

Sistemas de anclaje para sobredentaduras inferiores de dos implantes: revisión de investigaciones *in vitro* sobre las características de retención y desgaste

Nabeel H. M. Alsabeeha, DMD, MSc, MFDS RCPS¹/Alan G. T. Payne, BDS, MDent, DDSc, FCD²
Michael V. Swain, BDS, PhD³

Objetivo: El objetivo de este estudio fue revisar la literatura publicada sobre artículos realizados con respecto a la investigación *in vitro* de la fuerza de retención o las características de desgaste de diferentes sistemas de anclaje, y más en concreto en sobredentaduras inferiores utilizando un diseño protésico no ferulizado.

Materiales y métodos: Se realizó una búsqueda electrónica en las bases de datos PubMed, Embase y Medline utilizando operadores booleanos para combinar las siguientes palabras clave: «retención», «desgaste», «anclajes para sobredentaduras», «sistemas de anclaje», «sobredentaduras implantorretenidas» y «sobredentaduras implantosoportadas». La búsqueda se limitó a artículos escritos en inglés publicados hasta octubre de 2008. Además se realizó una búsqueda manual a través de artículos y listas bibliográficas obtenidas de la búsqueda electrónica y de revistas revisadas por expertos. **Resultados:** De un total de 193 artículos, solamente 15 cumplieron los criterios de inclusión específicos para la revisión. Estos artículos proporcionaron indicios de que la mayoría de los sistemas de anclaje para sobredentaduras inferiores sobre dos implantes presentan una reducción en su fuerza de retención bajo condiciones *in vitro*. El desgaste intervino indudablemente como factor etiológico en la pérdida de retención; sin embargo, no se han investigado de forma adecuada los mecanismos específicos implicados en el proceso de desgaste. Los resultados de la literatura también han incriminado a diferentes factores que intervienen en las fuerzas de retención del sistema de anclaje y sus características de desgaste: no obstante, siguen sin existir indicios convincentes sobre su papel preciso.

Conclusiones: Son necesarias investigaciones adicionales *in vitro* sobre los factores implicados en la retención y el desgaste de los sistemas de anclaje de las sobredentaduras inferiores sobre dos implantes. Estos factores deben investigarse por separado y bajo condiciones bien controladas para limitar el efecto de las variables de confusión en su resultado. *Prótesis Estomatológica* 2010;2;103-114.

Purpose: The aim of this study was to review the published literature on *in vitro* articles investigating the retentive force or wear features of different attachment systems, specifically for mandibular two-implant overdentures using an unsplinted prosthodontic design. **Materials and Methods:** An electronic search was performed through PubMed, Embase, and Medline databases using Boolean operators to combine the following key words: «retention», «wear», «overdenture attachments», «attachment systems», «implant-retained overdentures», and «implant-supported overdentures.» The search was limited to articles written in English published up to October 2008. In addition, a hand search through articles and reference lists retrieved from the electronic search and peer-reviewed journals was also conducted. **Results:** From a total of 193 articles, only 15 met the specified inclusion criteria for the review. These articles provided evidence that the majority of attachment systems for mandibular two-implant overdentures demonstrate a reduction in their retentive force under *in vitro* conditions. Wear was unquestionably implicated as the etiologic factor for the loss of retention; however, the specific mechanisms involved in the wear process have not been researched adequately. Findings from the literature have also implicated several factors that influence the retentive force of the attachment system and its wear features; compelling evidence on its precise role however, is still lacking. **Conclusions:** Further *in vitro* investigations of the factors involved in the retention and wear of attachment systems for mandibular two-implant overdentures are still needed. These factors must be investigated separately under well-controlled conditions to limit the influence of confounding variables on their outcome.

Según el *Glosario de los implantes orales y maxilofaciales*¹, un sistema de anclaje es «un diseño de un tipo particular de mecanismo de retención que usa componentes compatibles matri y patri correspondiente. Matri hace referencia al receptáculo del sistema de anclaje y patri

hace referencia a la porción que tiene un ajuste friccional y se engrana con la matri».

Los sistemas de anclaje se han utilizado históricamente como medio para mejorar la retención y estabilidad de las sobredentaduras soportadas por dientes en arcadas edén-

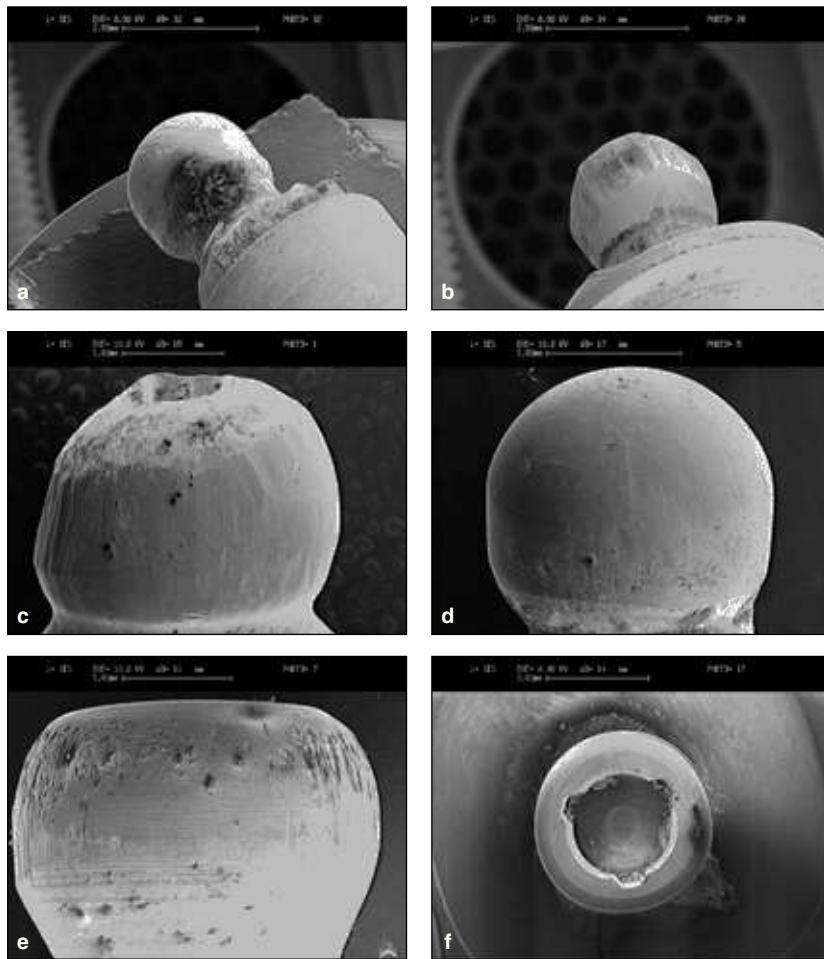
¹PhD Student, Oral Implantology Research Group, School of Dentistry, Sir John Walsh Research Institute, Dunedin, New Zealand.

²Associate Professor of Prosthodontics, Oral Implantology Research Group, School of Dentistry, Sir John Walsh Research Institute, Dunedin, New Zealand.

³Professor of Biomaterials Science, Oral Implantology Research

Group, School of Dentistry, Sir John Walsh Research Institute, Dunedin, New Zealand.

Correspondencia: Alan G.T. Payne, Oral Implantology Research Group, Sir John Walsh Research Institute, School of Dentistry, 280 Great King Street, Dunedin, New Zealand. Fax +64 3 479 5079. e-mail: alan.payne@dent.otago.ac.nz



Figuras 1a a 1f Imágenes al microscopio electrónico de barrido (15x) de las patrícies metálicas de diferentes sistemas de anclaje mostrando los cambios del desgaste caracterizados por una pérdida de material moderada (**a, d, e, f**) o amplia (**b, c**). **(a)** Patri esférica de titanio de 2,25 mm (Straumann Institute), **(b)** patri esférica de oro de 2,25 mm (Nobel Biocare), **(c)** patri esférica de oro de 3,50 mm (Nobel Biocare), **(d)** patri esférica de titanio de 2,25 mm (Southern Implants), **(e)** patri esférica de titanio recubierto con nitrito de titanio de 3,95 mm (Southern Implants), y **(f)** pilar Locator de titanio recubierto con nitrito de titanio (Zest Anchors).

