

Estudio comparativo de cuatro técnicas de impresión para estructuras CAD/CAM en implantoprótesis

Enrique Pozuelo Pinilla¹/Alicia Celemín Viñuela²/Jaime del Río Highsmith³/Natalia Navarrete Marabini⁴/Marta Romeo Rubio⁵

Objetivo: Determinar que técnica de impresión es más idónea para ser utilizada en estructuras elaboradas mediante tecnología CAD/CAM.

Material y método: Se evaluaron cuatro técnicas: 1) Ferulización con resina autopolimerizable. 2) Técnica FRI (férula rígida de impresión). 3) Técnica IRT (impresión de registro total). 4) Técnica directa sin ferulización con cubeta metálica desmontable.

Las impresiones fueron realizadas 5 veces con cada técnica a un modelo metálico con 5 pilares cónicos simulando la situación clínica de una rehabilitación fija inferior. Tras obtener el modelo de cada impresión, se midió el desajuste de cada pilar con respecto a una estructura de titanio mecanizado previamente elaborada sobre el modelo metálico, empleando para ello un microscopio óptico. **Resultados:** Los datos fueron ordenados y analizados estadísticamente mediante test de análisis de la varianza (ANOVA), siendo la técnica 4 la que obtuvo mejores resultados sin existir diferencias significativas ($P=0,69$). **Conclusiones:** En nuestro estudio, la ferulización de las cofias de impresión, no supuso una diferencia significativa, independientemente de la técnica o el material utilizado para la misma. Por ello, concluimos que el factor de mayor importancia para la toma de impresiones en implantoprótesis es el material de impresión empleado. *J Int Prosthodont 2009;11:203-210.*

Palabras clave: Impresión, ajuste pasivo, prótesis, Procera-Implant-Bridge (PIB)

Introducción

A raíz de la Conferencia de Toronto, celebrada en 1982, en la que se abordó el concepto de «prótesis tejido-integradas»¹, se han multiplicado en la literatura científica estudios que avalan el empleo de implantes dentales osteointegrados de forma rutinaria para el tratamiento del edentulismo total y parcial²⁻⁷. El conocimiento de las bases científicas y el desarrollo de nuevas técnicas quirúrgicas asociados al incremento de la esperanza de vida⁸, han convertido a la implantología en una terapia exitosa y predecible.

Sin embargo, para conseguir una rehabilitación implantológica duradera han de tenerse en cuenta múltiples factores, tanto de forma aislada como en su conjunto⁹. Uno de esos problemas son las deformaciones permanentes en la estructura protésica, dado que éstas no son capaces de soportar adecuadamente las fuerzas a las que son sometidas¹⁰. Otro factor a considerar es que si en el colado intervienen distintas aleaciones (sobrecolado), el resultado será una estructura muy heterogénea a nivel de la unión entre las dos aleaciones. Por tanto, es conveniente emplear piezas prefabricadas con material calcinable que den como resultado colados de una sola pieza¹¹⁻¹⁴. En los últimos años, con la aparición de los sistemas CAD/CAM, parece que estos problemas han sido minimizados.

Importancia del ajuste pasivo

Otro aspecto a considerar para el éxito futuro de la rehabilitación implantológica es el ajuste pasivo de la estructura protésica sobre sus pilares (implantes). Diferentes examinadores han estudiado la carga biomecánica durante acciones de morder, usando prótesis fija parcial equipada con medidores de tensión¹⁵, observando durante el proceso de fijado de la estructura cierta cantidad de estrés^{16,17}. En estudios posteriores ha sido posible demostrar como estas tensiones

¹ Doctor en Odontología. Especialista en Implantoprótesis, Universidad Complutense, Madrid.

² Profesora. Contratada Doctora, Dpto. de Estomatología I (Prótesis Bucofacial). Facultad de Odontología. Universidad Complutense, Madrid.

³ Catedrático. Dpto. de Estomatología I (Prótesis Bucofacial). Facultad de Odontología. Universidad Complutense, Madrid.

⁴ Profesora. Ayudante. Dpto. de Odontología. Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Europea, Madrid.

⁵ Profesora. Asociada. Dpto. de Estomatología I (Prótesis Bucofacial). Facultad de Odontología. Universidad Complutense, Madrid.

Correspondencia: Enrique Pozuelo Pinilla, C/ Jorge Juan 66, 3_E. 28009-Madrid. e-mail: enrpozuelo@hotmail.com

corresponden a cierto nivel de desajuste de la estructura^{18,19}. Mediante análisis de elementos finitos, se demostró cómo la estructura desajustada también influía en el patrón y en la magnitud del estrés distribuido en la prótesis, los componentes del implante y el hueso envolvente²⁰. Por tanto, el estrés de la precarga se ve incrementado negativamente con la ausencia de exactitud en el ajuste de la estructura con los pilares²¹.

