

### [Resumen]

La planificación y preparación óptimas de restauraciones protésicas combinadas constituyen la base de un tratamiento exitoso y de alta calidad. A la hora de escoger los elementos de anclaje, se observa actualmente una transición desde las conexiones complicadas (conectores, cerrojos, articulaciones) hacia los sistemas de corona doble de fácil implementación. También las combinaciones de dientes naturales e implantes están experimentando un crecimiento, gracias a la optimización de la distribución de pilares. Se abordarán diversas posibilidades protésicas de implementación, específicas según la edad y el caso concreto. En esta segunda parte del artículo se prestará especial atención a los elementos de anclaje en la prótesis combinada.

### Palabras clave

Prostodoncia combinada.  
Prostodoncia híbrida. Tratamiento previo. Elementos de anclaje. Criterios de planificación. Protocolo de desarrollo. Preparación del tratamiento. Anclaje.

(Quintessenz Zahntech.  
2008;34(2):172-88)



## Planificación protésica para prótesis combinada fija-removible sobre dientes naturales, implantes y su combinación (2.ª parte)

**Michael Hopp y Reiner Biffar**

### Introducción

Hace mucho tiempo que se conoce y se valora la importancia de la prótesis fija-removible combinada (abreviada como prótesis combinada) en sus diversas formas. Las construcciones estéticas y la conservación y estabilización a largo plazo de la dentición remanente, acompañadas de una reducción de la carga de apoyo sobre el tegumento, garantizan la satisfacción del paciente y del odontólogo. La elección de los elementos de anclaje se basa principalmente en los pilares existentes y en el criterio del odontólogo, pero también viene determinada por aspectos técnicos y decisiones relativas a la legislación de seguros en cuanto a la asunción de costes. Así, es razonable considerar el cambio desde las conexiones complicadas (conectores, cerrojos, articulaciones) a los sistemas de corona telescópica de fácil implementación.

Gracias a la optimización de la distribución de pilares, las combinaciones de dientes naturales e implantes están experimentando un crecimiento. En este contexto des-

# PUESTA AL DÍA

## CORONAS Y PUENTES

empeñan un papel esencial los aspectos biomecánicos de la aplicación uniforme de la carga sobre los pilares y el tegumento. No obstante, es importante la evaluación desde el punto de vista de la movilidad de los pilares naturales y artificiales.

La planificación protésica de una prótesis removible puramente implantosoportada constituye la condición fundamental para un tratamiento continuado y determina el alcance de la intervención quirúrgica y el número de pilares necesarios.

Para las barras se aplica, en cuanto a la asunción de costes, lo mismo que para los conectores tratados ya en la primera parte de este artículo. Por este motivo, este tipo de acoplamiento de la parte removible de la prótesis ya sólo se encuentra prácticamente en la implantología (fig. 1). Las variantes constructivas de las barras son la articulación de barra con sección transversal redonda u ovalada (fig. 2), así como el conector de barras con cuerpos de barra de paredes paralelas o ligeramente cónicos, con o sin elementos de retención, tales como espigas de fricción y cabezas esféricas, entre otros. Las barras pueden ser intermedias o estar trabajadas con extensiones o muñones de barra (barras de extensión).

Los cuerpos de barra y los clips de barra pueden estar trabajados en posición final o con un espacio de resiliencia adicional de unos 0,5 mm, lo cual da lugar a las barras de resiliencia.

Las barras están indicadas en caso de ejes de apoyo largos y distribuciones de pilares óptimas. La figura 3 muestra una visión de conjunto.

En las articulaciones de barra, la barra constituye al mismo tiempo el eje de rotación para la parte removible de la prótesis. En consecuencia, tales rehabilitaciones no conducen a la disminución, provocada por la presión, de la reabsorción ósea de la zona de apoyo de la prótesis alejada de la barra. En virtud de las propiedades de recuperación del clip de barra, la barra ovalada descarga al tegumento sometido a carga. En caso de caninos inferiores reducidos periodontalmente, la articulación de barra, fijada sobre cofias de espiga radicular, es un medio terapéutico eficiente para la retención de la prótesis. Si en una articulación de barra se utilizan adicionalmente extensiones de barra,

Elementos de anclaje  
en la prótesis combinada  
*Barras*



Fig. 1. Anclaje de barra en la implantología.



Fig. 2. Construcción de barras exitosa al cabo de 30 años de permanencia.

Fig. 3. Ejemplos de indicaciones de barras en el maxilar inferior; a: articulación de barra, apoyo lineal-periférico; b: articulación de barra con muñones de barra (extensiones), apoyo cuadrangular con característica de conector de barra; c: conector de barra con soportes de corona fresados (ranuras y espigas de hombro), apoyo cuadrangular; d: conector de barra con soportes de corona fresados (ranuras y espigas de hombro) y muñones de barra (extensiones), apoyo cuadrangular; e: coronas con conector de barra, apoyo cuadrangular (todas las indicaciones son realizables también como prótesis telescópica).

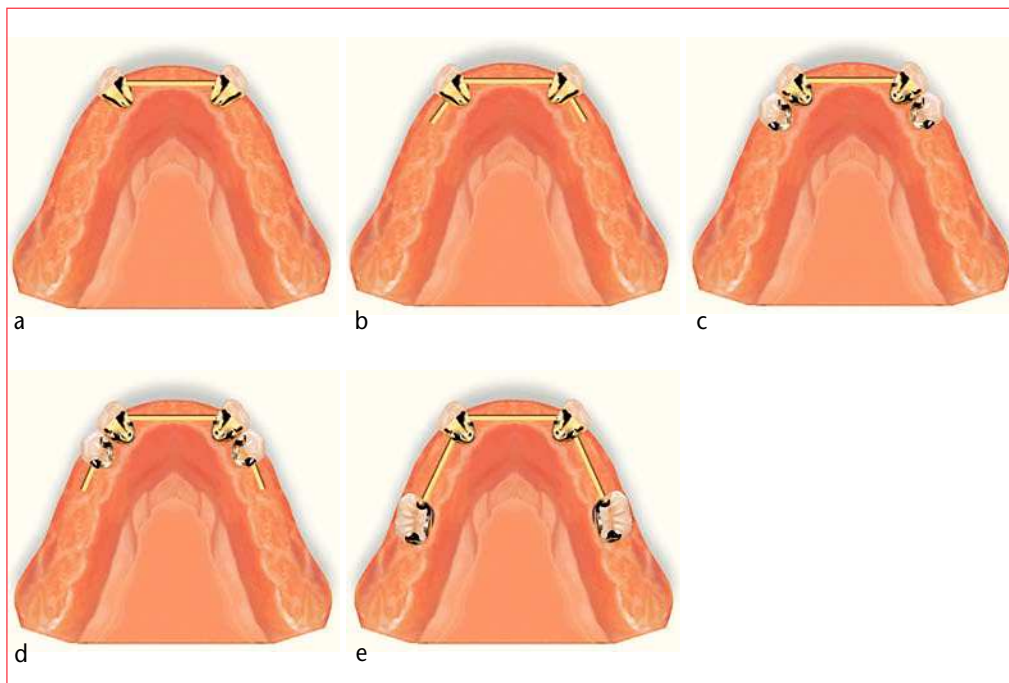


Fig. 4. Un conector de barra fresado.

se suprime el acoplamiento articulado y adopta el carácter de un conector de barra, lo cual puede conducir al fracaso en caso de tan sólo dos pilares (fig. 3b).