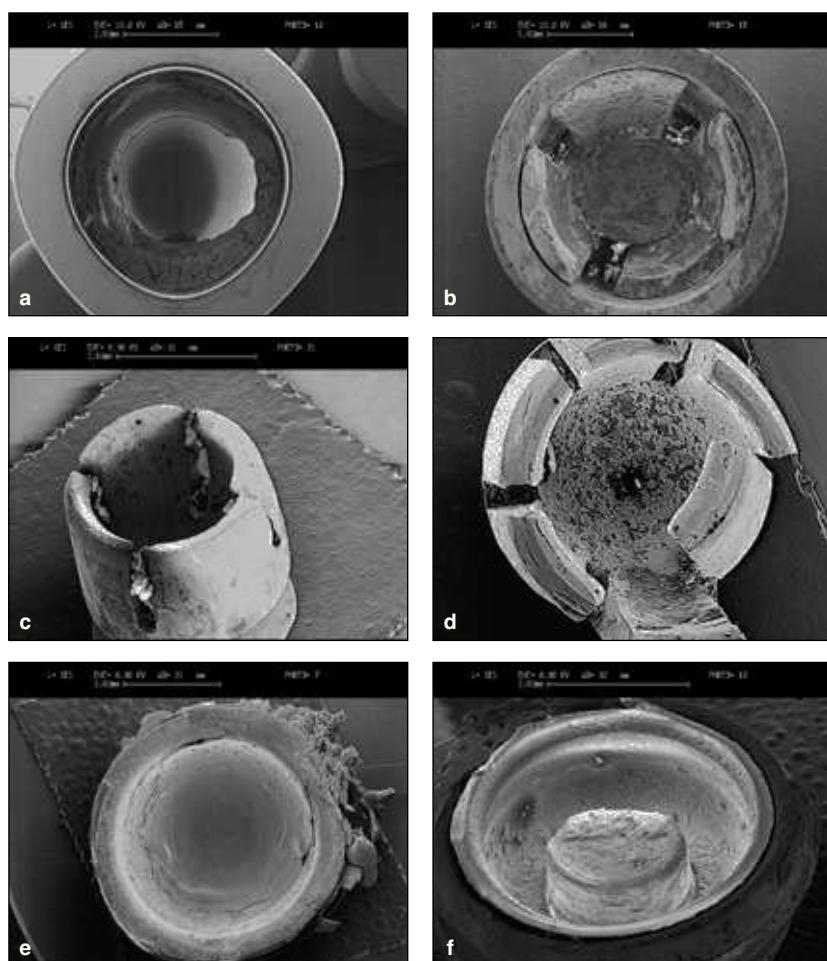
tulas o casi edéntulas²⁻⁵. Durante los últimos años, estos sistemas de anclaje se han utilizado de forma satisfactoria con sobredentaduras removibles implantosportadas. Los implantes pueden ser de tipo ferulizado mediante barras o no ferulizado con anclajes individuales de diferente diseño. Los anclajes de barra y las unidades de barra para las sobredentaduras implantosportadas han evolucionado desde principios de los años sesenta^{5,6}. La complejidad tanto de los anclajes de barra como de las unidades de barra, con diseños flexibles o rígidos basados en la geometría de la barra y el número de implantes utilizados⁷, ha influido en su amplia aceptación.

Por otro lado, la simplicidad de los sistemas de anclaje en implantes no ferulizados ha permitido su uso difundido, en especial en las sobredentaduras inferiores implantosportadas⁵. Engloban a los anclajes esféricos, magnéticos y telescopicos. La retención de estos anclajes se logra a través del entrelazado mecánico, el contacto friccional o las fuerzas magnéticas de atracción entre las patrícies y las matrices^{5,8,9}. Los anclajes esféricos están considerados como el tipo más sencillo de anclaje para aplicación clínica en sobredentaduras soportadas por dientes o implantes⁵. Si bien en general se consideran flexibles, el diseño específico del anclaje esférico puede influir en el grado de libertad

de su movimiento, limitando de esta forma su flexibilidad¹⁰. Los anclajes magnéticos han evolucionado a lo largo de los años para constituir una opción adicional disponible para uso en sobredentaduras inferiores implantosportadas. La aparición de imanes de campo cerrado de aleaciones de tierras raras cobalto-samario y posteriormente de neodimio-hierro-boro, dio base a los imanes como sistema óptimo de anclaje para sobredentaduras^{11,12}. Una reciente incorporación al abanico de sistemas de anclaje no ferulizados son los anclajes telescopicos. El anclaje está formado por una cofia primaria (patri) unida al implante y una cofia secundaria (matri) incluida en el armazón de la sobredentadura^{9,13}. El anclaje puede ser de diseño rígido o flexible dependiendo del grado de ajuste entre ambas cofias¹³. De forma similar a los anclajes esféricos, la retención de un sistema telescopico también se logra a través del contacto friccional entre sus componentes.

Una opción terapéutica actual en casos de edentulismo del maxilar inferior con prótesis removibles (cuando el antagonista es una prótesis completa) consiste en la colocación de dos implantes ferulizados o no ferulizados con sus respectivos sistemas de anclaje para soportar y retener la sobredentadura¹⁴. Como consecuencia, en la actualidad se dispone de una pléthora de sistemas de anclaje para sobre-

Figuras 2a a 2f Imágenes al microscopio electrónico de barrido (15x) de las matrices metálicas de diferentes sistemas de anclaje mostrando los cambios del desgaste caracterizados por el deterioro y la deformación de las matrices poliméricas (**a, e, f**) y metálicas (**c, b, d**). (**a**) Matri de caucho en anillo en O en un contenedor plástico (Nobel Biocare), (**b**) matri de oro ajustable (Nobel Biocare), (**c**) matri de oro-paladio (Alphadent NV y Southern Implants), (**d**) matri de oro (Nobel Biocare), (**e**) capuchón de plástico rosa (Southern Implants), y (**f**) inserto macho de nailon Locator (Zest Anchors).



dentaduras inferiores con dos implantes y los fabricantes de implantes están produciendo más tipos, a menudo sin que el diseño, la selección de los materiales o el mantenimiento o la reparación a largo plazo estén basados en la evidencia. La modificación o la retirada de estos sistemas de anclaje se produce solamente cuando fracasa el sistema de anclaje tras su funcionamiento clínico¹⁵⁻¹⁷ o simulado^{18,19}.

Los clínicos a menudo basan la selección de los sistemas de anclaje para sobredentaduras inferiores implantosoportadas empíricamente sobre sus supuestas cualidades de retención. Esto es evidente en la literatura sobre sobredentaduras inferiores implantosoportadas, en las que la retención adecuada se ha correlacionado con una mejora de los niveles de satisfacción del paciente^{20,21}. Desgraciadamente, la definición de lo que es un nivel «aceptable» de retención para un sistema de anclaje es esquiva en la literatura. Los primeros indicios a partir de las investigaciones *in vitro* en sobredentaduras tradicionales soportadas por dientes sugirió que 4 N sería la mínima fuerza de retención esperada de cualquier anclaje unitario no ferulizado^{22,23}. Esto también se propuso de forma empírica en una extrapolación de la retención obtenida con las prótesis parciales tradicionales retenidas mediante cierres²³. Además, se sugirió entonces que un sistema de anclaje debe ser capaz de man-

tener su fuerza de retención durante un lapso de tiempo propuesto de 10 años²². Sin embargo, la evidencia del pasado y la literatura actual en algunos estudios *in vitro* indican que los sistemas de anclaje sufren inevitablemente cambios estructurales inducidos por el desgaste que provocan una reducción o la pérdida total de su retención. Tanto el deterioro como la deformación^{24,25}, junto con el endurecimiento mecánico, provocan la fractura de los componentes del anclaje²⁶. Estos sucesos parecen producirse con sistemas de anclaje de diferentes materiales y diseños (figuras 1 y 2).

