

Desarrollo, evaluación *in vitro* y uso clínico de un pilar de óxido de circonio de 3,5 mm de diámetro

Ueli Grunder, DMD

Práctica privada, Zúrich, Suiza

Hans-Peter Spielmann, protésico dental, MSc

Laboratorio privado

Zúrich, Suiza

Daniel Snétivy, PhD

Director de I+D, Thommen Medical, Waldenburg, Suiza



Correspondencia: Dr. Ueli Grunder

Dufourstrasse 7a, 8702 Zollikon-Zürich, Suiza; Tel.: +41 44 391 54 88; e-mail: u.grunder@bluewin.ch



Resumen

El uso de implantes de diámetro reducido está indicado cuando hay que sustituir dientes pequeños, especialmente en las zonas estéticas. Sin embargo, este diámetro pequeño puede suponer un factor limitante en relación con los materiales que se van a utilizar para la corona definitiva. En la mayoría de los casos, el material de elección para la reconstrucción final son coronas totalmente cerámicas en combinación con un pilar cerámico. Hasta la fecha, debido a consideraciones mecánicas, un diámetro de implante de 3,5 mm ha sido una contraindicación para el uso de pilares cerámicos. En el presente artículo, los autores describen el desarrollo, la evaluación *in vitro* y el uso clíni-

co de un pilar de circonio con un diámetro de 3,5 mm. Las ventajas de este pilar de óxido de circonio de diámetro reducido incluyen una altura de plataforma mínima que ofrece una flexibilidad protésica óptima y una transferencia precisa de la posición del implante al modelo maestro. Además, se puede conseguir una orientación rotacional precisa en restauraciones unitarias, una estabilidad mecánica óptima y una resistencia óptima frente a la fatiga. Se minimiza el «microgap» y se consigue protección frente a las sobrecargas. En el caso publicado se consiguió un elevado grado de satisfacción por parte de la paciente debido a un resultado estético final atractivo.

(*Eur J Esthet Dent* 2010;3:288-300)





Introducción

La cantidad de espacio disponible es sólo uno de los factores –aunque crítico y limitante– a la hora de obtener un resultado estético óptimo con restauraciones implantosoportadas. Se necesita una distancia mesiodistal de más de 6 mm en el espacio edéntulo para rehabilitar una ausencia dental unitaria. Es necesaria esta distancia porque se precisa una distancia mínima de 1,5 mm entre un implante y un diente natural para evitar la pérdida de inserción en el diente natural^{1,2}. La mayoría de los así llamados implantes «de diámetro pequeño» que han demostrado ofrecer éxito clínico³⁻⁶ tienen un diámetro de entre 3,25 y 3,5 mm.

En crestas finas, el uso de implantes de diámetro estándar o ancho también está asociado a riesgos estéticos, ya que es imperativo no dejar la cara vestibular del hombro del implante demasiado hacia vestibular. En caso contrario, está garantizada la aparición de una recesión de los tejidos blandos⁷.

Al usar implantes de diámetro estrecho, también hay limitaciones asociadas a los componentes de la supraestructura. Normalmente, se usan pilares metálicos para evitar fracturas. También se ha demostrado previamente que hacen falta como mínimo 3 mm de tejidos blandos para asegurar que no se produzcan cambios de color visibles al usar un pilar de titanio, mientras que para pilares de óxido de circonio sólo se requieren 2 mm de grosor de tejidos blandos⁸.

Asimismo, la visualización de un color grisáceo es menos atractiva que la de un color blanquecino. No está reco-

mendado usar una corona totalmente cerámica en combinación con un pilar de titanio porque el color grisáceo será visible en la corona. Se pueden conseguir los mejores resultados estéticos usando un pilar totalmente cerámico en combinación con una corona totalmente cerámica^{9,10}.

