

ARTÍCULO TÉCNICO

Resistencia a la fractura, precisión y transformación de fase de prótesis fijas completas soportadas por implantes, reforzadas con barras y sin refuerzo, fabricadas con zirconia de alta resistencia: un estudio in vitro

NOTICIAS

La gestión de residuos en el laboratorio de prótesis dental: una obligación sanitaria, ambiental y legal

NOTICIAS

Expodental 2026: Solidez de la industria dental española al superar los 1.200 millones de euros de facturación

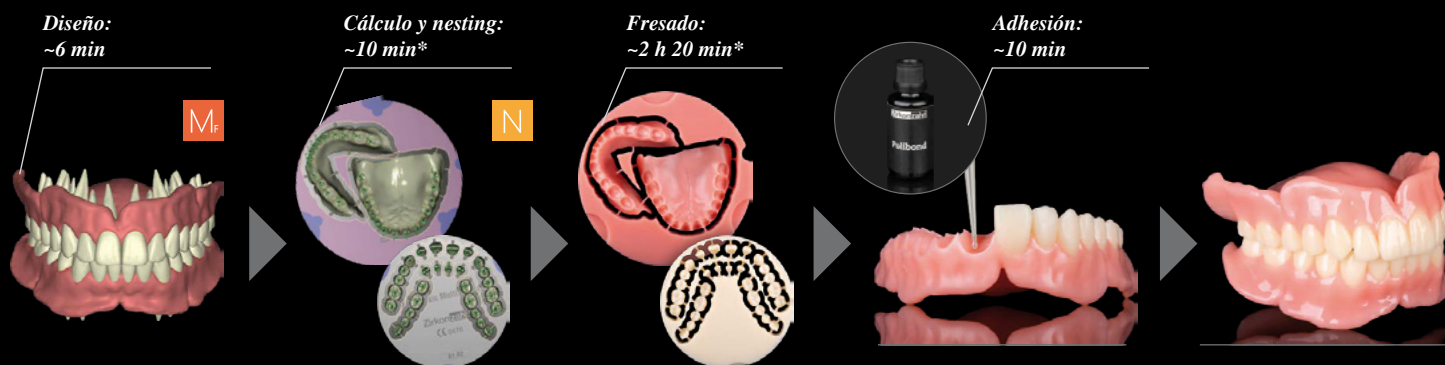


**FRESADO DE
AMBAS PRÓTESIS
~2 HORAS
20 MINUTOS**



FLORENCE TOTALPROX® DENTURE SYSTEM

PRÓTESIS TOTALES. UN ÚNICO FLUJO DE TRABAJO. MÁXIMA RAPIDEZ Y EFICIENCIA.



*El valor indicado aplica para Zirkonzahn.CAM High-Speed.



FLUJO DIGITAL CAD·CAM



**AJUSTE
PERFECTO**



¡ES DUAL!



**¡BEST FIT
EXCELENTE!**

**LIBRERÍAS CAD/CAM
PERSONALIZABLES SEGÚN LAS
NECESIDADES DEL USUARIO.**

ibo
ibodontit

www.ibodontit.com
hola@ibodontit.com





CAPITAL
DENTAL
capitaldental.es

DIRECCIÓN DEL COLEGIO

C/ Doctor Esquerdo nº 166. 1ºE
28007 Madrid
Tel.: 91 758 02 38
Tel. y fax: 91 758 02 39
info@colprodecam.org
www.capitaldental.es



**Comunidad
de Madrid**

--CAPITAL DENTAL no se identifica--
necesariamente con las opiniones
vertidas en sus páginas por los
colaboradores, ni por la información
de los anuncios publicitarios.

Depósito Legal:
M-13244-2019 - ISSN 2659-7977

Edita:

Ilustre Colegio Profesional de
Protésicos Dentales de la
Comunidad de Madrid

Diseño y maquetación:

www.tintaymedia.com

Imagen promocional:

pexels.com

CAPITAL DENTAL Nº 119

Secretaría

Ana Casaseca y Susana Álvarez

Lunes a Viernes de 10 a 15 horas

Teléfono: 91 758 02 38

Móvil: 615 88 33 10

Correo: info@colprodecam.org

Web: www.colprodecam.org

Marketing y Comunicación

Responsable: Irene Núñez

Lunes a Viernes de 11:00 a 15:00 horas

Correo: comunicacion@colprodecam.org

Teléfono: 91 758 02 38

Móvil: 615 88 33 10

Asesoría Jurídica

Responsable: José Manuel Sánchez

Teléfono: 91 758 02 38

Móvil: 670 22 69 75

Correo: info@colprodecam.org

Porque esta revista
es de **CAPITAL** importancia
en el sector **DENTAL**

Sumario

6 ■ Editorial

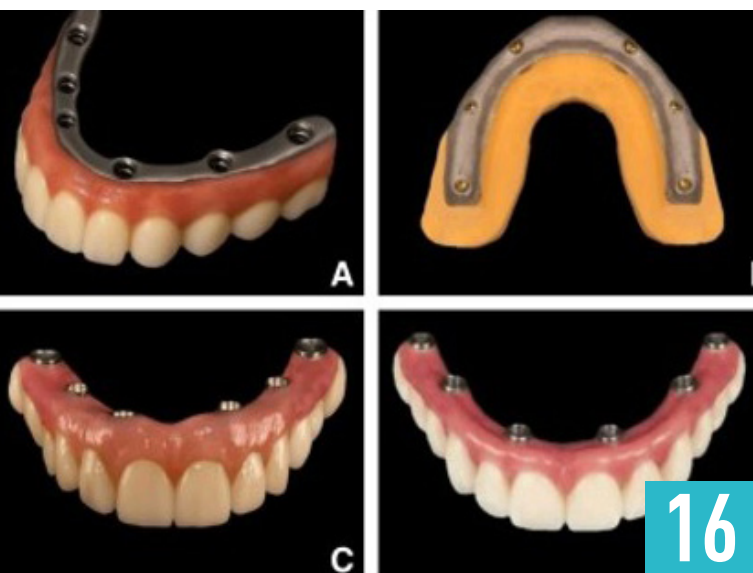
8 ■ Noticias COLPRODECAM

16 ■ Artículos Técnicos

42 ■ Caso Clínico

50 ■ Notas de Prensa

52 ■ Convenios



CALIDAD, AJUSTES Y SEGUIMIENTO RESPONSABLE

Madrid. Junio de 2026.

Estimados colegas:

La calidad es un aspecto fundamental en la elaboración de cualquier prótesis dental, ya que garantiza la funcionalidad, la estética, la seguridad y la satisfacción del paciente. Para lograr una prótesis de calidad se deben considerar los siguientes factores:

- Utilización de materiales biocompatibles y certificados.
- Precisión en la toma de impresiones o registros digitales.
- Cumplimiento de los protocolos técnicos establecidos.
- Control de calidad durante todas las fases de fabricación.
- Verificación de la adaptación, oclusión y acabado final de la prótesis.
- Cumplimiento de las normativas sanitarias y de trazabilidad.

Una prótesis de calidad debe restaurar adecuadamente la función masticatoria, la fonación y la estética del paciente.

Como todos sabéis, los ajustes son modificaciones realizadas para asegurar que la prótesis se adapte correctamente a la cavidad oral del paciente y funcione de manera cómoda y eficiente, los cuales deben realizarse de forma gradual y controlada, según las necesidades específicas del paciente.

Es por ello por lo que el seguimiento posterior a la colocación de la prótesis es esencial para garantizar su correcto funcionamiento y la salud bucodental del paciente.

La calidad en la fabricación, los ajustes precisos y el seguimiento responsable constituyen pilares fundamentales del trabajo protésico. La correcta aplicación de estos procesos permite obtener prótesis seguras, funcionales y duraderas, mejorando la salud oral y la calidad de vida del paciente.

En definitiva, la calidad de la prótesis dental no se mide solo en el momento en que un trabajo sale del laboratorio. Se mide también en la respuesta que damos durante el proceso de adaptación, en la

capacidad de resolver incidencias y en la manera en que colaboramos para que el paciente alcance un resultado funcional y confortable. En este punto conviene hacer una reflexión importante: la necesidad de ajustes o correcciones no debe entenderse automáticamente como sinónimo de mala praxis.

La realidad clínica y técnica es compleja. Existen factores anatómicos, funcionales y de adaptación individual que pueden hacer necesaria alguna rectificación posterior. Eso forma parte del trabajo bien hecho cuando se aborda con criterio, rapidez y trazabilidad. Lo verdaderamente relevante es que el proceso esté orientado a la seguridad del paciente, a la mejora del resultado y a la correcta delimitación de las actuaciones que corresponden al ámbito protésico.

Desde el Colegio defendemos una cultura profesional basada en la excelencia, pero también en el realismo técnico. Una prótesis cumple su finalidad cuando funciona correctamente dentro de las posibilidades del caso y no provoca molestias evitables. Para alcanzar ese objetivo es fundamental que exista una comunicación efectiva entre quienes intervienen en el proceso y que el paciente reciba información clara sobre el uso, mantenimiento y posibles incidencias iniciales.

Por eso es recomendable reforzar varias pautas en el día a día de los laboratorios: documentar de manera completa las fases del trabajo, dejar constancia de materiales y lotes, registrar incidencias y rectificaciones, y mantener protocolos de comunicación técnica con la clínica. Esta organización no solo mejora la calidad; también aporta seguridad jurídica y profesional ante cualquier discrepancia posterior.

Igualmente importante es seguir perfeccionando nuestras competencias en ajuste, reparación y control de calidad. La actualización técnica en este ámbito es especialmente valiosa, porque reduce tiempos de respuesta, evita errores repetitivos y mejora la experiencia del paciente. La profesión ha avanzado mucho, y hoy contamos con herramientas analógicas y digitales que permiten trabajar con mayor precisión. Aprovecharlas es parte de nuestro compromiso con la excelencia.

Conviene también evitar discursos simplistas que enfrentan a profesionales o que presentan como fracaso lo que, en realidad, puede formar parte de un proceso normal de adaptación y mejora. La calidad no se demuestra con mensajes grandilocuentes, sino con resultados, método y responsabilidad. Nuestro objetivo común debe ser siempre el mismo: productos sanitarios bien elaborados, seguros, trazables y ajustados a las necesidades reales del paciente.

Desde el Colegio seguiremos promoviendo formación continuada, criterios técnicos compartidos y apoyo profesional para que cada colegiad@ pueda desarrollar su trabajo con las debidas garantías. La mejor defensa frente a cualquier controversia es una práctica ordenada, documentada y técnicamente impecable.

Recibid un cordial saludo.

La Junta de Gobierno.

Colegio Profesional de Protésicos Dentales de la
Comunidad de Madrid

La gestión de residuos en el laboratorio de prótesis dental: una obligación sanitaria, ambiental y legal



Pexels.

Los laboratorios de prótesis dental desempeñan una actividad sanitaria que genera una amplia variedad de residuos con características muy diferentes. Aunque muchos de ellos pueden parecer similares a los residuos urbanos, la realidad es que durante la fabricación, reparación y mantenimiento de prótesis se producen residuos biosanitarios, químicos peligrosos e industriales no peligrosos que requieren una gestión específica.

En la Comunidad de Madrid, la correcta gestión de estos residuos constituye una obligación legal derivada de la normativa estatal y autonómica. Su incumplimiento puede suponer importantes riesgos para la salud pública y el medio ambiente, además de sanciones económicas que pueden alcanzar varios millones de euros en los casos más graves.

La base de una gestión adecuada consiste en identificar correctamente cada residuo desde el momento en que se genera, evitando mezclar residuos peligrosos con residuos ordinarios y garantizando su

trazabilidad hasta su eliminación o valorización por un gestor autorizado.

Clasificación y gestión de los residuos

La primera medida para una correcta gestión consiste en clasificar los residuos según su naturaleza y peligrosidad. Según informa la publicación en el portal Institucional de la Comunidad de Madrid, la clasificación de estos residuos está regulada por el Decreto 83/1999, de 3 de junio, por el que se regulan las actividades de producción y de gestión de los residuos. Si el laboratorio genera residuos que encajan en las categorías reguladas por el Decreto 83/1999 (por ejemplo, determinados residuos biosanitarios o químicos peligrosos), esos residuos deberán gestionarse conforme a dicha normativa, en la medida en que genere residuos comprendidos en su ámbito material.

En el laboratorio dental nos podemos encontrar:

Residuos generales

Son aquellos asimilables a los domésticos, como papel, cartón, envases limpios, embalajes o residuos administrativos. Solo pueden gestionarse mediante la recogida municipal cuando no hayan estado en contacto con sustancias químicas ni fluidos biológicos.

Residuos biosanitarios asimilables a urbanos

Durante la actividad del laboratorio puede recibirse material con saliva u otros fluidos procedentes de clínicas dentales sin riesgo especial. Segregación y entrega en contenedores adecuados; entregar a gestor cuando proceda por contacto con fluidos biológicos.

Residuos biosanitarios especiales

Igualmente se puede recibir materiales contaminados con saliva o sangre procedentes de clínicas dentales con riesgo infeccioso especial. Igualmente, cuando existan objetos punzantes o cortantes contaminados, deberán segregarse inmediatamente del resto, depositarse en recipientes rígidos/semirígidos de bioseguridad y entregarse a un gestor autorizado de residuos peligrosos.

Residuos químicos peligrosos

Esta categoría adquiere una importancia especial. Estos residuos nunca deben verse al desagüe ni mezclarse con otros residuos. Deben almacenarse correctamente, etiquetarse con su código LER y ser retirados por un gestor autorizado.

Residuos industriales no peligrosos

Modelos ya desinfectados, cerámicas, plásticos limpios y otros residuos derivados de la fabricación que no presentan características de peligrosidad.

Aunque su gestión es más sencilla, también deben mantenerse separados de los residuos peligrosos.

Residuos citotóxicos

Están formados por restos de medicamentos utilizados en tratamientos contra el cáncer y cualquier material que haya estado en contacto con ellos. Estos residuos presentan riesgos carcinogénicos, mutagénicos y teratogénicos, por lo que requieren medidas de seguridad muy estrictas tanto durante su manipulación como durante su eliminación.

Obligaciones fundamentales del laboratorio

La gestión de todos estos residuos está regulada principalmente por la Ley 7/2022, de residuos y suelos contaminados para una economía circular, el Real Decreto 553/2023, sobre el traslado de residuos dentro del territorio español, y el Decreto 83/1999 de la Comunidad de Madrid. Estas normas establecen las obligaciones de los productores de residuos y garantizan una gestión segura y respetuosa con el medio ambiente.

Las principales obligaciones del laboratorio son:

- identificar cada residuo mediante su código LER.
- determinar si es peligroso o no.
- separar los residuos desde su origen.
- utilizar envases y contenedores adecuados.
- almacenar los residuos en zonas señalizadas y seguras.
- contratar únicamente gestores autorizados.
- conservar toda la documentación relacionada con la retirada y tratamiento.

Los productores de residuos sanitarios están obligados a separar correctamente cada tipo de residuo desde el mismo momento en que se genera. Además, deben envasarlos y etiquetarlos adecuadamente, establecer procedimientos internos de gestión, formar al personal encargado de manipularlos y disponer de zonas específicas para su almacenamiento con acceso restringido. En el caso de los residuos peligrosos, también es obligatorio realizar una comunicación previa de la actividad como productor de residuos y mantener un archivo cronológico que permita el seguimiento de su gestión.

Los residuos generales se rigen por las normas de los residuos domésticos.

Los residuos biosanitarios asimilables a urbanos, aunque presentan un riesgo menor, deben entregarse igualmente a gestores autorizados para garantizar su correcta eliminación. En cambio, los residuos biosanitarios especiales, los residuos químicos peligrosos y los residuos citotóxicos requieren medidas adicionales debido a su peligrosidad.

El envasado constituye uno de los aspectos más importantes de la gestión. Los envases destinados a residuos biosanitarios y citotóxicos deben ser de un solo uso y permanecer cerrados hasta su eliminación. En caso de rotura o fuga, el contenido debe reenvasarse inmediatamente en otro recipiente seguro.

Los residuos biosanitarios especiales deben depositarse en envases rígidos o semirrígidos con características específicas: deben ser opacos, impermeables, resistentes a la humedad y a la perforación, disponer de cierre hermético y estar identificados con el pictograma de "Biopeligroso". Su capacidad máxima es de 60 litros. También pueden utilizarse bolsas especiales para determinados residuos, siempre que sean de color rojo, impermeables y resistentes. Sin embargo, los residuos punzantes o cortantes deben introducirse obligatoriamente en recipientes rígidos especialmente diseñados para evitar perforaciones.

Por su parte, los residuos citotóxicos deben depositarse en envases rígidos de color azul, con características similares a los utilizados para los residuos biosanitarios especiales, aunque identificados mediante el pictograma de "Citotóxico".

Una vez envasados, los residuos deben almacenarse temporalmente en zonas específicas del establecimiento. Estas áreas deben estar claramente señalizadas, ser de acceso restringido y reunir condiciones adecuadas de limpieza, ventilación y seguridad. La segregación debe mantenerse en todo momento, evitando mezclar residuos de distintas clases. Únicamente los residuos de Clase I y Clase II pueden almacenarse conjuntamente.

El traslado interno de los residuos también debe realizarse siguiendo normas de seguridad muy estrictas. Los envases deben transportarse siempre cerrados, evitando su apertura o trasvase a otros recipientes. Siempre que sea posible, el recorrido utilizado será diferente al empleado por pacientes y visitantes. Está prohibido arrastrar los envases, utilizar bajantes o trampillas que puedan dañarlos o compactar los residuos durante el transporte. Cuando se utilicen carros o contenedores móviles, estos serán de uso exclusivo para residuos sanitarios y estarán fabricados con materiales fáciles de limpiar y desinfectar.

En las zonas de depósito intermedio, los residuos deben permanecer en sus propios soportes o contenedores, nunca directamente sobre el suelo. Estas instalaciones deben mantenerse limpias, ventiladas y contar con los productos necesarios para actuar rápidamente en caso de derrames o accidentes.

Además, la retirada de los contenedores de residuos biosanitarios y citotóxicos debe realizarse, como mínimo, una vez al día.

El depósito final constituye la última fase de almacenamiento antes de que los residuos sean recogidos por un gestor autorizado. Estas instalaciones deben estar cubiertas, señalizadas, disponer de agua corriente, desagües, superficies fácilmente lavables, sistemas contra incendios y acceso restringido. Además, deben encontrarse alejadas de los sistemas de ventilación del edificio para evitar posibles contaminaciones.

En el depósito final, los residuos biosanitarios especiales y los residuos citotóxicos deben almacenarse separados tanto de los residuos generales como entre sí, salvo que ambos tengan el mismo destino de eliminación. En ningún caso está permitido compactar o triturar este tipo de residuos debido al elevado riesgo que supondría para la seguridad de los trabajadores y para el medio ambiente.

La normativa también establece un tiempo máximo de almacenamiento según la cantidad de residuos generada mensualmente. Los centros que produzcan más de 1.000 kg al mes deberán retirarlos en un plazo máximo de 72 horas. Si la producción está entre 251 y 1.000 kg, la retirada será semanal. Cuando se generan entre 50 y 250 kg al mes, el plazo máximo es de quince días, mientras que los centros que producen menos de 50 kg mensuales podrán almacenarlos hasta un máximo de treinta días antes de su retirada.