La decisión entre un conector de barra o una articulación de barra viene determinada por el número y la distribución de los pilares. En caso de dos o más pilares dispuestos en línea recta, está indicada una articulación de barra con barra redonda u ovalada.

En caso de cuatro o más pilares en distribución poligonal, puede utilizarse una barra fresada como conector de barra (fig. 4). Los conectores de barra proporcionan un asiento de la prótesis muy firme y seguro, y minimizan la reabsorción ósea en la zona del tegumento. El uso de diversos elementos de retención adicionales en las barras permite lograr un anclaje rígido y muy seguro<sup>33</sup>. La ventaja de todas las barras es la ferulización primaria de todos los pilares.

Se han acreditado las restauraciones mediante barras en diversas ejecuciones, también como soluciones en la prótesis gerontológica<sup>18-20</sup>. La experiencia ha demostrado que los conectores de barra son menos problemáticos que las articulaciones de barra en cuanto a sus necesidades de reparación.



# PUESTA AL DÍA

## CORONAS Y PUENTES

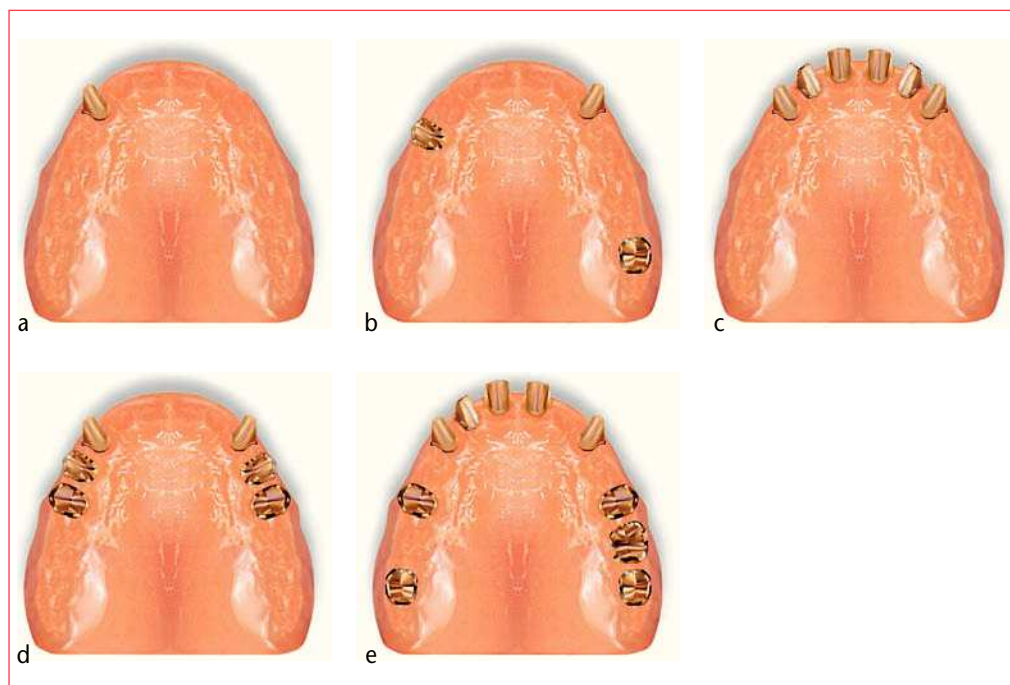


Fig. 5. Ejemplos de indicaciones de coronas telescópicas con correlación con la expansión de la base; a: dientes individuales, telescópica, base completa/sobredentadura; b: 2-4 dientes, telescópica/conos, base completa/sobredentadura; c y d: 4-6 dientes, conos, base reducida/esqueletizada; e: 7-14 dientes, conos, sin paladar, diseño de puente.

Las articulaciones se dividen en articulaciones rígidas y articulaciones con resiliencia. Las articulaciones rígidas están fijadas como un conector a un bloque de corona y están provistas de una función de basculación (rotación) adicional, lo cual conduce a una mayor carga por parte de la base de la prótesis sobre el tegumento alejado de la barra. La característica distintiva de las articulaciones con resiliencia es una aplicación muy uniforme de la fuerza sobre el tegumento en caso de apoyo prácticamente ausente hasta cambiante en la dentición remanente. La indicación clásica es la arcada dentaria acortada. Las construcciones de articulación son complejas y caras. Actualmente, la filosofía del acoplamiento articulado se ha incorporado a la discusión bajo el aspecto de la configuración biomecánica optimizada de la prótesis. Las articulaciones son un elemento de conexión raramente utilizado. Cabe mencionar como ejemplo la articulación Mini SG (C&M, Biel, Suiza).

### Articulaciones

Los sistemas de corona telescópica se dividen en telescópicas de paredes paralelas, coronas cónicas y formas mixtas con y sin elementos de retención adicionales, tales como espigas de fricción, pasadores elásticos y esferas, entre otros. Las verdaderas telescópicas se utilizan en la dentición remanente fuertemente reducida, como coronas telescópicas de resiliencia clásicas con un margen de resiliencia de aproximadamente 0,5 mm. Su importancia ha decrecido a causa de los avances en la técnica de coronas telescópicas.

### Coronas telescópicas

La figura 5 muestra ejemplos de indicación típicos para las coronas telescópicas. Mientras que en la dentición remanente reducida (figs. 5a y 5b) es necesaria la placa palatina íntegra para la transmisión de fuerza, a medida que aumenta el número de dientes se puede cambiar a placas reducidas o esqueletizadas (fig. 5c). En presencia de más de seis a siete dientes, una distribución de pilares favorable y un anclaje periodontal suficiente, es posible prescindir por completo del recubrimiento palatino y optar por un



Fig. 6. Piezas primarias de metal no noble bajo puente telescópico.  
Fig. 7. Piezas primarias prensadas.

Fig. 8. Piezas primarias de dióxido de zirconio fresadas con el sistema DCS-Precident (Bien-Air Dental SA, Bienne, Suiza).

diseño de puente (fig. 5d). Este último caso está pensado para la dentición periodontalmente dañada, puesto que la configuración de la estructura posibilita la integración posterior de una estructura palatina colada o de una banda transversal.

Las piezas primarias pueden estar realizadas en metal, resinas especiales o cerámica. Para las piezas primarias de cerámica está indicado el dióxido de circonio ( $ZrO_2$ ), en virtud de su elevada estabilidad con un grosor reducido del material<sup>43</sup>.

Las piezas primarias cerámicas se fresan hasta 0 a 2º mediante la utilización de barniz conductor durante la electroformación de las cofias. Las figuras 6 a 8 muestran distintos materiales para las piezas primarias. La elaboración protésica representa actualmente el estado de la técnica, y la fuerza de retención promedio se sitúa alrededor de 5 N. Las cofias galvánicas obtenidas mediante deposición electrolítica para la técnica adhesiva se han impuesto sobre las piezas secundarias coladas individualmente. Al observar la prótesis removible se aprecian las cofias galvánicas, cuyo color dorado constituye también un importante indicador de la función correcta (fig. 9). Si las cofias adquieren una coloración entre marrón y negra o si retienen placa, el ajuste no es correcto y es preciso identificar la causa. El ajuste entre la pieza primaria metálica y la cofia directamente galvanizada es perfecto (fig. 10).