La conexión de la prótesis con los implantes osteointegrados y el hueso periimplantario produce la formación de un conjunto que actúa como uno. Cualquier desalineación de la prótesis con respecto a los implantes, visible o no, produce un estrés interno en la prótesis, los implantes y la matriz ósea^{22,23}. Actualmente la definición de ajuste pasivo ha evolucionado y se describe un ajuste clínicamente aceptable cuando las condiciones de tensión/deformación entran dentro del rango fisiológico, en el que los implantes permanecen estables cuando la prótesis se atornilla en su sitio²⁴.

El ajuste pasivo, hoy en día, es asumido como un requisito significativo para mantener la integridad entre el hueso y el implante²⁵. Numerosos estudios consideran fallos en la obtención del ajuste pasivo como responsables de fracasos de distinta índole²⁶⁻³⁰.

En cualquier caso, trabajos en animales³¹⁻³⁴ sugieren que es posible la no aparición de complicaciones con estructuras no pasivas. Investigaciones en humanos aportan resultados similares. Jemt y Book³⁵ estudiaron la correlación *in vivo* de estructuras protésicas con desajuste y cambios a nivel de hueso marginal. Los autores concluyeron que debe de existir cierto grado de tolerancia biológica al desajuste, coincidiendo con otros autores^{23,24}.

Hasta la fecha, no se conoce la cantidad de estrés estático que puede tolerar el hueso periimplantario³⁶, así como cuanto ajuste pasivo es requisito esencial para mantener la osteointegración en su totalidad³⁶⁻³⁹.

En 1985, Klineberg y Murray⁴⁰ recomendaban el ajuste pasivo de la prótesis fija sobre implantes, refiriendo que discrepancias iguales o mayores a 30 µm en sentido vertical, en más del 10% de la longitud de la circunferencia eran cuestionables o inaceptables. Jemt¹² en 1991 sugiere que desajustes menores de 150 µm eran aceptables clínicamente. Recientemente Ruiz-Contreras y cols⁴¹ aconsejan discrepancias inferiores a 100 µm entre la prótesis y los pilares.

Elaboración de la prótesis y su repercusión en el ajuste pasivo final

La exactitud de la estructura está delimitada por cambios dimensionales que ocurren durante el tratamiento y fabricación de la implantoprótesis⁴². Por tanto, el clínico restaurador sólo puede intentar minimizar los errores durante el proceso de fabricación de la prótesis.

En un estudio *in vitro*³⁶, donde se valoraban los parámetros necesarios para el ajuste pasivo de prótesis parciales sobre tres implantes, se concluyó que alrededor del 50% de las inexactitudes pueden ser atribuibles a la técnica de impresión y el otro 50% como resultado de la fabricación en el laboratorio. Se han descrito múltiples técnicas de impresión para la creación de un duplicado del modelo maestro o de la cavidad

oral, lo más exacto posible, aunque ninguna de ellas ha demostrado ser totalmente precisa²⁴.

Las impresiones para prótesis sobre implantes se pueden clasificar en 3 grupos⁴³:

- Técnica directa o de arrastre.
- Técnica indirecta o de reposición.

-Técnicas especiales: donde se incluye la ferulización de las cofias de impresión mediante resina autopolimerizable o escayola (técnicas FRI e IRT).

Métodos para mejorar el ajuste pasivo

Las técnicas basadas en el diseño y fabricación asistidas por ordenador (CAD/CAM) o la erosión por chispa son el foco actual de atención. Requieren sin embargo, unas importantes inversiones económicas⁴⁴.

Otras técnicas también empleadas para minimizar el riesgo de desajuste son la soldadura láser en estructuras coladas de Ti, el método Cresco Ti Precisión®⁴⁵, la verificación del modelo y el manejo de la impresión⁴⁶, siendo esta última el motivo del presente estudio *in vitro*.

La tecnología CAD/CAM, se basa en obtener estructuras a partir de un bloque único de titanio, por medio de una técnica de corte bajo control numérico por ordenador (CNC). Este procedimiento de escaneado y fresado asistido por ordenador se denominó Procera®^{23,47-49}.