Uno de los aspectos más importantes es que la generación de cualquier cantidad de residuos peligrosos obliga al laboratorio a comunicar previamente su actividad como productor de residuos peligrosos ante la Comunidad de Madrid.

Asimismo, el centro debe disponer del Número de Identificación Medioambiental (NIMA) cuando resulte exigible, formalizar contratos de tratamiento antes del traslado de residuos y conservar los documentos de identificación que acrediten su trazabilidad.

También es obligatorio mantener un archivo cronológico con información sobre la cantidad, naturaleza, origen y destino de los residuos durante los plazos establecidos por la legislación.

El traslado de residuos biosanitarios y citotóxicos desde el centro sanitario hasta el gestor debe realizarlo un transportista de residuos inscrito. El Real Decreto 553/2023 exige notificar el traslado con al menos

diez días de antelación y formalizar el documento de identificación.

Buenas prácticas para una gestión segura

Además del cumplimiento legal, la implantación de procedimientos internos permite reducir riesgos y facilitar las inspecciones administrativas.

Entre las principales recomendaciones destacan:

- exigir que todas las impresiones y prótesis recibidas desde las clínicas lleguen previamente desinfectadas.
- disponer de protocolos escritos de recepción y desinfección.
- formar periódicamente al personal en segregación y manipulación de residuos.
- revisar las fichas de seguridad de los productos químicos utilizados.
- evitar cualquier vertido de resinas, monómeros o disolventes al sistema de saneamiento.
- mantener una zona exclusiva para almacenamiento temporal de residuos peligrosos.

Estas medidas contribuyen tanto a proteger la salud de los trabajadores como a minimizar el impacto ambiental de la actividad.

Riesgos por incumplimiento

Las autoridades ambientales consideran especialmente graves determinadas conductas, entre ellas:

- mezclar residuos peligrosos con residuos ordinarios.
- entregar residuos a gestores no autorizados.
- almacenar incorrectamente productos químicos.
- carecer de la documentación obligatoria.
- no comunicar la condición de productor de residuos peligrosos.
- verter productos químicos al desagüe.

La Ley 7/2022 establece un régimen sancionador muy severo. Las infracciones leves pueden alcanzar hasta **20.000 euros**, las graves entre **20.001 y 600.000**

euros, y las muy graves hasta **3.500.000 euros**, especialmente cuando afectan a residuos peligrosos.

Conclusión

La correcta gestión de los residuos en un laboratorio de prótesis dental va mucho más allá de retirar la basura diaria. Se trata de una obligación legal que integra aspectos sanitarios, ambientales y de seguridad laboral.

La identificación adecuada de cada residuo, su correcta segregación, el almacenamiento seguro y la entrega a gestores autorizados constituyen los pilares fundamentales para garantizar el cumplimiento normativo.

La implantación de protocolos internos, la formación del personal y el mantenimiento de una trazabilidad documental completa no solo evitan sanciones, sino que reflejan el compromiso del laboratorio con la protección del medio ambiente, la seguridad de los trabajadores y la calidad del servicio sanitario que presta.

Fuente: Portal Institucional Comunidad de Madrid

<https://www.comunidad.madrid/medio-ambiente/residuos-biosanitarios-citotoxicos>

Fecha de consulta: Junio 2026.

La Comunidad de Madrid no patrocina o apoya la actividad en la que se reutiliza la información

Enlaces Normativas:

Decreto 83/1999, de 3 de junio, por el que se regulan las actividades de producción y de gestión de los residuos biosanitarios y citotóxicos en la Comunidad de Madrid.

https://gestion.comunidad.madrid/rlma_web/html/web/FichaNormativa.icm?ID=799

Ley 7/2022, de residuos y suelos contaminados para una economía circular

https://gestion.comunidad.madrid/rlma_web/html/web/FichaNormativa.icm?ID=6135

Real Decreto 553/2023, sobre el traslado de residuos dentro del territorio español

https://gestion.comunidad.madrid/rlma_web/html/web/FichaNormativa.icm?ID=5260#

Expodental 2026: Solidez de la industria dental española al superar los 1.200 millones de euros de facturación



Mesa redonda moderada por Luis M. Garralda con la participación de Javier Martín, Ana Molina, Javier Girón de Velasco y Roberto Rosso.

La odontología en España vive un momento de profunda transformación impulsada por el envejecimiento de la población, la innovación tecnológica y la evolución de las necesidades de los pacientes. Así lo refleja el informe *Panorama y perspectiva del sector dental en España*, elaborado por la consultora Key-Stone y presentado en EXPODENTAL 2026, el principal encuentro del sector organizado por IFEMA MADRID y la Federación Española de Empresas de Tecnología Sanitaria (Fenin) durante los días 11 al 13 del pasado mes de marzo.

El estudio destaca que el mercado dental español ha mantenido durante los últimos quince años un crecimiento muy superior al de la economía nacional y de la producción industrial. Este avance se ha visto favorecido por la incorporación de nuevas tecnologías en clínicas y laboratorios, como los flujos de trabajo digitales, los escáneres intraorales, la impresión 3D, la planificación asistida por software y el auge de los alineadores transparentes, herramientas que han mejorado tanto la precisión de los tratamientos como la experiencia del paciente.

Uno de los principales factores que marcarán el futuro de la odontología será el cambio demográfico. Las previsiones apuntan a que, hacia mediados de siglo, cerca del 30 % de la población española tendrá más de 65 años. Esta realidad incrementará la demanda de tratamientos de rehabilitación oral, implantología, prótesis y soluciones estéticas de larga duración, especialmente entre pacientes con mayor poder adquisitivo que buscan mantener su calidad de vida.

Al mismo tiempo, el informe advierte de una creciente desigualdad en el acceso a la atención bucodental. Mientras una parte de la población demanda tratamientos cada vez más avanzados y personalizados, los grupos con menos recursos reducen las visitas preventivas al dentista, lo que favorece la aparición de caries y enfermedades periodontales. Esta situación está generando una demanda cada vez más polarizada, tanto en la frecuencia de las consultas como en el tipo de tratamientos realizados.

La salud bucodental continúa dependiendo en gran medida del gasto privado. Según los datos recogidos en el informe, los hogares españoles destinaron en 2024 alrededor de 12.000 millones de euros a cuidados dentales. Aproximadamente la mitad de la población acude al dentista cada año, aunque muchos pacientes alternan periodos de tratamiento con otros sin revisiones, lo que dificulta una adecuada prevención y seguimiento.

A pesar de ello, los tratamientos de mayor valor añadido mantienen una evolución muy positiva. La implantología, las prótesis, la ortodoncia y la estética dental concentran buena parte del crecimiento del sector, reflejando una mayor preocupación por la salud oral y por la mejora de la calidad de vida.

Tras la presentación del informe, se ha celebrado una mesa redonda moderada por Luis M. Garralda, con la participación de Javier Martín, CEO de DONTE GROUP; Ana Molina, vicepresidenta de la Sociedad Española de Periodoncia y Osteointegración (SEPA); Javier Girón de Velasco, presidente de la Sociedad Española de Ortodoncia (SEDO) y Roberto Rosso, CEO de Key-Stone.

Los ponentes analizaron la situación de la demanda dental, el crecimiento de las necesidades en la población y la relación entre salud periodontal y salud general, así como el papel cada vez más relevante de la ortodoncia y la digitalización en la experiencia del paciente.

El debate también ha destacado la importancia de la colaboración interdisciplinar y de la incorporación de nuevas tecnologías sanitarias para mejorar la eficiencia clínica y los resultados asistenciales. En conjunto, los expertos han subrayado la necesidad de avanzar en prevención, educación en salud bucodental y accesibilidad, reforzando las sinergias entre industria, clínicas, universidades y sociedades científicas para afrontar con éxito los retos actuales del sector dental.

Los expertos reunidos durante la presentación del informe coincidieron en señalar que la prevención debe convertirse en uno de los pilares fundamentales del sistema. Recordaron que existe una relación cada vez más demostrada entre la salud bucodental y la salud general, ya que mantener una boca sana contribuye a reducir procesos inflamatorios, favorece el control de enfermedades crónicas y mejora el bienestar de la población.

En este contexto, el sector reclama una mayor implicación de las administraciones públicas para ampliar progresivamente las prestaciones de salud bucodental dentro del sistema sanitario, reforzar los programas preventivos desde Atención Primaria y desarrollar campañas de educación dirigidas a toda la población. Estas medidas permitirían reducir desigualdades, facilitar revisiones periódicas y promover una atención más integral.

El encuentro también puso de manifiesto la importancia de la colaboración entre industria, clínicas, universidades y sociedades científicas para afrontar los retos de los próximos años. La incorporación de nuevas tecnologías, junto con una estrategia centrada en la prevención, la innovación y la accesibilidad, se perfila como la base para consolidar un modelo asistencial más eficiente, sostenible y adaptado a las nuevas necesidades de la sociedad española.

Fuente: IFEMA Madrid.

EXPOINMED se presenta al sector sanitario con el respaldo de la Comunidad de Madrid



Tomás Cobo, Lola González, Fátima Matute y Ernesto Sáenz de Buruaga

La Feria Internacional de Innovación Médica y Tecnología Sanitaria (EXPOINMED) ha dado un paso decisivo en su puesta en marcha con su presentación oficial ante representantes del sector sanitario español. La iniciativa, organizada por IFEMA MADRID junto con Medicina Responsable como socio estratégico, cuenta con el respaldo institucional de la Comunidad de Madrid y aspira a convertirse en uno de los principales puntos de encuentro para la innovación médica y tecnológica tanto en España como en el ámbito internacional.

El acto de presentación, celebrado en el Ilustre Colegio Oficial de Médicos de Madrid, reunió a profesionales sanitarios, gestores, asociaciones, empresas tecnológicas, compañías de la industria sanitaria y representantes de diferentes instituciones. Durante la jornada se dieron a conocer los objetivos de una feria concebida para favorecer la colaboración entre todos los agentes que forman parte del sistema sanitario, impulsando la transferencia de conocimiento, el desarrollo tecnológico y la creación de nuevas oportunidades de negocio.

La inauguración contó con la participación de la consejera de Sanidad de la Comunidad de Madrid, Fátima Matute, quien destacó el compromiso del Gobierno regional con aquellas iniciativas destinadas a potenciar la innovación y reforzar el liderazgo de Madrid como referente internacional en el ámbito de la salud. La consejera subrayó que la celebración de EXPOINMED en la capital confirma el papel de Madrid como motor de transformación del sistema sanitario, capaz de atraer talento y promover el desarrollo de la medicina del futuro.

Durante la presentación también intervinieron responsables de IFEMA MADRID y de Medicina Responsable, quienes explicaron que esta nueva feria nace con la vocación de convertirse en una plataforma especializada donde confluyan innovación, investigación, tecnología, desarrollo económico y cooperación entre instituciones públicas y privadas. Sus organizadores consideran que el sector sanitario demanda un espacio de estas características que facilite el intercambio de experiencias y la difusión de los últimos avances científicos y tecnológicos.

La propuesta de EXPOINMED está orientada a reunir a toda la cadena de valor de la sanidad: profesionales asistenciales, industria farmacéutica y tecnológica, centros de investigación, universidades, administraciones públicas, gestores sanitarios y empresas especializadas. El objetivo es crear un entorno que favorezca el diálogo, la colaboración y el desarrollo de proyectos capaces de responder a los desafíos actuales y futuros de la atención sanitaria.

El presidente del Comité Organizador de EXPOINMED y de la Organización Médica Colegial, Tomás Cobo, destacó la importancia de disponer de un foro permanente que facilite el encuentro entre investigadores, profesionales asistenciales y responsables de la toma de decisiones. A su juicio, la transformación del sistema sanitario requiere una mayor conexión entre quienes desarrollan el conocimiento científico, quienes aplican diariamente ese conocimiento en la atención a los pacientes y quienes diseñan las políticas y estrategias que condicionan el funcionamiento de los centros sanitarios.

La jornada concluyó con una mesa redonda en la que participaron representantes de organizacio-

nes empresariales, de la industria tecnológica y farmacéutica, de la ingeniería sanitaria y de la propia Comunidad de Madrid. Durante el debate se abordaron algunos de los principales retos que afronta el sistema sanitario, como la modernización de las infraestructuras, la incorporación de nuevas tecnologías, la sostenibilidad económica, el impulso de la prevención y el fortalecimiento de la colaboración entre el sector público y el privado. Los participantes coincidieron en señalar la necesidad de impulsar espacios capaces de conectar las necesidades reales de la sanidad con las soluciones que ofrecen la innovación, la investigación y el desarrollo tecnológico.

EXPOINMED celebrará su primera edición del 15 al 17 de junio de 2027 bajo el lema "Impulsando la medicina. Conectando la innovación. Humanizando la salud". La feria tendrá una marcada vocación internacional, con especial atención a Latinoamérica, aprovechando la posición estratégica de España y de Madrid como puente entre Europa y América Latina en materia sanitaria, empresarial e institucional.

El encuentro combinará una amplia zona expositiva con un congreso científico, espacios de debate y reuniones profesionales dedicadas a cuestiones que marcarán la evolución de la medicina en los próximos años. Entre los temas que centrarán el programa figuran la inteligencia artificial aplicada a la salud, la digitalización de los servicios sanitarios, la sostenibilidad del sistema, la humanización de la asistencia y los nuevos modelos de atención al paciente.

Con esta iniciativa, IFEMA MADRID y Medicina Responsable pretenden consolidar un evento de referencia para el sector sanitario que contribuya a acelerar la incorporación de la innovación tecnológica a la práctica clínica, fomente la cooperación entre todos los actores implicados y sitúe a Madrid como uno de los grandes centros europeos para el intercambio de conocimiento, la investigación y el desarrollo de soluciones que mejoren la calidad de la atención sanitaria.

Fuente: IFEMA Madrid.

Resistencia a la fractura, precisión y transformación de fase de prótesis fijas completas soportadas por implantes, reforzadas con barras y sin refuerzo, fabricadas con zirconia de alta resistencia: un estudio in vitro

Artículo traducido del inglés.

Rafat Sasany, DDS, PhD,^a Sümeyye Salvi, DDS,Ucar,^b Sultan Merve Uçar, DDS,^c Seyed Ali Mosaddad, DDS, ^d and Mutlu Özcan, DDS, MSD, PhD^e.

Resumen

Planteamiento del problema

Las prótesis fijas de arco completo de zirconia soportadas por implantes se han utilizado ampliamente en pacientes edéntulos; sin embargo, la fiabilidad de los diseños sin barras sigue siendo incierta. Las formulaciones de zirconia de alta resistencia podrían permitir restauraciones predecibles sin refuerzo de barras.

Objetivo

El objetivo de este estudio in vitro fue evaluar la

exactitud, la resistencia a la fractura y el comportamiento de transformación de fase de prótesis de arco completo reforzadas con barras y sin refuerzo, fabricadas con zirconia convencional y de alta resistencia.

Materiales y métodos

Treinta modelos maxilares edéntulos estandarizados con 6 análogos de implantes se asignaron a 3 grupos (n=10): zirconia convencional reforzada con barra (Katana; K-WB), zirconia convencional no reforzada (Katana; K-NB) y zirconia de alta resistencia no reforzada (Ice Plus; ICP-NB). Las estructuras se diseñaron digitalmente, se fresaron, se sinterizaron, se pulieron y se glasearon. La barra de

titanio se cementó después de la abrasión con partículas de aire. Todas las muestras se sometieron a simulación de masticación con termociclado. La exactitud se evaluó superponiendo las estructuras fabricadas sobre conjuntos de datos de diseño digital, la transformación de fase se analizó mediante difracción de rayos X antes y después del envejecimiento, y la resistencia a la fractura se midió utilizando una máquina de ensayo universal. Los datos se analizaron utilizando ANOVA de una vía con pruebas post hoc para la resistencia a la fractura y la exactitud, y ANOVA de dos vías de medidas repetidas para la transformación de fase ($\alpha=.05$).

Resultados

ICP-NB exhibió la mayor resistencia a la fractura media $\pm$ desviación estándar (1700 $\pm$ 50 N), seguida de K-WB (1550 $\pm$ 45 N) y K-NB (900 $\pm$ 40 N) ($P < .05$). ICP-NB mostró una mejor exactitud externa en comparación con ambos grupos Katana ($P < .05$). Por el contrario, K-WB demostró la mejor exactitud marginal ($P < .05$). Después del termociclado, K-WB y K-NB exhibieron una transformación de fase tetragonal a monoclinica significativa, mientras que ICP-NB mantuvo una fase predominantemente tetragonal con un cambio mínimo ($P > .05$).

Conclusiones

Las prótesis de arco completo de zirconia de alta resistencia (ICP-NB) demostraron una resistencia a la fractura favorable, una alta precisión y una mejor resistencia a la degradación a bajas temperaturas que la zirconia convencional (K-WB, K-NB), lo que sugiere que son una alternativa fiable a los diseños reforzados con barras.

Implicaciones clínicas

Las estructuras de zirconia de alta resistencia y sin barras ofrecen a los clínicos la posibilidad de colocar una prótesis de arco completa como una estructura

monolítica única, eliminando así las interfases y el riesgo de desprendimiento entre la barra y la estructura. Este enfoque reduce la complejidad del laboratorio y el coste total.

Las prótesis fijas completas soportadas por implantes (PFISI) se han considerado el estándar para pacientes edéntulos, ofreciendo beneficios funcionales, estéticos y psicosociales predecibles.¹⁻⁴ Los rápidos avances en los flujos de trabajo digitales, incluyendo el diseño asistido por computadora y la fabricación asistida por computadora (CAD-CAM), han ampliado la gama de materiales y opciones de fabricación para las PFISI, mejorando la precisión, la eficiencia y la rentabilidad.^{5,6} La selección del diseño protésico y el material restaurador influye significativamente en el comportamiento biomecánico, la exactitud de la fabricación, la estabilidad estructural del material y los resultados clínicos a largo plazo.⁷⁻¹³ En la odontología asistida digitalmente, la exactitud se refiere al grado de correspondencia entre la geometría de un objeto fabricado y su conjunto de datos CAD original, lo que refleja la precisión del proceso de fabricación.¹⁴ Las cerámicas a base de zirconia han ganado popularidad en aplicaciones de arcada completa debido a sus excelentes propiedades mecánicas y estéticas en comparación con las prótesis metalocerámicas.¹⁵⁻²⁰ El Informe de Consenso ITI de 2018 enfatizó que “las prótesis monolíticas de zirconia soportadas por implantes pueden ser una opción futura con más evidencia que las respalde”, lo que refleja el creciente interés clínico en estas restauraciones.²¹⁻²⁴ La zirconia policristalina tetragonal estabilizada con 3% molar de itria (3Y-TZP) convencional ofrece alta resistencia a la flexión, baja probabilidad de fractura y excelente comportamiento de desgaste antagónico, a la vez que preserva la estética y la calidad de la superficie.²⁵⁻³¹

Para rehabilitaciones duraderas de arco completo, se utilizan comúnmente dos enfoques principales: sobredentaduras removibles soportadas por barra y ISFCP.^{1,32,33} Las ISFCP a menudo incorporan una barra de titanio fabricada por CAD-CAM para proporcionar rigidez, tenacidad y ajuste pasivo a través de grandes

tramos de implantes y voladizos distales.^{1,7,34,35} Los recientes avances digitales han facilitado la integración de barras de titanio con estructuras monolíticas de zirconia, combinando la resistencia del titanio con la estética y biocompatibilidad de la zirconia.³⁶⁻³⁸ Aunque las ISFCP de zirconia demuestran altas tasas de supervivencia y relativamente pocas complicaciones protésicas,^{1,2,39-41} se han reportado problemas técnicos como astillamiento de la cerámica de recubrimiento, desprendimiento en las interfaces de titanio y fracturas catastróficas ocasionales de la estructura.^{42,43} Una planificación técnica y clínica cuidadosa sigue siendo esencial para minimizar estos riesgos.^{36,44,45} Además, las prótesis de zirconia todavía se han asociado con tasas más altas de complicaciones técnicas que requieren mantenimiento y reparaciones.^{2,42,46,47} Para superar estas limitaciones, se han desarrollado formulaciones de zirconia de alta resistencia. Fabricadas a través de prensado isostático en caliente (HIP), las formulaciones de zirconia de alta resistencia alcanzan valores de resistencia a la flexión de aproximadamente 1900 MPa, exhiben un tamaño de grano fino y demuestran una mayor resistencia a la degradación a baja temperatura.^{18,48} Estas propiedades sugieren que la zirconia de alta resistencia puede proporcionar un rendimiento fiable sin necesidad de refuerzo de barra.⁴⁸ Por lo tanto, el propósito de este estudio in vitro fue comparar la exactitud, la resistencia a la fractura y el comportamiento de transformación de fase de prótesis de zirconia de arco completo reforzadas con barra y no reforzadas fabricadas a partir de zirconia convencional y de alta resistencia. La hipótesis nula fue que no se encontrarían diferencias significativas entre los grupos probados.