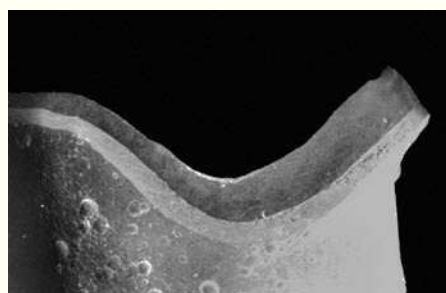
Un nuevo concepto para la confección de la construcción removible es la utilización de  $ZrO_2$  con cofias galvánicas adheridas, tal como recomienda DCM (Rostock, Alemania) (fig. 11).

Las coronas cónicas se cuentan entre los elementos de acoplamiento simples pero de retención segura que pueden implementarse de forma clínicamente sencilla y tienen un precio ventajoso en comparación con numerosos elementos complicados. Las coronas cónicas o las formas mixtas con porciones de paredes paralelas poseen la capacidad de autocentrado y, si su confección es correcta, también son autoactivables.

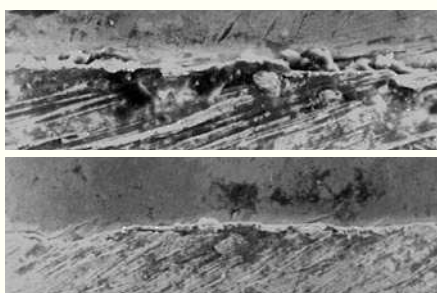
# PUESTA AL DÍA

## CORONAS Y PUENTES

Fig. 9. Piezas secundarias de oro galvánico adheridas.



Vista general



— 50  $\mu$ m

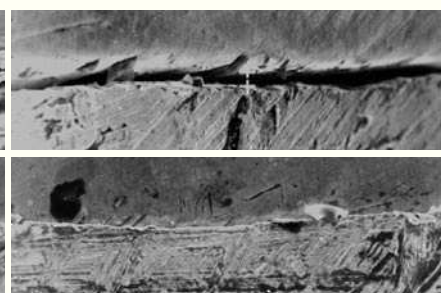


Fig. 10. Ajuste sin intersticio de las cofias galvánicas obtenidas mediante deposición directa; anchura de intersticio máxima: 7,25  $\mu$ m.

Fig. 11. Un puente telescópico de  $ZrO_2$  con piezas secundarias galvánicas adheridas (fuente: DCM Rostock).



Las coronas cónicas correctamente configuradas son garantía de una fuerza adhesiva satisfactoria y de acción duradera. Para los así denominados anclajes normales, el ángulo de convergencia  $\alpha/2$  está fijado en  $6^\circ$ . En sus investigaciones, Körber y Blum<sup>24</sup> han constatado que utilizando goniómetros convencionales con escala aproximada no puede alcanzarse de forma reproducible la fuerza adhesiva clínicamente relevante. Así, la consecución de una exactitud del ángulo del cono de  $0,1$  a  $0,5^\circ$  es necesaria para la reproducción de la fuerza adhesiva. En este contexto, desempeñan un papel esencial la forma y el material de las piezas primaria y secundaria, así como las características del medio que llena el intersticio (saliva).

Sassen<sup>30</sup> constató que, en comparación con las prótesis ancladas mediante grapas coladas, la estabilidad oclusal de las construcciones ancladas bilateralmente mediante coronas telescópicas es sensiblemente mayor, pese a que la ausencia de hallazgos clínicos en músculos y articulaciones temporomandibulares durante el período del estudio fue aproximadamente la misma.

Durante los movimientos fisiológicos de la boca, los dientes pilares no presentan movimientos patológicos tras la rehabilitación mediante prótesis parciales. Los pilares continuaban estables también diez semanas después de la rehabilitación. La prótesis ejerce una función ferulizadora<sup>35</sup>.

Un estudio de Garrett et al<sup>11</sup> arrojó la interesante constatación de que la sensibilidad táctil de los pilares naturales no se diferencia significativamente de la de los pilares de implante.

Utilizando distintos pares de materiales, Besimo et al<sup>3</sup> constataron que las fuerzas de desprendimiento de coronas telescópicas con piezas primarias de titanio y piezas secundarias de aleaciones de oro coladas se incrementan ligeramente al cabo de 10.000 ciclos. Ello se debe a una rugosificación y un «gripaje» de las superficies metálicas deslizantes. Esto puede evitarse mediante el uso de componentes obtenidos mediante deposición galvánica. Actualmente, en los sistemas de coronas telescópicas existen diversas posibilidades de reparación y restablecimiento de la funcionalidad, lo cual favorece su uso extendido. Dichas posibilidades son:

- aporte de material puntual incontrolado (soldadura indirecta, soldadura láser)
- incorporación de estructuras de fricción con deformación por tenaza de la corona secundaria



Fig. 12. Restablecimiento funcional de coronas telescópicas con barniz de fricción SD...

Fig. 13. ... como alternativa al Quick-tec.



# PUESTA AL DÍA

## CORONAS Y PUENTES

- elementos de retención adicionales, por ejemplo Quick-tec (Si-tec GmbH, Grevelsberg, Alemania)
- incisión y soldadura láser (estrechamiento)
- aporte galvánico de material en la corona secundaria
- barnices reforzados con metal para incrementar la fricción

La figura 12 muestra la aplicación de un barniz de fricción reforzado con metal (SD-Friktionslack, Servo-Dental, Hagen-Halden, Alemania) y la figura 13 muestra Quick-tecs en las piezas secundarias.

Los enclavamientos de prótesis removibles y puentes condicionalmente removibles resultan necesarios con gran frecuencia, y pueden ejecutarse como cerrojo de inserción, giratorio o basculante y de inserción. El cerrojo determina siempre una subestructura portante. Los cerrojos colados individualmente presentan un mayor desplazamiento y un desgaste más acusado que los cerrojos erosionados individual-

*Cerrojos*



Fig. 14. Un puente anclado mediante cerrojo.

mente. En caso de utilizarse un cerrojo, es preciso incluir en los cálculos el espacio correspondiente, y el paciente debe estar en condiciones de manejar el cerrojo. En el caso de los cerrojos autocerrables activados por resorte no deben incorporarse más de dos, dado que es preciso abrirlos simultáneamente. La figura 14 muestra un puente anclado mediante cerrojos.

A este grupo pertenecen los clásicos anclajes de bola con posibilidad de compensación de la dirección de inserción, y otros más bien de tipo conector, tales como los anclajes de espiga de recorrido estrictamente paralelo con mecanismos de retención adicionales, como arandelas elásticas. Un ejemplo de esto último es la espiga de Gerber, una retención asentada supradentalmente y que se ancla mediante una espiga radicular.