El desgaste se define como la «pérdida de material de una superficie provocada por la acción mecánica sola o por la combinación de acciones químicas y mecánicas»²⁷. Los mecanismos implicados en los cambios de superficie de los sistemas de anclaje son complejos y se cree que resultan de una reacción triboquímica, abrasión, adhesión o alteración de la superficie¹⁸. Las variaciones en el grado de los patrones de desgaste observados con los diferentes sistemas de anclaje se conocen poco y siguen siendo básicamente especulativas, basadas en la pérdida de fuerza de retención en pruebas de desgaste simulado.

El objetivo de este estudio fue revisar la literatura sobre las investigaciones *in vitro* de la fuerza de retención o las ca-

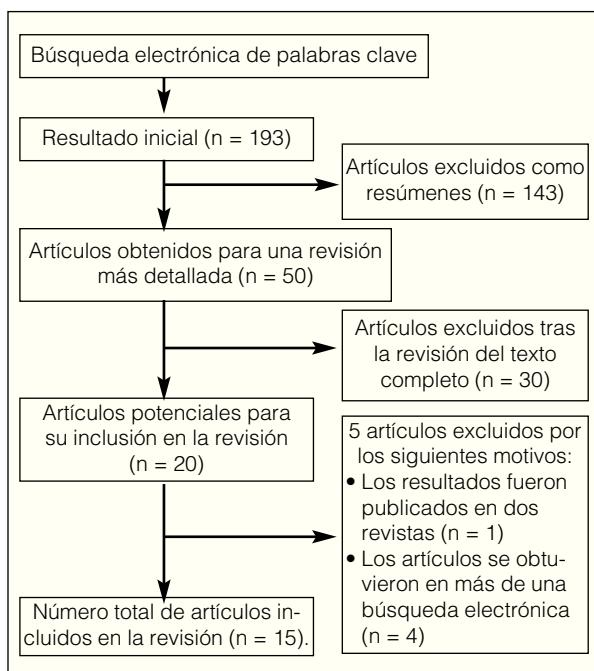


Figura 3 Representación esquemática de la estrategia de búsqueda utilizada en la revisión.

racterísticas del desgaste de diferentes sistemas de anclaje diseñados de forma específica para sobredentaduras inferiores sobre dos implantes con un diseño protésico no férulizado.

Materiales y métodos

La estrategia de búsqueda supuso la búsqueda electrónica en las bases de datos PubMed, Embase y Medline. Se utilizaron operadores booleanos para combinar las palabras clave siguientes: «retención», «desgaste», «anclajes para sobredentadura», «sistemas de anclaje», «sobredentaduras implantorretenidas», y «sobredentaduras implantsoportadas». El objetivo fue identificar todos los artículos sobre investigaciones *in vitro* acerca de la retención o el desgaste de los sistemas de anclaje utilizados de forma específica en sobredentaduras de dos implantes. La búsqueda incluyó artículos publicados hasta octubre de 2008 y se limitó a los artículos escritos en inglés que contenían todas o parte de las palabras clave en sus encabezamientos. La búsqueda electrónica se complementó con la búsqueda manual a través de las siguientes publicaciones: *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *Clinical Oral Implants Research*, *Implant Dentistry*, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, *International Journal of Prosthodontics*, *Journal of Clinical Periodontology*, *Journal of Dental Research*, *Journal of Oral Implantology*, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *Journal of Periodontology*, *Journal of Prosthodontics* y *Journal of Prosthetic Dentistry*. Los primeros dos autores revisaron de forma independiente los títulos y los resúmenes de todos los artículos. Al identificar un resumen para su posible inclusión se revisó el texto completo y se cotejó con los criterios de inclusión pre establecidos por los autores. Todas las discrepancias se resolvieron mediante discusión y se consultó con un tercer revisor en caso necesario.

Los criterios de inclusión establecidos para esta revisión requirieron que los artículos tratasesen principalmente sobre las características de retención y desgaste de los sistemas de anclaje diseñados de forma específica para uso en las sobredentaduras inferiores sobre dos implantes en condiciones *in vitro*. Se incluyeron los artículos que cumplieron estos criterios independientemente de la metodología utilizada en la evaluación de los sistemas de anclaje.

Para lograr la uniformidad en esta revisión se utilizó el término «anclaje no férulizado» para describir dos anclajes independientes o no conectados. Por consiguiente, los anclajes esféricos, anclajes magnéticos y cofias telescopicas fueron incluidos bajo este término. Los valores de la fuerza de retención se describieron en Newtons independientemente de la unidad de fuerza utilizada en el artículo original.

Resultados

La búsqueda electrónica arrojó inicialmente un total de 193 artículos. Sobre la base del análisis de los títulos, resúmenes, contenido del texto completo y comparación con los criterios de inclusión predefinidos se excluyeron un total de 178 artículos, lo que dejó solamente 15 artículos para la inclusión en esta revisión (figura 3). La búsqueda manual no proporcionó artículos adicionales y, por tanto, solamente se consideraron los 15 artículos procedentes de la búsqueda electrónica^{9,10,19,24,25,28-37}. De los artículos incluidos, seis proporcionaron información solamente sobre la fuerza de retención inicial de los sistemas de anclaje de sobredentaduras inferiores sobre dos implantes^{29,31-34,37}. Ocho artículos más proporcionaron registros de la fuerza de retención inicial y tras la realización de pruebas de simulación de desgaste^{9,19,24,25,28,30,35,36}. Adicionalmente, un único artículo¹⁰ presentó sus resultados en base a una evaluación subjetiva de la calidad de la retención de los sistemas de anclaje sin que se registrasen los valores reales de la fuerza de retención. Los resultados extraídos de estos 15 artículos se agruparon bajo dos subencabezados: determinación de la fuerza de retención de los sistemas de anclaje y cambios en la fuerza de retención bajo simulación de la función.

Determinación de la fuerza de retención de los sistemas de anclaje

Se realizaron varias investigaciones para determinar la fuerza de retención inicial de un amplio abanico de sistemas de anclaje comercializados para sobredentaduras inferiores sobre dos implantes^{29,31-34,37}. De forma recurrente, en estos estudios los sistemas de anclaje siempre se investigaron en parejas simulando el escenario real de las sobredentaduras inferiores sobre dos implantes, pero bajo las condiciones de los tests de concepto. Por el contrario, la variabilidad también fue evidente en estos estudios con respecto a la dirección de

Tabla 1 Sistemas de anclaje para sobredentaduras inferiores sobre dos implantes: valores iniciales de la fuerza de retención