Materiales y métodos

Se escaneó un modelo maxilar edéntulo (modelo de trabajo estándar serie ANA-4; Frasco) utilizando un escáner de escritorio tridimensional (3D) (Medit T-Series; Medit Corp), y los datos se transfirieron a un programa de software de diseño (DentalCAD; exocad GmbH). Un análisis de potencia a priori con un programa

de software (G*Power 3.1; Heinrich-Heine-Universität) para un ANOVA de una vía (3 grupos; $f=0,40$; $\alpha=0,05$; potencia=0,80) indicó 30 especímenes (10 por grupo).³ Se construyeron virtualmente treinta modelos maxilares digitales estandarizados, incorporando 6 sitios de implante posicionados simétricamente bilateralmente entre los incisivos centrales y laterales, entre los primeros y segundos premolares, y en las regiones de los primeros molares. Los archivos de teselación estándar (STL) exportados se imprimieron en una impresora 3D (MAX UV; Asiga) utilizando un material fotopolimérico (modelo Freeprint; Detax GmbH) con un espesor de capa de 50 μm . Tras el posprocesamiento, que incluyó un enjuague con alcohol isopropílico y una fotopolimerización adicional según las instrucciones del fabricante, las muestras se secaron y se inspeccionaron para detectar irregularidades en la superficie. Se insertaron seis análogos de implantes de titanio de conexión interna (IS-II Active, Ø4,0 mm × 11,5 mm; NeoBiotech) en las posiciones planificadas y se apretaron a 20 Ncm con una llave dinamométrica calibrada (kit de prótesis universal; NeoBiotech). Se utilizaron cofias de transferencia de microunidades correspondientes (cofia de impresión de transferencia; NeoBiotech) para cada implante a fin de garantizar un posicionamiento preciso y una alineación paralela de los análogos de implantes durante la incrustación. Se vertió una resina de poliuretano que imita el hueso (F16; Axson Technologies) con un módulo elástico de 3,6 GPa alrededor de las regiones periimplantarias para formar una capa circunferencial continua de “hueso” de 2 a 3 mm. Tras la colocación del análogo del implante, cada modelo se volvió a escanear utilizando un escáner 3D de escritorio (Medit T-Series; Medit Corp) con una precisión $\leq 7 \mu\text{m}$. Los conjuntos de datos STL resultantes se importaron al programa de software CAD (DentalCAD; exocad GmbH) y se alinearon dentro de un sistema de coordenadas estandarizado. Se diseñaron treinta estructuras (DentalCAD; exocad GmbH) y se dividieron en 3 grupos ($n=10$): zirconia 3Y-TZP convencional (Katana Zirconia; Kuraray Noritake) reforzada con una barra de titanio fresada a medida (Ti-6Al-4V, Grado 5; Zirkonzahn) (K-WB), zirconia 3Y-TZP convencional sin refuerzo (Katana Zirconia; Kuraray Noritake) (K-

Tabla 1

Material	Fabricante	Composición (% en peso)	Método de procesamiento	Contenido de Yttria	Tamaño del grano (μm)	Resistencia a la flexión (MPa)*
Katana Zirconia (3Y-TZP)	Noritake Kuraray	ZrO_2 + 3% molar Y_2O_3 + HfO_2 <5% + Al_2O_3 <0,5%	Sinterización convencional	3 años	0,4-0,6	Aproximadamente 1200
Ice Plus Zirconia (3Y-TZP HIP)	Zirkonzahn	ZrO_2 + 3% molar Y_2O_3 + HfO_2 <5% + Al_2O_3 <0,2%	Prensado isostático en caliente (HIP)	3 años	0,2-0,4	Aproximadamente 1900

Composición y características de procesamiento de los materiales de zirconia analizados

*Valores proporcionados según los datos del fabricante.

NB) y zirconia 3Y-TZP de alta resistencia sin refuerzo fabricada con prensado isostático en caliente (Ice Plus Zirconia; Zirkonzahn) (ICP-NB). Las principales características de composición y procesamiento de los materiales de zirconia se resumen en la Tabla 1.

Las estructuras de zirconia Katana se fresaron a partir de piezas parcialmente sinterizadas con una unidad de fresado de 5 ejes (DWX-52D; DGSHAPE Corp), mientras que las estructuras ICP-NB se fresaron con el sistema CAD-CAM específico del fabricante. La zirconia Katana (Kuraray Noritake) se sinterizó a una temperatura máxima de aproximadamente 1550 °C con un tiempo de ciclo total de 8 horas, incluyendo fases de calentamiento y enfriamiento controlados. La zirconia Ice Plus (Zirkonzahn) se sinterizó utilizando un protocolo asistido por HIP a una temperatura máxima de aproximadamente 1500 °C, con un tiempo de permanencia prolongado (hasta 120 min) para asegurar la máxima densificación y refinamiento del grano. Después de la sinterización, las estructuras se pulieron mecánicamente utilizando un protocolo secuencial con

instrumentos rotatorios de diamante (grano grueso a fino, de 40 a 15 μm ; Komet Dental) bajo abundante irrigación de agua. El acabado superficial final se realizó con ruedas de pulido específicas para zirconia y pasta de pulido impregnada de diamante (Zirkopol; Komet Dental) hasta obtener una superficie lisa y brillante. Luego, las muestras se glasearon con una capa delgada de glaseado líquido (Zirkonzahn Glaze; Zirkonzahn) y se cocieron en un horno de porcelana a 800 °C durante 7 minutos para estandarizar el acabado superficial. Las barras de titanio se diseñaron digitalmente en el programa de software CAD (Detnal CAD; exocad GmbH) siguiendo el mismo conjunto de datos de implante utilizado para el diseño de la estructura de zirconia en una configuración en forma de herradura con un espesor uniforme (3 mm) y una altura de 4 mm. Cada barra se fresó en húmedo a partir de bloques de titanio utilizando una unidad de 5 ejes (DWX-52D, DGSHAPE Corp), seguido de una inspección dimensional, pulido secuencial de carburo de silicio (Renfert) y limpieza ultrasónica de 10 minutos en etanol (Fig. 1).

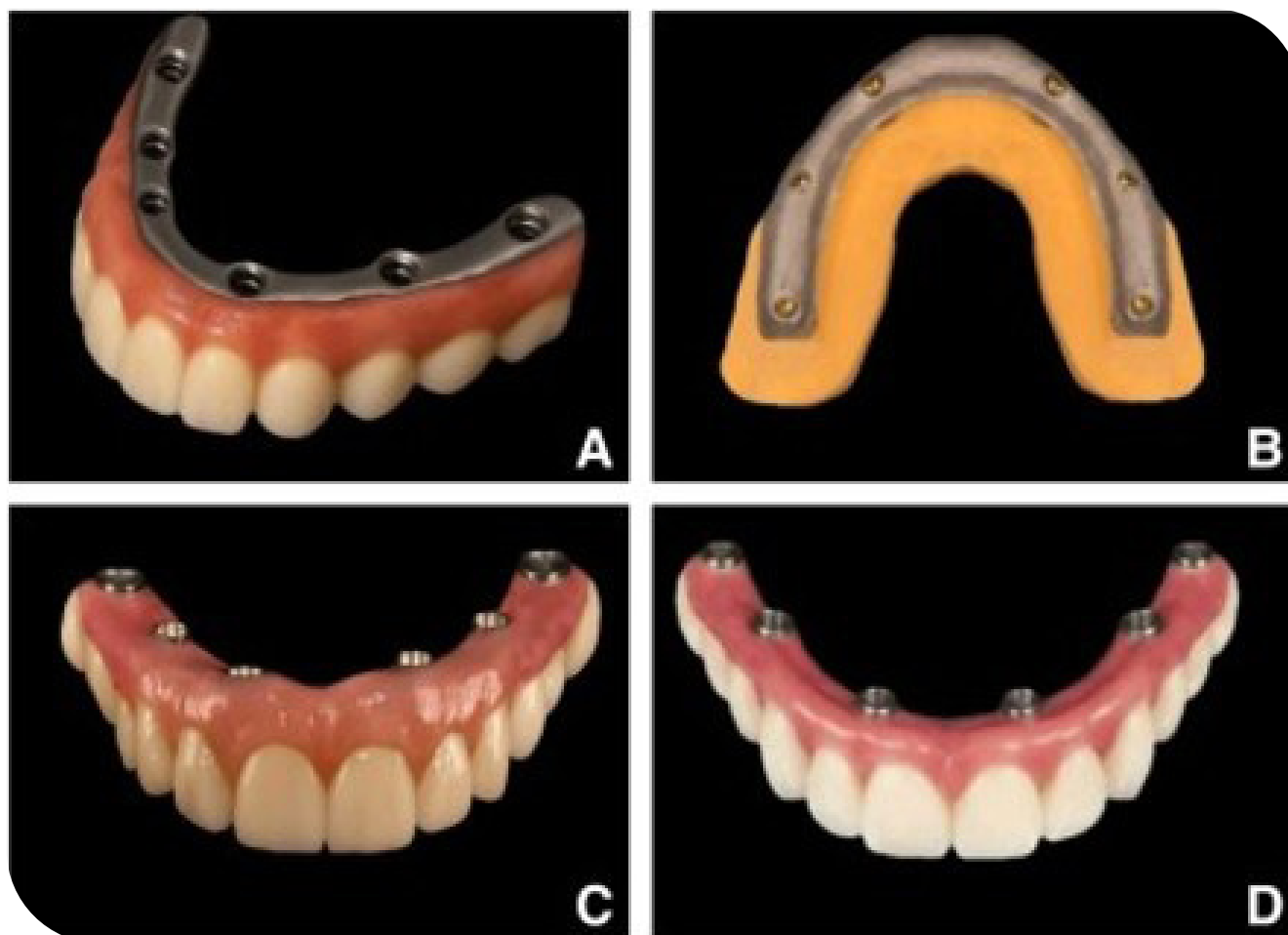


Figura 1. Grupos experimentales. A, K-WB: prótesis convencional de zirconia 3Y-TZP reforzada con barra (Katana Zirconia; Kuraray Noritake) unida a una barra de titanio; B, barra de titanio fresada a medida (Ti-6Al-4V, grado 5; Zirkonzahn); C, K-NB: zirconia convencional 3Y-TZP no reforzada (Katana Zirconia; Kuraray Noritake); D, ICP-NB: zirconia 3Y-TZP de alta resistencia no reforzada con prensado isostático en caliente (Ice Plus Zirconia; Zirkonzahn).

En el grupo K-WB, la superficie interna de las estructuras de circonia y las barras de titanio se sometió a abrasión con partículas de aire (Basic quattro; Renfert) con óxido de aluminio de 50 μm (Korox 50; BEGO) a 0,2 MPa durante 10 segundos desde 10 mm, seguido de limpieza con aire comprimido libre de aceite. Antes de la cementación, las barras de titanio se trataron con una imprimación universal (Monobond Plus; Ivoclar AG). Las barras de titanio fresadas a medida se unieron a la superficie interna de sus superestructuras de circonia correspondientes utilizando un cemento de resina de polimerización dual (Multilink Automix; Ivoclar AG). El cemento se dispensó en la superficie interna de las estructuras de circonia, las barras se asentaron bajo

presión digital y se eliminó el exceso de cemento. Los márgenes se polimerizaron parcialmente durante 2 a 3 segundos con una unidad de polimerización de diodo emisor de luz (LED) (Bluephase G2; Ivoclar AG), y la polimerización final se realizó mediante polimerización dual según el protocolo del fabricante. Los pilares rectos multiunitarios (altura del manguito de 2 mm, angulación de 0 grados; Pilar Multiunitario; NeoBiotech) se apretaron a un torque final de 20 Ncm utilizando una llave dinamométrica calibrada (Kit de prótesis universal; NeoBiotech) según las recomendaciones del fabricante. Para las estructuras, se aplicó una secuencia de apriete diagonal o cruzada (desde los implantes centrales a los distales bilateralmente), y todos los

tornillos se volvieron a apretar a 20 Ncm después de 10 minutos para compensar el efecto de asentamiento. Se sellaron ¹⁴ canales de acceso para tornillos con cinta de politetrafluoroetileno (PTFE) y se restauraron gradualmente con un compuesto nanohíbrido (Filtek Z250 XT; 3M ESPE), fotopolimerizando cada capa durante 40 segundos con una unidad LED (Bluephase G2; Ivoclar AG).

La exactitud se evaluó volviendo a escanear cada marco fabricado (Medit T-Series; Medit Corp) y superponiéndolo sobre el diseño CAD original utilizando un programa de software de inspección (Geomagic Control X; 3D Systems). Después de la prealineación manual, las superposiciones se realizaron utilizando el algoritmo de mejor ajuste del software. Se calcularon los valores de desviación cuadrática media (RMS) y se generaron mapas de desviación codificados por colores para evaluar tanto la exactitud externa como la marginal. La transformación de fase se evaluó utilizando difracción de rayos X (DRX) (Bruker D8 Advance; Bruker Corp) con radiación $\text{CuK}\alpha$ ($\lambda=1,5406 \text{ \AA}$) operada a 40 kV y 40 mA. Los patrones de difracción se recolectaron en un rango de 2θ de 20 a 40 grados con un tamaño de paso de 0,02 grados y un tiempo de conteo de 1 segundo por paso. Se identificaron picos correspondientes a la fase tetragonal $(101)_t$ a aproximadamente 30,2 grados, la fase monoclinica $(-111)_m$ a aproximadamente 28,2 grados y la fase $(111)_m$ a aproximadamente 31,5 grados, y se utilizaron para calcular el contenido de fase monoclinica según el método de Garvie-Nicholson. ⁴⁹ Se trazaron patrones de difracción representativos y se cuantificó el contenido de fase monoclinica (%) antes y después del termociclado para evaluar la susceptibilidad a la degradación a baja temperatura (LTD).

Todas las muestras se sometieron a simulación de masticación en un simulador de doble eje (CS-4.8; SD Mechatronik GmbH) a 1,5 Hz, bajo un rango de carga de 50 a 250 N a 37 °C. El termociclado se realizó simultáneamente entre 5 °C y 55 °C durante 1200 000 ciclos, con un tiempo de permanencia de 30 segundos y un tiempo de transferencia de 10 segundos. Para la prueba de resistencia a la fractura, las muestras se

montaron en un dispositivo metálico personalizado y se cargaron en una máquina de ensayos universal (Shimadzu AGS-X; Shimadzu Corp) con el plano oclusal alineado perpendicularmente al eje de carga (tolerancia $\leq 0,5$ grados). Se utilizó una bola de acero endurecido de $\varnothing 6$ mm para aplicar una carga vertical en la fosa central del primer molar a una velocidad de cruceta de 1 mm/minuto hasta la fractura. Para homogeneizar la distribución de la tensión, se interpuso una lámina de cobre de 1 mm de espesor (superficie de 4 mm²) entre el indentador y la superficie oclusal. La carga de fractura (N) se definió como la primera caída brusca en la curva carga-desplazamiento.

El análisis estadístico se realizó con un programa informático (IBM SPSS Statistics, v28.0; IBM Corp). La normalidad y la homogeneidad se evaluaron con las pruebas de Shapiro-Wilk y Levene. La resistencia a la fractura y la exactitud (RMS externa y marginal) se compararon mediante ANOVA unidireccional con la prueba HSD de Tukey o, cuando las varianzas eran desiguales, ANOVA de Welch con Games-Howell. La transformación de fase se evaluó con ANOVA bidireccional de medidas repetidas (Grupo $\times$ Tiempo) y, cuando se incumplieron los supuestos, las puntuaciones de cambio (post-pre) se analizaron con el ANOVA unidireccional de Welch o Kruskal-Wallis ($\alpha=0.05$). Los resultados se presentan como media $\pm$ DE o mediana [RIC] con tamaños del efecto e intervalos de confianza del 95%.

Resultados

Los resultados de resistencia a la fractura, exactitud y transformación de fase se resumen en las Tablas 2 y 3. Para la exactitud externa, ICP-NB exhibió los valores de desviación más bajos, lo que indica una adaptación significativamente mejor que ambos grupos Katana ($P < .05$, Tabla 2). En contraste, K-WB demostró la mejor exactitud marginal, con desviaciones significativamente menores en los márgenes de la prótesis en comparación con K-NB e ICP-NB ($P < .05$, Tabla 2). La resistencia a la fractura también difirió significativamente entre

los grupos ($P < .05$, Tabla 2). ICP-NB logró la mayor resistencia, seguido de K-WB y K-NB, y el análisis post hoc confirmó diferencias significativas en todas las comparaciones. Los mapas de color revelaron patrones de desviación específicos de cada grupo (Fig. 2). ICP-NB mostró una distribución predominantemente

verde, lo que refleja una desviación mínima y una mejor exactitud externa. K-WB mostró un verde más uniforme a lo largo de los márgenes, lo que indica un mejor ajuste marginal. K-NB exhibió desviaciones de color más amplias, lo que refleja un mayor desajuste tanto a nivel marginal como externo.