Las indicaciones para las retenciones de cabeza esférica se muestran en la figura 15. Las retenciones snaps están especialmente indicadas para dientes individuales/denticiones

*Snap*



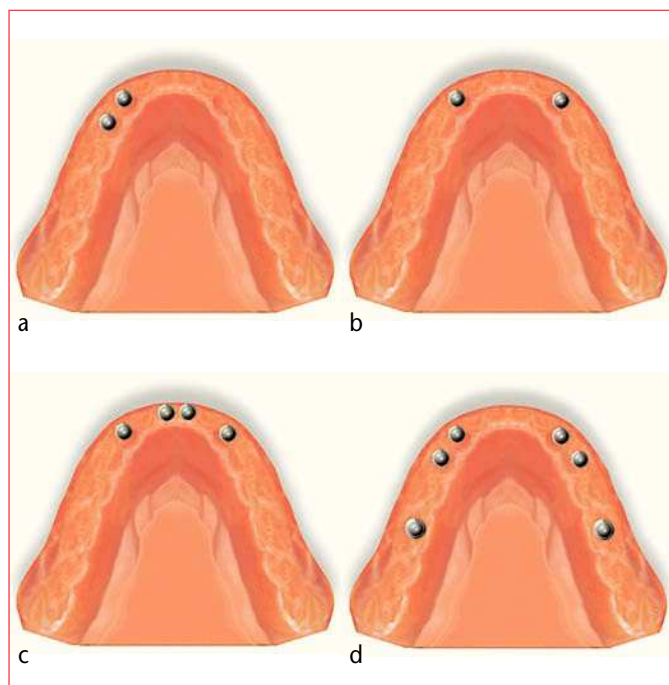


Fig. 15. Ejemplos de indicaciones de cabeza esférica; a: 1-2 snaps, base completa; b: 2 snaps, base completa; c: 4 snaps, base reducida; d: 6-8 snaps, base reducida/diseño de puente.



Fig. 16. (arriba a la derecha) Un anclaje de cabeza esférica en la dentición remanente fuertemente reducida.

Fig. 17. Sustitución sencilla de matrices divididas en dos partes.

remanentes (fig. 16). Si el número de los elementos de retención es suficiente y su distribución es favorable, se puede reducir la base.

La particularidad de las retenciones de cabeza esférica reside en los seis grados de libertad de la bola en la matriz, lo cual impide la combinación con conectores altamente precisos, barras y coronas telescópicas. Las retenciones de cabeza esférica modernas poseen una matriz dividida en dos partes, compuesta por una parte de retención en la resina de la prótesis y la matriz atornillable propiamente dicha. Los sistemas modernos incorporan matrices con varias fuerzas de retención, así como para la compensación de bolas desgastadas (unor, Schlieren, Suiza, y C&M). Éstas pueden sustituirse muy fácilmente utilizando un destornillador especial (fig. 17).

Los niveles de aceptación y satisfacción con las restauraciones con anclajes de bola se sitúan en segundo lugar entre los pacientes tras las barras<sup>7</sup>. Este tipo de rehabilitaciones permite restablecer por medios sencillos las funciones masticatoria y fonética.

En estudios in vitro se ha demostrado que la calidad de los distintos conectores de bolas es desigual, y que la capacidad de retención varía durante la función<sup>26</sup>. Esto puede deberse a rugosificaciones de las superficies con el consiguiente aumento de las fuerzas de fricción, pero también a la abrasión con disminución de las fuerzas de fricción<sup>4</sup>.

Si bien los anclajes de cabeza esférica también son clínicamente aceptables, presentan una mayor vulnerabilidad a los defectos<sup>6</sup>, debido también al gran número de grados de libertad posibles y a la distancia del movimiento.

# PUESTA AL DÍA

## CORONAS Y PUENTES



Fig. 18. Dos imanes stecco para la retención de la prótesis del maxilar superior.



Fig. 19. Cuatro imanes stecco en el maxilar inferior.

Las construcciones protésicas retenidas por imanes ocupan en la implantología sobre implantes prefabricados<sup>13,39-42,44,45</sup>, en la prótesis combinada<sup>12-25,46</sup> y en la epítisis<sup>9-36,42</sup> una posición prominente para la rehabilitación de pacientes desdentados o en pacientes con dentición remanente reducida aún presente. La sencillez de la manipulación durante la colocación y la retirada de la construcción removible es fascinante, combinada con la seguridad posicional y la gran comodidad de uso. Su indicación coincide aproximadamente con la de los snaps (fig. 15). Las figuras 18 y 19 muestran aplicaciones de imanes en los maxilares superior e inferior<sup>19,20</sup>.

Los anclajes magnéticos son elementos de acoplamiento de fácil manejo, especialmente indicados para su uso en la prótesis gerontológica. Con unas fuerzas de retirada de aproximadamente 200 a 500 g-fuerza, este sistema de anclaje es capaz de retener una prótesis de forma segura. En caso de formas de imán planas o ligeramente esféricas, el método constructivo obliga a bloquear en la base de la prótesis el posible desplazamiento lateral del cuerpo de la prótesis. En caso de utilizarse imanes cónicos, es recomendable emplear cuatro pilares en lugar de dos. Las ventajas de los imanes residen en su asiento seguro, la facilidad de colocación y retirada y el autocentrado, mientras que sus inconvenientes son en algunas ocasiones su precio y su altura de montaje. Así pues, este elemento de retención también está especialmente indicado para pacientes manualmente disminuidos y con deficiencia visual. Su limpieza es relativamente sencilla, al igual que una eventual reparación.

Están disponibles materiales magnéticos de diversos tipos procedentes de la aplicación técnica. La prótesis magnética se diferencia también en el tipo de encapsulación y en el tipo de contraímán, o en la utilización de una placa ferromagnética, por ejemplo una aleación con la composición Pd60Co38Pt1 con trazas de indio y galio, cada uno de los cuales representa menos de un uno por ciento de la composición. Aleaciones ferromagnéticas con esta y otras composiciones son habituales en el sistema de implantes Astra (Astra Tech, Elz, Alemania) y en los imanes Dyna.

A diferencia de los imanes permanentes normales, como los imanes de ferrita dura  $\text{Fe}_2\text{O}_3$  o los imanes de aluminio-níquel-cobalto (AlNiCo), los materiales magnéticos para la odontología son imanes de samario-cobalto con la fórmula  $\text{SmCo}_7/\text{Sm}_2\text{Co}_{17}$  e imanes de neodimio-hierro-boro (NdFeB). Tales imanes<sup>23-40</sup> se caracterizan por una remanencia y una fuerza de campo coercitivo superiores.

### Imanes

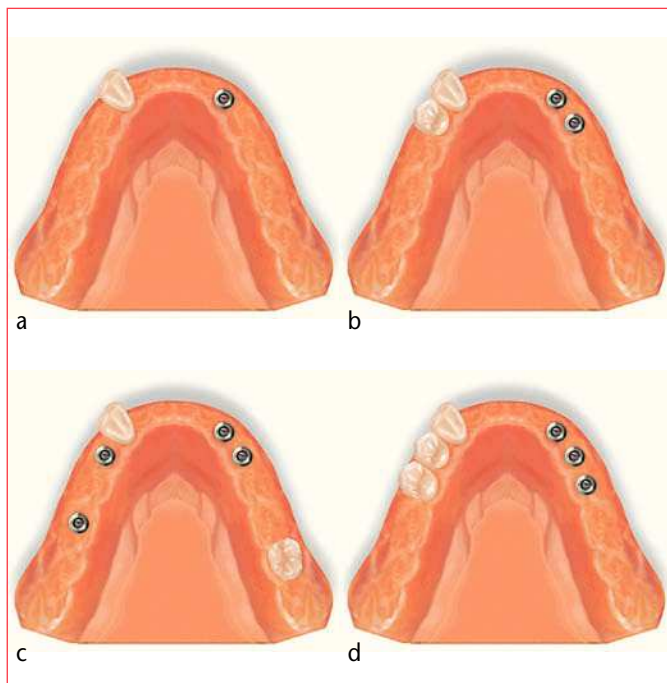


Fig. 20. Posibilidades de indicación para el aumento de pilares/optimización de la posición.