Estudio	Fabricante	Sistema de anclaje	Material		Parámetros estudiados		Fuerza de retención (N)	
			Patri	Matri	Velocidad de cruceta	Dirección de las fuerzas		
Chung et al ²⁹	Sterngold	ERA blanco	ND	ND	50 mm/min	Axial	23,76	
		ERA gris	ND	ND	50 mm/min	Axial	35,24	
	Zest Anchors	Locator blanco	ND	ND	50 mm/min	Axial	28,95	
		Locator rosa	ND	ND	50 mm/min	Axial	12,33	
	Preat	Esférico (Spheroflex)	ND	ND	50 mm/min	Axial	27,34	
		Magnético (Shiner SR)	ND	ND	50 mm/min	Axial	3,88	
	Aichi Steel Golden Dental Products	Magnético (Magnedisc 800)	ND	ND	50 mm/min	Axial	3,69	
		Magnético (Maxi 2)	ND	ND	50 mm/min	Axial	3,68	
Gulizio et al ³¹	Straumann	Esférico	Titanio	Oro	2 mm/sec	Axial a 0, 10, 20 y 30 grados	23,8 promedio global en todas las angulaciones	
		Cendres + Métaux	Esférico	Titanio	2 mm/sec	Axial a 0, 10, 20 y 30 grados	19,4 promedio global en todas las angulaciones	
	Michelinakis et al ³² Astra Tech	Esférico	Titanio	Oro	50 mm/min	Axial en la distancia interimplantaria: 19 mm 23 mm 29 mm	34,56 36,99 40,44	
		Aichi Steel	Magnético (Magfit IP-AD)	Acero Nd-Fe-B inoxidable	50 mm/min	Axial en la distancia interimplantaria: 19 mm 23 mm 29 mm	1,23 1,13 1,29	
Petropoulos and Smith ³³	Nobel Biocare	Magnético 3,5 mm diámetro	Oro	Caucho	50,8 mm/min	Axial Oblicua	24,3 20,0	
		Esférico 2,25 mm diámetro	Titanio	Titanio aleación	50,8 mm/min	Axial Oblicua	34,6 17,8 19,1	
	Zest Anchors	Zest Anchors Advanced Generation (ZAAG)	Nailon	Acero Inox. Placa de oro	50,8 mm/min	Axial Oblicua	32,9 37,2 27,2 15,5	
		Zest Anchors	Nailon	Acero Inox. Placa de oro	50,8 mm/min	Axial Oblicua	11,6 12,5 5,2	
		Sterngold	ERA naranja	Nailon	Acero Inox. revestido con Ti-N	50,8 mm/min	Axial Oblicua	18,5 17,7 8,6
				Nailon	Acero Inox. revestido con Ti-N	50,8 mm/min	Axial Oblicua	12,7 12,3 8,4
	Petropoulos et al ³⁴	ERA grey	Nailon	Titanio, revestido con Ti-N	50,8 mm/min	Axial Oblicua	7,18	
		Zest Magnet	ND	ND	50,8 mm/min	Axial Oblicua	1,25 1,40	
		Zest Anchors	Nailon	Titanio, revestido con Ti-N	50,8 mm/min	Axial Oblicua	5,59 5,30	
		Nobel Biocare	Esférico 3,5 mm diámetro	Oro	3 mm/min	Axial Oblicua	2,39 2,75	
Svetlize and Bodereau ³⁷	Dyna Dentsply Lifecore Biomedical	Magnético-Dyna	ND	ND	3 mm/min	Axial	3,53	
		Magnético-Shiner	ND	ND	3 mm/min	Axial	6,87	
		Esférico (O-ring)	ND	ND	3 mm/min	Axial	11,07	
	Ceka Zest Anchors	Esférico (Dalla-Bona)	ND	ND	3 mm/min	Axial	22,7	
		Esférico (Ceka Revax)	ND	ND	3 mm/min	Axial	21,88	
		Zest Anchors Advanced Generation (ZAAG)	ND	ND	3 mm/min	Axial	15,74	

ND = No disponible

Tabla 2 Sistemas de anclaje para sobredentaduras inferiores sobre dos implantes: cambios en la fuerza de retención en condiciones de función simulada

Estudio	Fabricante	Sistema de anclaje	Material		Configuración del anclaje (unitario/par)	Medio	Parámetros estudiados		Fuerza de retención (N)		
			Patri	Matri			N. de ciclos de carga	Dirección de la fuerza	Inicial	Final	
Besimo et al ⁹	Ha-Ti implant system Cendres + Métaux Krupp-Widia	Telescópico	Titanio, ángulo de 5,5	Aleación de oro	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	0,55	0,66	
		Telescópico	Titanio, ángulo de 6,5	Aleación de oro	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	0,52	0,78	
		Telescópico	Titanio, ángulo de 5,5	Co-Cr	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	0,51	0,61	
		Telescópico	Titanio, ángulo de 6,5	Co-Cr	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	0,52	0,66	
		Telescópico	Aleación de oro, ángulo de 5,5	Aleación de oro	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	0,39	0,77	
		Telescópico	Aleación de oro, ángulo de 6,5	Aleación de oro	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	0,50	0,67	
		Telescópico	Aleación de oro, ángulo de 5,5	Co-Cr	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	0,57	0,67	
		Telescópico	Aleación de oro, ángulo de 6,5	Co-Cr	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	0,54	0,64	
		Telescópico	Titanio, ángulo de 6,5	Titanio	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	0,55	0,87	
Besimo and Guarneri ¹⁹	Cendres + Métaux	Esférico (Dalla Bona)	ND	ND	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	9,0	6,7	
		Anclaje conoide	ND	ND	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	6,22	4,08	
		Anclaje cilíndrico (Dalla Bona)	ND	ND	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	8,38	7,04	
		Gerber cylinder	ND	ND	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	7,70	5,92	
		Mini-Gerber cylinder	ND	ND	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	8,52	5,26	
		ND	ND	ND	Unitario	Sustitutivo de la saliva	10,000	Axial	6,46	4,76	
Fromentin et al ²⁴	Core-Vent, Paragon	Esférico (TSIB-Spectra system)	Aleación de titanio	Plastic	Unitario	Agua destilada a 37°C	1,080	Axial	34,13	29,34	
		Zest Anchors	ZAGA	Nilon	Titanio, Revestido con Ti-N	Aqua destilada a 37°C	1,080	Axial	18,0	3,55	
		Metalor/Suisse Sterioss, Nobel Biocare	Esférico (Supra-Snap) Anclaje esférico (O-ring)	Aleación de titanio Aleación de titanio	Plastic Caucho	Unitario Unitario	Aqua destilada a 37°C Aqua destilada a 37°C	1,080 1,080	Axial Axial	5,19 16,67	3,17 9,90
		Sterngold	ERA blanco ERA naranja ERA azul ERA amarillo	Plástico Plástico Plástico Plástico	Metal Metal Metal Metal	Unitario Unitario Unitario Unitario	Aqua a 37°C Aqua a 37°C Aqua a 37°C Aqua a 37°C	5,500 5,500 5,500 5,500	Axial Axial Axial Axial	14,90 24,70 22,74 24,02	2,25 2,74 3,72 3,43
Botega et al ²⁸	Lifecore Biomedical Conexao Prosthesis System	Esférico	Titanio	Caucho O-ring	Par	Saliva artificial a 37°C	5,500	Axial	18,41	19,46	
		Esférico	Titanio	Caucho O-ring	Par	Saliva artificial a 37°C	5,500	Axial	12,78	14,42	
Doukas et al ³⁰	Astra Tech	Esférico	Titanio	Oro	Par	Aqua destilada a 37°C	540	Tracción manual a una distancia interimplantaria de			
								19 mm	34,56	23,37	
								23 mm	36,99	21,91	
								29 mm	40,44	20,19	
		Aichi Steel	Magnético	Acero inoxidable	Ne-Fe-B	Par	Aqua destilada a 37°C	540	19 mm 23 mm 29 mm	1,23 1,13 1,29	1,21 1,07 1,26
Rutkunas et al ³⁵	Aichi Steel	Magnedisc 500	Acero inoxidable	Nd-Fe-B	*	Aqua desmineralizada a 37°C	800	Axial Anterior Laterales Posterior	4,5 6,7 2,8 1,0	**	
		Magfit EX 600W	Acero inoxidable	Nd-Fe-B	*	Aqua desmineralizada a 37°C	800	Axial Anterior Laterales Posterior	4,7 7,2 3,3 1,3	**	

Table 2 (continuación) Sistemas de anclaje para sobredentaduras inferiores de dos implantes: cambios en la fuerza de retención en condiciones de función simulada