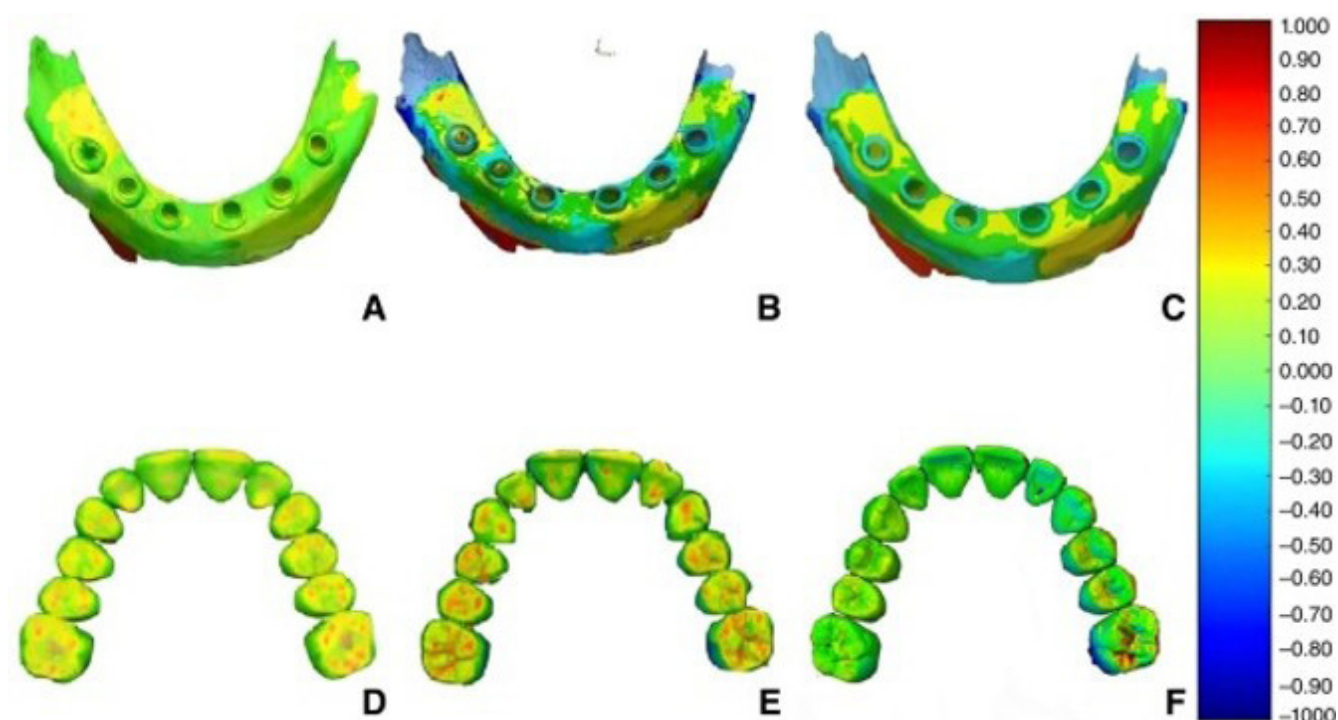


Figura 2. Mapas de desviación codificados por colores de la veracidad. A, Veracidad marginal de ICP-NB; B, Veracidad marginal de K-WB; C, Veracidad marginal de K-NB; D, Veracidad externa de ICP-NB; E, Veracidad externa de K-WB; F, Veracidad externa de K-NB. Las áreas verdes indican una desviación mínima con una mejor adaptación, mientras que las áreas rojas y azules reflejan desajustes positivos y negativos, respectivamente.

Tabla 2

Grupo	RMS externo (μm)	RMS marginal (μm)	Resistencia a la fractura (N)	ANOVA F (gl)	η^2	PAG
ICP-NB	25,0 $\pm$ 2,5 ^a	45,5 $\pm$ 4,0 ^b	1700 $\pm$ 50 ^a	Externo: F(2,27)=65.4	0,68	<.05
K-WB	32,5 $\pm$ 3,0 ^b	38,0 $\pm$ 3,5 ^a	1550 $\pm$ 45 ^b	Marginal: F(2,27)=71.2	0,70	<.05
K-NB	35,5 $\pm$ 3,2 ^b	46,2 $\pm$ 4,2 ^b	900 $\pm$ 40 ^c	Fractura: F(2,27)=122,8	0,82	<.05

Resistencia a la fractura y exactitud (RMS externa y marginal) de prótesis de arco completo de zirconia fabricadas con zirconia Ice Plus (ICP-NB) y Katana (K-WB, K-NB) y resultados de ANOVA unidireccional para el efecto del grupo

Valores presentados como media $\pm$ desviación estándar. Las distintas letras en superíndice dentro de la misma columna indican diferencias estadísticamente significativas (prueba post hoc de Tukey, $\alpha = .05$). ICP-NB: zirconia de alta resistencia sin refuerzo; K-WB: zirconia convencional reforzada con barra; K-NB: zirconia convencional sin refuerzo.

Tabla 3

Valores descriptivos (media $\pm$ desviación estándar)			
Material	Antes de TC (Vm %)	Después de TC (Vm %)	Pintragrupal *
K-WB	1,2 $\pm$ 0,5	11,5 $\pm$ 1,8	<.05
K-NB	1,0 $\pm$ 0,4	12,0 $\pm$ 2,0	<.05
ICP-NB	0,9 $\pm$ 0,3	2,8 $\pm$ 0,7	>.05
Resultados del ANOVA de medidas repetidas bidireccional			
Efecto	F(df)	η^2	PAG
Tiempo (antes $\rightarrow$ después)	F(1,27)=84.6	0,76	<.05
Grupo	F(2,27)=18.9	0,58	<.05
Grupo $\times$ Tiempo	F(2,27)=16.3	0,55	<.05

Contenido de fase monoclinica (Vm %) de prótesis de zirconia antes y después del termociclado y ANOVA de dos vías de medidas repetidas para los efectos del Grupo y el Tiempo

*Los valores Pintragrupo indican diferencias antes y después del termociclado dentro de cada grupo. ICP-NB, zirconia de alta resistencia sin refuerzo; K-WB, zirconia convencional reforzada con barra; K-NB, zirconia convencional sin refuerzo; TC, termociclado; Vm, contenido de fase monoclinica.

Los patrones de difracción representativos mostraron picos tetragonales en todos los grupos y picos monoclinicos en la zirconia Katana después del termociclado (Fig. 3). La DRX reveló efectos significativos del Tiempo y del Grupo ($P < .05$), con un aumento del contenido monoclinico después del termociclado (1.0 $\pm$ 0.4% a 8.8 $\pm$ 5.1%). K-WB (6.4 $\pm$ 5.7%) y K-NB (6.5 $\pm$ 6.0%) mostraron un mayor contenido monoclinico que ICP-NB (1.8 $\pm$ 1.1%). Una interacción significativa Grupo $\times$ Tiempo ($P < .05$) confirmó diferentes niveles de transformación.

Las comparaciones post hoc mostraron un marcado aumento en el contenido monoclinico para K-WB y K-NB después del termociclado ($P < .05$), mientras que ICP-NB mantuvo una fase predominantemente tetragonal sin cambios significativos ($P > .05$, Tabla 3).

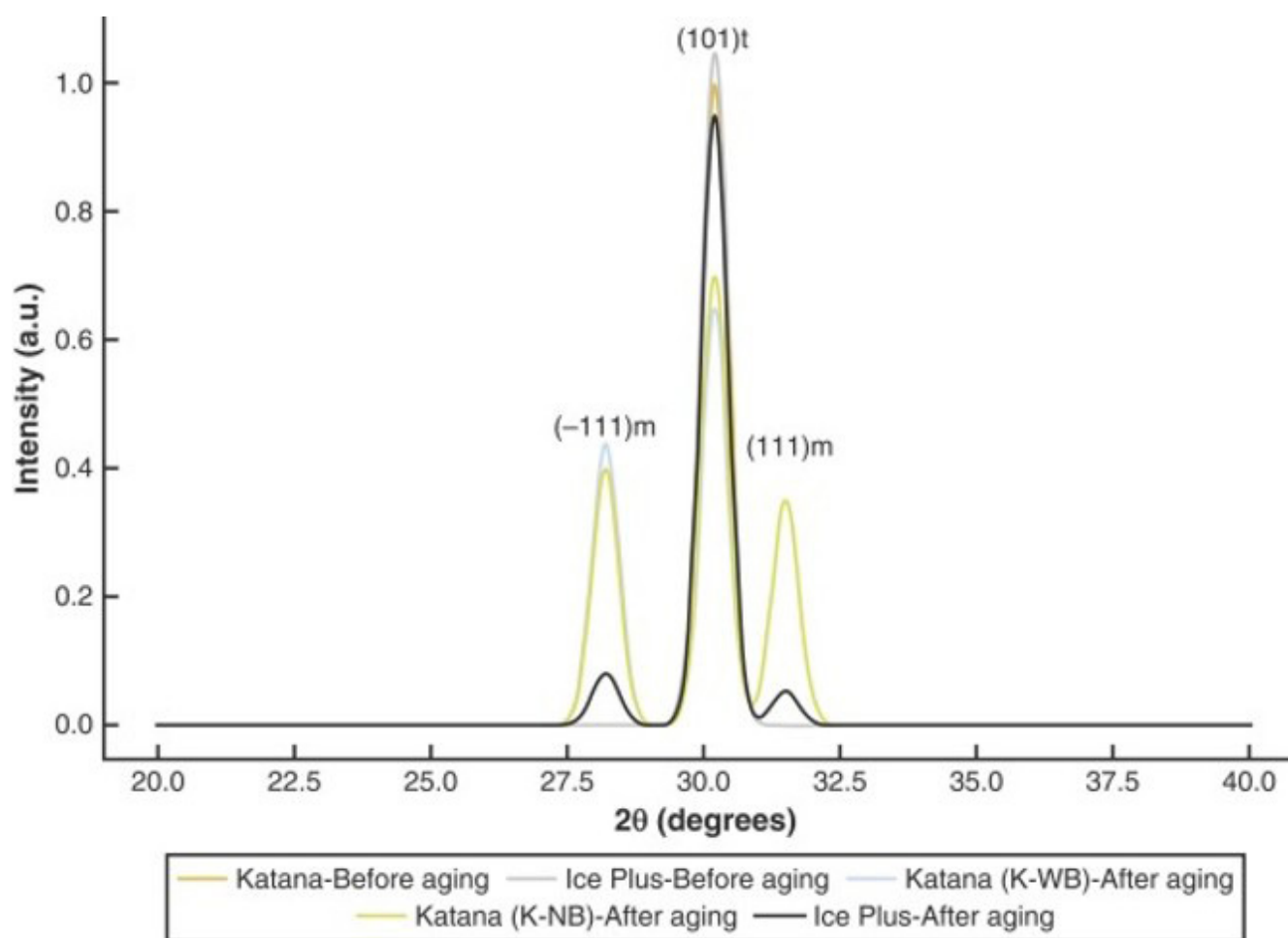


Figura 3 Patrones representativos de difracción de rayos X que muestran picos tetragonales y monoclinicos utilizados para el análisis de transformación de fase. K-WB, prótesis convencional de zirconia 3Y-TZP reforzada con barra (Katana Zirconia; Kuraray Noritake) unida a una barra de titanio; K-NB, zirconia convencional 3Y-TZP no reforzada (Katana Zirconia; Kuraray Noritake); Ice Plus, zirconia 3Y-TZP de alta resistencia no reforzada con prensado isostático en caliente (Ice Plus Zirconia; Zirkonzahn).

Discusión

La hipótesis nula de que no se encontrarían diferencias significativas entre los grupos probados fue rechazada, ya que la zirconia Ice Plus sin refuerzo de barra demostró la mayor resistencia a la fractura y una excelente estabilidad de fase, mientras que la zirconia Katana reforzada con barra logró una mejor exactitud marginal. La mayor resistencia a la fractura observada para la zirconia Ice Plus puede explicarse por sus características microestructurales. Ice Plus se procesa utilizando HIP, que aumenta la densidad, reduce la porosidad y refina el tamaño del

grano, mejorando así la resistencia a la fisuración y la resistencia a la flexión.⁴⁸ Estas propiedades mejoran la capacidad del material para soportar esfuerzos de tracción y retrasar la propagación catastrófica de fisuras,¹⁸ lo cual es particularmente crítico en ISFCP que están sujetos a cargas de gran alcance.⁸ En comparación, la zirconia Katana reforzada con barra logró una resistencia igualmente alta porque la barra de titanio unida redistribuyó los esfuerzos funcionales a lo largo de la estructura, limitando la deformación por flexión y reduciendo el riesgo de fractura masiva.³⁶ La resistencia a la fractura significativamente menor de la zirconia Katana sin refuerzo subraya las limitaciones de las formulaciones de zirconia convencionales

cuando se utilizan en configuraciones monolíticas de gran extensión sin soporte adicional, ya que son más susceptibles a la iniciación de grietas y al crecimiento inestable de grietas bajo carga.^{6,18} Clínicamente, los altos valores de resistencia registrados para Ice Plus y Katana reforzada con barra superan las fuerzas máximas de mordida reportadas (500 a 900 N),^{11,12} lo que respalda su idoneidad para la función clínica. Sin embargo, en pacientes con hábitos parafuncionales, la mayor resistencia de la zirconia Ice Plus puede ofrecer protección adicional contra fallas.

En términos de exactitud, la zirconia Ice Plus demostró la menor desviación externa, lo que refleja una mejor exactitud general que ambos grupos Katana, posiblemente debido a la menor distorsión durante el fresado y la sinterización, ya que el procesamiento HIP minimiza la variabilidad de la contracción de sinterización y produce estructuras más estables.¹⁹ La precisión externa precisa reduce la acumulación de tensión en la interfaz implante-estructura, minimizando el riesgo de aflojamiento del tornillo o fractura del componente del implante.⁷ Sin embargo, la zirconia Katana reforzada con barra exhibió la mejor exactitud marginal, probablemente debido a que la barra de titanio rígida actúa como estabilizador durante la unión, lo que redujo las discrepancias marginales.⁹ Esto pone de manifiesto una compensación: la zirconia HIP sin refuerzo ofrece una excelente exactitud global, mientras que el refuerzo con barra optimiza el ajuste marginal. Desde una perspectiva clínica, la magnitud del desajuste observado en el presente estudio se mantuvo dentro de los umbrales aceptables informados. Las discrepancias marginales inferiores a aproximadamente 120 µm se han considerado generalmente clínicamente aceptables,^{14,37,44} y niveles de desajuste similares se han asociado con cambios óseos aceptables.^{4,45} Tanto las estructuras de zirconia reforzadas con barras como las no reforzadas mostraron desviaciones muy por debajo de este umbral, lo que sugiere que es poco probable que las diferencias estadísticamente significativas tengan consecuencias clínicas adversas. No obstante, el módulo de Young más alto de la zirconia (200 GPa) en comparación con el titanio (100 GPa)¹⁴ significa

que se adapta a la tensión con menor eficacia, por lo que una adaptación precisa es esencial para evitar la concentración de tensión en la interfaz tornillo-pilar. Estos resultados indican que tanto la zirconia HIP como la zirconia reforzada con barras pueden lograr una adaptación clínicamente aceptable.

Los resultados de la transformación de fase revelaron una conversión significativa de tetragonal a monoclinica en ambos grupos Katana después del termociclado, mientras que la zirconia Ice Plus exhibió un cambio mínimo. Esta diferencia puede explicarse por la susceptibilidad del 3Y-TZP convencional a LTD,²⁶ que se acelera en presencia de humedad y fluctuaciones de temperatura.²⁷ La expansión volumétrica asociada con la transformación de fase introduce tensiones de tracción y microfisuras, lo que en última instancia puede reducir la resistencia a largo plazo.¹⁸ En contraste, la microestructura refinada de la zirconia Ice Plus procesada por HIP confiere resistencia a LTD al disminuir la fuerza impulsora para la transformación y reducir la nucleación de microfisuras.²⁸ Aunque el endurecimiento por transformación puede proporcionar beneficios a corto plazo al inhibir la propagación de grietas, se ha informado que el envejecimiento prolongado conduce a la degradación de la resistencia en estudios a largo plazo.^{20,29-31} La estabilidad de la zirconia Ice Plus sugiere una mayor resistencia al envejecimiento y durabilidad a largo plazo.

Clínicamente, estos hallazgos resaltan los beneficios de las estructuras monolíticas de zirconia sin refuerzo de barra. La eliminación de la barra de titanio simplifica la fabricación, reduce el volumen y elimina posibles fallas en la interfaz adhesiva,¹³ mientras que la ausencia de cerámica de recubrimiento evita el astillamiento. Las tasas de supervivencia reportadas para prótesis monolíticas de zirconia varían del 88% al 100%, con complicaciones mayormente menores.^{38,41} Los resultados actuales indican que la zirconia de alta resistencia, como Ice Plus, puede mejorar la confiabilidad al combinar alta resistencia a la fractura, adaptación precisa y resistencia a LTD con las ventajas prácticas de un diseño monolítico.

Las limitaciones de este estudio incluyen el diseño in vitro con modelos maxilares edéntulos estandarizados, que no reproducen la variabilidad biológica ni biomecánica. No se simuló la dinámica oclusal, la remodelación ósea ni las parafunciones específicas de cada paciente, y solo se aplicó un envejecimiento termomecánico a corto plazo. Por lo tanto, los resultados deben interpretarse con precaución.

Conclusiones

A partir de los resultados de este estudio in vitro, se extrajeron las siguientes conclusiones:

1. Las prótesis fabricadas con zirconia HIP de alta resistencia (Ice Plus) lograron una mayor resistencia a la fractura y una mayor precisión en comparación con la zirconia convencional reforzada con barra, lo que respalda su uso potencial sin refuerzo de barra.

2. El refuerzo de la barra mejoró la precisión marginal, reduciendo las discrepancias en la interfaz implante-prótesis, mientras que la zirconia HIP mejoró la precisión externa general, asegurando una mejor adaptación global.

3. La zirconia Ice Plus demostró una mayor estabilidad frente a la degradación a bajas temperaturas que la zirconia Katana convencional, lo que sugiere un menor riesgo de debilitamiento relacionado con el envejecimiento en su función a largo plazo.

Referencias

1. Bidra, AS
"Complete arch monolithic zirconia prosthesis supported by cobalt chromium metal bar: A clinical report".
 J Prosthodont. 2020; 29 :558-563
2. Bidra, AS · Tischler, M. · Patch, C.
"Survival of 2039 complete arch fixed implant- supported zirconia prostheses: A retrospective study".
 J Prosthet Dent. 2018; 119 :220-224
3. Gonçalves, FCP · Amaral, M. · Borges, ALS, et al.
"Fracture load of complete- arch implant-supported prostheses reinforced with nylon-silica mesh: An in vitro study".
 J Prosthet Dent. 2018; 119 :606-610
4. Jemt, T. · Book, K.
"Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients".
 Int J Oral Maxillofac Implants. 1996; 11:620-625
5. Kapos, T. · Evans, C.
"CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures".
 Int J Oral Maxillofac Implants 2014(29):117-136.
6. Selz, CF · Vuck, A. · Guess, PC
"Full-mouth rehabilitation with monolithic CAD/CAM-fabricated hybrid and all-ceramic materials: A case report and 3-year follow up".
 Quintessence Int. 2016; 47 :115-121
7. Mijiritsky, E. · Elad, A. · Krausz, R, et al.
"Clinical performance of full-arch implant-supported fixed restorations made of monolithic zirconia luted to a titanium bar: A retrospective study with a mean follow-up of 16 months".
 J Dent. 2023; 137, 104675
8. Cabello-Domínguez, G. · Pérez-López, J. · Veiga-López, B. et al.

"Maxillary zirconia and mandibular composite resin-lithium disilicate-modified PEEK fixed implant-supported restorations for a completely edentulous patient with an atrophic maxilla and mandible: A clinical report".

J Prosthet Dent. 2020; 124 :403-410

9. Speroni, S. · Antonelli, L. · Coccoluto, L. et al.

"The effectiveness and predictability of BioHPP (Biocompatible High-Performance Polymer) superstructures in toronto-branemark implant-prosthetic rehabilitations: A case report".

Prótesis. 2025; 7 :10

10. Faverani, LP · Barão, VA · Ramalho-Ferreira G, et al.

"The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses".

Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2014; 37 :164-170

11. Flanagan, D.

"Bite force and dental implant treatment: A short review".