Distintos estudios^{25,50,51} han comprobado la mayor precisión y predictibilidad de las estructuras Procera® frente a los colados convencionales de forma estadísticamente significativa. Quedan atrás estudios menos recientes^{47,52}, donde se equiparaban los resultados de ambas técnicas. La evolución de la tecnología CAD/CAM, así como el perfeccionamiento del protocolo de fabricación, han dado como resultados estructuras de máxima precisión que rondan un desajuste vertical menor de 10 µm⁵¹.

Es necesario asumir que, hoy en día, con la tecnología disponible, es imposible la obtención de un ajuste perfecto en implantoprótesis. Por ello, y dada la limitación del estudio, hemos realizado un trabajo comparativo, donde se evalúan las técnicas de impresión más precisas en implantoprótesis. Algunas de ellas siendo estudiadas por primera vez, y así extraer conclusiones para la obtención de un modelo de trabajo preciso.

Hipótesis

La hipótesis del presente estudio *in vitro* es corroborar que la fiabilidad de las impresiones en prótesis implantsoportada está más vinculada con el material de impresión que con las diferentes técnicas de impresión.

Objetivo

El objetivo principal de este trabajo es concretar qué técnica de impresión es más exacta para ser utilizada en la elaboración de estructuras CAD/CAM por ser éstas, en este momento, las más cercanas a un ajuste perfecto, evaluando si las técnicas con ferulización de las cofias de impresión proporcionan mayor precisión.



Figura 1 Modelo metálico realizado en aleación de aluminio con las réplicas de los pilares fijadas



Figura 2 Estructura Proceria-Implant-Bridge (PIB)

Material y método

Previamente se realizó una revisión bibliográfica del tema en libros y artículos seleccionados publicados en los últimos años relacionados con el tema. Las palabras clave empleadas fueron: Impression, passiv fit, implants, accuracy, prostheses, PIB (Proceria Implant Bridge).

Las fases experimentales se realizaron en el laboratorio de prótesis del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología Universidad Complutense de Madrid (U.C.M) y las mediciones de las probetas se llevaron a cabo en el Laboratorio de Análisis de Calidad de Eurortodoncia SL, en Madrid.

Se partió de un modelo metálico al que se fijaron 5 réplicas de pilar para prótesis atornillada Multi-Unit® (MU) de Nobel

Biocare® de 4 mm de diámetro. Este modelo simulaba una situación clínica de rehabilitación fija inferior, por ello se fabricó en una aleación de aluminio que resistiera las fuerzas aplicadas durante el experimento, siguiendo el protocolo empleado por Cañada⁵³ y posteriormente por Blázquez⁵⁴ y Castillo⁵⁵ en sus respectivos estudios. Los análogos de los pilares MU se inmovilizaron por medio de tornillos de acero inoxidable situados a 6 milímetros del borde superior del modelo (figura 1)

Se emplearon cuatro técnicas de impresión para, una vez obtenidos los modelos, comparar su fiabilidad con el modelo patrón. Para ello se empleó una estructura de titanio mecanizado *Proceria Implant Bridge*® (PIB) de Nobel Biocare® (figura 2). De cada una de las técnicas se realizaron cinco impresiones y sus correspondientes cinco modelos. El material de impresión empleado fue silicona de adición (*Empress 2*® de 3M-Espe). Las técnicas estudiadas fueron:

1) *Técnica directa con ferulización* de las cofias de transferencia con resinaacrílica autopolimerizable, Pi-Ku-Plast® de Breiden, en el laboratorio,uniendo los segmentos inmediatamente antes del arrastre de las cofias con una cubeta individual fenestrada y silicona de adición de consistencia media. (figura 3).

2) *Técnica FRI*(férula rígida de impresión) desarrollada por Fernández-Arenas y Pérez-Paniagua:

En este método se confeccionó una estructura metálica cilíndrica individual para cada implante, pero unidas entre sí, donde el aditamento de la toma de impresión queda centrado en relación a cada uno de los cilindros de cobre prefabricados, siendo estos de 8 mm de diámetro interno y 10 mm de externo, con una altura de 4 mm, el soldado de dichos aros se realiza mediante soldadura con alto contenido en plata. Una vez realizada la estructura, se aplicó en esta, con la ayuda de una jeringa, una mezcla de escayolas (Diadent Siladent® 20%+ Snap Stone® 80%), según las medidas aconsejadas por el fabricante.

Una vez fraguada la mezcla de escayolas se procedió al arrastre de las cofias con la ayuda de una cubeta individual fenestrada y silicona de adición de consistencia media (figura 4).