Estudio	Fabricante	Sistema de anclaje	Material		configuración del anclaje (unitario/par)	Medio	Parámetros estudiados		Fuerza de retención (N)		
			Patri	Matri			N. de ciclos de carga	Dirección de la fuerza	Inicial	Final	
Rutkunas et al ³⁵ (continuación)	Hitachi Metals	Magfit RK (dome-shaped)	Acero inoxidable Ti-N	Nd-Fe-B	*	Aqua desmineralizada a 37°C	800	Axial Anterior Lateral Posterior	5,8 7,7 4,1 1,9	**	
		Hyperslim 4013	XM27	Nd-Fe-B	*	Aqua desmineralizada a 37°C	800	Axial Anterior Lateral Posterior	4,9 7,8 3,9 1,5	**	
		Hyperslim 4513	XM27	Nd-Fe-B	*	Aqua desmineralizada a 37°C	800	Axial Anterior Lateral Posterior	5,6 10,6 4,7 1,7	**	
	Inoue Attachments	OP anchor #4	Aleación de oro	Caucho ring	*	Aqua desmineralizada a 37°C	800	Axial Anterior Lateral Posterior	3,7 5,4 3,3 1,7	3,7 6,0 3,6 —	
		Zest Anchors	Locator (pink)	Nailon	Acero inoxidable *	Aqua desmineralizada a 37°C	800	Axial Anterior Lateral Posterior	10,6 14,8 7,7 14,6	8,0 15,4 8,1 15,8	
		Sterngold	ERA white	Nailon	Aleación de oro *	Aqua desmineralizada a 37°C	800	Axial Anterior Lateral Posterior	9,9 14,5 8,9 15,4	5,3 8,6 5,6 12,8	
	Setz et al ³⁶	ERA orange	Nailon	Aleación de oro *	Aqua desmineralizada a 37°C	800	Axial Anterior Lateral Posterior	10,9 13,3 6,1 16,2	5,2 8,8 4,6 12,8		
		Nobel Biocare	Esférico	Oro	Titanio	Par	Aqua	15,000	Axial	~28	~8
			Esférico	Oro	Oro	Par	Aqua	15,000	Axial	~28	~22
	Steco	Esférico	Oro	Caucho O-ring	Par	Aqua	15,000	Axial	~9	~16	
		Magnético (X-line)	Cobalto-Samario	Cobalto-Samario	Par	Aqua	15,000	Axial	~3	~3	
Biomet 3i	Magnético (Z-line)	Magnético (Z-line)	Cobalto-Samario	Cobalto-Samario	Par	Aqua	15,000	Axial	~5	~5	
		Esférico (O-ring)	Titanio	Caucho	Par	Aqua	15,000	Axial	~18	~2	
	Straumann	Esférico (Dal-Ro)	Titanio	Oro	Par	Aqua	15,000	Axial	~85	~78	
Friatec	Esférico	Titanio	Oro	Par	Aqua	15,000	Axial	~80	~75		
	Esférico	Titanio	Oro	Par	Aqua	15,000	Axial	~65	~85		

ND = no disponible

*La simulación del desgaste en dirección axial se realizó en anclajes unitarios, mientras que la realizada en dirección rotacional se realizó en anclajes pares.

**Los anclajes magnéticos no fueron sometidos a pruebas de desgaste, dado que los resultados de investigaciones preliminares realizadas en muestras de anclajes demostraron cambios de desgaste insignificantes en la fuerza de retención.

las fuerzas aplicadas, la velocidad de cruceta del aparato de prueba, la distancia de separación de los dos anclajes y la orientación axial del engarce del anclaje a los implantes. Dadas estas variables, no es sorprendente que los resultados a menudo fueran contradictorios incluso con sistemas de anclaje similares. Además, también se evidenciaron amplias variaciones en el rango global de las fuerzas de retención descritas para estos sistemas de anclaje (tabla 1).

En un estudio anterior, Petropoulos y cols.³⁴ investigaron la fuerza de retención de cuatro sistemas de anclaje no ferulado. Se construyó un único modelo incrustando implantes Bränemark de 3,75 mm de diámetro (Nobel Biocare) en las zonas de los caninos. Las patrices de los sistemas de anclaje a estudiar se conectaron de forma aleatoria a los dos implantes. Se construyeron análogos de la sobredentadura con resina acrílica conteniendo las correspondientes matrices del anclaje y se ajustaron en el modelo de prueba. Se aplicó una fuerza de tracción a cada muestra de la sobredentadura en dos direcciones diferentes (axial y luego oblicua) a una velocidad de cruceta de 50,8 mm/min. En estos anclajes se registró un rango promedio de fuerza de retención de 1,25 a 7,18 N. La mayor fuerza de retención en ambas direcciones se obtuvo con el sistema de anclaje ERA gris (Sterngold). Por otro lado, el imán Zest (Zest Anchors) presentó la menor fuerza de retención, de solamente 1,25 y 1,40 N en dirección axial y oblicua, respectivamente. El anclaje Zest (Zest Anchors) presentó la segunda mayor fuerza de retención seguida del sistema de anclaje esférico Nobel Biocare de 3,5 mm de diámetro. No se observaron diferencias significativas entre el anclaje ERA y el anclaje Zest sometidos a fuerzas dirigidas de forma axial y oblicua. Esto tuvo relación con la similitud en el diseño común a ambos sistemas de anclaje. Cuando se volvieron a investigar el anclaje Zest y el anclaje esférico Nobel Biocare de 3,5 mm bajo condiciones similares y utilizando un diseño experimental similar, se obtuvieron valores de retención más elevados³³. Los autores atribuyeron este resultado a las modificaciones de estos anclajes por parte de los respectivos fabricantes. El anclaje esférico Nobel Biocare de 3,5 mm de diámetro presentó una fuerza de retención más elevada de forma continua que la de su sucesor, un anclaje esférico de 2,25 mm de diámetro del mismo fabricante. Los anclajes de diseños similares (ERA naranja, ERA blanco y Zest Anchors), sin embargo, siguieron siendo similares en cuanto a fuerza de retención en las diferentes direcciones.

Utilizando una metodología similar descrita con anterioridad^{33,34}, Chung y cols.²⁹ realizaron una investigación sobre las fuerzas de retención de 7 sistemas de anclaje esféricos y magnéticos comercializados. Se notificó una fuerza de retención que osciló entre 3,69 y 35,24 N bajo fuerzas de desalojo axiales directas. Los autores agruparon los sistemas de anclaje investigados en cuatro categorías basándose en las diferencias en su fuerza de retención, siendo el sistema de anclaje ERA gris el que registró la mayor fuerza de retención, con 35,24 N. Los anclajes magnéticos de tres fabricantes diferentes fueron los más débiles, lo que confirma los resultados anteriores de Petropoulos y cols.³⁴ y Petropoulos y Smith³³.

Un único artículo³² destacó los valores de la fuerza de retención de los anclajes esféricos y magnéticos bajo fuerzas de dirección axial con implantes colocados con una separación de 19, 23 y 29 mm. Los anclajes magnéticos, de acuerdo con informes previos, demostraron valores menores de la fuerza de retención en todos los casos comparados con los anclajes esféricos. No obstante, ambos anclajes lograron su mayor fuerza de retención con la distancia interimplantaria de 29 mm.

