

Un nuevo material fotopolimerizable



Fig. 1.: Situación de partida: se ha de reconstruir el primer premolar Fig. 2.: Se trabaja mecánicamente la cavidad de la espiga.



Michael Hopp¹³,
Andreas Klar²,
Rainer Biffar³

Palabras clave: Modelación de pernos y muñones, modelación directa, fotopolimerización.

Hoy en día el odontólogo dispone de un gran número de sistemas de pernos y de diferentes métodos para la reconstrucción de la parte del muñón de un diente. Si se ha de fabricar en técnica directa una estructura de perno colado individualmente se necesita un material de modelado fiel a la forma y estable. A continuación se presenta un nuevo material fotopolimerizable para el modelado directo de estructuras, que posee propiedades de trabajo mucho mejores que los materiales sintéticos de modelado convencionales a base de PMMA.

Colar pernos y muñones a la "antigua" sigue teniendo todavía bastantes defensores, pese a que mientras tanto hay gran número de alternativas (lista de los sistemas relevantes de pernos, véase ZP 8, 2004):

Materiales para espigas

En las espigas fabricadas se diferencian, en cuanto a materiales, entre:

- aleaciones de oro, de elevado punto de fusión, de baja oxidación, para el colado (p.ej. espigas Permador);
- aleaciones AgPd de capacidad de colado limitada (p.ej. espigas ELD),

- sistemas adhesivos combinables con cabeza cerámica (p.ej. espiga PCR con CER-ACAP);
- espigas NEM (aleaciones a base de cobalto);
- espigas de aleación de titanio puro y titanio (titanio cp grado 4, TiA₁₄V₆ y TiA₁₄Nb₇);
- aleaciones de latón dorado (p.ej. espigas Dentatus);
- acero noble para prótesis provisionales;
- espigas de nicolita (espigas provisionales antiguas);
- cerámica Al₂O₃ (espigas BioloX)
- cerámica GeHIPTer ZrO₂ (p.ej. Cosmopost)
- espigas de polímero reforzadas con fibras de vidrio/cuarzo
- espigas de polímero reforzadas con fibra de carbono
- acero noble para prótesis provisionales

Las aleaciones de latón dorado (p.ej. espigas dentatus) o incluso las espigas de nicolita están obsoletas desde hace tiempo, pero siguen disponibles en el mercado.

La composición y la microestructura de una espiga son parámetros importantes de cara a la estabilidad, las posibilidades de trabajo y a la resistencia a la corrosión (Dionysopoulos et al. 1995).



Fig. 3. La espiga ajusta y se acorta hasta la longitud necesaria.



Fig. 4. Se protege la cavidad con una fina capa de vaselina para evitar que se pegue.



Fig. 5. Espiga in situ



Fig. 6. Se aplica Conlight.

Forma de la espiga

Cada forma se basa en diferentes filosofías. Por principio se distingue entre:

- Espigas cilíndricas, de paredes lisas, con o sin ranura de eliminación de cemento, con o sin parte de muñón.
- Espigas cónicas, de paredes lisas, con o sin ranura de eliminación de cemento, con o sin parte de muñón (p.ej. sistema ER, según Hofmann 1985 a y b).
- Espigas cilindro-cónicas, de paredes lisas, con y sin ranura de eliminación de cemento, con o sin parte de muñón.
- Cilindro de hombro, con y sin ranura de eliminación de cemento, con o sin parte de muñón (p.ej. OptiPost).
- Anclaje atornillado cilíndrico, con y sin ranura de eliminación de cemento, con o sin parte de muñón (p.ej. anclaje de titanio Titronnic, Böttcher et al. 1995; Endofix Plus, Wirz et al. 1995, espigas Para-Post).
- Espigas atornilladas cónicas, con y sin ranura de eliminación de cemento, con o sin parte de muñón (p.ej. anclaje S Exatec).