3) *Técnica IRT*(impresión de registro total) desarrollada por Moreno-Lucendo y Méndez-Robles:

Permite bloquear las cofias de transferencia con una escayola denominada *implant-rock*®, de Gamadent, utilizando una cubeta individual, o una férula quirúrgica espaciada, con un diseño específico. Este método combina la impresión de tejidos blandos con una escayola de excelentes propiedades tridimensionales (figura 5).



Figura 3 Cofias de impresión atornilladas con férula de resina tras su unión con Pi-ku-Plast.R

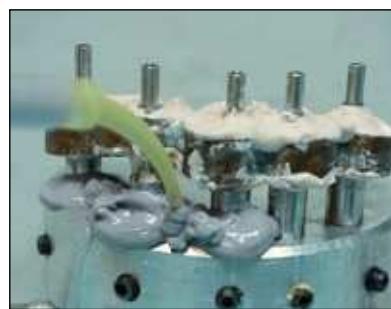


Figura 4 Aplicación de silicona de consistencia media durante la «técnica FRI»



Figura 5 Fraguado de la escayola *implantRockR* durante la técnica «IRT»



Figura 6 Adaptación de la cubeta al modelo maestro desmontado de las trampillas anteriores

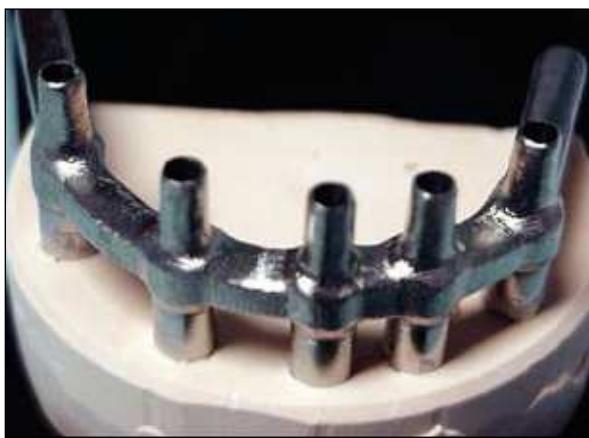


Figura 7 Adaptación de la estructura PIB atornillada al modelo mediante un solo tornillo en la posición del pilar 1

4) Técnica directa sin ferulización y con cubeta metálica desmontable para implantología de Kholer®. (figura 6).

Una vez realizadas las impresiones estas fueron criticadas y se procedió a colocar las réplicas y al vaciado de las mismas con escayola Fuji Rock® (tipo IV) siguiendo el protocolo de positivado del Departamento. Todos los positivados fueron inicialmente numerados y comprobados mediante adaptación pasiva de la estructura mecanizada, empleando la técnica del «test de 1 solo tornillo (distal)», o test de Sheffield, siendo todos los modelos obtenidos aceptados mediante esta técnica (figura 7). Posteriormente fueron analizados, con la estructura atornillada a torque (20N/cm^2) mediante secuencia 1,3,5,2,4, al microscopio óptico metalográfico reflexivo *Olympus® STM*, nº de serie: 910804; que conectado a un ordenador, con un programa específico para el análisis y medición de imágenes –*Image-Pro® Plus*– permitió realizar las mediciones de desajuste vertical entre el borde inferior de la estructura de titanio y el borde

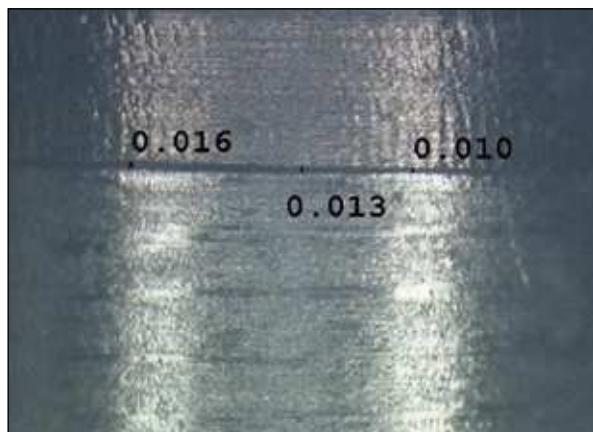


Figura 8 Referencia de medición en 3 puntos aleatorios en cada una de las técnicas

superior de réplica, en 3 puntos aleatorios de la cara vestibular en cada uno de los 5 pilares de cada modelo (figura 8), incluyendo el modelo metálico maestro (referencia).

Los datos de desajuste vertical obtenidos fueron incluidos en una hoja de Excel 6.0. El análisis estadístico se realizó en el Centro de Procesado de Datos del Servicio Informático y de Apoyo de la Investigación de la U.C.M., con el paquete estadístico SAS versión 9.1.