Fig. 21. Radiografía tras el aumento de pilares.



Fig. 22. Piezas primarias in situ.



Fig. 23. Una prótesis colocada.

Un importante aspecto de la biocompatibilidad a tener en cuenta reside en la posible acumulación de placa en construcciones retenidas por imanes. Tiller<sup>38</sup> estudió la influencia de los imanes permanentes sobre la formación de placas microbianas, y constató que existe una facilidad de higiene análoga a la de las prótesis superiores o inferiores completas sin anclaje magnético. No se observó ningún incremento local de la cantidad de placa. Por lo tanto, la acumulación de placa depende más bien de la estructura de la prótesis que lleva el imán.

La biocompatibilidad de las retenciones magnéticas sólo puede considerarse problemática cuando el imán steco (steco-system-technik GmbH & Co. KG, Hamburgo) sellado mediante soldadura láser en una cubierta de titanio estanca al gas entra en contacto con el mundo exterior y se producen procesos de corrosión muy rápidos. Hopp et al<sup>16,17,21</sup> demostraron en sus estudios que el intenso comportamiento de solubilidad de los materiales magnéticos sinterizados pasa a ser irrelevante tras el sellado mediante soldadura en un contenedor del imán estanco al gas, y que los imanes steco poseen una biocompatibilidad excelente.



# PUESTA AL DÍA

## CORONAS Y PUENTES

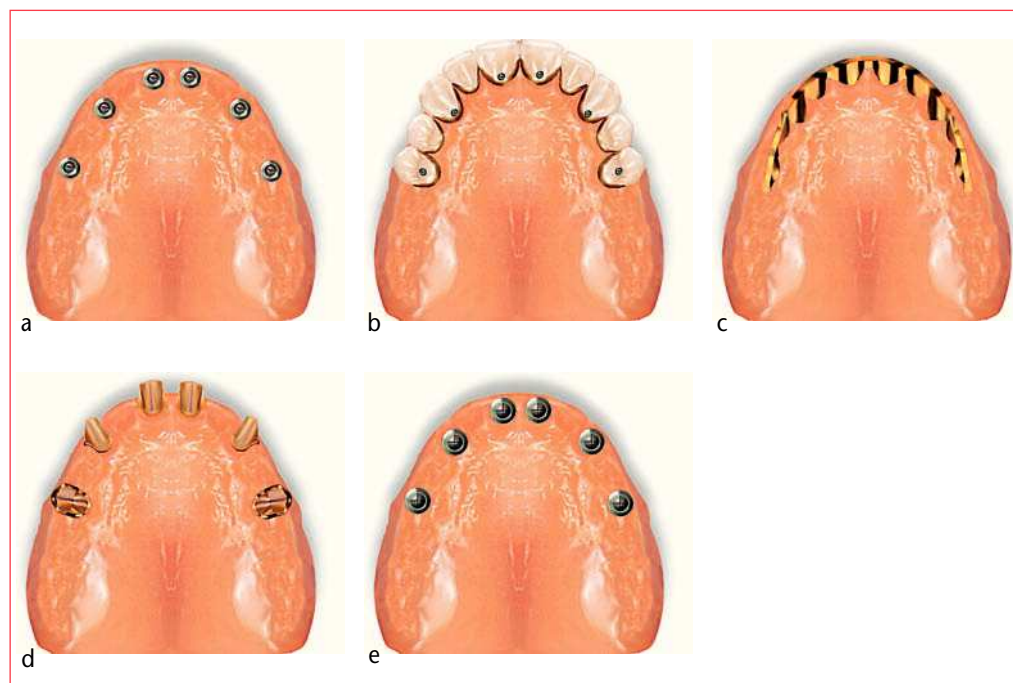


Fig. 24. Posibilidades de rehabilitación protésica del maxilar edéntulo con un número suficiente de implantes. Criterios: fija, sin ferulización primaria y secundaria, precio, facilidad de higiene, calidad, a: maxilar edéntulo; b: atornillada o cementada de forma fija; c: barra con o sin cerrojo; d: conos; e: cabezas esféricas/imanes.

Tan sólo la transmisión directa de la fuerza al hueso garantiza una preservación óptima de la estructura de los tejidos orales. La validez de este principio abarca desde la corona individual hasta la prótesis removible implantosoportada. En casos de reconstrucción incompleta con número de pilares reducido, la distribución de los pilares es importante para asegurar una transmisión óptima de la fuerza al hueso.

El propósito del trabajo con el esquema de planificación según Körber (véase la 1.<sup>a</sup> parte) consiste en configurar mediante implantes las distribuciones de pilares, de modo que se obtenga una asignación a grupos mejor tratables desde el punto de vista del pronóstico<sup>10</sup>. El objetivo declarado de los tratamientos implantológicos es restablecer con el mayor éxito posible el apoyo periodontal (grupo A) y el apoyo periodontal-mucoso en caso de arcada dentaria acortada y eje de apoyo ancho (grupos B y C). En la planificación protésica se intenta convertir los grupos pronósticamente poco exitosos en grupos exitosos.

En la figura 20 se muestran ejemplos de las indicaciones del aumento de pilares, mientras que en las figuras 21 hasta la 23 se muestra un caso clínico con un coste calculable.

En caso de asiento defectuoso de las prótesis y cresta alveolar fuertemente reducida, el deseo de mejora está presente en todos los grupos de edades<sup>27</sup>. En tales casos, muchos de los pacientes prefieren una reconstrucción fija.

A las rehabilitaciones mediante implantes se les atribuye, además de buenas propiedades físicas, la preservación de la cresta alveolar<sup>31</sup>. Ha sido posible demostrar experimentalmente en el modelo animal un estímulo favorecedor de la reconstrucción en la cresta alveolar tras la inserción del implante. A este respecto, Schulte constató: «Cuanto antes [...] se inserte el implante, tanto más tiempo se conservará la cresta alveolar y tanto más tiempo se retrasará la atrofia orofacial»<sup>32</sup>. En este contexto, el planificador se

*Prótesis combinada  
sobre implante  
y dientes naturales*

*Prótesis combinada  
implantosoportada*



Fig. 25. Posibilidades de rehabilitación en el maxilar inferior dependiendo del número de implantes; a: anclaje de cabeza esférica, barra, imán, base completa; b: anclaje de cabeza esférica, corona doble, barra, imán, base completa, base reducida; c: puente, diente individual, corona doble, anclaje de cabeza esférica, barra (imán), base reducida.

