

NOTICIAS

EXPODENTAL 2026
novedades, fechas
y horarios

ARTS. TÉCNICOS

Influencia del material del
poste y del grosor de la férula
en la resistencia a la fractura
de premolares.

Carillas feldespáticas con
graduación de color para
odontología estética y
restauradora.



HASTA
80 BLOQUES
ACTUALIZABLE
Ø 95, 98, 106, 125 mm



FRESADORA
M6 TELESKOPER MONO



ALMACÉN DE
16 BLOQUES (ACTUALIZABLE)



FRESADORA
M6 TELESKOPER BLANK CHANGER



ALMACÉN DE
60, 70 O 80 BLOQUES




FRESADORA
M6 TELESKOPER BLANK CHANGER

M6 TELESKOPER BLANK CHANGER

¡NUEVO! FRESADORA CON FUNCIÓN DE CAMBIO DE BLOQUES TOTALMENTE AUTOMÁTICO
PARA HASTA 80 BLOQUES



OPCIONES DE CONFIGURACIÓN



ziacor.com

Centro de fresado CAD-CAM

Soluciones protésicas 100% digitales





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

Director de Publicidad:

Jaime Maderuelo

**Diseño, maquetación
e impresión:**

www.tintaymedia.com

Diseño de portada:

Jaime Maderuelo

Imagen promocional:

pexels.com

JUNTA DE GOBIERNO

Presidente

Julio Cantador Martín

Vicepresidente

Luis Miguel Escobar Martínez

Secretario

Juan Carlos Sánchez Román

Tesorero

Ana Martín Guillén

Interventor de Cuentas

Francisco de Borja Portabeles

Vocales

Sergio Garrido Escobar

José Manuel Amate Santiago

Ruth Berlos Izquierdo

Secretaría

Ana Casaseca e Irene Núñez

Lunes a Viernes de 10 a 15 horas

Teléfono: 91 758 02 38

Teléfono y fax: 91 758 02 39

Correo: info@colprodecam.org

Web: www.colprodecam.org

Marketing y Comunicación

Responsable: Jaime Maderuelo

Lunes a Viernes de 10:30 a 14:30 horas

Correo: comunicacion@colprodecam.org

Teléfono: 91 559 48 63 / 615 88 33 10

Asesoría Jurídica

Responsable: José Manuel Sánchez

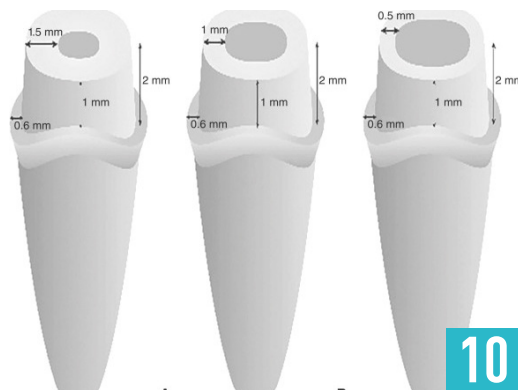
Teléfono: 670 22 69 75

Correo: 3001@icaba.com

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

Sumario

- 6 ■ Editorial
- 8 ■ Noticias COLPRODECAM
- 10 ■ Artículo Técnico
- 50 ■ Notas de Prensa
- 52 ■ Convenios



PUBLICIDAD

Zirkonzahn	Interior Portada
Ziacor	3
CNC Dental	19
EOMA	25
Ibodontit	29
Bolsa de Empleo	37
EOMA	45
SEPES	51

Revista online	54
IPD	Interior Contraportada
Autopr. Cuota Colegial	Contraportada

EL COLEGIO HA CAMBIADO...

La mayoría de los colegiados se estarán preguntando qué está pasando en el Colegio Profesional de Protésicos Dentales de la Comunidad de Madrid, así que merecen una explicación que les permita conocer el trasfondo real del problema, y así poder comprender el tono de descrédito empleado hasta ahora contra la Junta de Gobierno provisional nombrada por el Consejo General de Colegios de Protésicos Dentales de España y contra el propio Consejo General.

Según consta en el acta del Comité Ejecutivo del Consejo General de 16 de enero de 2009, se acordó rescindir el contrato de la esposa de don Esteban Mayoral Ordoñez, y este no se lo tomó muy bien.

