computer aided design and manufacture techniques in silicone facial prosthetics. In: Jacobson D, Rennie A, Bocking C (eds.). [Proceeding of the fifth national Conference on Rapid design, Prototyping and Manufacture, 28 May 2004.] Indianapolis: Wiley, 2004:45-52.
9. Evans P, Eggbeer D, Bibb R. Orbital prosthesis wax pattern production using computer aided design and rapid prototyping techniques. *J Maxillofac Prosthet Technol* 2004;7:11-15.
10. Hughes CW, Page K, Bibb R, Taylor J, Revington P. The custommade titanium orbital floor prosthesis in reconstruction for orbital floor fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2003;41:50-53.
11. Kau CH, Zhurov A, Scheer R, Bouwman S, Richmond S. The feasibility of measuring three-dimensional facial morphologie in children. *Orthod Craniofac Res* 2004;7:198-204.
12. Kau CH, Knox J, Richmond S. Validity and reliability of a portable 3D optical scanning device for field studies. [Proceeding of the Seventh European Craniofacial Congress, Bologna.] Bologna: Monduzzi Editore-International Proceeding Division, 2004.
13. Mankovich NJ, Cheeseman AM, Stoker NG. The display of 3-D anatomy with stereolithographic models. *J Digit Imaging* 1990;3:200-203.
14. McKinstry RL. *Fundamentals of Facial Prosthetics*. Arlington, VA: ABI Professional, 1995.
15. Postema N, van Waas MA, van Lokven J. Procedure for fabrication of an implant-supported auricular prosthesis. *J Invest Surg* 1994;7:305-320.
16. Realizer Selective Laser Melting: Manufacturer's Specifications. Lübeck: MCP HEK.
17. Reitemeier B, Notni G, Heinze M, Schöne C, Schmidt A, Fichtner D. Optical modeling of extraoral defects. *J Prosthet Dent* 2004;91:80-84.
18. Seals RR, Cortes AL, Parel S. Fabrication of facial prostheses by applying the osseointegration concept for retention. *J Prosthet Dent* 1989;61:712-716.
19. Sykes LM, Parrot AM, Owen CP, Snaddon DR. Application of rapid prototyping technologie in maxillofacial prosthetics. *Int J Prosthodont* 2004;17:454-459.
20. Thomas KF. *Prosthetic Rehabilitation*. Chicago: Quintessence, 1994.
21. Tsuji M, Noguchi N, Ihara K, Yamashita Y, Shikimori M, Goto M. Fabrication of a maxillofacial prosthesis using a computer-aided design and manufacturing system. *J Prosthodont* 2004;13:179-183.
22. Verdonck HWD, Poukens J, Overveld HV, Riediger D. Computer-assisted maxillofacial prosthodontics: A new treatment protocol. *Int J Prosthodont* 2003;16:326-328.
23. Wolfaardt J, Sugar A, Wilkes G. Advanced technology and the future of facial prosthetics in head and neck reconstruction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2003;32:121-123.

### Correspondencia

Dominic Eggbeer, Bsc (Hons).  
Wissenschaftlicher Forschungsassistent, National Centre for Product Design  
and Development Research, University of Wales Institute.  
Western Avenue, Cardiff, CF5 2YB, Reino Unido.  
Correo electrónico: deggbeer-pdr@uwic.ac.uk

Richard Bibb, PhD.  
Leiter des Bereichs Medizinische Anwendungen, National Centre for Product Design  
and Development Research, University of Wales Institute, Cardiff, Reino Unido.

Peter Evans, MIMPT.  
Leitender Kiefer-Gesichts-Prothetiker, Morriston Hospital, Swansea, Reino Unido.