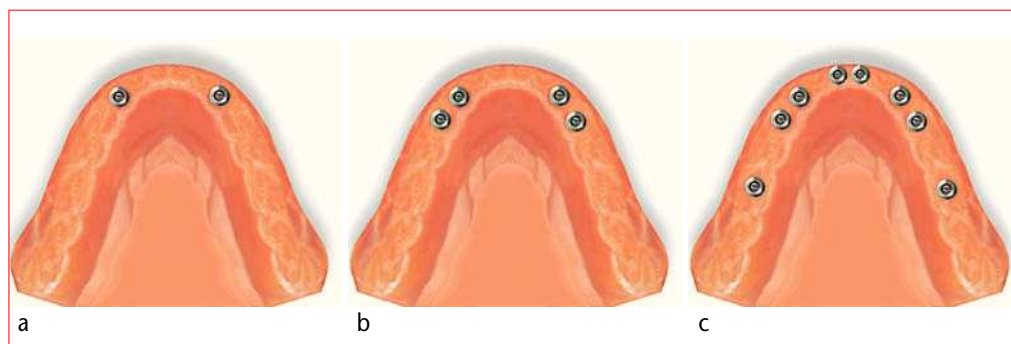
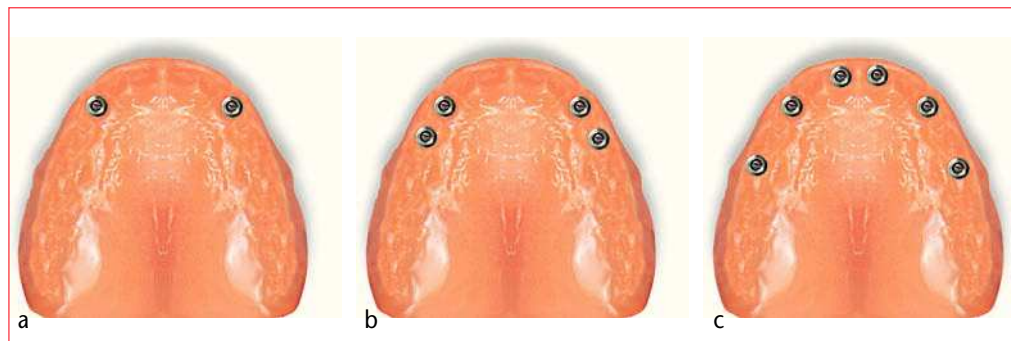


Fig. 26. Posibilidades de rehabilitación en el maxilar superior dependiendo del número de implantes; a: anclaje de cabeza esférica, imán, placa completa; b: anclaje de cabeza esférica, corona doble, imán, (barra), placa completa, placa reducida; c: anclaje de cabeza esférica, corona doble, imán, barra, puente, placa reducida, sin paladar.



enfrenta al reto de decidir sobre la conveniencia y el momento de extraer dientes naturales y sustituirlos por implantes. La máxima con implicaciones monetarias «Todo diente está cerrando el paso a un implante» no debería ser nunca la línea directriz de la planificación.

Resulta especialmente importante la definición del objetivo del tratamiento con el tipo de reposición, el número y la distribución de los implantes<sup>2</sup>. La figura 24 muestra, en relación con el número de implantes, la gran variedad de restauraciones protésicas posibles. Dado que no todos los pacientes pueden o quieren permitirse la solución máxima, o no siempre se dispone del hueso suficiente para acomodar numerosos implantes, deben existir también posibilidades de planificación con un número de implantes limitado. La figura 25 muestra posibilidades de rehabilitación para el maxilar inferior, y la figura 26 para el maxilar superior. Tomando como ejemplo las retenciones de cabeza esférica, en la figura 27 se muestran diversas distribuciones de implantes. Lo ideal es una distribución con una gran área de apoyo poligonal. Para evitar provocar una transmisión de fuerza excesiva al hueso, se lleva la prótesis durante aproximadamente dos semanas sin las matrices colocadas, de modo que tras la integración de las matrices la fuerza quede repartida entre el tegumento y los implantes osteointegrados.

Gracias a la estructura ósea compacta del maxilar inferior, la capacidad de carga de los implantes es muy elevada, y los períodos de cicatrización individuales se acortan. Cuanto más corto sea el período de cicatrización de los implantes, tanto mejores deberían ser la ferulización y la estabilización. Las ferulizaciones primarias mediante una barra son las que admiten la mayor carga, y también son especialmente recomendables en caso de aumentos de gran volumen.

La elección de elementos de anclaje sobre implantes para prótesis combinada depende del número de implantes, de la forma de los conectores y del tipo de implantación. Los

# PUESTA AL DÍA

## CORONAS Y PUENTES

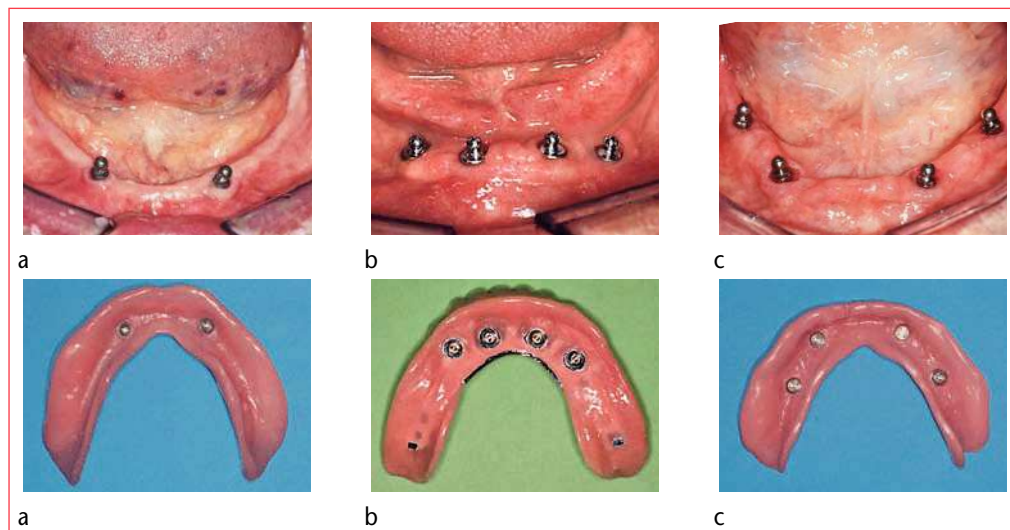


Fig. 27. Distintas disposiciones de implantes en prótesis retenidas por cabeza esférica.

tipos de conector presentan tan sólo diferencias reducidas en cuanto a su repercusión sobre la movilidad de la prótesis removable. No obstante, las repercusiones en cuanto al lugar de la fuerza aplicada ejercen una influencia esencial sobre la movilidad de la prótesis<sup>34</sup>.

Otros criterios de decisión para la elección de los conectores son la edad, la habilidad manual y la capacidad visual del paciente. Cuanto más limitado esté el paciente en este sentido, tanto más sencilla debe ser la manipulación de la prótesis dental.

DeBoer<sup>8</sup> constató en sus estudios que el esfuerzo para una prótesis de sobredentadura es sensiblemente inferior que el que exigen las construcciones fijas. A su vez, las prótesis retenidas por bola permiten una elaboración más sencilla, son más fáciles de mantener y de reparar y tienen un coste menor, especialmente cuando se puede utilizar el cuerpo de la prótesis para la restauración global.