El químico alemán Martin Heinrich Klaproth descubrió el elemento circonio (Zr) en una piedra semipreciosa de Ceilán en 1789. Doscientos años después, las industrias de alta tecnología están explotando este importante descubrimiento. En la actualidad, el circonio, gracias a su resistencia y longevidad, es usado en la tecnología aeroespacial, la industria automovilística y el campo médico y odontológico.

Los pilares fabricados con dióxido de circonio estabilizado con itrio ($Y_2O_3-ZrO_2$, esto es, circonia), también definido como policristales de circonio tetragonal dopados con itrio (Y-TZP) fueron introducidos en el campo clínico y descritos en unos pocos estudios clínicos e informes de casos^{11,12}. Además de un elevado grado de biocompatibilidad, un bajo potencial corrosivo, poca adhesión bacteriana y poca tendencia al acúmulo de placa^{13,14}, el Y-TZP demuestra poseer unas propiedades físicas superiores como material para pilares de implantes en comparación con el óxido de aluminio (Al_2O_3). Por ejemplo, el Y-TZP tiene el doble de resistencia a la flexión y tenacidad frente a la fractura¹⁵.

Hasta la fecha, no hay estudios clínicos a largo plazo publicados que hayan evaluado el comportamiento de pilares de circonio de diámetro pequeño. Por ello, el desarrollo y el uso clínico de pi-



lares de óxido de circonio de diámetro reducido es un abordaje novedoso de los procedimientos restauradores sobre implantes. El objetivo del presente artículo es describir el desarrollo, la evaluación in vitro y el uso clínico de un pilar de óxido de circonio de 3,5 mm de diámetro que permitirá obtener resultados estéticamente atractivos en casos complejos.

Material y métodos

Desarrollo de un pilar de óxido de circonio de 3,5 mm de diámetro

La conexión implante-pilar ocupa la parte central de cualquier sistema de implantes. En la actualidad, hay disponibles en el mercado más de 20 conexiones implante-pilar diferentes, y algunas satisfacen mejor que otras los múltiples requisitos que debe cumplir una conexión implante-pilar óptima. Estos requisitos se pueden resumir de la siguiente manera:

- Altura de plataforma mínima para una flexibilidad protésica óptima.
- Transferencia exacta de la posición del implante al modelo maestro.
- Orientación precisa en el plano rotacional en restauraciones unitarias.
- Estabilidad mecánica óptima.
- Resistencia óptima frente a la fatiga.
- «Microgap» minimizado.
- Protección frente a la sobrecarga.

Las conexiones internas tienen una gran ventaja frente a las externas al reducir la altura de la plataforma del implante. Esto ofrece más flexibilidad al diseñar el perfil de emergencia de la restauración final.

Gracias a su amplia superficie de contacto indexada, el hexágono interno también ofrece una orientación rotacional precisa y estabilidad a las restauraciones implantosoportadas unitarias. El cuello de refuerzo en la plataforma del implante absorbe todas las fuerzas no axiales y confiere una estabilidad mecánica óptima a la conexión implante-pilar. El cuello de refuerzo reduce el área lateral entre el implante y el pilar, por lo que hay una mayor compresión superficial en la crítica zona perimetral de la conexión aplicando el mismo torque al tornillo del pilar. Esto se traduce en un «microgap» mínimo entre el implante y el pilar, lo que, a su vez, reduce la incidencia de contaminación bacteriana. Una complicación típica de las conexiones implante-pilar es el posible aflojamiento del tornillo debido a fuerzas no axiales, fenómeno que, a su vez, puede producir movimientos relativos entre la cabeza del tornillo y el pilar. Una zona de asiento de la cabeza del tornillo cónica (con un ángulo de conicidad de 60°) impide estos movimientos laterales relativos y minimiza el riesgo de aflojamiento del tornillo. El mismo concepto se ha utilizado durante décadas en la industria automovilística para evitar el aflojamiento de los tornillos de las ruedas.