Según Sentencia nº 180/2019, 2 de julio de 2019 del Juzgado de 1ª Instancia nº 2 de Torrejón de Ardoz, se condenó a don Juan Sebastián Murall Herreros (ex abogado del Colegio) al pago al Consejo General de 3.100 euros, con condena en costas, por haber recibido un dinero en el año 2004 para presentar unas demandas que nunca presentó, contra el Colegio de Dentistas y contra su vicepresidente por vender productos sanitarios directamente a los pacientes.

Estos hechos despertaron el odio y rencor personal que ha presidido los continuos ataques de determinados dirigentes hacia el Consejo General, llegando a buscar socios políticos en personajes que abiertamente se han postulado a favor de la dependencia económica de los dentistas, aunque ello sea ilegal y el gran cáncer de la profesión.

Lo que sea y como sea con tal de derrocar al Consejo General, eso sí, pagando la "fiesta" con el dinero de los colegiados madrileños en lugar de emplear vuestras cuotas para daros servicios.

Pues bien, debéis saber que el Colegio Profesional de Protésicos Dentales de la Comunidad de Madrid celebró elecciones **"ilegales"** a la Junta de Gobierno el día 26 de mayo de 2018.

Para evitar las represalias de los dentistas pusieron de presidente del Colegio a un jubilado, lo que la Ley no permite.

Por ello, por Sentencia nº 72/2020, de fecha 3 de marzo de 2020 dictada por el Juzgado de lo Contencioso-Administrativo nº 11 de Madrid en los autos de Procedimiento Ordinario 234/2018, confirmada por Sentencia nº 151/2021, de fecha 26 de mayo de 2021, dictada por la Sección 4ª del TSJ de Madrid en los autos de Recurso de Apelación 208/2021, se anularon referidas elecciones ya que eran contrarias a Derecho.

No habiéndose convocado elecciones cuatro años después, y habiendo expirado el mandato de los cargos de la Junta de Gobierno del Colegio Profesional de Protésicos Dentales de la Comunidad de Madrid en fecha 26 de mayo de 2022, quedando vacante la totalidad de la Junta de Gobierno ilegal, el Consejo General de Colegios de Protésicos Dentales de España, de acuerdo con lo previsto en el artículo 9.1.n) de la Ley 2/1974, de Colegios Profesionales, procedió tras dicha fecha, y previos los trámites oportunos, a nombrar una Junta Provisional.

Cuando la extinta Junta de Gobierno pretendió, mediante solicitud de medida cautelar, la suspensión de dicho nombramiento de la Junta de Gobierno Provisional vigente, la Sala de lo Contencioso Administrativo del TSJ de Madrid, mediante Auto nº 380/2022 de fecha 17 de noviembre de 2022 dictado en la Pieza de Medidas Cautelares 996/2022- 0002, denegó dicha medida cautelar solicitada.

Posteriormente al nombramiento de la Junta de Gobierno provisional, la **“extinta”** Junta de Gobierno del Colegio Profesional de Protésicos Dentales de la Comunidad de Madrid celebró elecciones el 15 de noviembre de 2022, pese a haber vencido el mandato de 4 años para el que fue ilegalmente elegida su Junta de Gobierno en fecha 26 de mayo de 2022.

Pues bien, por Sentencia N° 145/2024, de 11 de abril de 2024 dictada por el Juzgado de lo Contencioso-Administrativo n° 11 de Madrid en los autos de Procedimiento Ordinario 914/2022, **ya firme, se anuló la convocatoria de elecciones del 15 de noviembre de 2022** en la que basan el Sr. Mayoral y compañía su legitimidad.

De ello cabe colegir, que quienes que se atribuyen, indebidamente, la representación del Colegio Profesional de Protésicos Dentales de la Comunidad de Madrid, aparte de expirados sus cargos y de haber sido declarada nula su elección por los Tribunales, tienen suspendidos todos sus actos. **NO SON LA JUNTA DE GOBIERNO DEMOCRÁTICAMENTE ELEGIDA, TAL Y COMO ELLOS MISMOS SE AUTODENOMINAN.**

Los que hasta fechas recientes se han arrogado la representación del Colegio de Protésicos Dentales la Comunidad de Madrid, carecen de legitimidad para ello, puesto que el único órgano de gobierno vigente es la Junta de Gobierno Provisional, recayendo la representación del mismo en la persona de su Presidente D° Julio Cantador Martin.