En las restauraciones retenidas por implantes en el maxilar inferior, los conectores de bola se han acreditado clínicamente como solución sencilla y económica<sup>3,14</sup>. Quedan firmemente asentadas, son fáciles de limpiar y posibilitan una colocación y una retirada sencillas<sup>29</sup>.

Una reabsorción ósea creciente del maxilar inferior puede reducir o suprimir la sujeción de una prótesis mucosoportada que por lo demás esté funcionalmente intacta. En las restauraciones fijas no aparecen tantos problemas, y éstos son menores, como en las prótesis removibles<sup>37</sup>. Sin embargo, si el paciente ya está acostumbrado a una prótesis removable que está perdiendo su sujeción debido a la atrofia ósea, la experiencia demuestra que mediante la fijación del implante se alcanza muy rápidamente un alto grado de satisfacción.

Ya en la planificación previa de la implantación, la cantidad de hueso disponible debería influir en la elección de los conectores. Así, estudios biométricos han demostrado que los implantes extremadamente fijos e inmóviles tras la cicatrización adquieren una cierta movilidad a lo largo de su período funcional<sup>28</sup>. En pacientes con recubrimiento cortical vestibular u oral escaso o inexistente, esto podría conducir a la pérdida prematura del implante. En pacientes desdentados, los costes de rehabilitación y cuidados de

una prótesis fija, calculados a lo largo de un período de rehabilitación de 15 años, son significativamente mayores que para una construcción removible<sup>1</sup>. También esto debería ser un aspecto importante a la hora de asesorar al paciente. Jäger et al<sup>22</sup> demostraron, mediante revisiones de prótesis dentales, que las necesidades de reparación de las construcciones removibles son mayores que para las fijas. Llamaron especialmente la atención las manifestaciones de desgaste de los elementos de anclaje. Se recomienda un intervalo de revisión de seis meses.

El número de implantes y la ejecución de la restauración no sólo deciden sobre su estabilidad y longevidad, sino que también determinan en buena medida los costes<sup>47</sup>. El confort de masticación de las reposiciones removibles con cuatro implantes es mayor que con dos.

La necesidad de incrementar el número de pilares deriva no sólo de la distribución inadecuada de los pilares, sino también del número de pilares propiamente dicho. Así, Heners y Walther<sup>15</sup> demostraron que el pronóstico de dientes pilares en la dentición remanente fuertemente reducida es significativamente peor que con un mayor número de dientes. Ya con cuatro pilares aumenta sensiblemente la tasa de supervivencia en comparación con dos pilares.

**Conclusión** La planificación y preparación óptimas de restauraciones protésicas combinadas constituyen la base de un tratamiento exitoso y de alta calidad, sobre la base de los datos y las situaciones diagnósticos evaluados en el paciente. El objetivo es la estabilización a largo plazo de la dentición remanente, teniendo en cuenta aspectos biofuncionales, preservando o restableciendo formaciones tisulares de apoyo, aspectos gnatólogicos-funcionales, una facilidad de higiene y una manipulación de la prótesis óptimas, así como la implementación de aspectos fonéticos y estéticos. Naturalmente, una prótesis dental debe estar construida de forma reparable, ampliable y previsible. En la prótesis combinada, para la rehabilitación de pilares naturales/artificiales deberían utilizarse exclusivamente conectores con propiedades mecánicas y grados de libertad equiparables, a fin de evitar la sobrecarga y el desgaste de elementos individuales.

Se trata de motivos esenciales para el uso creciente de restauraciones telescópicas. Pueden configurarse en las más diversas variantes, desde el puente telescópico hasta la sobredentadura. Si la construcción es correcta, «crecen» con el paciente, y por lo tanto pueden ampliarse selectivamente y con un coste reducido. Todos los dientes pueden ser tratados, extraídos o sustituidos por implantes por separado sin destrucción de la supraconstrucción. De ello se deriva un enorme potencial de cara al futuro.

Mediante la configuración y el nuevo recubrimiento basal o la sustitución de los complejos de superficies masticatorias conservando la costosa estructura esencial, puede «renovarse» y restablecerse completamente la supraconstrucción en un tiempo mínimo.

Desde esta perspectiva, el paciente amortiza en sólo unos pocos años la adquisición algo más cara de un trabajo telescópico.

La colaboración entre el odontólogo y el protésico en cada prótesis de alta calidad debería ser estrecha, debido a la creciente especialización. Es erróneo delegar la

planificación en el laboratorio. Los datos y las especificaciones correctos facilitados por el odontólogo acerca de la posición planificada de los implantes y sobre las construcciones protésicas ayudan a evitar malentendidos, confieren seguridad durante el trabajo en el paciente y permiten predecir los resultados.

Las construcciones sencillas son superiores a las que presentan numerosos elementos de acoplamiento complicados. Es preciso prestar mayor atención a las soluciones optimizadas conforme a criterios de prótesis gerontológica, dado que los pacientes tienen una edad cada vez más avanzada, presentan más multimorbilidad y requieren mayores cuidados.

Un aspecto importante para el éxito a largo plazo en la prótesis combinada lo constituye la higiene de la prótesis y de los dientes, favorecida por una profilaxis y unos controles funcionales periódicos. En caso de reclamación, el conocimiento de las causas de fracasos y su gestión ayuda al paciente a conservar y, dado el caso, ampliar la prótesis dental existente con un coste reducido. Para ello es necesario escoger sistemas de manipulación sencilla, con la opción de sustituir piezas o ampliar.

1. Attard NJ, Zarb GA, Laporte A. Long-term treatment costs associated with implant-supported mandibular prostheses in edentulous patients. *Int J Prosthodont* 2005;18:117-123.
2. Besimo CE. Prothetische Definition des Behandlungszieles als Grundlage der Planung implantatgetragener Suprastrukturen. *Z Zahnärztl Implantol* 2000;16:74-80.
3. Besimo CE, Graber G, Flühler M. Retention force change in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehab* 1996;23:372-378.
4. Besimo CE, Guaneri A, Jahn M. Haltekraft von präfabrizierten Verankerungselementen für herausnehmbaren Zahnersatz nach Verschleißbeanspruchung in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 2001;56:370-375.
5. Besimo CE, Wiehl P, Demartines B. Betagte zahnlose Patienten und implantatgetragener Zahnersatz. *Implantologie* 1996;4:199-208.
6. Chaffee NR, Felton DA, Cooper LF, Palmquist U, Smith R. Prosthetic complications in an implant-retained mandibular overdenture population: Initial analysis of a prospective study. *J Prosthet Dent* 2002;87:40-44.
7. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implantat overdentures: A cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont* 2005;18:99-105.
8. DeBoer J. Edentulous implants: Overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent* 1993;69:386-390.
9. Federspil P, Bull HG, Federspil PA. Epithetische Wiederherstellung im Gesicht. *Dtsch Ärztebl* 1998;95:A206-213.
10. Fröhlich E, Körber E. Richtlinien für den konstruktiven Aufbau des Zahnersatzes. In: *Die Prothetische Versorgung des Lückengebisses*. 2. Auflage. München: Carl Hanser, 1977:97-129.
11. Garrett NR, Hasse AL, Kapur KK. Comparisons of tactile thresholds between implant-supported fixed partial dentures and removable partial dentures. *Int J Prosthodont* 1992;5:515-522.
12. Gendusa NJ. Magnetverankerungen für Deckprothesen. *Quintessenz* 1988;39:1929-1940.
13. Göhring TN, Jude HD, Gernet W. Die Anwendung von Magnetattachments in der Implantatprothetik. *Z Zahnärztl Implantol* 1997;13:3-7.
14. Grieb M. Versorgungsmodalitäten im zahnlosen Unterkiefer. *Dent Implantol* 2004;8:14-21.
15. Heners M, Walther W. Die Prognose von Pfeilerzähnen bei stark reduziertem Restzahnbestand. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:579-581.