El tornillo del pilar posee un vástago de diámetro reducido de eficacia demostrada (vástago antifatiga), un componente encontrado de forma común en el campo de la ingeniería en conexiones sometidas a elevadas cargas dinámicas. La diferencia entre un tornillo con vástago antifatiga y un tornillo normal radica en que en el primero el vástago se deforma al ser

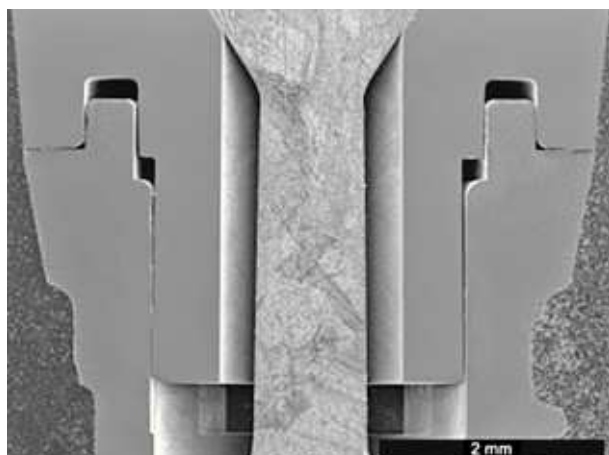


Figura 1 Corte pulido micrográfico de la conexión implante-pilar.

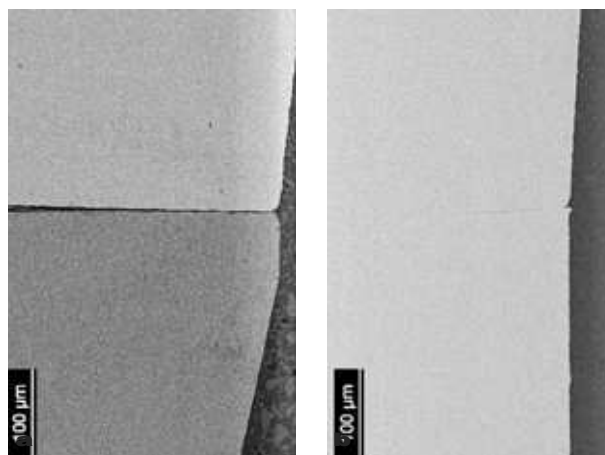


Figura 2 Corte pulido micrográfico del implante y el pilar para realizar mediciones del «microgap»: (a) circonio/titanio, (b) titanio/titanio.

expuesto a tensión y actúa como un resorte. Al apretar el tornillo del pilar, el pilar es empujado contra el implante, generando una conexión estable. Por ello, aplicar el torque de apretamiento correcto tiene una importancia capital. En caso de no hacerlo, el concepto no funciona correctamente. La precarga apropiada del tornillo del pilar es conseguida aplicando el torque de apretamiento correcto, que normalmente es menor al encontrado en los tornillos estándar.

En el plano teórico, las propiedades mecánicas del óxido de circonio permiten fabricar un pilar totalmente cerámico con un diámetro de 3,5 mm apropiado para aplicaciones clínicas. Se realizaron cálculos sobre un modelo de elementos finitos para demostrar que un pilar totalmente cerámico es una opción viable con un factor de seguridad aceptable.

Después, se fabricaron prototipos mediante métodos de producción de fresado y moldeo por inyección.

Los prototipos debían cumplir dos requisitos principales:

- Ofrecer como mínimo el mismo grado de precisión que los pilares de titanio.
- Como mínimo la misma resistencia frente a la fatiga que los pilares de titanio.

Evaluación *in vitro*

Precisión

Sólo los pilares de óxido de circonio fresados alcanzaron la precisión necesaria. Para verificar el ajuste marginal, se realizaron cortes pulidos micrográficos de los pilares conectados a los implantes (figuras 1 y 2). Se midieron los «microgaps» en los pilares de óxido de circonio y los pilares de titanio (ambos de Thommen Medical, Waldenburg, Suiza) mediante microscopía electrónica de barrido (MEB). En ambas combinaciones de implante/pilar, el «microgap» estaba muy por debajo de 4 µm.