La elección de forma, material y principio de anclaje es cuestión del dentista, dependiendo del volumen del defecto de la sustancia y de la carga que quepa esperar para el pilar incorporado, pero naturalmente también según su propia experiencia, los costes y el tiempo disponible para el tratamiento. Los anclajes

atornillados de rotación simétrica necesitan la menor cantidad de trabajo y tiempo y, por esta razón, siguen siendo utilizados a pesar de las voces de alarma que se recogen en la bibliografía. Las ventajas de las espigas preformadas son el trabajo en una sesión y el inmediato retoque en el paciente. Las desventajas son la relativamente elevada pérdida de sustancia por la preparación estandarizada para la colocación en unión de fuerza de la parte de retención de las espigas. La forma y la longitud del cabezal de retención para el material de montaje son decisivos para la transmisión de fuerzas y la estabilidad (Chang et al. 1993). Cohen et al (1993) constataron que el acondicionamiento de las espigas y la elección del material de fijación ejercen una considerable influencia sobre la estabilidad del anclaje. La utilización de sistemas multifase de bonding no es, no obstante, ninguna garantía de éxito para la seguridad de torsión del material de estructura en el cabezal de la espiga, pese a las diferentes formas de retención de este cabezal (Cohen et al. 1999). En el caso de espigas radiculares de titanio montadas plásticamente se puede mejorar una anterior silanización de la unión con el composite (Nergiz & Platzer 1991, Nergiz & Platzer 1995, Nergiz et al. 1997).



Fig. 7. Gracias a la consistencia del material es posible realizar una estructura acorde a la forma



Fig. 8. El endurecimiento se realiza con la lámpara normal de polimerización.



Fig. 9. Tampoco es problemática la aplicación posterior de material.



Fig. 10. El rectificado para dar forma es la última operación de trabajo.

El acondicionamiento de la espiga y el material de sujeción tienen una influencia considerable en la estabilidad del anclaje.

Nergiz et al. (1993) mostraron que la fuerza de extracción de la espiga cementada del canal aumenta cuando se rasca el lado interior del conducto con instrumentos diamantados y la superficie de la espiga mediante arenado.

La estabilidad contra fractura de la globalidad del sistema se determina también mediante el parámetro del material de la estructura. De este modo, resultó que, pese a diferentes formas de espigas, las estructuras con Ti-Core son considerablemente mejores que las realizadas con plata Ketac (Cohen et al. 1994). No obstante, mientras tanto sigue siendo válida la recomendación de la Sociedad Alemana para Prótesis odontológica y Ciencia de Materiales (DGZPW, en las siglas alemanas) de utilizar exclusivamente composites para las estructuras plásticas. Mientras que en el pasado las espigas se cementaban por principio o sólo se atornillaban, sigue aumentando de forma constante el número de los sistemas que deben sujetarse de forma adhesiva (Blankenstein 1999). Según indican, las ventajas son la menor preparación del conducto sin simultáneo debilitamiento de la envoltura de dentina y la posibilidad de una deformación unitaria de la totalidad del

sistema bajo carga. Hoy en día sólo atornillar se considera obsoleto. El ajuste del módulo E de las espigas de raíz al de la dentina mediante la utilización de materiales con refuerzo de fibras dio como resultado, en comparación con las espigas metálicas, un tasa de supervivencia considerablemente mayor a carga intermitente (Isidor et al. 1996). La rigidez y el módulo E del material de la espiga son las más elevadas en el dióxido de circonio, y las menores en el titanio pese a la mayor estabilidad y en las espigas de composite con refuerzo de fibra de vidrio (Asmussen et al. 1999). Unas rigideces y módulos de elasticidad muy elevados causan cargas parciales fuertes de la raíz, con el riesgo de fracturas de la dentina. La unión adhesiva entre la dentina y las espigas ZrO2 ha resultado ser el sistema más débil en las comparaciones de Dietschi et al. (1997), mientras que las espigas de fibra de carbono mostraban una buena tasa de supervivencia. La unión adhesiva de la espiga depende del material de sujeción utilizado. Así ha resultado que los cementos de ionómeros de fosfatos y de vidrio generan una resistencia considerablemente menor que los



Fig. 11. Modelado acabado en el diente

materiales de sujeción adhesiva (Duncan & Pameijer, 1998).