Med Devices (Auckl. 2017; 10 :141-148)

12. Jansen van Vuuren, L. · Broadbent, JM · Duncan, WJ et al.

"Maximum voluntary bite force, occlusal contact points and associated stresses on posterior teeth".

JR Soc N Z. 2020; 50 :132-143

13. Rutkunas, V. · Kules, D. · Mischitz, I. et al.

"Misfit simulation on implant- supported prostheses with different combinations of engaging and nonengaging titanium bases: Part 3: A radiographic evaluation".

J Prosthet Dent. 2025; 133 :222-228

14. Abou-Ayash, S. · Schimmel, M. · Özcan, M. et al.

"Trueness and marginal fit of implant-supported complete-arch fixed prosthesis frameworks made of high-performance polymers and titanium: An explorative in-vitro study".

J Dent. 2021; 113, 103784

15. Stawarczyk, B. · Taufall, S. · Roos, M. et al.

"Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters".

Clin Oral Investig. 2018; 22 :763-771

16. Carames, J. · Tovar Suinaga, L. · Yu, YC et al.

"Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction".

Case series. Int J Dent. 2015; 2015:392496.

17. Wachtel, A. · Zimmermann, T. · Sütel, M. et al.

"Bacterial leakage and bending moments of screw-retained, composite-veneered PEEK implant crowns".

J Mech Behav Biomed Mater. 2019; 91 :32-37

18. Kontonasaki, E. · Giasimakopoulos, P. · Rigos, AE

"Strength and aging resistance of monolithic zirconia: An update to current knowledge".

Jpn Dent Sci Rev. 2020; 56:1-23.

19. Cesar, PF · Miranda, RBP · Santos, KF et al.

"Recent advances in dental zirconia: 15 years of material and processing evolution".

Dent Mater. 2024; 40 :824-836

20. Lasko, G. · Danilenko, I. · Weber, U. et al.

"Numerical study of the effect of residual stresses on fracture toughness in the microstructure of ZrO2 ceramics".

Teoría y Aplicación de la Mecánica Fraccional. 2025; 139, 105047

21. Hanawa, T.

"Zirconia versus titanium in dentistry: A review".

Dent Mater J. 2020; 39 :24-36

22. Huang, B. · Chen, M. · Wang, J. et al.

"Advances in zirconia-based dental materials: Properties, classification, applications, and future prospects".

J Dent. 2024; 147, 105111

23. Cinquini, C. · Alfonsi, F. · Marchio, V. et al.

"The Use of Zirconia for Implant- Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Narrative Review".

Dent J ((Basilea)). 2023; 11 :144

24. Morton, D. · Gallucci, G. · Lin, WS et al.

"Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry".

Clin Oral Implants Res. 2018; 29 (16):215-223

25. Aldhuwayhi, S.
"Zirconia in dental implantology: A review of the literature with recent updates".
 Bioengineering (Basel). 2025; 12:543
26. Chevalier, J. · Gremillard, L. · Deville, S.
"Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants".
 Annu Rev Mater Res. 2007; 37 :1-32
27. Rautenbach, Z. · Haiek, M. · Ruales-Carrera, E, Ozcan M.
"Phase transformation of yttria-stabilized zirconia after the use of various bur types in dry and wet conditions: A systematic review and meta-analysis".
 J Mech Behav Biomed Mater. 2025; 169, 107064
28. Matsui, K. · Nakamura, K. · Kumamoto A, et al.
"Low-temperature degradation in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal doped with small amounts of alumina: Effect of grain-boundary energy".
 J Eur Ceram Soc. 2016; 36 :155-162
29. Kim, JW · Covell, NS · Guess, PC et al.
"Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia".
 J Dent Res. 2010; 89 :91-95
30. Kim, HT · Han, JS · Yang, JH, et al.
"The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics".
 J Adv Prosthodont. 2009; 1 :113-117
31. Atalay Seçkiner, P. · Gönüldaş, F. · Akat, B, et al.
"Investigation of phase transformation and fracture pattern as a result of long-term chewing simulation and static loading of reduced-diameter zirconia implants".
 Materials (Basel). 2024; 17:4719
32. Candido, LM · Miotto, LN · Fais, L. et al.
"Mechanical and surface properties of monolithic zirconia".
 Oper Dent. 2018; 43: E119-E128
33. Sadowsky, SJ
"Treatment considerations for maxillary implant overdentures: A systematic review".
 J Prosthet Dent. 2007; 97 :340-348
34. Stumpel, LJ · Haechler, W.
"The metal-zirconia implant fixed hybrid full-arch prosthesis: An alternative technique for fabrication".
 Compend Contin Educ Dent. 2018; 39 :176-181
35. Jaiswal, SB · Jain, S. · Jain, V. et al.
"Evaluation and comparison of stresses between all-on-4 and all-on-6 treatment concepts with three different prosthetic materials in the maxilla: A finite element analysis study".
 Cureus. 2024; 16, e71362
36. Froimovici, FO · Butnăraşu, CC · Montanari, M. ...
"Fixed full-arch implant-supported restorations: Techniques review and proposal for improvement".
 Dent J ((Basel)). 2024; 12:408
37. Al-Meraikhi, H. · Yilmaz, B. · McGlumphy, E, et al.
"In vitro fit of CAD-CAM complete arch screw-retained titanium and zirconia implant prostheses fabricated on 4 implants".
 J Prosthet Dent. 2018; 119 :409-416
38. Marchio, V. · Cinquini, C. · Alfonsi, F. et al.
"Retrospective analysis of full-arch zirconia rehabilitations on dental implants: Clinical outcomes and patient satisfaction".
 Appl Sci. 2025; 15:416
39. Chen, X. · Xu, Z. · Gai K, et al.
"Biomechanical analysis of All-on-4 implant supported framework using different materials across various clinical practice".
 BMC Oral Health. 2025; 25:552
40. Papathanasiou, I. · Kamposiora, P. · Papavasiliou, G. ...
"The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review".
 BMC Oral Health. 2020; 20:217

41. Rojas Vizcaya, F.

"Retrospective 2- to 7-Year follow-up study of 20 double full- arch implant-supported monolithic zirconia fixed prostheses: Measurements and recommendations for optimal design".

J Prostodoncia. 2018; 27 :501-508

42. Jemt, T. · Henry, P. · Lindén, B. ...

"Implant-supported laser-welded titanium and conventional cast frameworks in the partially edentulous jaw: A 5-year prospective multicenter study".

Int J Prosthodont. 2003; 16:415-421

43. Sailer, I. · Karasan, D. · Todorovic, A. et al.

"Prosthetic failures in dental implant therapy".

Periodontol 2000. 2022; 88 :130-144

44. Yilmaz, B. · Kale, E. · Johnston, WM

"Marginal discrepancy of CAD-CAM complete-arch fixed implant-supported frameworks".

J Prosthet Dent. 2018; 120 :65-70

45. Maceiras, L. · Liñares, A. · Nóvoa, L. ...

"Marginal changes at bone-level implants supporting fixed screw-retained partial implant prostheses with or without intermediate standardised abutments: 1-year results of a randomised controlled clinical trial".

Clin Oral Implants Res. 2023; 34 :263-274

46. Degidi, M. · Nardi, D. · Piattelli, A.

"Immediate definitive rehabilitation of the edentulous patient using an intraorally welded titanium framework: A 3- year prospective study".

Quintessence Int. 2010; 41 :651-659

47. Svanborg, P. · Stenport, V. · Eliasson, A.

"Fit of cobalt-chromium implant frameworks before and after ceramic veneering in comparison with CNC- milled titanium frameworks".

Clin Exp Dent Res. 2015; 1 :49-56

48. Zirkonzahn. ICE Plus zirconia: Zirkonzahn; 2025 [updated September 25, 2025. Accessed September 25, 2025: [Available from:

<https://zirkonzahn.com/en/products/millable-materials/ice-plus>

49. Garvie, RC · Nicholson, PS

"Phase analysis in zirconia systems".

J Am Ceram Soc. 1972; 55 :303-305

Artículo original:

"Fracture resistance, trueness, and phase transformation of barreinfenced and nonreinforced implant-supported fixed complete prostheses made of high-strength zirconia: An in vitro study".

Rafat Sasany, DDS, PhD,a Sümeyye Salvi, DDS,Ucar,b Sultan Merve Uçar, DDS,c Seyed Ali Mosaddad, DDS,d and Mutlu Özcan, DDS, MSD, PhD

Declaración de contribución de autoría CRediT

Rafat Sasany: Conceptualización, Metodología, Software, Análisis formal, Validación, Investigación, Recursos, Curación de datos, Redacción – revisión y edición, Visualización, Supervisión, Administración del proyecto. **Sümeyye Salvi:** Metodología, Validación, Redacción – revisión y edición, Investigación, Análisis formal, Administración del proyecto. **Sultan Merve Uçar:** Software, Análisis formal, Investigación, Curación de datos, Redacción – preparación del borrador original. **Seyed Ali Mosaddad:** Investigación, Redacción – revisión y edición, Visualización. **Mutlu Özcan:** Validación, Redacción – revisión y edición, Análisis formal, Administración del proyecto.

Copyright © 2026 The Authors. Published by Elsevier Inc. on behalf of the Editorial Council of The Journal of Prosthetic Dentistry. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>). <https://doi.org/10.>

Fuente original: The Journal of Prosthetic Dentistry
<https://www.thejpd.org/>

Evaluación del efecto del uso de prótesis dentales y la enfermedad periodontal sobre la carga microbiana de patógenos respiratorios

Gabrielle Beatriz Cui Batiller, Yeuk Ying Wong, Akhila Pudipeddi y Tong Wah Lim

Abstracto

Objetivo: Este estudio tuvo como objetivo evaluar cuantitativamente cinco patógenos respiratorios oportunistas entre individuos, con o sin prótesis dentales, que tienen condiciones periodontales sanas o enfermas.

Métodos: Se obtuvieron muestras de saliva de 24 adultos mayores. Se realizó la extracción de ADN, seguida de una reacción en cadena de la polimerasa cuantitativa dirigida a cinco patógenos respiratorios oportunistas, a saber, *Staphylococcus aureus*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Streptococcus pyogenes*, *Klebsiella pneumoniae* y *Streptococcus agalactiae*. Se comparó la abundancia de patógenos oportunistas entre los cuatro grupos [usuarios de prótesis dentales con enfermedad periodontal activa (DAP), no usuarios de prótesis dentales con enfermedad periodontal activa (NDAP), usuarios de prótesis dentales con salud periodontal estable (DSP) y no usuarios de prótesis dentales con salud periodontal estable (NDSP)]. **Resultados:** Las muestras de saliva de todos los participantes (100%)

portaban al menos un patógeno respiratorio oportunista. De los cinco patógenos, *S. aureus*, *P. aeruginosa*, *K. pneumoniae* y *S. agalactiae* estuvieron presentes en más del 50% de las muestras. Se observó una diferencia significativa en la carga bacteriana de *K. pneumoniae* y *P. aeruginosa* ($p < 0,05$). La cantidad de *P. aeruginosa* en el grupo NDAP fue significativamente menor que en el grupo DSP. Sin embargo, para *K. pneumoniae*, no se detectaron diferencias significativas entre los grupos. **Conclusiones:** En esta pequeña cohorte piloto, se identificó una prevalencia relativamente alta y una carga microbiana sustancial de patógenos respiratorios oportunistas en la saliva de adultos mayores. Con base en estos hallazgos preliminares, se sugiere que el cuidado óptimo de la higiene bucal y de las prótesis dentales es un enfoque potencial para reducir la presencia y la carga de patógenos respiratorios en esta población, aunque se requieren estudios más amplios para confirmar estas asociaciones y determinar su significado clínico.

1. Introducción

Hong Kong está experimentando actualmente una tendencia de rápido envejecimiento de la población. Se espera que este envejecimiento de la población continúe, con proyecciones que estiman que el número total de adultos mayores (de 65 años o más) aumentará de 1,45 millones en 2021 (que constituye el 20,5 % de la población total) a 2,74 millones (36 % de la población total) para el año 2046 [1]. Una encuesta reciente sobre salud bucal encontró que el 33,3 % de los adultos mayores no institucionalizados tenían menos de 10 pares de dientes oclusales y el 50,7 % de ellos usan prótesis dentales para reemplazar sus dientes perdidos [2]. Como era de esperar, la enfermedad periodontal y la caries dental son las principales causas de pérdida de dientes en esta población. Actualmente, la Federación Dental Mundial (FDI) ha identificado cuatro desafíos principales de salud bucal que enfrentan los adultos mayores: caries, periodontitis, pérdida de dientes e hipofunción oral [3].

Las superficies de las prótesis dentales se han considerado reservorios de bacterias patógenas al favorecer el crecimiento de biopelículas compuestas por bacterias y hongos [4 , 5]. Estos microorganismos patógenos contribuyen a enfermedades tanto orales como sistémicas [6 , 7]. La mala higiene de las prótesis dentales se asocia con una variedad de enfermedades orales, incluyendo caries dental, enfermedad periodontal, estomatitis protésica y halitosis [8 , 9]. Los adultos mayores pueden ser particularmente susceptibles a estas enfermedades debido a una higiene oral inadecuada y un cuidado deficiente de las prótesis, lo cual puede verse afectado por la calidad de la prótesis, el nivel socioeconómico, la edad, el nivel educativo, las enfermedades sistémicas y el tabaquismo

[10 , 11 , 12]. Además, los patógenos orales presentes en las biopelículas de las prótesis dentales también se han relacionado con el desarrollo de varias enfermedades sistémicas como enfermedades cardiovasculares, enfermedades respiratorias y diabetes mellitus [7 , 8]. Sin embargo, el impacto negativo del uso de prótesis parciales removibles (PPR) en la salud periodontal ha sido bien documentado, particularmente con respecto al aumento de la acumulación de placa y la gingivitis [13]. Las comunidades de biopelícula subgingival, que comprenden bacterias, arqueas, hongos y virus, son un contribuyente clave a la etiopatogenia de la periodontitis [14]. Cabe destacar que la periodontitis también es reconocida por sus complejas relaciones con la diabetes mellitus, la enfermedad cardiovascular aterosclerótica, los resultados adversos del embarazo, el síndrome metabólico y otras enfermedades sistémicas crónicas [15]. Aunque los mecanismos exactos por los cuales la microbiota oral contribuye a las enfermedades sistémicas aún no están claros, se cree que la disbiosis conduce a la proliferación de bacterias patógenas, que pueden alterar el sistema inmunitario y las respuestas inflamatorias. La inflamación local persistente desencadenada por estos patógenos puede resultar en estados inflamatorios crónicos, que se han vinculado fuertemente tanto a enfermedades orales como sistémicas [6 , 15]. Por lo tanto, la compleja interacción entre las prótesis parciales removibles, la salud periodontal y la salud sistémica merece una mayor investigación y no debe subestimarse en los contextos clínicos y de investigación.

La posible asociación entre el uso de prótesis dentales y la periodontitis con el desarrollo de enfermedades respiratorias se ha destacado en revisiones [16 , 17 , 18]. Pu et al. [19] demostraron una asociación bidireccional entre los microbiomas oral y pulmonar al informar que las infecciones orales y

respiratorias tienen un mecanismo patogénico común. Los mecanismos por los cuales el microbioma oral contribuye a las infecciones respiratorias aún no están claros. A pesar de la incertidumbre actual, los posibles roles de los patógenos orales incluyen la micro o macroaspiración de bacterias patógenas; la presencia de enzimas asociadas con la enfermedad periodontal en la saliva que modifican los tejidos mucosos, facilitando la adhesión bacteriana; la destrucción de las películas salivales protectoras, lo que permite a los patógenos evitar la eliminación; y alteraciones en el epitelio respiratorio mediadas por citocinas [20]. La colonización de patógenos respiratorios en el biofilm de las prótesis dentales y sus posibles implicaciones se han investigado en varios estudios clínicos [21, 22, 23], con tasas de prevalencia reportadas que van del 46% al 83,5%. Lim et al. [24] también identificaron *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis* y *Klebsiella pneumoniae* como los tres patógenos respiratorios más comunes que residen en las dentaduras removibles. Los roles del uso de dentaduras y la enfermedad periodontal se han estudiado previamente utilizando secuenciación metagenómica de alto rendimiento para caracterizar la composición microbiana a nivel de especie. Este estudio demostró una alta abundancia de patógenos respiratorios oportunistas en la saliva de adultos mayores, particularmente *Streptococcus agalactiae* y *Streptococcus pneumoniae* [25]. La enfermedad respiratoria también se ha asociado con patógenos periodontales como *Porphyromonas gingivalis*, *Treponema denticola*, *Fusobacterium nucleatum*, *Prevotella intermedia* y *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* [26].

La literatura existente ha explorado el perfil microbiano del biofilm dental y de prótesis, así como los cambios en su composición resultantes de factores locales y sistémicos. Sin embargo, no se ha realizado una

comparación cuantitativa de patógenos respiratorios oportunistas en adultos mayores con y sin prótesis parciales removibles (PPR), tanto sanos como con patología periodontal. Por lo tanto, el presente estudio clínico evaluó cuantitativamente la carga bacteriana y la prevalencia de cinco patógenos respiratorios oportunistas (*S. aureus*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Streptococcus pyogenes*, *K. pneumoniae* y *S. agalactiae*) mediante reacción en cadena de la polimerasa cuantitativa (qPCR).

2. Materiales y métodos

2.1. Reclutamiento de participantes

Se obtuvieron muestras de saliva de 24 participantes en el centro de investigación clínica de una facultad de odontología. No se realizó un cálculo del tamaño de la muestra, ya que el presente estudio transversal se consideró un estudio clínico piloto. Se obtuvo la aprobación ética y el consentimiento informado por escrito. Se empleó un método de muestreo intencional, reclutando participantes que cumplieran los criterios de inclusión para uno de los cuatro grupos: usuarios de prótesis dentales con enfermedad periodontal activa (DAP), no usuarios de prótesis dentales con enfermedad periodontal activa (NDAP), usuarios de prótesis dentales con salud periodontal estable (DSP) y no usuarios de prótesis dentales con salud periodontal estable (NDSP). La evaluación del estado periodontal fue realizada por tres estudiantes de odontología. Los exámenes y diagnósticos fueron verificados por tutores clínicos en la clínica periodontal como parte de la formación clínica rutinaria de los examinadores.

Para los criterios de inclusión, los participantes en los grupos de enfermedad periodontal (DAP y NDAP) no

debían tener antecedentes de terapia periodontal ni signos de mejoría clínica. Si los participantes habían recibido previamente terapia periodontal, debían presentar la persistencia de una o más bolsas periodontales. Se debían documentar profundidades de sondaje de ≥ 5 mm, o profundidades de sondaje de ≥ 4 mm acompañadas de sangrado al sondaje. Los participantes con periodonto sano (DSP y NDSP) no debían presentar evidencia de enfermedad periodontal activa o histórica, incluyendo específicamente la ausencia de pérdida de inserción clínica. Los participantes en los grupos de prótesis removibles incluían individuos parcialmente dentados con bases de prótesis parciales maxilares o mandibulares hechas de resinas acrílicas. Cada participante debía tener una buena calidad de prótesis (índice de Kapur; retención ≥ 2 y estabilidad ≥ 1). El índice de limpieza de la prótesis de los participantes reclutados debía tener una puntuación mínima de 1. Además, los participantes reclutados con enfermedades sistémicas debían estar bajo tratamiento farmacológico. Los participantes no fueron incluidos en este estudio si habían recibido antibióticos, antifúngicos, antivirales, antiinflamatorios, bisfosfonatos o fenitoína en el mes anterior a la toma de muestras; habían usado enjuague bucal antes de la toma de muestras; habían usado adhesivo para prótesis dentales para sujetar la prótesis; se les había realizado un rebasado de una prótesis acrílica; eran fumadores; o habían dejado de fumar menos de seis meses antes de la toma de muestras.