Al contrario que en estudios anteriores en los que los implantes y los sistemas de anclaje siempre se alinearon de forma vertical durante la prueba de tracción, Giulizio y cols.³¹ investigaron el efecto de la angulación de los implantes en la fuerza de retención de dos sistemas de anclajes esféricos procedentes de un único fabricante (Straumann). Se colocaron anclajes de oro y titanio sobre los implantes con una angulación de 0, 10, 20 y 30 grados en relación al eje vertical. El promedio de la fuerza de retención global en todas las angulaciones de los anclajes esféricos de oro y titanio fue de 23,8 y 19,4 N, respectivamente. La reducción de la fuerza de retención de ambos anclajes se observó con el aumento de la angulación de 0 a 30 grados. Esto fue más significativo con los anclajes esféricos de oro en la angulación de 30 grados. Posteriormente se observó que si bien ambos anclajes demostraron una pérdida de retención, el rendimiento de la retención de ambos anclajes durante las pruebas de tracción difirió considerablemente. Los anclajes esféricos de titanio presentaron una fuerza de retención extremadamente inconstante y fluctuante en comparación con el rendimiento más uniforme de los anclajes esféricos de oro. Los autores relacionaron este resultado con el diseño complejo de la matriz de titanio fabricada con un resorte de acero inoxidable en dos anillos de titanio. Este diseño particular también ha intervenido en la pérdida de retención observada en un sistema de anclaje esférico similar de otro fabricante (Cendres + Métaux). La fluctuación y la posterior rotura del resorte metálico de acero inoxidable de este anclaje provocaron una reducción o la pérdida de su fuerza de retención¹⁹.

Cambios en la fuerza de retención bajo simulación de la función

Varios artículos^{9,19,24,25,28,30,35,36} investigaron el efecto a corto y largo plazo de la función simulada sobre la fuerza de retención de los sistemas de anclaje. Estos sistemas de anclaje se estudiaron bien como anclajes individuales (unitarios)^{9,19,24,25} o combinados (emparejados)^{28,30,35,36} con diseños de estudio que trataron de emular el ambiente oral real (tabla 2). Todos estos estudios tienen en común que las fuerzas de retención de los sistemas de anclaje estuvieron determinadas inicialmente por fuerzas de tracción en dirección axial. Posteriormente los anclajes fueron sometidos a una carga cíclica bajo fuerzas axiales o paraaxiales del rango de 540 a 10.000 ciclos de inserción y retirada repetidos. Se consideró que este rango simulaba entre 6 meses y 9 años de función clínica asumiendo 3 retiradas e inserciones diarias de la sobredentadura por motivos de higiene¹⁹. Con la excepción de dos informes^{9,28} todos los resultados demostra-

ron una tendencia común hacia la reducción o la pérdida total de la fuerza de retención en la mayoría de los sistemas de anclaje (tabla 2).

Gamborena y cols.²⁵ investigaron la fuerza de retención de los anclajes ERA de cuatro colores (Sterngold) inicialmente y hasta 5.500 ciclos de inserción y separación, simulando 3 años de función clínica. Las patrices y las matrices estaban fabricadas con plástico y metal, respectivamente. Se informó de una fuerza de retención inicial promedio entre 1,52 y 2,52 N para los cuatro tipos de anclaje. Al finalizar la prueba de desgaste simulado se observó una pérdida espectacular de retención en los cuatro tipos de anclaje, con una pérdida global del 85 al 88 % de la fuerza de retención inicial. En las mediciones microscópicas (Nikon Measurescope 20) los autores observaron diferentes patrones de desgaste caracterizados por la distorsión de las patrices de plástico. Las matrices metálicas, por otro lado, no parecieron sufrir modificaciones. Se creyó que los cambios inducidos por el desgaste en las dimensiones de las patrices de plástico causaron la pérdida eventual de retención observada con estos anclajes. Se notificaron observaciones similares con otros sistemas de anclaje²⁴. Los investigadores recrearon el equivalente a un año de uso clínico en los cuatro sistemas de anclaje esférico. Estos anclajes estaban fabricados con componentes metálicos (titánio) y polimerizados (plástico, caucho y nailon) de diferentes fabricantes. Al finalizar la prueba de desgaste se observó una reducción significativa de la fuerza de retención entre el 14 y el 80 % en los cuatro tipos de anclaje. Posteriormente los componentes del anclaje se examinaron al microscopio electrónico de barrido para definir los patrones de desgaste. De acuerdo con los resultados de Gamborena y cols.²⁵ se observó que los componentes metálicos de estos anclajes no parecieron verse afectados, mientras que los componentes poliméricos presentaron cambios estructurales diferenciados que se caracterizaron por la deformación y el deterioro. En un intento por cuantificar de forma adicional los cambios en el desgaste observados al microscopio electrónico de barrido, los autores midieron los cambios ponderales en los componentes del anclaje antes y después de la simulación del desgaste utilizando una balanza de precisión electrónica (Sartorius 1712). Sin embargo, el análisis de las mediciones no reveló ningún cambio significativo²⁴.

Los cambios inducidos por el desgaste en las fuerzas de retención también se demostraron con la función simulada a corto plazo³⁰. Los anclajes esféricos y magnéticos envejecieron en condiciones orales simuladas y fueron sometidos de forma periódica a una tracción manual equivalente a 6 meses de función. Se observó que los anclajes esféricos perdieron entre el 32 y el 50 % de su fuerza de retención inicial. Por el contrario, los anclajes magnéticos presentaron una reducción mínima de la fuerza de retención de solamente el 1,7 al 5,3 %. Esto sucedió a pesar de los signos de corrosión observados al microscopio en el estuche magnético de acero inoxidable.

La pérdida de retención bajo el desgaste simulado también se ha descrito en otros muchos estudios^{9,19,28,30,35,36} que, al contrario de lo expuesto anteriormente, no presentaron una evaluación objetiva de los cambios en el desgaste. Las implicaciones del desgaste fueron descritas principalmen-

te en base a la pérdida de fuerza de retención descrita bajo una carga cíclica. En estos informes se demostraron rangos más amplios de las fuerzas de retención inicialmente y tras la simulación del desgaste. Además, las variaciones en las fuerzas de retención fueron evidentes incluso entre muestras de los mismos sistemas de anclaje^{19,30,36}. Esta variación se reflejó en las amplias desviaciones estándar registradas en particular con los anclajes esféricos de diferentes diseños. Por el contrario, se ha observado que los anclajes magnéticos presentan las desviaciones estándar más bajas^{30,36}, lo que concuerda con las fuerzas de retención uniformes descritas para estos anclajes.

En dos informes se evidenció un patrón diferente de variaciones en las fuerzas de retención bajo simulación del desgaste^{9,28}. Besimo y cols.⁹, al investigar la fuerza de retención de cinco anclajes telescópicos fabricados en diferentes aleaciones (titánio, oro y cobalto-cromo) observaron un aumento constante en la fuerza de retención de estos anclajes bajo función simulada a largo plazo equivalente a 9 años. El incremento en el promedio de la fuerza de retención de estos anclajes se situó entre el 17,5 y el 97,4 % de su valor inicial. Los autores relacionaron este aumento de la fuerza de retención con el aumento de la adaptación mecánica de los componentes del anclaje sometidos a una carga cíclica. Por otro lado, la amplia variación en el aumento de la fuerza de retención observada entre los diferentes anclajes estuvo relacionada con las diferencias en las propiedades físicas de sus aleaciones. En otro informe²⁸ también se describió un aumento de la fuerza de retención de dos sistemas de anclaje esféricos (Conexao Prótesis y Lifecore Biomedical) después de 5 años de función simulada. El aumento, sin embargo, fue menos significativo y se situó en el rango del 5,7 al 12,8 %. Se creyó que esto fue consecuencia de la abrasión y de la degradación material de los componentes retentivos de estos anclajes bajo un desgaste simulado. Por otro lado, el promedio de la diferencia de fuerza de retención global entre los dos sistemas de anclaje antes y después del desgaste simulado estuvo relacionado con diferencias en las dimensiones de sus patrices.