Descripción del caso

La fig. 19 muestra el nuevo material fotopolimerizable de modelado Conlight (DeltaMed, Friedberg), que se suministra en jeringas protegidas contra la luz, con aplicadores normales para materiales de viscosidad media. En el caso descrito sirve para la estructura de un primer premolar inferior con pérdida de sustancia ya avanzada en la zona del muñón (fig. 1). A causa de la perforación lateral de la raíz, existente desde hace tiempo, como consecuencia de la colocación de una espiga atornillada, está prevista la extracción del segundo premolar.

Fracturas de dentina por culpa de rigideces y módulos E elevados.

Se elimina mecánicamente el material de relleno de la raíz que se encuentra en el volumen del conducto y se trabaja la cavidad de la espiga en varias operaciones hasta un diámetro de 1,5 milímetros (fig. 2). Las incrustaciones de conducto de rotación no simétrica o muñones de forma irregular impiden que las espigas se suelten a causa de cargas excéntricas. Se introduce la espiga en la cavidad (fig. 3) y se acorta hasta la longitud necesaria. Para que Conlight no se adhiriera con demasiada fuerza a la dentina se aplica una muy fina capa de vaselina en la cavidad (fig. 4). También



Fig. 12. Todos los cantos del modelado son agudos.



Fig. 15. Colado

es suficiente con una ligera humectación con saliva. Se introduce la espiga en la cavidad (fig. 5) y se aplica el material fotopolimerizable llenando la forma alrededor de la espiga (fig. 6). Gracias a la consistencia de viscosidad media del material de modelado se puede configurar grosso modo la estructura sin utilizar ayudas de forma o matrices (fig. 7).

El endurecimiento tiene lugar con la lámpara habitual de polimerización (fig. 8). Como el material fragua exotérmicamente no se deberían endurecer de una vez porciones demasiado grandes. Es posible modelar por capas, ya que la unión con el material aplicado posteriormente funciona a la perfección (fig. 9).

Por último se consigue la forma definitiva mediante rectificado del modelado (fig. 10). La figura 11 muestra el resultado en

el diente. Después de retirar el modelado se verifican todos los cantos. Son agudos (fig. 12).

A continuación se realiza la conversión en metal en el laboratorio de prótesis dental. Se colocan las espigas en la estructura (fig. 13) y se reviste con masas de revestimiento

adecuadas para aleaciones no preciosas (fig. 14). El colado (fig. 15) muestra un derrame completo y una superficie lisa. En la conversión de técnica de colado, Conlight es inerte frente a todas las masas habituales de revestimiento. La capacidad de ajuste del objeto de colado se verifica en el diente (fig. 17) y, de ser necesario, se corrige. Se han de chorrear todas las superficies que entran en contacto con cemento. Si se ha de pegar la estructura, se ha de acondicionar la superficie de la estructura y la cavidad de



Fig. 16. Estructura acabada



Fig. 14. Revestido en una masa adecuada de revestimiento.



Fig. 13. Colocación de espigas de la estructura en el laboratorio.

la espiga para el sistema adhesivo.

Se limpia la cavidad con alcohol y se seca. Con un léntulo o una sonda brillante se efectúa la aplicación del cemento (fig. 18). Ejerciendo una ligera presión y “bombeando” con cuidado se coloca la estructura y se fija en la posición final hasta el endurecimiento del cemento (fig. 20). Después del cementado (fig. 21) se han de eliminar los excedentes y se ha de retocar el diente ligeramente, para eliminar las eventuales socavaduras o cantos (fig. 22). Como última operación de tratamiento se fabrica un nuevo provisional sobre el diente colocado.

Conclusiones

El material fotopolimerizable para modelado Conlight ha sido desarrollado para modelados directos de estructuras de muñones y espigas en boca. Mediante el modelado individual se puede conservar considerablemente más sustancia propia que en anclajes atornillados preparados. Al mismo tiempo, se puede utilizar la dentina restante como una eficaz protección contra la torsión



Fig. 17. Comprobación del ajuste en el diente.

Los mejores resultados de las aleaciones CoCr.