2.2. Toma de muestras de saliva y extracción de ADN

Se recolectaron muestras de saliva de los participantes según los protocolos recomendados por un estudio [27]. Se pidió a los participantes que no consumieran ningún alimento ni bebida una hora antes de la recolección de la muestra. Estos participantes

debían enjuagarse con 10 mL de solución salina al 0,9 % (p / v) durante 1 min y expulsar la solución en un tubo Falcon estéril (50 mL). El protocolo de centrifugación fue de 9880 rpm (14 000 $\times$ g) durante 10 min. A los usuarios de prótesis dentales se les pidió que se enjuagara con una solución salina mientras usaban sus prótesis. Posteriormente, los pellets de placa restantes se resuspendieron en una solución mixta (180 μ L de Tris-HCl 20 mM; EDTA 2 mM; Triton 1,2 % con 20 μ L de lisozima 20 mg/mL) y se sometieron a incubación durante la noche a 37 °C. Se añadieron 20 μ L de tampón de extracción de proteinasa K a la solución, se homogeneizó y se agitó en un vórtex. Las muestras se incubaron primero a 56 °C durante 2 h, seguido de una incubación a 95 °C durante 15 min. Posteriormente, se añadieron 200 μ L de etanol a cada muestra y se mezclaron mediante agitación intermitente en vórtex durante 15 s. La extracción de ADN se realizó siguiendo las instrucciones del fabricante, incluidas en el kit de extracción de ADN QIAmp Mini (Qiagen GmbH, Hilden, Alemania). La concentración de ADN extraído se cuantificó utilizando el fluorómetro Qubit 2.0 (Life Technologies, Carlsbad, CA, EE. UU.).

2.3. Transformación bacteriana con plásmidos y extracción de ADN

Se empleó una estrategia específica para identificar patógenos respiratorios oportunistas. Se utilizaron cepas bacterianas de referencia para cinco especies asociadas con infecciones respiratorias, y se determinó la abundancia absoluta de cada especie mediante el gen 16S rRNA aislado de plásmidos (Invitrogen, Thermo Fisher Scientific). Estos se expresaron genéticamente a través de células de *Escherichia coli* DH5 α . El número de plásmidos se cuantificó mediante copias bacterianas (PCN) para cada bacteria. PCN = (Número de copias del gen del plásmido)/(Número de copias

Especies bacterianas	Secuencia de cebadores
<i>S. aureus</i>	F—GCC ACG TCC ATA TTT ATC AGT TCT T R—TCC TGA AGC AAG TGC ATT TAC G
<i>P. aeruginosa</i>	F—TCA CGT CTT TCG CGT GTA CGT R—GTG CGA TCA CCA CCT TCT ACT TC
<i>S. pyogenes</i>	F—TAA GGA ATA TGG TAT TGA TTG GTC ACA R—ACC TCAAAT TTC CGC AAC TCA
<i>K. pneumoniae</i>	F—GTC GGG CCC TTC CAG TTC R—CGA CCC TGG GTA TGC TAT ATC TG
<i>S. agalactiae</i>	F—CTA CCG GTG TTG CTGG TTG GA R—CCT GTG ACT ACG ACT TCAACA GCT A
16S Universal	F—AGA GTT TGA TCC TGG CTC AG R—ACT GCT GCS YCC CGT AGG AGT CT

Tabla 1. Secuencia de cebadores.

Especies	Muestras positivas	%	Promedio total (UFC)	Logaritmo en base 10 (UFC)	Desviación estándar	Mediana	Rango intercuartílico (RIC)
<i>S. aureus</i>	22	91.7	$4,81 \times 10^8$	8.68	$2,33 \times 10^9$	$5,68 \times 10^2$	$6,98 \times 10^6$
<i>P. aeruginosa</i>	19	79.2	$2,24 \times 10^5$	5.35	$4,99 \times 10^5$	$5,61 \times 10^3$	$1,60 \times 10^5$
<i>S. pyogenes</i>	10	41.7	$2,67 \times 10^1$	1.43	$4,02 \times 10^1$	$1,90 \times 10^1$	$3,39 \times 10^1$
<i>K. pneumoniae</i>	20	83.3	$2,84 \times 10^3$	3.45	$4,41 \times 10^3$	$1,04 \times 10^3$	$3,99 \times 10^3$
<i>S. agalactiae</i>	24	100	$1,39 \times 10^4$	4.14	$8,26 \times 10^3$	$1,30 \times 10^4$	$9,19 \times 10^3$

UFC, unidad formadora de colonias; IQR, rango intercuartil.

Tabla 2. Prevalencia y carga bacteriana de patógenos respiratorios en muestras de saliva.

del gen cromosómico). Se extrajo el ADN y se evaluó su concentración y pureza mediante Nanodrop (Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, EE. UU.).

2.4. Reacción en cadena de la polimerasa cuantitativa

Los cebadores utilizados se obtuvieron de la literatura publicada. Los cebadores de oligonucleótidos de las bacterias utilizadas en este estudio se enumeran en la Tabla 1. Siguiendo las instrucciones del fabricante, se incorporaron 2 μ L de ADN a 18 μ L de mezcla maestra [TB Green Advantage qPCR Premix (10 μ L), agua bidestilada (6 μ L), cebador directo (1 μ L) y cebador inverso (1 μ L)]. El cebador (Tabla 1) específico para cada especie bacteriana se une al ADN diana, lo que permite la amplificación y cuantificación de las especies bacterianas en cada muestra. La plataforma StepOne facilitó la qPCR, mientras que el análisis de datos se realizó utilizando su software correspondiente (Thermo Fisher Scientific, Waltham, MA, EE. UU.). Los valores umbral de la línea base para cada muestra se calibraron para alinearse con la curva estándar correspondiente. Los valores de Ct se convirtieron a equivalentes de unidades formadoras de colonias (UFC) utilizando curvas estándar de diluciones seriadas de 10 veces de ADN plasmídico purificado que contenía el gen diana de copia única ($R^2 \geq 0,95 \pm 0,03$). La conversión asume: (i) una relación lineal entre Ct y el logaritmo del número de copias del gen; (ii) una copia del gen = un genoma = un equivalente de UFC; (iii) una eficiencia de extracción de ADN constante; y (iv) lisis bacteriana completa. Los equivalentes de UFC se calcularon interpolando los valores de Ct de las muestras dentro de estas curvas. Todos los valores de UFC generados se encuentran dentro del rango calibrado de sus respectivas curvas estándar, y ningún valor se extrapoló por debajo del punto estándar más bajo. Cabe destacar que la qPCR cuantificó el ADN

total independientemente de la viabilidad. Además, la variabilidad entre corridas se controló incluyendo nuevas curvas estándar en cada corrida de qPCR y aceptando solo corridas con $R^2 \geq 0,95$ y una eficiencia de amplificación entre el 90 % y el 110 %.

2.5. Análisis estadístico

Se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para comprobar la normalidad, y se identificó una distribución no normal. Se empleó una prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes para comparar la carga microbiana de bacterias entre los cuatro grupos (DAP, NDAP, DSP, NDSP), y posteriormente se realizó una prueba post hoc de Bonferroni. Debido al pequeño tamaño de la muestra, los tamaños del efecto se estimaron realizando un ANOVA unidireccional sobre datos transformados por rangos y calculando η^2 , que es equivalente al estadístico épsilon-cuadrado (ϵ^2) para la prueba de Kruskal-Wallis. El análisis estadístico se realizó utilizando SPSS 28.0 (IBM Statistics, Armonk, NY, EE. UU.). La significación estadística se definió como un valor p menor que 0,05. Se realizaron pruebas estadísticas para la comparación exploratoria de la carga bacteriana entre los cuatro grupos.

3. Resultados

3.1. Participantes

Doce mujeres y doce hombres, con edades comprendidas entre los 60 y los 82 años (edad media = $69,46 \pm 6,41$), fueron reclutados para este estudio transversal. Doce participantes usaban prótesis dentales removibles maxilares o mandibulares y conservaban al menos dos dientes, mientras que los otros doce no usaban prótesis. Todos los usuarios de prótesis las

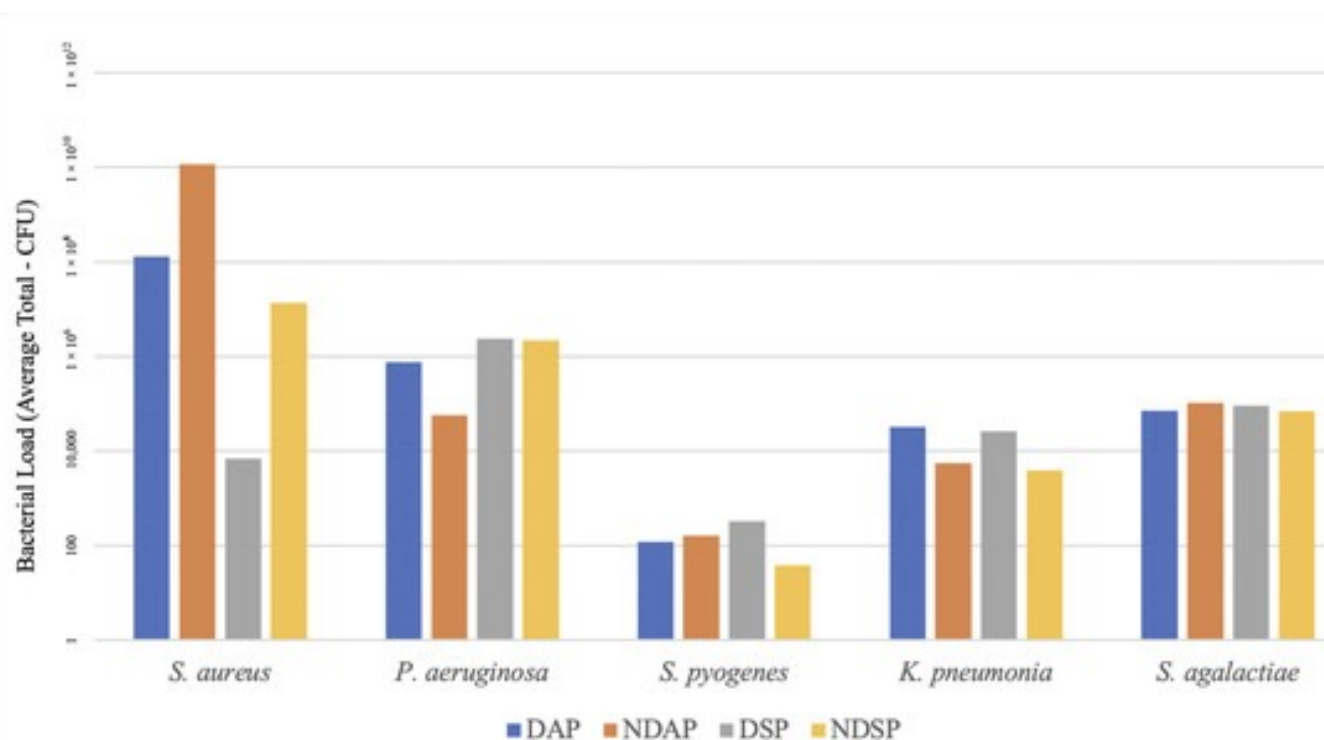


Figura 1. Comparación de la cantidad de patógenos entre los cuatro grupos. DAP: usuarios de prótesis dentales con enfermedad periodontal activa; NDAP: no usuarios de prótesis dentales con enfermedad periodontal activa; DSP: usuarios de prótesis dentales con salud periodontal estable; NDSP: no usuarios de prótesis dentales con salud periodontal estable.

Grupo de comparación	<i>K. pneumoniae</i>			<i>P. aeruginosa</i>		
	DAKOTA DEL SUR	Valor <i>p</i>	Valor <i>p</i> ajustado	DAKOTA DEL SUR	Valor <i>p</i>	Valor <i>p</i> ajustado
NDSP × NDAP	4.082	0,935	1.000	4.082	0,011	0,068
NDSP × DAP	4.082	0,327	1.00	4.082	0,253	1.000
NDSP × DSP	4.082	0,011	0,068	4.082	0,806	1.000
NDAP × DAP	4.082	0,369	1.000	4.082	0,165	0,991
NDAP × DSP	4.082	0,014	0,086	4.082	0,006	0,033 *
DAP × DSP	4.082	0,121	0,725	4.082	0,165	0,991

* Significativo a $p < 0,05$. Adj., ajustado; DAP, usuarios de prótesis dentales con enfermedad periodontal activa; NDAP, no usuarios de prótesis dentales con enfermedad periodontal activa; DSP, usuarios de prótesis dentales con salud periodontal estable; NDSP, no usuarios de prótesis dentales con salud periodontal estable; SD, desviación estándar.

Tabla 3. Corrección de Bonferroni para comparaciones múltiples por pares de grupos para *K. pneumoniae* y *P. aeruginosa*.

limpiaban entre una y dos veces al día. Seis participantes utilizaban métodos de limpieza tanto mecánicos como químicos, mientras que el resto utilizaba solo uno de ellos. Ninguno de los participantes era fumador. La mitad de los participantes tenía antecedentes de enfermedad periodontal, y la otra mitad presentaba enfermedad periodontal activa.

3.2. Cuantificación de patógenos oportunistas

Se encontró una abundancia de patógenos oportunistas en todos los pacientes. Las muestras de saliva de todos los participantes (100%) contenían patógenos respiratorios oportunistas. Se examinaron los siguientes cinco patógenos respiratorios, incluidos *S. aureus*, *P. aeruginosa*, *S. pyogenes*, *K. pneumoniae* y *S. agalactiae* (Tabla 2). De los cinco patógenos identificados, *S. agalactiae* estuvo presente en todas las muestras de saliva. Las tasas de detección de otros patógenos, en orden descendente, fueron *S. aureus* (91,7%), *K. pneumoniae* (83,3%), *P. aeruginosa* (79,2%) y *S. pyogenes* (41,7%). Los valores de R^2 variaron entre 0,95 y 0,99. La cantidad de cada bacteria se presenta en la Tabla 2. De las cinco bacterias patógenas, se encontró que *S. aureus* tenía la mayor cantidad, con un recuento total de UFC de $4,81 \times 10^8$, seguido de *P. aeruginosa* con un recuento de UFC de $2,24 \times 10^5$. Se encontró que *S. agalactiae*, *K. pneumoniae* y *S. pyogenes* tenían cargas bacterianas más bajas, en orden descendente. El número total de UFC basado en el gen 16S varió de $3,06 \times 10^1$ a $7,86 \times 10^9$. El promedio total de UFC 16S para todas las muestras fue de $2,93 \times 10^{10}$.

3.3. Comparación de grupos

Se exploró la relación entre el uso de prótesis

dentales, la enfermedad periodontal y los patógenos respiratorios. Las cargas microbianas de cada patógeno en los cuatro grupos se presentan en la Figura 1. Se observaron diferencias significativas para *K. pneumoniae* ($p = 0,04$) y *P. aeruginosa* ($p = 0,022$) al comparar los cuatro grupos. Un análisis post hoc de Bonferroni no reveló diferencias estadísticamente significativas entre los grupos para *K. pneumoniae*. Sin embargo, esta falta de significancia no excluye la posible relevancia biológica y puede reflejar un error de tipo II debido al tamaño limitado de la muestra y la potencia estadística. El tamaño del efecto, cuantificado mediante eta cuadrado parcial (η^2), fue 0,420, 0,361, 0,281, 0,275 y 0,079 para *P. aeruginosa*, *K. pneumoniae*, *S. pyogenes*, *S. aureus* y *S. agalactiae*, respectivamente. En el contexto de una condición periodontal estable, el grupo que usaba prótesis dentales parecía albergar más *K. pneumoniae* en comparación con el grupo que no las usaba, con un valor p cercano a la significación ($p = 0,068$). Por el contrario, se observó una cantidad significativamente menor de *P. aeruginosa* en el grupo NDAP en comparación con el grupo DSP ($p = 0,033$) (Tabla 3).

4. Debate

El microbioma oral alberga más de mil especies bacterianas que pueden ser patógenas o inocuas [5]. Las alteraciones en el microbioma oral se han relacionado con factores sistémicos y locales como enfermedades sistémicas, enfermedades orales, número de denticiones naturales, hábitos de higiene bucal y limpieza de prótesis dentales [28, 29, 30]. Los adultos mayores, de 65 años o más, son más susceptibles a la proliferación de bacterias patógenas, dado que las enfermedades sistémicas, las enfermedades orales, el edentulismo y el uso de prótesis dentales son característicos de su grupo de edad. Dado que el microbioma oral consta de

una multitud de especies, se adoptó un enfoque dirigido mediante qPCR para identificar el perfil microbiano de algunos patógenos respiratorios oportunistas. Mediante el uso de qPCR, este estudio demostró que todos los participantes presentaban cantidades significativas de bacterias patógenas asociadas con enfermedades respiratorias. Sin embargo, los equivalentes de UFC reflejan la carga total de ADN genómico en lugar de los recuentos de células cultivables y, por lo tanto, pueden sobreestimar el número de bacterias viables, ya que también se detecta ADN de células no viables. No obstante, en la línea de base, es probable que las mediciones sean clínicamente representativas, porque las muestras contienen principalmente biopelículas activas con una alta proporción de bacterias viables y ninguna intervención previa que generaría grandes cantidades de ADN residual. Para la interpretación clínica, la cuantificación genómica ofrece ventajas importantes, incluyendo un tiempo de respuesta más rápido, la capacidad de detectar especies no cultivables y una metodología estandarizada y altamente reproducible. Las dos bacterias patógenas más abundantes encontradas en este estudio fueron *S. aureus* y *P. aeruginosa*, lo cual está respaldado por los hallazgos de O'Donnell et al. [21]. En contraste, las tasas de prevalencia de ciertas bacterias fueron más altas que las reportadas en estudios previos, posiblemente debido a que se recolectaron muestras de saliva en lugar de muestras de biopelícula de prótesis dentales, como se analizó en estudios anteriores, y la inclusión de participantes con enfermedad periodontal activa [21, 22].

Se detectó *P. aeruginosa* en el 79,2% de las muestras de saliva. La alta prevalencia de este patógeno puede atribuirse al uso de prótesis dentales y a la enfermedad periodontal. Aunque *P. aeruginosa* no se identifica comúnmente como un patógeno periodontal, un estudio

previo observó que había un número aumentado de este patógeno en las células epiteliales orales de individuos con enfermedad periodontal [31]. Además, *P. aeruginosa* se considera uno de los colonizadores más frecuentes del biofilm de prótesis dentales [32]. *P. aeruginosa*, un patógeno respiratorio oportunista, también se ha relacionado con la patogénesis de la neumonía nosocomial y la fibrosis quística [33 , 34]. Souto et al. [33] discutieron las numerosas propiedades de virulencia de este patógeno, que incluyen su capacidad para generar enzimas y toxinas extracelulares, adherirse y provocar la formación de biofilm, y poseer resistencia a los antibióticos. En este estudio, la cantidad significativamente mayor de *P. aeruginosa* observada en el grupo DSP puede atribuirse a un participante, que utilizó una sobredentadura mandibular soportada por implantes, mostrando una cantidad particularmente alta de esta bacteria, lo que podría representar un valor atípico en los datos. Cabe destacar que, dado que las comparaciones de grupos se realizaron utilizando la prueba de Kruskal-Wallis, que se basa en datos ordenados y es relativamente robusta a los valores atípicos, esta observación se mantuvo y no se realizó ningún análisis de sensibilidad excluyéndola. Además, dado el pequeño tamaño de la muestra y la naturaleza piloto de este estudio, los resultados deben interpretarse con precaución. La presencia de *P. aeruginosa* en individuos con enfermedades periimplantarias se ha investigado más recientemente. La colonización de este patógeno en la placa periimplantaria se observó de manera similar en un estudio de Sá et al. [35], quienes informaron una mayor abundancia en el biofilm periimplantario en comparación con el biofilm subgingival. Sin embargo, este hallazgo está de acuerdo con estudios previos [29 , 36], que identificaron que se encontró una mayor abundancia de *P. aeruginosa* en las superficies de las prótesis dentales removibles.