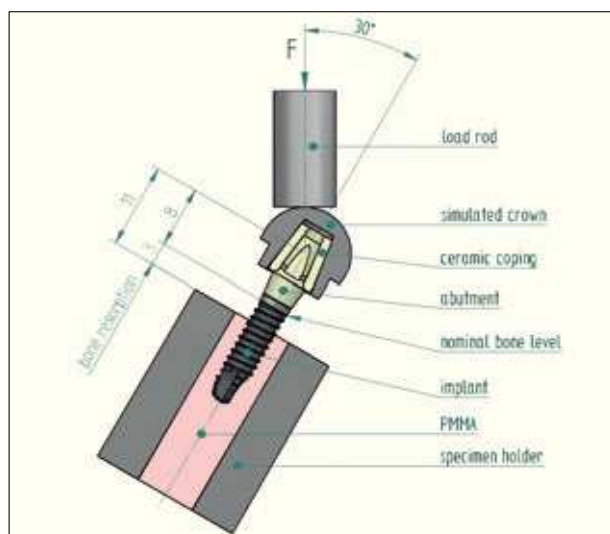


Figura 3 Modelo experimental coincidente con norma ISO 14801.

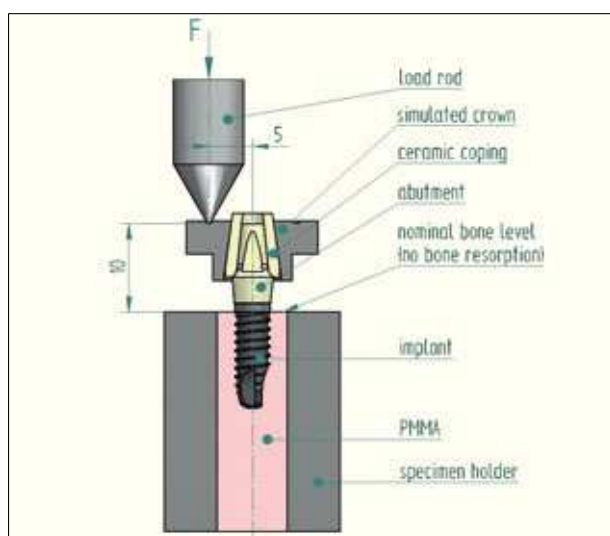


Figura 4 Modelo experimental que cumple los estándares internos de Thommen Medical.

Resistencia a la fatiga

Al determinar la resistencia de pilares de óxido de circonio frente a la fatiga, hay que prestar una atención especial a los diferentes tipos de carga: los pilares de óxido de circonio tienen que ser capaces de resistir las fuerzas oclusales bajo diferentes situaciones de carga y

presentar una resistencia óptima frente a la fatiga. Por esta razón, se utilizaron dos tipos de modelos experimentales para evaluar la conexión entre el implante y el pilar de óxido de circonio (una cumpliendo la norma ISO 14801 y otra aplicando los estándares internos de Thommen; figuras 3 y 4, respectivamente).



Figura 5 El espacio disponible en la zona de los incisivos laterales superiores ausentes por agenesia era limitado.

Los prototipos fueron estudiados a fondo mediante termociclado, aplicando dos millones de ciclos de carga a 2 Hz, dentro de una solución salina fisiológica a 37°C. Tras la realización de las pruebas, los componentes fueron inspeccionados en busca de grietas o deformaciones. Se midió el torque de remoción del tornillo del pilar como indicador de aflojamiento del tornillo.

Tanto el nivel de carga alcanzado con los pilares cerámicos como sus torques de remoción fueron equivalentes a los de los pilares de titanio. Estos experimentos demostraron que se pudieron cumplir los requisitos de resistencia a la fatiga y precisión mediante una selección específica de la materia prima y el método de producción. El rendimiento mecánico y la precisión fueron evaluados con el producto final desarrollado para la aplicación clínica.