### Bibliografía



16. Hopp M, Groth Th, Rogaschewski S. Magnetwerkstoffe im Zellkulturtest. In: Blankenstein F. Magnete in der Zahnmedizin. Rottweil: Flohr, 2001.
17. Hopp M, Groth Th, Rogaschewski S. Auswirkungen magnetischer Korrosionsprodukte. In: Wirz J. Restaurative Zahnmedizin 200X. Berlin: Quintessenz, 2001:142-173.
18. Hopp M, Klar A. Der individuell galvanisch geformte Stegreiter für die Kombitechnik. Quintessenz Zahntech 2002;28:840-860.
19. Hopp M, Klar A, Klein T, Biffar R. Stegretinierte Unterkieferrestauration auf Implantaten. Dent Implantol 2005;9:98-108.
20. Hopp M, Klar A, Klein T, Biffar R. Die magnetretinierte OK-Prothese auf Implantaten – die geroprothetische Alternative zu komplizierten Attachements und aufwendigen Versorgung. Dent Implantol 2005;9:26-34.
21. Hopp M, Rogaschewski S, Groth Th. Testing of cytotoxicity of metal alloys used as magnetic prosthetic devices. J Mater Science: Mater Med 2003;14:335-345.
22. Jäger KH, Jakobi A, Wirz J, Kurz C. Implantatgetragene Suprastrukturen in der klinischen Reevaluation. Quintessenz 2005;56:123-131.
23. Knigge W. Magnetimplantate mit außerordentlich hoher Koerzitivfeldstärke. Quintessenz 1975;26:65-67.
24. Körber KH, Blum M. Über den Einfluss der Winkelgenauigkeit auf die Reproduzierbarkeit der Haftkraft von Konuskronen. Quintessenz Zahntech 2004;30:56-66.
25. Kundert M, Geering AH. Wurzelkappen in der Hybridprothetik. Schweiz Monatschr Zahnmed 1998;99:1285.
26. Ludwig K, Hartfil H, Kern M. Untersuchungen zum Verschleißverhalten von Kugelkopfattachements. Quintessenz Zahntech 2005;31:1074-1083.
27. Müller F, Wahl G. Zur Altersabhängigkeit von Möglichkeit und Bedarf implantatgestützter Prothesen. ZWR 1994;103:222-227.
28. Niedermeier W, Kraft J. Biometrische Untersuchungen an implantierten und natürlichen Pfeilern. Dtsch Zahnärztl Z 1990;45:571-575.
29. Richter ER. Implantate als zusätzliche strategische Pfeiler bei herausnehmbarem Zahnersatz. Ein Therapiekonzept. Implantologie 2003;11:39-60.
30. Sassen H. Funktionelle Parameter und Okklusion von Teilprothesen in Abhängigkeit von der Art der Verbindungselemente. Dtsch Zahnärztl Z 1990;45:576-578.
31. Schliephake H. Resorptionsprotektion durch Implantate – Wunsch oder Wirklichkeit? Z Zahnärztl Implantologie 1999;15:143-153.
32. Schulte W. Klinische und wissenschaftliche Aspekte des Einzelzahnersatzes. Z Zahnärztl Implantologie 1987;3:135-136.
33. Schweikart K. Eine steggetragene Implantatarbeit „festsitzend“. Quintessenz Zahntech 2002;28:948-956.
34. Setz JM, Wright PS, Ferman AM. Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilized overdentures – An in vitro study. Int J Prosthodont 2000;13:494-499.
35. Siebert G, Schulz W. Zur Kinetik von Pfeilerzähnen bei Teilprothesenträgern. Dtsch Zahnärztl Z 1978;33:505-511.
36. Stemmann H. Magnetverankerungen bei der Oral- oder Defektversorgung. Dent Labor 1997;45:947-954.
37. Szentpetery AG, John MT, Slade GD, Setz JM. Problems reported by patients before and after prosthodontic treatment. Int J Prosthodont 2005;18:124-131.
38. Tiller R. Einfluß von Dauermagneten auf die Bildung mikrobieller Beläge. Hamburg: Med Diss, 1993.
39. Tiller R, Köhler St, Stemmann H. Das implantatgetragene Magnetattachement – eine sinnvolle Alternative in der Hybridtechnik. Implantol 1995;3:47-55.
40. Tsutsui H. Studies on the Sm-Co magnet as a dental material. J Dent Res 1997;58:1597-1602.

# PUESTA AL DÍA

## CORONAS Y PUENTES

41. Vesper M, Gbara A, Gehrke G, Hellner D, Schmelzle R. Titanmagnetik als Hilfsmittel zur Verankerung bei anatomisch schwieriger Situation im Oberkiefer. *Z Zahnärztl Implantol* 1995;11:196.
42. Vesper M, Gbara A, Khoury G, Flinzberg S, Gehrke G, Schmelzle R. Magnetattachments als Retentionshilfe bei Spaltträgern mit Störungen der Okklusion und Artikulation. *Z Zahnärztl Implantol* 1997;13.
43. Weigl P, Kleutges D. Ein innovatives und einfaches Therapiekonzept für herausnehmbare Suprastrukturen mit neuem Halteelement – konische Keramikpatritze vs. Feingoldmatritze. In: Weber HP, Mönkmeyer UR. *Implantatprothetische Therapiekonzepte – die Versorgung des Oberkiefers*. Berlin: Quintessenz, 1999:117-158.
44. Winter H, Feifel H, Tinschert J, Marx R. Magnetverankerte prothetische Versorgung nach Onlayostheoplastik und simultaner Implantation im atrophierten Oberkiefer. *Z Zahnärztl Implantol* 1997;13:68-72.
45. Wirz J, Jäger K, Schmidli F. Magnetverankerte (implantatgesicherte) Totalprothesen. *Schweiz Monatschr Zahnmed* 1994;104:1235-1243.
46. Wissner W, Coca I, Ruppel-Schönewolf K. Wurzelstiftkappendesign für die magnetgehaltene Prothese. *ZWR* 1996;105:374-378.
47. Zitzmann NU, Sendi P, Marinello CP. An economic evaluation of implant treatment in edentulous patients – preliminary results. *Int J Prosthodont* 2005;18:20-27.

Dr. Michael Hopp.

Zahnarztpraxis am Kranoldplatz, Kranoldplatz 5, 12209 Berlin, Alemania, y Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.  
Correo electrónico: mdr.hopp@t-online.de

Correspondencia

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, Alemania.