Resultados

Tras el análisis microscópico se obtuvieron 315 mediciones de desajuste vertical pertenecientes al modelo metálico y a 20 protetas, las cuales se subdividieron según el tipo de técnica de impresión empleada.

Análisis descriptivo

El desajuste vertical fue la variable dependiente cuantitativa continua a analizar en este estudio y se define a partir de una medida de centralización y otra de dispersión (tablas 1 y 2).

Análisis inferencial

Tras el análisis descriptivo se aplicó el Análisis de la Varianza (ANOVA) bifactorial (técnica X pilar) con medidas repetidas en ambos factores.

En el caso de la técnica de impresión se obtuvo un $P > 0,05$ ($P = 0,69$) por lo que la hipótesis nula (H_0) planteada (« H_0 = «si la media de cada pilar de cada una de las técnicas son iguales entre sí») no se puede rechazar (tabla 3).

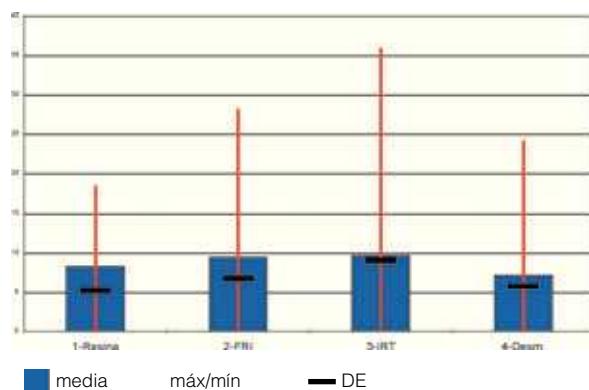
Para la posición del pilar se obtuvo un P de $0'023$, ($<0'05$) por lo que sí se encontraron diferencias significativas en el desajuste según la posición ocupada por cada pilar. Concretamente del pilar 4 con respecto los pilares 2 y 3, tras el test de Rango Múltiple de Duncan.

En lo referente a la técnica y la posición del pilar no se encontraron diferencias significativas ($P=0,91$), por lo tanto la técnica no influyó en la variación según la posición ocupada por cada pilar.

Tabla 1 Estadístico descriptivo del desajuste vertical del modelo metálico

Patrón	Pilar 1	Pilar 2	Pilar 3	Pilar 4	Pilar 5
Max. (μ)	32	19	21	38	30
Mín. (μ)	21	16	16	30	16
Med. (μ)	26,67	18	18,67	33,33	22,33
N	1	1	1	1	1

(Máx: Valor promedio de la probeta más desajustada, Mín: Desajuste promedio de la probeta con menor discrepancia, DE: Desviación típica, N: nº de datos utilizados para el cálculo).

**Tabla 3** Desajuste vertical promedio, valor máximo, mínimo y desviación estándar de las técnicas de impresión empleadas con respecto al modelo maestro

Discusión

En este trabajo se comparan 4 técnicas directas de impresión en implantoprótesis, donde en 3 de ellas (técnica 1- resina; técnica 2- FRI; técnica 3-IRT) se emplea la ferulización de las cofias de transferencia y en la última no se utiliza ningún tipo de material adicional para el bloqueo de las transfers (técnica 4- directa con cubeta metálica desmontable). Siendo el material de impresión (silicona) y el vaciado factores controlados y repetidos, los resultados obtenidos son únicamente referidos a la técnica empleada.

En la literatura existe la opinión consensuada de que la técnica indirecta es menos fiable que la técnica directa o de arrastre^{22,56-64}. Naconeck y cols.⁶⁵, por ejemplo observaron diferencias significativas entre la técnica directa con cubeta individual y ferulización de las cofias con resina polimerizada 24 h antes (Pattern Resin[®]) unidas mediante técnica del incremento con respecto a las técnicas directa sin ferulizar e indirecta. También Carr³⁸ comparó la técnica directa sin ferulizar con la técnica indirecta, introduciendo angulaciones menores a 15 grados de los implantes en el modelo de simulación, los resultados fueron estadísticamente significativos entre ambas técnicas.