K. pneumoniae es una bacteria Gram-negativa oportunista considerada un agente etiológico común de neumonía en individuos inmunocomprometidos y hospitalizados [37]. En este estudio, se observó una mayor cantidad en los grupos de usuarios de dentaduras postizas (DAP, DSP). Este resultado está de acuerdo con la literatura existente que ha encontrado una mayor prevalencia de *K. pneumoniae* en usuarios de dentaduras postizas en comparación con los no usuarios de dentaduras postizas [23 , 36]. *K. pneumoniae* ha sido identificada como un agente causal de neumonía por aspiración, ya que la presencia de este patógeno en el biofilm de las dentaduras postizas plantea el riesgo de neumonía por aspiración debido a que las dentaduras postizas están muy cerca del tracto respiratorio [24 , 38]. Además, el uso de dentaduras postizas también puede ser un factor de riesgo para la incidencia de neumonía entre la población anciana [17]. Bannwart et al. [39] informaron sobre la presencia de patógenos respiratorios en las prótesis dentales de 15 pacientes en la unidad de cuidados intensivos y describieron las prótesis como posibles fuentes de patología. Este estudio planteó que, sumado al estado de inmunosupresión de estos pacientes, el riesgo de desarrollar enfermedades respiratorias como la neumonía nosocomial aumentaba.

Este estudio también encontró una mayor abundancia de *S. aureus* en participantes sin dentaduras postizas en comparación con aquellos con dentaduras postizas. *S. aureus* también fue abundante en participantes con enfermedad periodontal activa en comparación con aquellos con una condición de salud periodontal estable. Este hallazgo está de acuerdo con un estudio de Veras et al. [40]. Encontraron una mayor cantidad de *S. aureus* en individuos con periodontitis en comparación con participantes sanos. De manera similar, Fritschi et al. [41] resaltaron el papel de *S. aureus*

en la periodontitis, ya que se encontraron altos niveles de *S. aureus* en individuos con periodontitis agresiva. *S. pyogenes* es un patógeno bacteriano específico del ser humano, y los pacientes con asma son más susceptibles a las infecciones de las vías respiratorias superiores por *S. pyogenes* [42]. Cabe destacar que, aunque este patógeno estuvo presente en la menor abundancia en muestras de adultos mayores en el presente estudio, esta población todavía se considera de alto riesgo para infecciones por *S. pyogenes* [43]. Sin embargo, la interacción de las bacterias dentro de los biofilms mixtos también es importante; por ejemplo, se ha informado que *Streptococcus oralis*, una bacteria común que se encuentra en el biofilm de las prótesis dentales [5], protege a las células epiteliales del huésped del daño inducido por *S. pyogenes* [44]. Comparativamente, *S. agalactiae* se ha detectado cada vez con mayor frecuencia en un número sustancial de muestras respiratorias de individuos diagnosticados con fibrosis quística [45]. A pesar de no ser un colonizador nativo de la cavidad oral, este patógeno también se encontró en el biofilm de las prótesis dentales en un estudio previo [22].

Los patógenos respiratorios se han establecido desde hace tiempo como agentes causantes de enfermedades respiratorias. La relación bidireccional entre los microbiomas oral y respiratorio descrita por Pu et al. [19] indicó que estos organismos oportunistas son prevalentes y pueden desempeñar un papel en el desarrollo de neumonía, enfermedad pulmonar obstructiva crónica y fibrosis quística [46]. Por otro lado, también hay evidencia creciente que sugiere que la enfermedad periodontal puede facilitar enfermedades respiratorias, incluyendo neumonía y enfermedad pulmonar obstructiva crónica [16]. La aspiración de patógenos periodontales puede resultar en neumonía por aspiración y también tiene el potencial de causar

infecciones nosocomiales [47]. Además, Twigg et al. [48] informaron que había una abundancia significativamente alta de supuestos patógenos respiratorios en la microbiota asociada a prótesis dentales en usuarios de prótesis dentales diagnosticados con neumonía. Las diferencias significativas en la diversidad y riqueza de las comunidades bacterianas entre estos pacientes sugieren una posible asociación con el desarrollo de enfermedades respiratorias [22, 48] y resaltan la importancia del cuidado de la higiene bucal y de las prótesis dentales en los adultos mayores [49].

Las limitaciones de este estudio incluyen el tamaño reducido de la muestra, el rango restringido de patógenos examinados, la falta de parámetros periodontales detallados y la elección de la saliva como único tipo de muestra. El tamaño reducido de la muestra pudo haber disminuido la potencia estadística y afectado la capacidad de detectar diferencias significativas. El examen de un número limitado de patógenos proporciona una imagen incompleta de la microbiota salival en adultos mayores. Parámetros periodontales adicionales, como la profundidad de sondaje promedio y el sangrado al sondaje en cada grupo, podrían haber permitido una caracterización más detallada de las diferencias clínicas. Además, si bien la saliva es una muestra apropiada para proporcionar una imagen general del perfil microbiano de un participante, particularmente en este estudio piloto, que tiene como objetivo explorar los perfiles de patógenos respiratorios en adultos mayores, depender únicamente de la saliva dificulta determinar si los patógenos detectados se originaron en el biofilm de las prótesis dentales, otras superficies orales o el tracto respiratorio. Dadas estas limitaciones, los hallazgos de este estudio deben considerarse exploratorios en lugar de confirmatorios. Se recomienda realizar investigaciones futuras con un tamaño de muestra

mayor, la incorporación de modelos multivariantes y un muestreo más extenso (que incluya biopelículas dentales y de prótesis) para validar y ampliar estos resultados y definir mejor los perfiles microbianos en esta población.

5. Conclusiones

Basándonos en esta cohorte piloto limitada, se observó una alta prevalencia y abundancia de los patógenos respiratorios oportunistas examinados en la saliva de adultos mayores. Estos hallazgos indican que la saliva puede actuar como reservorio de patógenos respiratorios oportunistas en la cavidad bucal, y que su presencia y niveles pueden estar asociados con factores como el uso de prótesis dentales y el estado periodontal. Sin embargo, se necesitan estudios longitudinales más amplios para confirmar estas observaciones y aclarar estas relaciones. En este contexto, los resultados señalan la relevancia potencial de las prácticas óptimas de higiene bucal y de prótesis dentales en relación con la presencia de patógenos respiratorios en adultos mayores y sugieren que las estrategias de protección mejoradas para las personas que usan prótesis dentales o que tienen un diagnóstico de enfermedad periodontal podrían requerir una mayor investigación.

Contribuciones de los autores

Conceptualización, AP y TWL; Metodología, GBCB, YYW, AP y TWL; Software, GBCB; Validación, GBCB, YYW, AP y TWL; Análisis formal, GBCB, YYW y AP; Investigación, GBCB, YYW y AP; Recursos, AP; Curación de datos, GBCB, YYW y AP; Redacción del borrador original, GBCB y YYW; Redacción de la revisión y edición, AP y TWL; Visualización, GBCB y AP; Supervisión, AP y TWL; Administración del proyecto, TWL; Obtención de financiación, TWL. Todos los autores han leído y aceptado la versión publicada del manuscrito.

Fondos

Esta investigación fue financiada por el Fondo de Semillas para la Investigación Básica de la Universidad de Hong Kong, subvención número [109002230].

Declaración del Comité de Ética Institucional

El estudio se realizó de acuerdo con la Declaración de Helsinki, y el protocolo fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Hong Kong/Autoridad Hospitalaria del Distrito Oeste de Hong Kong (Número de IRB: UW25-027, fecha de aprobación: 20 de febrero de 2025).

Declaración de consentimiento informado

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos que participaron en el estudio. Asimismo, se obtuvo el consentimiento informado por escrito de los pacientes para la publicación de este artículo.

Declaración de disponibilidad de datos

Los autores pondrán a disposición los datos brutos que respaldan las conclusiones de este artículo previa solicitud.

Expresiones de gratitud

Los autores desean agradecer a los estudiantes de odontología, asistentes de investigación y personal de los Laboratorios Centrales de Investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad de Hong Kong.

Conflictos de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses.

Prótesis 2026, 8 (2), 19; <https://doi.org/10.3390/prosthesis8020019>

© 2026 por los autores. Licenciario: MDPI, Basilea, Suiza. Este artículo es de acceso abierto y se distribuye bajo los términos y condiciones de la licencia Creative Commons Attribution (CC BY).

<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



La colegiación sale rentable



Asesoría jurídica



Seguro de responsabilidad civil



Tramitación licencia sanitaria



Las ventajas de colegiarse

Realización de la declaración de la renta, formación continua y bolsa de empleo disponible para todos los protésicos colegiados.

Número de teléfono
91 578 02 38 / 615 88 33 10

Dirección de correo
info@colprodecam.org

Sitio web
www.colprodecam.org

¡Visítanos! Estamos en Doctor
Esquerdo nº 166, 1ºE, 28007



COLPRODECAM

Colegio Profesional de Protésicos
Dentales de Madrid

Estructura de esquelético convencional en el flujo de trabajo digital: material dental de ajuste preciso a partir de una fórmula de composite prémium



Lukas Wichnalek



Norbert Wichnalek



Arbnor Saraci



Patricia Strimb

Lukas Wichnalek, Norbert Wichnalek, Arbnor Saraci y Patricia Strimb, HIGHFIELD.DESIGN, Augsburg, Alemania Dr. Ovidiu Moldovan, Augsburg, Alemania.

“En realidad, ya no confeccionamos prótesis esqueléticas”, fue la respuesta de Highfield.Design – Zahntechnik Wichnalek (Augsburgo, Alemania) al recibir un encargo de este tipo de una clínica odontológica. De hecho, ya hacía algunos años que se habían deshecho del equipo para fundición de metal, y, desde entonces, solo confeccionan estas estructuras de manera sustractiva a partir de PEEK en el flujo de trabajo digital. Dado que el cliente manda, Norbert Wichnalek,

Lukas Wichnalek, Arbnor Saraci y Patricia Strimb, tras consultarlo, encargaron la estructura a un laboratorio externo para después llevar a cabo internamente el acabado de la prótesis. Tras algunos debates en el equipo, se creó a medida el material dental a partir de VITA VIONIC DENT DISC multiColor (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania). En el siguiente caso clínico se explica cómo funciona este flujo de trabajo analógico-digital y qué ventajas brinda.

El caso clínico cotidiano

Un paciente de 60 años se presentó en la clínica odontológica por- que quería estabilizar su extremo libre en el primer cuadrante y el espacio edéntulo en la región 25 para una posterior restauración fija con implantes. Dado que esta solución intermedia no debía resultar demasiado costosa, se optó por una prótesis esquelética. Antes de la toma de impresión en una sola fase con Impregum (Solventum, Seefeld,

Alemania), se tallaron apoyos para ganchos en los dientes 14, 24 y 26. Se envió la impresión a un laboratorio externo, donde se confeccionó de manera convencional un modelo maestro y, sobre este, la estructura de esquelético. La estructura terminada sobre el modelo se entregó al laboratorio Highfield. Design – Zahntechnik Wichnalek. Tras recibirla, el equipo debatió si debía procederse de manera analógica o siguiendo el flujo de trabajo digital.



Fig. 1: La dentadura parcialmente edéntula en el maxilar superior tras el tallado de apoyos para ganchos en los dientes 14, 24 y 26



Fig. 2: Se tomó la impresión de la situación clínica mediante Impregum..



Fig. 3: La estructura de esquelético fue confeccionada por un laboratorio externo.

Material dental a medida

De forma instintiva, se decidió seguir el flujo de trabajo digital acostumbrado. Durante el debate se puso rápidamente de manifiesto el motivo: el material dental podía crearse de una pieza con un ajuste preciso a la estructura y en el extremo libre a partir de VITA VIONIC DENT DISC multiColor A2. Esto permite maximizar el grosor de pared y la estabilidad, y posibilita la fijación segura gracias a la junta de adhesión uniforme. Se prescinde así de un laborioso fresado, “por si acaso”, de dientes preconfeccionados. También la oclusión puede configurarse en el software CAD de manera que encaje funcionalmente con el antagonista. Esto constituye una ventaja, sobre todo en condiciones de espacio vertical reducido como en este caso. El disco policromático consta de la acreditada fórmula de composite altamente reticulado VITA MRP (Microfiller Reinforced Polymermatrix), a partir de la cual se fabrican todos los dientes prémium de VITA y que ha demostrado ser especialmente estable a la abrasión.¹ La transición cromática natural y la fidelidad cromática del disco se traducen en un efecto cromático armonioso con respecto a los dientes naturales.

1 Ensayo de desgaste pin-on-block (POB), Universidad de Ratisbona (Alemania), 2015

Dientes a partir de la fórmula prémium

Se escaneó sobre el modelo la estructura de esquelético, así como el maxilar antagonista y la articulación (Medit T710, Medit, Seúl, Corea del Sur), y se transfirió el conjunto de datos al software exocad (exocad, Darmstadt, Alemania). Mediante la base de datos de dientes protésicos de Highfield. Design se encontró la morfología dental adecuada y se adaptó en consecuencia en el software de diseño. Se diseñó de forma ferulizada el extremo libre en los dientes 15, 16 y 17. Se diseñó una transición fluida desde el diente 17 a un tope oclusal de la estructura. En todos los dientes se diseñaron por basal botones que encajaban exactamente en los orificios de retención de la silla de la estructura. Se creó la junta de adhesión con 0,01 mm teniendo en cuenta la opacificación. Tras el anidamiento, que aprovechó de forma óptima la transición cromática del disco, se envió la orden de fresado desde el software CAM CORiTEC iCAM V5 smart al equipo de fresado imes-icore 350i PRO (ambos de imes-icore, Eiterfeld, Alemania).



Fig. 4: Se escanearon el modelo maestro y la estructura para el flujo de trabajo digital.



Fig. 5: El diseño en el software CAD se basó en la base de datos de dientes protésicos de Highfield.Design.

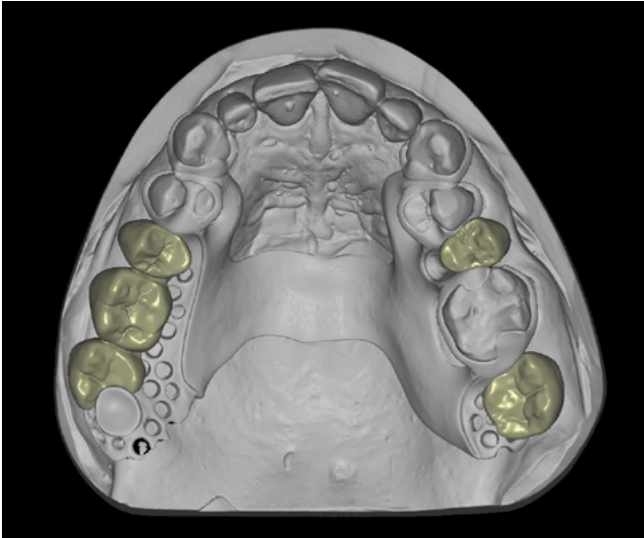


Fig. 6: El diseño del material dental en el software exocad.

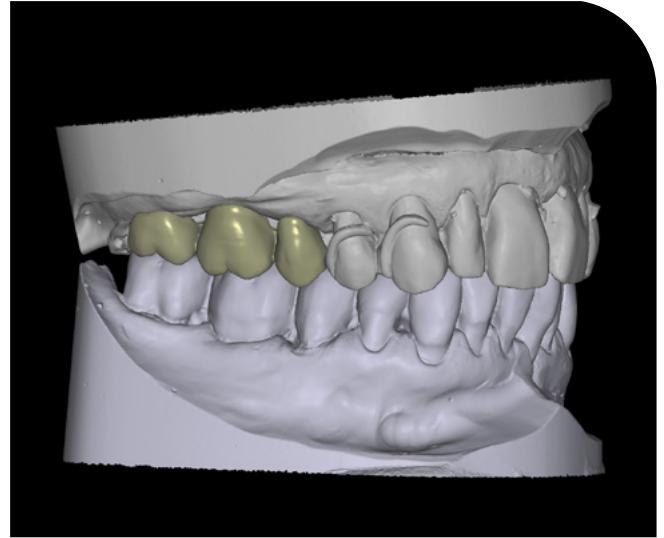


Fig. 7: Los dientes 15, 16 y 17 se diseñaron de forma ferulizada.

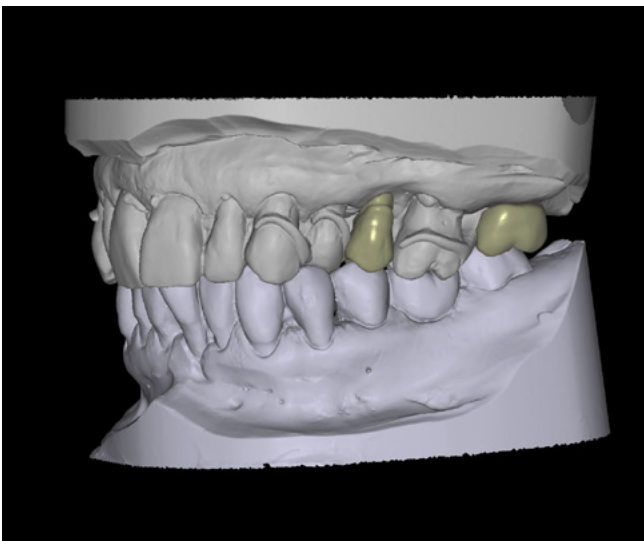


Fig. 8: Es posible un diseño con ajuste preciso, sobre todo en espacios reducidos.



Fig. 9: El material dental se confeccionó a partir de VITA VIONIC DENT DISC multiColor.

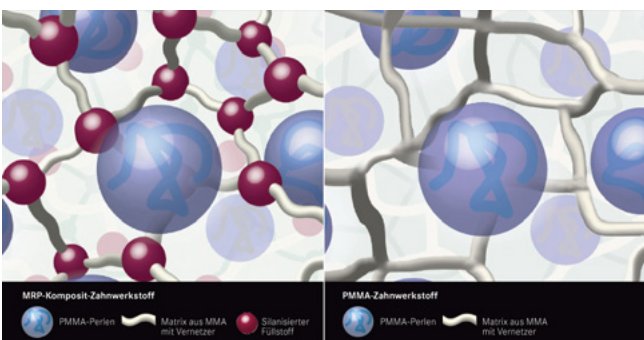


Fig. 10: Comparación esquemática entre la fórmula de composite altamente reticulado VITA MRP y el PMMA sin relleno.