Resultados

Aplicación clínica

La sustitución de dos incisivos laterales ausentes por agenesia en un caso con grandes exigencias estéticas se vuelve



Figura 6 Debido a la línea de sonrisa alta de la paciente, se planificó una restauración totalmente cerámica sobre implantes de diámetro reducido.

más difícil si la distancia mesiodistal entre los dientes adyacentes es inferior a 7 mm (figuras 5 y 6). En este caso específico, estaba indicado el uso de un implante de diámetro reducido (por ejemplo, sistema SPI®, Thommen Medical). Al tratar crestas estrechas, es necesario instaurar técnicas de aumento tanto de hueso como de tejidos blandos (figuras 7 y 8) para evitar la aparición de recesiones y sombras^{7,16-19}.

Consideraciones protésicas y de laboratorio

Transcurrido sólo un mes desde la segunda cirugía, se tomó una impresión a nivel del hombro del implante (figura 9) y se fabricaron modelos maestro con máscara gingival Gi-Mask® (Coltène Whaledent, Altstätten, Suiza; figura 10). Se evaluaron la posición y la angulación de los implantes, así como el espacio interoclusal disponible para todo el conjunto de la restauración, realizando un análisis de estos factores en relación con el posible uso de un pilar de circonio de 3,5 mm de diámetro (SPI ART, Thommen Medical; figura 11), ya que este pilar de óxido



Figura 7 Se colocaron implantes de diámetro pequeño, debido a las exigencias protésicas.



Figura 8 Se realizó un aumento de hueso con matriz ósea perforada desmineralizada (MOPD) y una membrana de politetrafluoroetileno expandido (e-PTFE).



Figura 9 Ocho meses después de la colocación de los implantes y la regeneración ósea guiada, dos meses después de la colocación del injerto y un mes después de la conexión de los pilares, se tomó una impresión a nivel del hombro del implante.



Figura 10 El modelo maestro con máscara gingival periimplantaria removible (Gi-Mask) aportó al protésico la información necesaria para crear el contorno anatómico ideal, respetando el sostén de los tejidos blandos y las papilas en la zona periimplantaria.

Figura 11 Evaluación y prueba de los pilares de óxido de circonio SPI ART de 3,5 mm sobre el modelo maestro, tal y como son suministrados por el fabricante (Thommen Medical), antes de su modificación.





Figura 12 Los pilares fueron tallados de forma cuidadosa para adaptarlos a la llave de silicona tomada del encerado anatómico, dejando las líneas de terminación de las coronas sumergidas aprox. 1,5 mm debajo del reborde gingival marginal.



Figura 13 Pilares preparados para la prueba tras realizar unas modificaciones mínimas siguiendo las recomendaciones del fabricante en relación con la altura mínima transoclusal y del hombro, así como con el grosor de las paredes.

de circonio sólo permite realizar modificaciones mínimas mediante tallado para corregir posiciones y angulaciones no ideales. Tomando en consideración el contorno coronorradicular de la restauración, hacía falta una configuración implante-pilar cercana a la perfección.

Los clínicos y los protésicos dentales aplican diferentes componentes y materiales para mejorar la estética. La ventaja estética de los pilares totalmente cerámicos en casos con tejidos blandos finos y que permiten que se transparente el sustrato es un hecho aceptado de forma generalizada. Hasta la fecha, los clínicos no disponen de experiencia con pilares de óxido de circonio como el pilar SPI ART de 3,5 mm. El espacio interproximal e interoclusal es decisivo a la hora de asegurar resultados duraderos con grosores suficientes en el material del pilar y la corona totalmente cerámicos.

El espacio interproximal a nivel de la unión al cemento ascendía a 6,45 mm y 6,25 mm en el incisivo lateral agenésico derecho e izquierdo, respectivamente.