La consistencia en forma de gel del material permite una buena fluencia en las superficies existentes, pero es lo suficientemente resistente como para un modelado rápido y sin problemas de piezas individuales también sin matriz. La transparencia y coloración característica del material permite una clara diferenciación con las estructuras dentales y las piezas modeladas acabadas, lo cual facilita considerablemente tanto el modelado como también el rectificado posterior para dar forma. La aplicación por capas de un modelado se puede realizar sin dificultades. La unión entre cada una de las capas es buena. La capa de inhibición que surge en la superficie no se debería eliminar antes de aplicar material. También es posible aplicar capas inferiores en caso de modelados sólo de paredes finas. El endurecimiento no presenta problemas y es completo.

No hay limitaciones en la elección de piezas acabadas para el modelado. Se pueden utilizar tanto espigas de material sintético, metal y cerámica. Los elementos retentivos son de ayuda.

Una ventaja considerable del material es su buena posibilidad de trabajo, tanto con lijas de diamante como también con fresas de metal duro. Se suprime así la molesta lubricación y la formación de faldones, como es habitual en los materiales sintéticos PMMA. Asimismo, hasta ahora no se ha observado el ensuciamiento permanente de las fresas por culpa del producto despolimerizado.



Fig. 18. Colocación del cemento.

Otra ventaja es la ausencia de olor provocado por el monómero de los materiales de endurecimiento químico. Mediante la muy certera aplicación se puede trabajar ahorrando material. En los PMMA convencionales con frecuencia quedan hasta tres cuartos del material mezclado. En especial en las operaciones de trabajo de mayor duración, el autoendurecimiento es impeditivo.



Fig. 19.
Conlight:
presenta
ción en
jeringas.

Desde un punto de vista de técnica de colado se pueden convertir en metal los modelados sin interacciones negativas con las masas de revestimiento y muestran un ajuste muy bueno en el paciente. Gracias a la superficie densa del Conlight

no se ha de retocar con cera para cerrar los poros.

Al utilizar espigas metálicas al modelar se ha de prestar atención a la elección correcta del material. El colado en el sentido de una soldadura de fusión requiere un material de espiga que no se oxide tampoco a mayores temperaturas. Por esta razón los colados en espigas PdAg son posibles sólo de forma condicionada (Feuerböther 1977) y en aleaciones CoCr y titanio no son posibles o, en su caso, sólo como "refundición"



Fig. 20. Colocación de la estructura.



Fig. 21. Después del cementado.

con anclaje mecánico del material de colado (Hofmann 1985b).

Todos los materiales oxidables son adecuados sólo para el colado de una pieza utilizando perfiles calcinables de espigas, lo cual tiene especial validez para titanio (Rinke et al. 1993).

En comparación con la fabricación indirecta, el procedimiento chairside para el modelado de estructuras requiere con seguridad más tiempo. Sin embargo, la precisión de ajuste, en la fabricación indirecta, con un intersticio medio de 248 μm , no es tan favorable como en los modelados directos con 87 μm (Herzog & Czirjak, 1990). Y un mejor arrastre de forma es decisivo también para una estabilidad a largo plazo del pilar.

Para la estabilidad bajo carga del diente montado, la altura del preparado que abarca la corona ("efecto férula") es más importante que la longitud de la espiga en el diente (Isidor et al 1999). Por esta razón se ha de prescindir de la innecesaria reducción del núcleo de la dentina.

Conlight es mejor que los autopolimerizados convencionales para la fabricación de estructuras de muñones y espigas modelados individualmente. Las buenas propiedades de fluencia están unidas a la necesaria resistencia, de forma que el modelado de la estructura se puede realizar en gran medida sin ayudas adicionales de forma.

Además se ha demostrado que el material se puede realizar de forma rápida y con elevada calidad también para obturaciones, fijaciones de piezas protésicas y la fabricación de topes para la fijación de la mordida. En caso de contacto directo con dientes vitales o mucosas se ha de prestar atención a la generación de temperatura.



Fig. 22. Preparación posterior breve.