Uno de los factores que influiría negativamente en la técnica directa sería el riesgo de rotar las cofias dentro del material de impresión durante la colocación de las réplicas. Este tema fue estudiado por Wee⁶¹, valorando el material de impresión y concluyó que sería necesario una mayor aplicación de torque

Tabla 2 Estadístico descriptivo del desajuste vertical del modelo metálico

	Obs	N	Media	DE	Mín	Máx
1-Resina	25	25	8,2	5,2	0,0	18,3
2-FRI	25	25	9,4	6,7	0,4	28
3-IRT	25	25	9,6	9	0,3	35,7
4-Desm	25	25	7,1	5,7	0,0	24

(Max: Valor promedio de la probeta más desajustada, Mín: Desajuste promedio de la probeta con menor discrepancia, DE: Desviación típica, N: nº de datos utilizados para el cálculo).

para rotar las cofias en poliéster que en silicona, y esta mayor torque que en polisulfuro.

Este aspecto quedaría subsanado empleando métodos de ferulización de las cofias o utilizando pilares para restauraciones múltiples, que generalmente carecen de sistema anirrotacional.

Por otro lado existe gran controversia en la literatura en lo que respecta al uso de ferulización de las cofias de transferencia. La técnica inicialmente descrita por Branemark y cols.⁶⁶, donde se empleaba resina acrílica autopolimerizable (Duralay[®]) sobre un andamio de seda dental o alambre ortodóncico, no estaba exenta de inexactitudes durante su procedimiento, como relataron Assif y cols.^{59,67,68} y Mojon y cols.⁶⁹. A raíz de esto se procedió a realizar la ferulización con resina 24 h antes de la toma de impresión, seccionando los tramos de la férula con cortes de 1 mm aproximadamente mediante discos. Para ser unidos estos tramos ya en boca mediante la técnica del incremento.

Para algunos autores no existen diferencias significativas entre la técnica directa con ferulización con resina y sin ferulización, como es el caso de Phillips y cols.⁷⁰, Hsu y cols.⁶⁴, Choi y cols.⁵⁸, Navarrete,⁷¹ Humphris y cols.⁷², y Spector y cols.¹⁶⁸.

Herbst y cols.⁷³ compararon 4 técnicas de impresión: indirecta, directa sin ferulización, directa con ferulización y directa con ferulización modificada (en la que las cofias poseían una extrusión metálica en un lateral que contacta con la cofia adyacente), sin obtener resultados más favorables con las técnicas de ferulización. Concluyendo que no era necesario la ferulización en la toma de impresión (empleando como material la silicona de adición). También Phillip y cols.⁷⁰ cuestiona el uso clínico de la ferulización debido al aumento de tiempo empleado así como el incremento de dificultad técnica. Coinciendo con los resultados obtenidos en nuestro estudio, aún con técnicas de impresión diferentes, en lo que se parece entrever, que es el material de impresión el responsable de obtener modelos de gran exactitud.

En cambio, existe también un gran número de estudios que obtienen mejores resultados con la técnica de ferulización en el laboratorio, así es el caso de Vigolo y cols.²² y Naconeck y cols.⁶⁵ que emplean una metodología similar a la de nuestro estudio.

En el otro extremo, Burawi y cols.⁶² observa mayor desviación del modelo con la técnica de ferulización. Iturregui y cols.⁵⁷ encontraba significación estadística al comparar la técnica directa sin ferulizar con la ferulizada, tanto con resina como con escayola.

Otro método para la ferulización de las cofias es el uso de escayola para el bloqueo de las mismas, asociada a un elástómero para la reproducción de los tejidos orales. Dentro de esta modalidad encontramos 2 técnicas que han sido motivo del presente estudio, debido, entre otros factores, a la falta de trabajos que avalen y justifiquen su empleo clínico.

Eid⁷⁵ presentó un caso mandibular con 6 implantes, con un técnica de impresión similar a la técnica IRT (técnica 3), sólo que este autor empleaba escayola nº 2, show white. También Kohavi⁷⁵ presenta una técnica parecida a la anterior.

Previamente Iturregui y cols.⁵⁷ y Assif y cols.⁶⁰ habían empleado escayola nº 2 para la ferulización de las cofias, encontrándose resultados más ventajosos en el segundo estudio, donde se obtiene significación estadística, entre la ferulización con escayola (único material de impresión empleado), frente a la ferulización con resina dual, estando esta técnica de impresión con escayola únicamente indicada para edentulismo total. No obstante, comparándolos con los resultados obtenidos en nuestro trabajo, en que la técnica IRT obtuvo las mayores discrepancias, seguida de la técnica FRI, coincidimos con las conclusiones de Iturregui y cols.⁵⁷, previamente descritas.

Conclusiones

A la vista de los resultados expuestos, concluimos que:

No se obtuvieron diferencias significativas en la exactitud entre las 4 técnicas estudiadas para la obtención del modelo maestro. Siendo imposible actualmente con la tecnología disponible, obtener modelos exactos para obtener estructuras con ajuste pasivo.