Los pilares de óxido de circonio SPI ART de 3,5 mm de Thommen miden 4,5 mm a la altura del hombro, 3,65 mm en la base protésica del cono coronal y 2,5 mm en la parte incisal del cono, incluyendo el conducto de acceso al tornillo de 1,60 mm con un grosor mínimo de pared de 0,80 mm. Las coronas totalmente cerámicas de IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) requieren un grosor mínimo de 1,0 mm en el hombro y 1,5-2,0 mm en el cuerpo y la región incisal para garantizar una resistencia suficiente y permitir la obtención de un resultado estético aceptable. La cerámica inyectada de la cofia necesita un grosor mínimo de 0,6 mm. Estas configuraciones y medidas son decisivas para el proceso de evaluación y elección entre una restauración totalmente cerámica frente a una ceramometálica.

Después de realizar un encerado diagnóstico sobre el modelo maestro, seguido de la evaluación del espacio disponible para restaurar los dos incisivos laterales (figuras 11 y 12), los



Figura 14 Prueba intraoral de los pilares, comprobando la posible existencia de presión excesiva sobre los tejidos blandos y la adecuada posición de los hombros y las líneas de terminación de las coronas.



Figura 15 Las cofias cerámicas de IPS e.max Press, tras adaptarlas a los pilares de óxido de circonio.

autores concluyeron que, según los requisitos mínimos anteriormente mencionados, existía suficiente espacio para fabricar estos dos incisivos laterales con el pequeño pilar de óxido de circonio SPI ART de 3,5 mm de diámetro (figura 13) y una corona totalmente cerámica (figura 15).

Los pilares fueron tallados cuidadosamente en el laboratorio con una turbina de alta velocidad y fresas diamantadas para adaptarlos a la llave de silicona tomada del encerado anatómico fabricado sobre el modelo maestro (figura 12). Durante el fresado no se debía aplicar ninguna presión con el fin de evitar la formación de grietas en el óxido de circonio. El hombro de los pilares fue rebajado 1,0-1,5 mm, siguiendo los dictados de la llave de silicona sobre el modelo maestro (figuras 12 y 15), con el objetivo de dejar las líneas de terminación de las coronas aprox. 1,5 mm subgingivales (figura 16). Según las recomendaciones del fabricante, la altura total del pilar no debería ser inferior a 4,0 mm, la altura inter-



Figura 16 Pilares y coronas totalmente cerámicas terminadas tras estratificación individual con la cerámica IPS e.max Ceram con adaptación a las necesidades anatómicas y estéticas de la paciente.

proximal del hombro, menor de 2,5 mm, y el grosor de la pared del cono coronal protésico no debería ser recortado hasta dejarlo por debajo de 0,8 mm para garantizar que el pilar de óxido de circonio presente una resistencia suficiente.

Asimismo, se precisa una altura mínima del cono protésico del pilar para permitir una retención suficiente tras el cementado de la corona. El uso de los



Figura 17 Dos coronas totalmente cerámicas implantosoportadas con emergencia estética en los dos incisivos laterales, cementadas encima de los pilares de óxido de circonio SPI ART de 3,5 mm con cemento de resina.



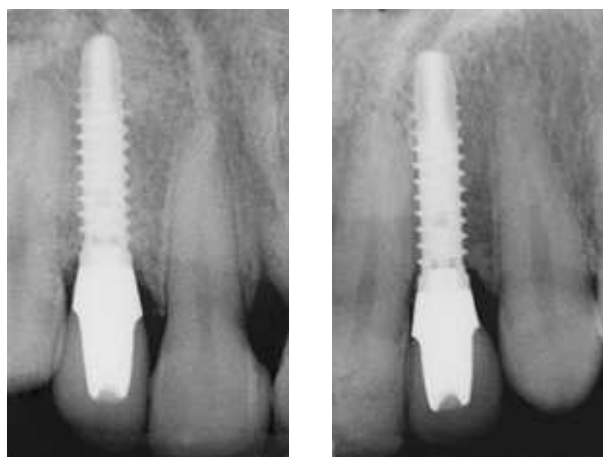
Figura 18 No se apreció ninguna descoloración grisácea en el resultado final. La paciente mostraba una línea de sonrisa atractiva.