Discusión

Esta revisión de la literatura ha revelado un número limitado de artículos sobre la fuerza de retención o las características de desgaste de los sistemas de anclaje no férulizados para sobredentaduras inferiores sobre dos implantes. Se ha descrito un amplio rango de fuerzas de retención para un gran número de sistemas de anclaje comercializados actualmente. Los resultados de los diferentes estudios, sin embargo, fueron confusos debido a la variabilidad de los diseños del estudio y el problema de las modificaciones de los sistemas de anclaje por parte del fabricante. Éstas fueron variables compuestas, de manera que la validación de las comparaciones en la calidad de la retención de estos sistemas de anclaje y su comportamiento bajo el desgaste simulado fue una tarea difícil. Un aspecto común fue que la pérdida de fuerza de retención en condiciones de función simulada fue recurrente a lo largo del tiempo en la mayoría de los sistemas de anclaje. Los cambios inducidos por el

desgaste de los componentes del anclaje fueron el factor etiológico primario para la pérdida de retención^{19,24,25,30,35,36}. Incluso con el aumento inesperado en la fuerza de retención observado con determinados sistemas de anclaje^{9,28}, los cambios inducidos por el desgaste se siguieron considerando el factor causal. Los mecanismos de desgaste responsables de las variaciones en la fuerza de retención observadas con los diferentes sistemas de anclaje en condiciones de función simulada siguen sin conocerse bien.

Varios factores intervinieron en la fuerza de retención de los sistemas de anclaje y sus características de desgaste en condiciones simuladas. Algunos de estos factores fueron investigados como criterios objetivos primarios para determinar su influencia en el resultado (es decir, angulación del implante^{10,31}, distancia entre implantes^{30,32} y dirección de las fuerzas de desalojo aplicadas³³⁻³⁵). En otros factores, sin embargo, se dirimió su supuesta influencia solamente en base al rendimiento de la fuerza de retención de los sistemas de anclaje (es decir, material^{19,30,36}, diseño^{10,19,31} dimensiones^{28,33} y mecanismo de retención de los sistemas de anclaje^{30,32,35,36}). Estos factores merecen su discusión para establecer el significado de su supuesta influencia en la retención y el desgaste de los sistemas de anclaje y su relevancia en las situaciones clínicas. Debe destacarse que, dada la intrincada relación entre estos factores, debe considerarse su impacto en el marco de estudios individuales en los que los sistemas de anclaje se investiguen bajo condiciones idénticas.

Influencia del material de anclaje

La selección del material de los sistemas de anclaje debe permitir idealmente proveer la retención adecuada con un funcionamiento a largo plazo. Sigue sin dilucidarse la preferencia por determinadas combinaciones de materiales sobre la base de las revisiones de la literatura. Los resultados de los dos informes^{24,25} en los que se trató de evaluar de forma objetiva los cambios del desgaste implicaron que los componentes poliméricos (plástico, nailon y caucho) de los sistemas de anclaje fueron más susceptibles al desgaste que los metálicos. Con anterioridad se había descrito que los cambios estructurales observados en estos componentes fueron consecuencia de la expansión térmica bajo una carga cíclica en condiciones de humedad³⁸. La imposibilidad de demostrar cambios de desgaste en los componentes metálicos, sin embargo, pudo estar relacionada con la ínfima magnitud de estos cambios o con las limitaciones de los métodos de investigación utilizados^{24,25}. Ciertamente, los sistemas de anclaje de componentes exclusivamente metálicos demostraron soportar la pérdida de retención posterior a la simulación de desgaste en varios informes (aunque sin una evaluación objetiva de esta pérdida)^{19,30,36}. Además, se comentó que las propiedades físicas de las aleaciones de los anclajes (en particular del módulo de elasticidad) modularon el comportamiento de desgaste de estos anclajes⁹.

Influencia del diseño del anclaje

El mal rendimiento de la fuerza de retención de determinados diseños de anclaje (matrices de titanio con resortes me-

tálicos de acero inoxidable) se vio reflejado en fluctuaciones significativas y en la consiguiente pérdida de retención^{19,31}. Estos resultados concuerdan con los descritos en varios estudios clínicos que utilizaron este tipo particular de diseño de anclaje, en los que fue necesario un mantenimiento sustancial^{16,17}. Por tanto, los autores sugieren que los sistemas de anclaje idealmente deben tener un diseño simple y deben estar fabricados por el menor número posible de componentes, en particular en lo que se refiere a los elementos de retención³¹. Se creyó que esto aseguraría una retención uniforme y predecible. Las mismas ventajas clínicas poseen los anclajes esféricos diseñados con matrices capaces de rotar libremente sobre las patrices (por ejemplo, anclajes de retención Straumann y anclajes esféricos Nobel Biocare y Astra Tech) que toleraron una mala alineación de los implantes¹⁰. El movimiento libre de estas matrices permite su alineación paralela en relación unas con otras en la base de la dentadura y en la trayectoria de la inserción y la retirada, independientemente del grado de paralelismo del implante¹⁰. Por el contrario, los anclajes esféricos con patrices de paredes paralelas, los que disponen de sistemas de cierre y otros con matrices que se engarzan en zonas retentivas profundas solamente proporcionarían una flexibilidad limitada. Sin embargo, la capacidad de estos diseños de anclaje para mantener una retención adecuada a largo plazo en implantes no paralelos no se ha investigado en la literatura actual.

Influencia de las dimensiones del anclaje

Se observó que los anclajes esféricos con grandes patrices lograban una mayor fuerza de retención en comparación con anclajes similares de menor tamaño^{28,33}. La razón podría tener relación con el aumento de la superficie disponible para un mayor contacto friccional entre las patrices y las matrices de estos anclajes²⁸. Otros sistemas de anclaje no ferulizados utilizaron un concepto similar en la producción de patrices con dimensiones incrementales de forma sucesiva para proporcionar una fuerza de retención variable (anclajes ERA, Sterngold y Locator, Zest Anchors). Las patrices de nailon de estos anclajes llevan un código de colores, y cada color representa un nivel diferente de retención en la base al aumento incremental de sus dimensiones. Sin embargo, se cuestionó la capacidad para mantener esta retención variable en condiciones de función simulada^{25,35}. No obstante, es indudable que la facilidad con la que las patrices desgastadas de estos anclajes (normalmente situadas en un receptáculo metálico) pueden ser sustituidas en la consulta tiene una ventaja clínica válida.

Angulación de los implantes y distancia interimplantaria

Se observó que la fuerza de retención de los anclajes esféricos disminuía al aumentar la angulación de los implantes. Por tanto, cabría esperar una fuerza de retención óptima con los anclajes alineados verticalmente con los implantes³¹. Una angulación de los implantes de 30 grados se reflejó en una reducción de la fuerza de retención de hasta el 25 %. Los autores argumentaron, sin embargo, que esta re-

ducción apenas es importante desde el punto de vista clínico y no justifica el uso de otros medios de retención para sortear la mala alineación de los implantes. Otros autores demostraron que los anclajes esféricos siguen proporcionando una retención adecuada en implantes con una divergencia de 60 grados¹⁰. Debe destacarse aquí que los autores no registraron en sus estudios la fuerza de retención de estos anclajes y que esta angulación solamente se evaluó de forma subjetiva mediante tracción manual.

Otro aspecto de importancia clínica fue el efecto de la distancia entre implantes sobre la fuerza de retención de los anclajes esféricos y magnéticos. Si bien la fuerza de retención más elevada de ambos sistemas de anclaje se registró con una distancia entre implantes de 29 mm, la colocación de los implantes a una distancia menor, de 23 o 19 mm, no afectó de forma significativa a la fuerza de retención de estos anclajes^{30,32}. Las ventajas clínicas de estos resultados^{10,30-32} son fácilmente evidentes, ya que no puede asegurarse constantemente el paralelismo de los implantes a una distancia óptima a lo largo de la cresta residual. Por tanto, los sistemas de anclaje que toleren la angulación de los implantes y las variaciones en la distancia interimplantaria tendrán ciertamente ventajas clínicas.