Todo ello significa que don Esteban Mayoral Ordoñez no ostenta la presidencia del Colegio y el resto de su Junta de Gobierno tampoco ostentan ningún cargo en la misma. También se ha prescindido de los servicios profesionales del letrado D° Juan Sebastián Murall Herreros y la Asesoría de D° Alberto Sánchez Moreno (Gealsi).

El nombramiento de la Junta provisional por parte del Consejo General en principio no debería haber provocado ninguna oposición, pero cuando tras numerosos trámites judiciales la Junta de Gobierno provisional ha podido entrar en la sede y tomar el control del Colegio, **acompañados por la Comisión Judicial y varias dotaciones policiales**, hemos podido ver las actas y contabilidad del Colegio, y todo ha cobrado un sentido. Aunque ya lo imaginábamos, la realidad ha superado las nuestras sospechas.

Las actas demuestran que los miembros de la autodenominada Junta de Gobierno elegida democráticamente eran plenamente conscientes de que no ostentaban los cargos colegiales porque conocían las numerosas sentencias judiciales firmes dictadas, y pese a ello seguían actuando como si nada, disponiendo indebidamente de los fondos del Colegio y dándole destino presuntamente ilícito en muchas ocasiones, y siempre con una obsesión, procurar hacer el mayor daño posible al Consejo General.

Os informamos que se está empezando a reclamar el dinero, y se seguirá reclamando hasta que retorne a las arcas del Colegio, aparte de exigir que se depuren las responsabilidades personales correspondientes.

Hace unos días encontramos un cartel anónimo en la puerta de la sede en el que decía se decía que no íbamos a meter nuestras “sucias manos” en el Colegio, pero ya es demasiado tarde pues no vamos a parar hasta que se depuren todas las responsabilidades en que se han incurrido.

La Junta Provisional de Gobierno

Presentación Expodental 2026: novedades, fechas y horarios



Luis M. Garralda, Arancha Priede y Ana Rodríguez

El pasado 18 de junio, IFEMA MADRID y Fenin dieron un pequeño adelanto de las novedades y contenidos que vendrán en marzo de 2026 durante la próxima edición de Expodental.

Alrededor de 80 empresas del sector se citaron durante la presentación en el Recinto Ferial de IFEMA. La XVIII edición de una de las ferias más importantes del sector dental, se celebrará del 11 al 13 de marzo de 2026. Se han realizado ligeros cambios de fechas para que el evento se celebre durante días laborables, reforzando así su compromiso con la conciliación personal.

Los portavoces de la presentación, Arancha Priede (directora general de Negocio Ferial y Congresos de IFEMA), Luis M. Garralda (presidente del Sector Dental de Fenin) y Ana Rodríguez (directora de Expodental) han ofrecido un desglose de los contenidos y de la estrategia para impulsar y mantener el objetivo de ser uno de los principales puntos de encuentro para todos los profesionales y empresas del sector dental.

En esta edición, se pretende superar los números de participación de la feria anterior, que contó con más de 370 expositores, 24.500 metros cuadrados de superficie y alrededor de 30.000 visitantes.

Bajo el lema de este año, “El camino a la innovación odontológica”, la nueva edición de Expodental pretende ofrecer nuevas propuestas y oportunidades a la industria dental, para contribuir a dinamizar y expandir su interacción comercial. La feria, como en años anteriores, sigue abogando por la formación y la oferta académica. En 2026, la organización mantendrá un espacio separado para el Sector de Formación y Gestión, en el que se incluirá toda la información sobre el plantel de ofertas académicas, gracias a la participación de universidades, centros de formación, colegios profesionales, sociedades científicas, asociaciones y empresas. Esta sección académica, contará además con un “Speaker’s Corner”, un lugar reservado para actividades formativas y en donde las empresas que lo deseen podrán impartir sus presentaciones, charlas y conferencias.

Durante el primer día de Expodental 2026 (11 de marzo), se celebrará el Día del Estudiante, una jornada de puertas abiertas donde los futuros protésicos dentales, higienistas y odontólogos podrán conocer de primera mano la profesión.