En nuestro estudio, la ferulización no supuso una diferencia significativa, independientemente de la técnica o el material utilizado para la misma. Por ello, concluimos que el factor de mayor importancia es el material de impresión empleado.

Los desajustes verticales obtenidos con las 4 técnicas están dentro de los límites admitidos en este momento por diferentes autores y tolerados por el sistema hueso-implante, aunque serían necesarios más estudios al respecto para obtener un acuerdo sobre los desajustes obtenidos. Por lo que todas las técnicas estarán indicadas para la realización de prótesis implantosostenidas atornilladas.

En la actualidad las estructuras mecanizadas mediante tecnología CAD/CAM ofrecen una alternativa real al método convencional, ya que presentan discrepancias aceptables, con la metodología empleada en nuestro trabajo, que parecen ser bien toleradas clínicamente.

Bibliografía

1. Zarb GA. (editor): Proceedings of the Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry .C.V. Mosby, St.Louis, 1983.
2. Lundqvist S, Carlsson GE. Maxillary fixed prostheses on osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1983; 50 (2): 262-270.
3. Rasmussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; 57 (2): 198-204.
4. Naert I, Quirynem M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively insert implant for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 236-45.
5. Naert I, Quirynem M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 949-56.
6. Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implant placed in partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 415-21.
7. Ekstrand JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Tratamiento implantológico de la mandíbula desdentada: Estudio prospectivo sobre implantes del sistema Bråemark durante más de 20 años. *Rev Int Prot Estomatol* 2004; 6(4): 303- 309.
8. Del Río J. Implantología dental. En: Odontología integrada para adultos. Libros. Madrid: Pues, SL, 1999.
9. Iglesia MA, Moreno J. Obtención de ajuste pasivo clínico pasivo en prótesis sobre implantes. *Rev Int Prot Estomatol* 1999; 2(4): 290-297.
10. Blázquez J, Cañada L, Del Río J. Características mecánicas y metalográficas de las estructuras metálicas implantosostenidas de aleación de paladio. *Rev Int Prot Estomatol* 2001; 3(1): 7-24.
11. Patterson E, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 26-34.
12. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prosthesis by Bråemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 270-6.
13. Del Río F, López F, del Río, J. Consideraciones sobre las aleaciones metálicas utilizadas en prótesis bucal. *Rev Eur de Odont* 1991; 3: 187-191.
14. Del Río, J. Estudio ultraestructural de las fracturas metálicas implantosostenidas. *Soproden* 1996; 12(2): 159-164.
15. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study of passive fit in implant-supported 5 unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(1):30-37.
16. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Joraneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 413-17.
17. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz PO. On the influence of superstructure connection in implant preload: A methodological and clinical study. *Clin Oral Implant Res* 1996; 7 : 55-63.
18. Pietrabissa R, Contro R, Quagliani V, Soncini M, Gionio L, Simion M. Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech* 2000; 33: 1489-1495.
19. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 209-218.
20. Kunavasarat C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002; 1: 30-40.
21. Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 20-3.
22. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impression. *J Prosthet Dent* 2003; 89 (2): 186-192.
23. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Estrategias para conseguir el ajuste en la implantoprótesis: revisión de la literatura. *Rev Int Prot Estomatol* 1999; 1(4): 366-76.
24. Misch C. Principios de la prótesis atornillada. En: Misch C. Prótesis sobre Implantes. Libros. Madrid: Mosby/Doyma, 2006.
25. Al Fadda SA, Zarb G.A, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating Implant- Prosthodontic Frameworks. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 125-131.

26. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Clin Oral Impl Res* 1995; 6: 172-180.
27. Kallus T, Bessing C. Loose gold screw frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral & Maxillofac Implants* 1994; 9: 169-178.
28. Wise M. Fit of implants-supported fixed prostheses fabricated in plaster. *J Prosthet Dent* 2001; 86: 532-8.
29. Swallow ST. Technique for archiving a passive framework Fit: A Clinical Case Report. *J Oral Implantol* 2004; XXX (2): 83-92.
30. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-848.
31. Jemt T, Lekholm U. Measurement of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Impl Res* 1998; 9: 272-280.
32. Jemt T, Lekholm U, Johansson CB. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. *Clin Implant Dent Rel Res* 2000; 2(3): 129-37.
33. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels or fit. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 500-509.
34. Michaels GC, Curr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implants bone interface. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 83: 198-205.
35. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit in marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 620-5.
36. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixion and screw retention : parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin. Oral Imp. Res* 2004; 15: 466-473.
37. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic Loading of implant-supported prostheses: Charges in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 346-51.
38. Soo S, Palmer R, Curtis RV. Measurement or the setting and thermal expansion of dental investments used for the superplastic forming of dental implant superstructures. *Dental Materials* 2001; 17: 247-252.
39. Iglesia MA, Moreno J. Fatiga de las estructuras de titanio unidas mediante soldadura láser en prótesis sobre implantes. Estudio preliminar. *Rev Int Prot Estomatol* 2002; 4(1): 32-39.
40. Klineberg I, Murray G. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. In: Abreksson T, Stenman G, Zarb G. Ed. *Prosthetic Reconstructions on osseointegrated implant*. Gothenburg, Sweden. Graphic System AB, 1985: 63-69.
41. Ruiz Contreras E, Pessanha Henriquez G, Ruiz Giolo S, Arruda nobilo M. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-GAL-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002; 88 : 567-72.
42. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw retained partial dentures. *J Oral Rehab* 2004; 31: 477-482.
43. Celemín A, Del Rio Highsmith L, Encinas L, Del Rio Highsmith J. Impresiones en implantoprótesis. *Rev Int Prot Estomatol* 2003; 5(3): 104-117.
44. Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP. Propiedades mecánicas clínicamente relevantes en los materiales elastoméricos de impresión. *Rev Int Prot Estomatol* 1999; 1(2): 123-127.
45. Helldén LB, Derand T. Description an evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 190-6.
46. Longini S, Sartori M, Dadide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 595-8.
47. Jemt T, Bäck T, Petersson A. Precision of CNC-Milled Titanium Frameworks for Implant Treatment in Edentulous Jaw. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 209-215.
48. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 879-885.
49. Marín M, Salván E, Figueras O. Ajuste Pasivo. *Rev Int Prot Estomatol* 2006; 8 (4): 417-424.
50. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison bet ween two fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 256-60.
51. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparación respecto a la precisión de ajuste entre los armazones implantarios colados y los de titanio obtenidos por corte mediante CNO en la arca inferior desdentada, *Rev Int Prot Estomatol* 2003; 5 (5): 398-404.
52. Barlett DW, Greenwood R, Howe L. The suitability of head-of-implant and conventional abutment impression techniques for implant retained three unit bridges: An in vivo study. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2002; 10 (4): 163-166.
53. Cañada L. Estudio experimental sobre diseños de estructuras metálicas soportadas por implantes dentales osteointegrados, en relación con las cargas oclusales. Tesis Doctoral 1994. Facultad de Odontología U.C.M.
54. Blázquez J. Estudio experimental de los diseños empleados en estructuras metálicas implantosoportadas. Tesis Doctoral 1999. Facultad de Odontología UCM.
55. Castillo R. Ajuste de estructuras para prótesis fija sobre pilares prefabricados de implantes dentales. Tesis Doctoral 2004. Facultad de Odontología U.C.M.
56. Liou AD, Nicholls JI, Youdelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression coping in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 377-383.
57. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of a three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 503-509.
58. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22 : 761-768.
59. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 216-222.
60. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of Implant Impression Splinted Techniques: Effect of Splinting Material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 885-888.
61. Wee A. Comparison for impresión material for direct multi-implant impressions. *J. Prosthet Dent* 2000; 83 : 323-31.
62. Huissaini S, Wong T. One Clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 550-3.
63. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression technique for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 68.75.
64. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 588.593.
65. Naconeuy MM, Teixeira ER, Sinkai RSA, Frasca LCF, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implants-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 192-198.
66. Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis Tejido- Integradas. La Osteointegración en la Odontología Clínica. Libros. Berlín: Quintessence-books, 1987.
67. Assif D, Fenton A, Zarb G, Schmitt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodont Rest Dent* 1992; 12: 113-121.

68. Assif D, Marshak B, Schmidt A. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 589-91.
69. Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 684-8.
70. Phillips KM JI, Ma T, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques: a three dimensions analysis. *Int Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 533-540.
71. Navarrete Marabini N. Estudio comparativo de tres técnicas de impresión en prótesis implantesoportada empleando silicona de adición. Tesina de fin de licenciatura 2001. Facultad de Odontología UCM.
72. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impression. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 331-6.
73. Herbst D, Nel JC, DipDent H, Driessens CH, Backer PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 555-61.
74. Eid N. An implant impression technique using a plaster splinting index combined with a silicone impression. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 575-7.
75. Kohavi D. A combined impression technique for a partial implant-supported fixed detachable restoration. *Quintessence Int* 1997; 28 (3): 177-181.