Dirección de las fuerzas de desalojo

Los anclajes esféricos generalmente logran una fuerza de retención significativamente más elevada que los anclajes magnéticos sometidos a fuerzas de desalojo axiales o paraaxiales^{29,30,32,34-37}. Los resultados de las investigaciones que han comparado las fuerzas de retención de los anclajes esféricos y magnéticos de diferentes direcciones no han logrado obtener una correlación válida (común a ambos sistemas de anclaje) entre la fuerza de retención y la dirección de las fuerzas de desalojo³³⁻³⁵. Los anclajes magnéticos reflejaron una tendencia a ejercer la máxima retención cuando se desalojaron de la dirección anterior³⁵. La retención más débil siempre se ha registrado con fuerzas dirigidas posteriormente. Por el contrario, en los anclajes esféricos no pudo establecerse una tendencia común a lograr un perfil de retención definitivo (aumento o disminución de la retención) en una dirección concreta³³⁻³⁵. Esto pudo explicarse por la amplia variación en el diseño, material y mecanismo de retención de estos anclajes. Sin embargo, cuando se produjeron similitudes, en algunos informes las fuerzas de retención fueron comparables bajo direcciones diferentes^{33,34}. La importancia clínica del registro de las fuerzas de retención de los sistemas de anclaje sometidos a fuerzas de desalojo paraaxiales se consideró una medida de la estabilidad de la sobredentadura³³⁻³⁵. Los resultados implican que cabría esperar una mejor estabilidad de la sobredentadura con los anclajes esféricos que con los magnéticos.

Mecanismo de retención

Los resultados de los estudios comparativos sobre la fuerza de retención de los anclajes esféricos y magnéticos identificaron a estos últimos como los sistemas de anclaje más débiles^{29,30,32,34,36,37}. A pesar de ello, los anclajes magnéticos re-

flejaron una tendencia a mantener relativamente una fuerza de retención reproducible y constante en condiciones de simulación del desgaste^{30,32,35,36}. Esto se ha atribuido en gran medida a su mecanismo inherente de retención, que es magnético en lugar de friccional o mecánico^{30,34}. Raramente se ha descrito en condiciones *in vitro* la degradación de las fuerzas magnéticas de atracción posteriores a la corrosión y la abrasión³⁰. Esto podría deberse a las limitaciones de estas investigaciones *in vitro* a la hora de describir condiciones orales complejas^{29,35,36}. Además, los estudios clínicos han implicado a la corrosión y la abrasión en la reducción de la vida útil de los anclajes magnéticos^{39,40}. La fuerza de retención débil descrita actualmente en estos anclajes limita su aplicación clínica a situaciones menos exigentes comunes en los pacientes ancianos y con problemas médicos^{29,33}.

Un hallazgo de esta revisión que merece la pena tener en cuenta fue la amplia variación descrita en las fuerzas de retención de las muestras de mismos sistemas de anclajes^{19,36}. Los autores relacionaron este hecho con el pobre control de calidad durante el proceso de fabricación de los componentes de los anclajes³⁶. Ciertamente, con anterioridad se han descrito variaciones en las dimensiones de los anclajes esféricos de un sistema³¹. Los fabricantes suelen reconocer variaciones mínimas en las dimensiones o la composición del material entre los diferentes lotes de sus productos. El impacto de estas variaciones (cuando existen) en los resultados descritos en esta revisión y sus implicaciones clínicas no pueden determinarse.

Conclusiones

Con las limitaciones de esta revisión, se halló que los sistemas de anclaje de las sobredentaduras inferiores sobre dos implantes sufren cambios relacionados con el desgaste que provocan la pérdida o la reducción de la retención en pruebas de desgaste simulado. Los mecanismos del desgaste que modulan las fuerzas de retención y las características del desgaste de los diferentes sistemas de anclaje siguen sin conocerse mucho y son necesarias más investigaciones. Los factores relacionados con la composición del material, diseño, dimensiones y mecanismo de retención de los sistemas de anclaje intervienen en la retención y las características del desgaste de estos anclajes. No obstante, su papel exacto sigue sin dilucidarse en la literatura. Además, siguen siendo necesarias investigaciones *in vitro* sobre los factores implicados en la retención y el desgaste de los sistemas de anclaje de las sobredentaduras inferiores sobre dos implantes. Estos factores deben investigarse de forma separada en condiciones bien controladas para limitar la influencia de las variables de confusión en su resultado.

Bibliografía

1. Laney WR, Broggini N, Cochran DL, et al. Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. Berlin: Quintessence, 2007.
2. Brewer A, Morrow R. Overdentures. St Louis: CV Mosby, 1975.
3. Gillings BR. Magnetic retention for complete and partial overdentures. Part 1. J Prosthet Dent 1981;45:484-491.
4. Mensor MC Jr. Attachment fixation for overdentures. Part 1. J Prosthet Dent 1977;37:366-372.

5. Preiskel H. Overdentures Made Easy: A Guide to Implant- and Root-Supported Prostheses. London: Quintessence, 1996.
6. Dolder E. The bar joint mandibular denture. *J Prosthet Dent* 1961;11:689-707.
7. Mericske-Stern R. Overdentures supported by ITI implants. In: Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G (eds). *Oral Implantology: Basics, ITI Hollow Cylinder System*. New York: Thieme Medical, 1996:330-367.
8. Becerra G, MacEntee M. A classification of precision attachments. *J Prosthet Dent* 1987;58:322-327.
9. Besimo CH, Gruber G, Flühler M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil* 1996;23:372-378.
10. Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB. Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent* 2001;86:434-437.
11. Riley MA, Walmsley AD, Harris IR. Magnets in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 2001;86:137-142.
12. Walmsley AD. Review of the clinical use of magnets in implant-retained overdentures. In: Maeda Y, Walmsley AD (eds). *Implant Dentistry with New Generation Magnetic Attachments*. Tokyo: Quintessence, 2005:14-17.
13. Heckmann S, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:560-569.
14. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, et al. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. *Int J Prosthodont* 2002;15:413-414.
15. Davis DM, Packer ME. Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. *Int J Prosthodont* 1999;12:222-229.
16. MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: Three-year results. *J Prosthet Dent* 2005;93:28-37.
17. Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using six-field protocol. *Int J Prosthodont* 2003;16:255-260.
18. Bayer S, Grüner M, Keilig L, et al. Investigation of the wear of prefabricated attachments—An in vitro study of retention forces and fitting tolerances. *Quintessence Int* 2007;38:e229-e237.
19. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 2003;30:671-678.
20. Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Gigilo JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures. Part II—Patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 1995;73:364-369.
21. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: A cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont* 2005;18:99-105.
22. Lehmann KM, Arnim FV. Studies on the retention forces on snap-on attachments. *Quintessence Dent Technol* 1978;7:45-48.
23. Stewart BL, Edwards RO. Retention and wear of precision-type attachments. *J Prosthet Dent* 1983;49:28-34.
24. Fromentin O, Picard B, Tavernier B. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999;11:391-397.
25. Gamborena JL, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997;10:123-130.
26. Watkinson AC. The replacement of attachment-retained prostheses. *Quintessence Int* 1987;18:759-763.
27. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. Philadelphia: WB Saunders, 1996.
28. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil* 2004;31:884-889.
29. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 2004;13:221-226.
30. Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont* 2008;21:152-154.
31. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont* 2005;14:3-11.
32. Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: Initial retention values. *Int J Prosthodont* 2006;19:507-512.
33. Petropoulos VC, Smith W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:526-535.
34. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:176-185.
35. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 2007;34:41-51.
36. Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 1998;80:323-329.
37. Svetlize CA, Bodereau EF Jr. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int* 2004;35:443-448.
38. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. *Int J Prosthodont* 1999;12:409-414.
39. Naert IE, Hooghe M, Quirynen M, van Steenberghe D. The reliability of implant-retained hinging overdentures for the fully edentulous mandible. An up to 9-year longitudinal study. *Clin Oral Investig* 1997;1:119-124.
40. van Kampen F, van der Bilt A, Cune MS, Bosman F. The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *J Dent Res* 2002;81:170-173.