Figuras 19 y 20 La radiografía final mostró una relación ideal entre hueso e implante. Los pilares de óxido de circonio poseen una radioopacidad similar a la del metal.



Figuras 21 y 22 Situación a los dos años de la colocación de la restauración final.



Figuras 23 y 24 En la cita de revisión a los dos años, no se observaron cambios radiográficos.



Figuras 25 y 26 No hubo cambios estéticos importantes después de dos años.

pilares de óxido de circonio de 3,5 mm está contraindicado si no se pueden respetar las medidas anteriormente mencionadas. Esto es especialmente cierto en los casos en los que el espacio entre los dientes adyacentes es limitado y existe una oclusión deficiente, como por ejemplo, una gran sobremordida vertical y resalte horizontal, así como en posiciones y angulaciones de implante no ideales que exijan realizar modificaciones marcadas mediante tallado de estos pilares de tamaño reducido.

Es necesario realizar una prueba de los pilares para asegurarnos de que la presión aplicada sobre los tejidos blandos, especialmente en la cara vestibular, no induzca una pérdida de altura gingival (figura 14). Una vez que nuestros pilares cumplieron los requisitos y no precisaron ninguna modificación, se fabricaron las cofias cerámicas con IPS e.max Press (figura 15), estratificando a continuación de forma individualizada las coronas con IPS e.max Ceram según las necesidades



anatómicas y estéticas finales de la paciente²⁰ (figura 16). Por último, las coronas fueron cementadas con un cemento de resina. Las figuras 17-26 muestran el excelente resultado final inmediatamente después de la colocación de las restauraciones y dos años más tarde.

Conclusiones

Dentro de las limitaciones de la ausencia de experiencia clínica a largo plazo en relación con la resistencia a la fractura de los pilares de óxido de circonio de tamaño reducido (3,5 mm SPI ART), el resultado estético fue llamativo y contribuyó de manera significativa a cumplir las necesidades estéticas de la paciente.

Bibliografía

1. Esposito M, Ekström M, Gröndahl K. Radiological evaluation of marginal bone loss at tooth surfaces facing single Brånemark implants. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:151-157.
2. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000;71:546-549.
3. Andersen E, Saxegaard E, Knutsen BM, Haanaes HR. A prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:217-224.
4. Zinsli B, Saegesser T, Mericske E, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:92-99.
5. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Clinical evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restorations: a 7-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:703-709.
6. Comfort MB, Chu FC, Chai J, Wat PY, Chow TW. A 5-year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. *J Oral Rehabil* 2005;32:341-345.
7. Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:113-119.
8. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P. *In vitro* color changes of soft tissue caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:251-257.
9. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993;5:29-23.
10. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent* 1993;5:63-68.
11. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconium abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;3:285-290.
12. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: Fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;37:19-26.
13. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G. *In vitro* evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20:371-376.
14. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an *in vivo* human study. *J Periodontol* 2004;75:292-296.
15. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. *In vivo* fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90:325-331.
16. Dahlin C, Andersson L, Linde A. Membrane-induced bone augmentation at titanium implants. A report on ten fixtures followed from 1 to 3 years after loading. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1991;11:273-281.
17. Langer B, Calagna L. The subepithelial connective tissue graft. *J Prosthet Dent* 1980;44:363-367.
18. Grunder U, Spielman HP, Gaberthüel T. Implant-supported single tooth replacement in the aesthetic region: a complex challenge. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1996;8:835-842.
19. Spray JR, Black CG, Morris HF, Ochi S. The influence of bone thickness on facial marginal bone response: stage 1 placement through stage 2 uncovering. *Ann Periodontol* 2000;5:119-128.
20. Wohlwend A, Schärer P. The empress technique: a new technique for the fabrication of full ceramic crowns, inlays, and veneers. *Quintessenz Zahntechnik* 1990;16:966-978 (English reprint, 1991).