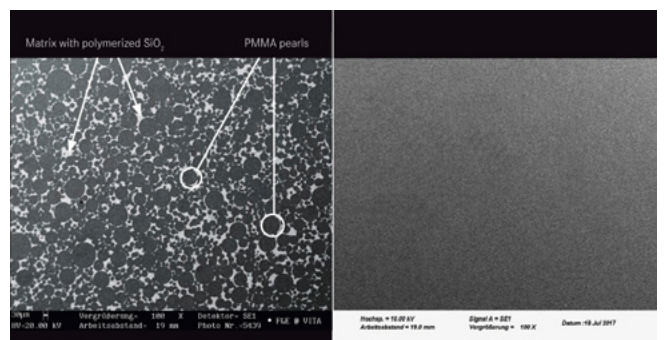


Fig. 11: Comparación entre el composite MRP (izquierda) y el PMMA (derecha) en el microscopio electrónico de barrido (MEB).

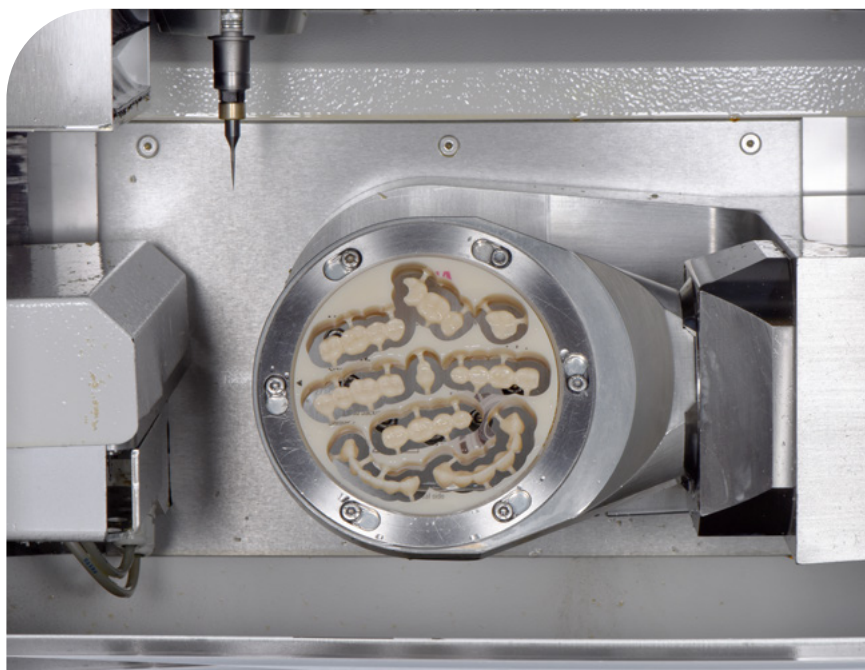


Fig. 12: El material dental fresado en el VITA VIONIC DENT DISC multiColor.

Sistema de encaje de ajuste preciso

Se separó del disco el material dental confeccionado con asistencia CAD/CAM. Ya durante el primer control del ajuste en la estructura de esquelético, los componentes protésicos se

comportaron como un sistema de encaje de ajuste preciso. Como si se tratara de bloques de Lego, los botones basales encajaron en los orificios de retención y el dimensionamiento mesiodistal encajó en la estructura. Tras el fresado reductor de los conectores y el acabado mediante pulidores de goma, se arenaron con óxido de aluminio de 110 μm las zonas de adhesión basales de la estructura basal, se acondicionaron con el VM LC PRIMER I y II universal y, a continuación, se enmascararon

con VITA VM LC flow GINGIVA OPAQUE. Después del arenado basal-circular y del acondicionamiento químico del material dental con el VITA VM CC LIQUID, se procedió a su fijación a la estructura mediante una mezcla a partes iguales del material autopolimerizable y cromáticamente fiel VITA VM CC BASE DENTINE A2 y ENAMEL.



Fig. 13: El material dental para la prótesis esquelética tras la separación de los conectores.



Fig. 14: Vista basal de los botones de retención del material dental.



Fig. 15: Como en un sistema de encaje, los componentes protésicos encajaron exactamente entre sí.



Fig. 16: Los botones de retención encajaron con precisión en la estructura de orificios de la silla de extremo libre.



Fig. 17: Se creó una unión química segura mediante el VITA VM LC PRIMER I y II universal.

Unidad protésica

A continuación, se completó la base de la



Fig. 18: Para el enmascaramiento de las zonas basales de la estructura se utilizó VITA VM LC GINGIVA OPAQUE.



Fig. 19: El material dental se fijó a la estructura mediante el material autopolidizable VITA VM CC.

prótesis con PMMA autopolidizable de color rosa y, tras un cut-back de 0,3 mm, se llevaron a cabo personalizaciones con Gingiva VITA VM LC flow G1 (rosa antiguo) en la zona cervical y G4 (rojo pardusco) en la zona interdental. Posteriormente, mediante los maquillajes para composite VITA AKZENT LC se incorporaron caracterizaciones mínimas por cervical con lemon y por interdental con dark-red. Se estableció un grado de brillo uniforme con VITA AKZENT LC GLAZE. Durante la colocación, los dientes confeccionados a partir de la fórmula prémium de VITA encajaron de manera funcional y estéticamente armoniosa en la dentadura parcialmente edéntula. El flujo de trabajo analógico-digital había permitido

crear, a partir de VITA VIONIC DENT DISC multiColor, un material dental robusto y de ajuste preciso que, como si se tratara de un sistema de construcción

modular, formaba una unidad protésica con un acondicionamiento, una fijación, una personalización y una caracterización adaptados al material.



Fig. 20: Situación tras la fijación del material dental a partir de VITA VIONIC DENT DISC multiColor.



Fig. 21: Se completó la base con el composite VITA VM LC flow y los maquillajes para composite VITA AKZENT LC.



Fig. 22: El pulido de alto brillo del material dental se llevó a cabo con VITA Polish Hybrid.



Fig. 23: La prótesis esquelética terminada, con tope oclusal en el diente 17.



Fig. 24: Los dientes 15, 16 y 17 se habían confeccionado de forma ferulizada, pero presentaban la apariencia de dientes individuales.



Fig. 25: La prótesis esquelética terminada con dientes a partir de VITA VIONIC DENT DISC multiColor.



BOLSA DE EMPLEO COLPRODECAM

¿Buscas trabajo como protésico dental?

- Servicio exclusivo para protésicos dentales colegiados.
- Oportunidad de empleo o de mejora del actual como protésico dental.
- Las ofertas publicadas son actualizadas continuamente.
- Bolsa de empleo accesible desde cualquier dispositivo.

¿Buscas un profesional para tu laboratorio?

- Publica tu anuncio de forma cómoda y sencilla por teléfono o email.
- Recibe candidaturas solo de protésicos dentales colegiados, garantía de formación y profesionalidad.
- Servicio gratuito para las empresas del sector (laboratorios, depósitos dentales, casas comerciales).

Servicio de Bolsa de Empleo

Florence Totalprox® Denture System

Flujos de trabajo digitales y materiales innovadores para prótesis completas de alta calidad



Con el Florence Totalprox® Denture System, Zirkonzahn presenta un flujo de trabajo eficiente, completamente digital para la elaboración de prótesis totales de alta calidad. En el centro se encuentra el nuevo software Zirkonzahn. Modifier: el montaje dental y el diseño de la prótesis pueden realizarse de forma flexible, y el diseño digital completo se crea, de media, en solo unos seis minutos.

Para una rehabilitación duradera y estética se emplean materiales de alto rendimiento, casi libres de monómeros. Abro® Basic Multistratum® garantiza una estética dental armoniosa gracias a su gradiente de color natural de la dentina al esmalte. Para las bases protésicas están disponibles Denture Gingiva Basic Mono y la resina casi indestructible Denture

Gingiva Pro Mono. Los bloques con un diámetro de 125 mm, permiten la realización de hasta dos bases en un solo proceso de fresado, aumentando así el rendimiento y eficiencia en el laboratorio.

En el último paso de trabajo, los dientes protésicos se unen a la base con Polibond®, según el principio de soldadura en frío. Durante el secado, Polibond® fusiona los polímeros del diente y la base sin dejar residuos, creando una unidad homogénea y permanentemente estable.

Zirkonzahn Worldwide
Via An der Ahr 7
39030 Gais/Sudtirolo (Italia)
+39 0474 066 680
www.zirkonzahn.com

VITA LUMEX UNIQUE POWER FLUO-GLAZE PASTE establece un nuevo estándar para la fluorescencia natural



Fig. 1: VITA LUMEX UNIQUE POWER FLUO-GLAZE PASTE reacciona de manera fiable a la luz de 365 y 395 nm.

Las restauraciones cerámicas deberían presentar un aspecto natural en las más diversas longitudes de onda de la luz. Para ello resulta imprescindible una fluorescencia natural. Con la generalización de potentes fuentes de luz negra LED aumenta el riesgo de lagunas de fluorescencia visibles. Las restauraciones pueden parecer más oscuras y presentar un aspecto muy diferente al del diente natural. VITA Zahnfabrik reacciona ahora de forma coherente a esta transformación tecnológica.

Fuentes de luz con diferente longitud de onda

Las modernas lámparas UV LED de 395 nm están reemplazando progresivamente a las fuentes de luz negra de 365 nm, que eran las habituales hasta ahora. Este cambio plantea un reto estético a los protésicos dentales, ya que muchos materiales cerámicos solo reaccionan a 365 nm y no presentan ninguna fluorescencia a 395 nm. Esto se traduce en diferencias visibles entre la restauración y el diente natural. Con el nuevo VITA LUMEX UNIQUE POWER FLUO-GLAZE PASTE, VITA Zahnfabrik presenta una solución que garantiza una fluorescencia estable

y de aspecto natural. Al mismo tiempo, el glaseado asegura que los resultados estéticos se mantengan constantes en el laboratorio y en la clínica, con independencia de la fuente de luz utilizada.

Un glaseado que cubre todas las lagunas de fluorescencia

VITA LUMEX UNIQUE POWER FLUO-GLAZE PASTE se ha desarrollado especialmente para reaccionar de manera fiable a la luz con una longitud de onda tanto de 365 nm como de 395 nm. De este modo, el glaseado proporciona una seguridad estética desarrollada en condiciones de ensayo y laboratorio modernas. El glaseado genera una fluorescencia uniforme que imita la del diente natural, se mantiene estable incluso en condiciones de UV cambiantes y contribuye así decisivamente a un efecto global armonioso.

VITA participa activamente en la transformación tecnológica

Con el lanzamiento de este innovador glaseado, VITA amplía su gama con una solución que satisface las exigencias estéticas de las restauraciones cerámicas modernas. Para protésicos dentales que esperen la máxima naturalidad de las restauraciones monolíticas, el microrecubrimiento o las restauraciones mínimamente invasivas, VITA LUMEX UNIQUE POWER FLUO-GLAZE PASTE constituye una base sólida para obtener resultados de restauración satisfactorios, ahora y en el futuro.

Información adicional

Encontrará más información en

<https://hs.vita-zahnfabrik.com/es/vita-lumex-unique>

Convenios de Colaboración



¿Sabes que ser colegiado de COLPRODECAM tiene muchas ventajas? A continuación reseñamos los convenios de colaboración que el Ilustre Colegio Profesional de Protésicos Dentales de Madrid tiene suscritos con diversas empresas y que suponen interesantes descuentos para los colegiados. En nuestra web se puede ampliar la información sobre dichos convenios y consultar los últimos firmados por nuestra entidad:

www.colprodecam.org/servicios-y-convenios

B Sabadell

Banco Sabadell

Ofrece productos bancarios con unas condiciones especiales a los colegiados.

Tel. 902 323 555
www.bancsabadell.com



El Corte Inglés-Venta de Entradas

Ofrece descuentos de hasta el 50% a los colegiados en la adquisición de entradas para espectáculos a través de la web:

www.elcorteingles.es/entradas/colprodecam



Escuela Técnica de Enseñanzas Especializadas (ETEE)

Ofrece a todos los familiares de los colegiados un 10% de descuento sobre el importe total del ciclo formativo de Prótesis Dental

Tel. 91 534 70 84
www.etees.es



Faunia-Campamentos de Verano

Faunia, Parque Temático de la Naturaleza, ofrece condiciones especiales para los colegiados en los campamentos de verano que organiza en sus instalaciones.

Tel. 91 154 78 82
www.faunia.es
campamentos@faunia.es



Forlopd (Consultoría de Protección de Datos)

Ofrece condiciones especiales a colegiados y familiares en la adaptación de su empresa a la actual legislación de protección de datos.

Tel. 667 579 383 (Javier Bernal)
www.forlopd.es



Global Team Solutions

Ofrece condiciones especiales a los colegiados en sus servicios de mensajería y transportes.

Tel. 669 904 968
(Miguel Ángel Herrero).
www.globalteamsolutions.eu



Imagina Travel

Paquetes turísticos con ofertas especiales para colegiados de COLPRODECAM que se actualizan cada mes. Aquellos interesados deberán identificarse como parte del colectivo de COLEGIADOS DE COLPRODECAM (protésicos dentales colegiados de Madrid) para beneficiarse de estas ofertas.

Departamento de Colectivos
Tel. 603 44 41 02



Inprex

Ofrece servicios en materia de prevención de riesgos laborales en unas condiciones económicas beneficiosas para aquellos colegiados interesados.

Eva Méndez del Valle, directora técnica comercial de Inprex
(Tels. 616 055 092 y 91 134 14 40)



Laboral Kutxa

Ofrece productos bancarios con unas condiciones especiales a los colegiados.

Tel. 900 929 029
www.laboralkutxa.com



Más de Flores, S. L.

Ofrece un 20% de descuento a los colegiados en cualquier de sus productos o servicios de jardinería y floristería entre los que se encuentran ramos, coronas, montajes para eventos, bodas y presentaciones, mantenimiento de jardines, etc.

Tel. 91 550 10 20.
www.masdeflores.com



Opesa

Ofrece a todos los colegiados condiciones especiales para la formación en cursos de Prótesis Dental así como en la formación en ciclos formativos de grado medio y superior.

Tel. 91 402 70 62
www.opesafp.com



Tintaymedia

Diseño gráfico, maquetación, impresión, de todo tipo de piezas publicitarias. Programación desarrollo y mantenimiento de páginas web. PRECIOS ESPECIALES.

Tel. 654 40 96 41 (Miguel Ángel)
malopez@tintaymedia.com
www.tintaymedia.com



Viajes Transocean

Ofrece un 6% de descuento sobre paquetes vacacionales (cruceros, circuitos y hoteles) a todos los colegiados y familiares previa presentación del carnet de colegiado.

Tel. 91 319 19 43
www.transocean.es

www colprodecam.org



En la web www.colprodecam.org tienes toda la información y actividades del Colegio.

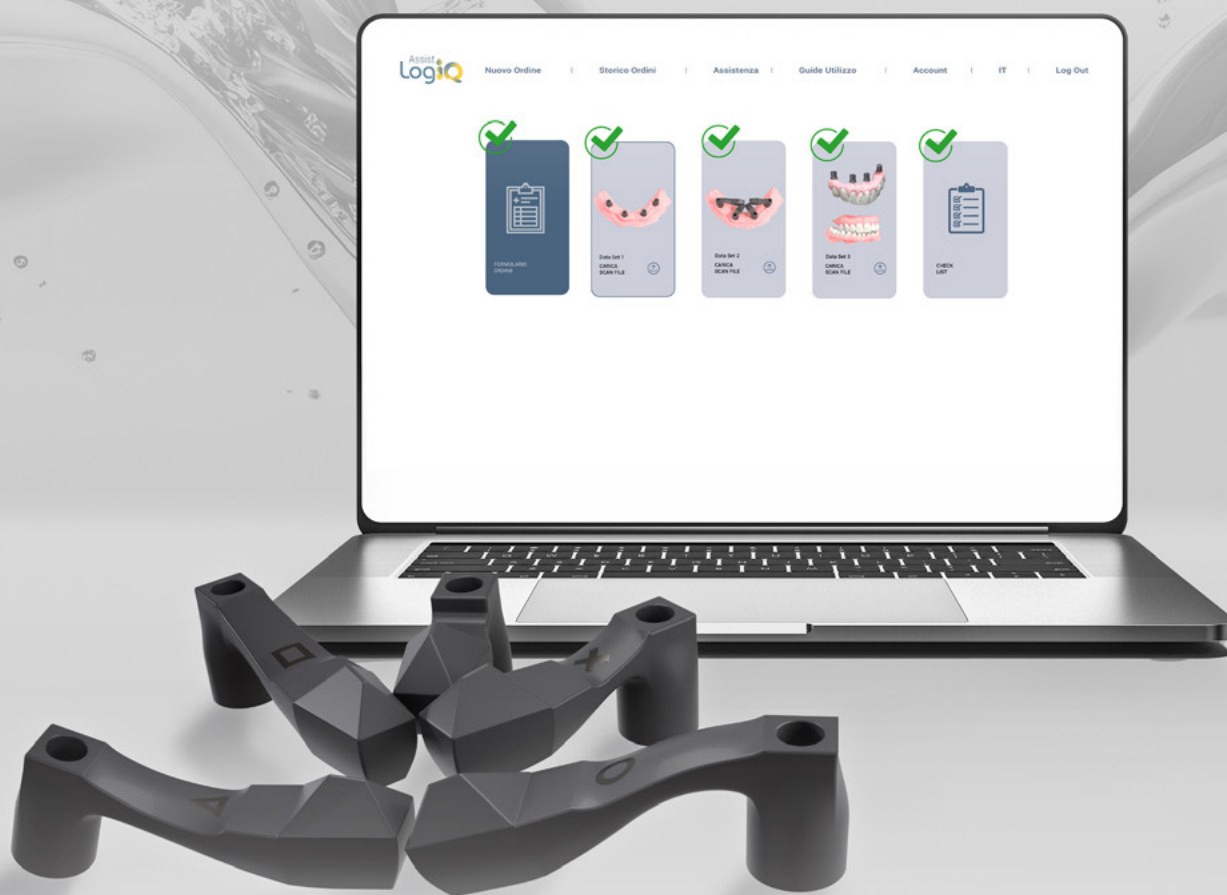
Puedes interactuar y solucionar las gestiones que necesites, teniendo por supuesto también disponibles los teléfonos y la secretaría del Colegio.





SOLUCIONES INNOVADORAS

para la odontología digital



scan
LogiQ

Full arch, ahora más simple

C. Rosa dels Vents 9-15 08338 Premià de Dalt (Barcelona) España
Tel.: +34 93 278 84 91 | info@ipd2004.com
www.ipd2004.com



[ipddentalgroup.iberia](https://www.instagram.com/ipddentalgroup.iberia)



[ipddentalgroupiberia](https://www.linkedin.com/company/ipddentalgroupiberia)



[ipddentalgroupiberia](https://www.facebook.com/ipddentalgroupiberia)



[@IPDDentalGroup](https://www.youtube.com/@IPDDentalGroup)



La cuota colegial sale **rentable**



Realización de la declaración de la Renta

Su valor es de 95 euros (para el colegiado está incluido en su cuota)



Tramitación de la Licencia Sanitaria

Su valor es de 600 euros (para el colegiado está incluido en su cuota)



Seguro de Responsabilidad Civil

Su valor es de 370 euros (para el colegiado está incluido en su cuota)



Seguro de Vida Colectivo

Indemnización de 1000 euros