Dr. Michael Hopp
Zahnarztpraxis am Kranoldplatz,
Kranoldplatz 5
12209 Berlin
ZTM Andreas Klar
Dentallabor Rübeling & Klar,
Ruwersteig 43
12681 Berlin
Prof. Dr. Reiner Biffar
Ernst-Moritz-Arndt- Universität Greifswald
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
Direktor: Professor Dr. Reiner Biffar
Rotgerberstraße 8
17489 Greifswald

Literatur

1. **Asmussen E., Peutzfeldt A., Heitmann T.:** Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts; J Dent 27, 275 - 278 (1999).
2. **Blankenstein F.:** Wurzelstifte schrauben oder zementieren? Der Berliner Zahnarzt 1/1999, 16 - 17.
3. **Böttger H., Diedrichs G., Stüttgen U.:** Postendodontische Restaurationen mit dem Titronic-Titan-Anker; ZWR 104, 33 - 38 (1995).
4. **Chang W.C., Millstein P.L.:** Effect of design of prefabricated post heads on the core Material; J Prosthet Dent 69, 475 - 482 (1993).
5. **Cohen B.L., Condos S., Deutsch A.S., Musikant B.L.:** Retentive properties of a threaded split post with attachment sleeves cemented with various luting agents; J Prosthet Dent 69, 149 - 154 (1993).
6. **Cohen B.L., Condos S., Deutsch A.S., Musikant B.L.:** Fracture strength of three different Core Materials in Combination with three different endodontic posts; Int J Prosthodont 7, 178 - 182 (1994).
7. **Cohen B.L., Pagnillo M.K., Newman I., Musikant B.L., Deutsch A.S.:** Effects of three bonding systems on the torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs; J Prosthet Dent 81, 678 - 683 (1999).
8. **Dietschi D., Romelli M., Goretti A.:** Adaption of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing; Int J Prosthodont 10, 498 - 507 (1997).
9. **Dionysopoulos P., Skolianos S., Papadogiannis Y.:** A study of the microstructure of some dental retentions pins and fabricated root canal posts; J Oral Rehab 22, 29 - 35 (1995).
10. **Duncan J.P., Pameijer C.H.:** Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study; J Prosthet Dent 80, 423 - 428 (1998).
11. **Feuerböther S.:** Material- und werkstoffkundliche Untersuchungen zum ER-Wurzel-stiftsystem zur Herstellung von Stiftstumpfaufbauten aus Titan unter Berücksichtigung verschiedener Gußsysteme, Diss. Med, HU Berlin 1997.
12. **Herzog M., Czirjak K.:** Untersuchungen zur Passgenauigkeit gegossener Stiftaufbauten aus Nichtedelmetall; Dtsch Zahnärztl Z 45, 260 - 263 (1990).
13. **Hofmann M.:** Das ER-System zum Aufbau marktoter Zähne (I-III); Quintessenz, 41 - 50; 263 - 270; 451 - 456 (1985).
14. **Isidor F., Ödman P., Brøndum K.:** Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts; Int J Prosthodont 9, 131 - 136 (1996).
15. **Isidor F., Brøndum K., Ravnholdt G.:** The influence of post length on the Resistance to cyclic prefabricated titanium posts; Int J Prosthodont 12, 78 - 82 (1999).
16. **Lauer H.C., Ottl P., Weigl P.:** Mechanische Belastbarkeit verschiedener Stiftaufbau-Systeme; Dtsch Zahnärztl Z 49, 985 - 989 (1994).
17. **Nergiz I., Platzer U.:** Retention von Kunststoffaufbauten an silanisierten Titanwurzelstiften; Dtsch Zahnärztl Z 46, 410 - 412 (1991).
18. **Nergiz I., Platzer U.:** Die Haftung verschiedener Kompositaufbauten an Titanwurzelstiften; Dtsch Zahnärztl Z 50, 447 - 450 (1995).
19. **Nergiz I., Schmage P., Platzer U.:** Abzugskraftmessungen bei Wurzelstiften mit verschiedenen Oberflächen; Dtsch Zahnärztl Z 50, 661 - 664 (1993).
20. **Nergiz I., Schmage P., Platzer U., McMullan-Vogel C.G.:** Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts; J Prosthet Dent 78, 451 - 457 (1997).
21. **Rinke S., Patyk A., Kalbfleisch H.:** Gegossene Stiftaufbauten aus Reintitan - eine In-vitro-Studie; Quintessenz Zahntech 19, 505 - 515 (1993).
22. **Wirz J., Schär A.R., Schmidli F.:** Endofix plus - das modernisierte und optimierte Aufbausystem für stark zerstörte Zähne: Teil 1-2; Quintessenz,