Aparte de la parte expositiva y comercial, la feria albergará numerosas presentaciones, con un amplio programa que realizarán las empresas expositoras, para que los profesionales estén al día de las novedades tecnológicas, tratamientos y soluciones que se han ido desarrollando en los 2 últimos años.

Por otra parte, esta edición volverá a incorporar la plataforma digital que complementa la participación presencial, y fomenta las conexiones entre profesionales, expositores y visitantes. Esta digitalización, además de aportar valor añadido gracias a contenidos y actividades exclusivas, incrementa las posibilidades de networking entre profesionales, clientes y empresas.

Para todos los interesados, ya se han notificado las fechas para las reuniones de adjudicación de espacios y los plazos de recepción de solicitudes de participación. Los próximos 23, 24 y 25 de septiembre han sido los días escogidos para la adjudicación en las instalaciones de IFEMA, mientras que el 15 de septiembre será la fecha límite para enviar las solicitudes y poder participar en la feria.



PROTÉSICO DENTAL,

**TU DECLARACIÓN DE CONFORMIDAD
y NÚMERO DE LICENCIA SANITARIA
te diferencia de los laboratorios ilegales**

Tu profesionalidad es garantía de calidad para la sociedad

Por una sonrisa certificada y colegiada



91 758 02 38



www.colprodecam.org



info@colprodecam.org



COLPRODECAM

Ilustre Colegio Profesional de Protésicos Dentales
de la Comunidad de Madrid

Influencia del material del poste y del grosor de la férula en la resistencia a la fractura de premolares tratados endodónticamente: un estudio de laboratorio

Artículo traducido del inglés

Abstracto

Planteamiento del problema

La influencia del grosor de la férula y de los materiales de los postes en la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente aún no está clara.

Objetivo

El propósito de este estudio de laboratorio fue evaluar la influencia del material del poste y el grosor de la férula en la resistencia a la fractura de los premolares mandibulares tratados endodónticamente.

Material y métodos

Se utilizaron sesenta y cuatro primeros premolares mandibulares extraídos y tratados endodónticamente y se dividieron en 4 grupos de prueba ($n = 16$) dependiendo del grosor de la férula: F-0: sin férula, F-0.5: con un grosor de férula de 0.5 mm, F-1: con un grosor de férula de 1 mm y F-1.5: con un grosor de férula de 1.5 mm. En los grupos con férula, la altura varió de 2 mm vestibular/lingualmente a 1 mm proximalmente. Los dientes en los subgrupos ($n = 8$) se restauraron con postes prefabricados de fibra de vidrio (FF) o de titanio (FT) (tamaño ISO 70 y longitud de 7.5 mm) y luego se restauraron adhesivamente con materiales de base de resina compuesta.

Después de los procedimientos de base, cada espécimen se restauró con una corona de cromo-cobalto que se cementó con cemento de ionómero de vidrio. Todas las muestras se sometieron a una carga dinámica en un simulador masticatorio durante 1 200 000 ciclos de carga con una carga nominal de 5 kg a 1,2 Hz y termociclado simultáneo (de 5 a 55 °C). A continuación, las muestras se cargaron cuasiestáticamente a 30 grados en una máquina de ensayo universal hasta la fractura. Las cargas de fractura se analizaron mediante ANOVA de 2 vías seguida de la prueba de diferencia honestamente significativa de Tukey ($\alpha = .05$).

Resultados

Las cargas de fractura variaron de 610 ± 45 N (sin férula - poste de fibra de vidrio) a 1216 ± 169 N (espesor de férula de 1,5 mm - poste de fibra de vidrio). Se observó un aumento estadísticamente significativo en la resistencia a la fractura con el aumento del espesor de la férula ($P < .001$). Sin embargo, los materiales del poste no mostraron una influencia estadísticamente significativa ($P = .977$).

Conclusiones

En las condiciones de este estudio de laboratorio, el aumento del espesor de la férula tuvo un efecto significativo en la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente después de la fatiga termomecánica, independientemente de los materiales del poste.

Implicaciones clínicas

Los dientes tratados endodónticamente con un espesor de férula de 1,5 mm pueden proporcionar una mejor resistencia a la fractura independientemente del tipo de poste utilizado para la restauración definitiva.

Los dientes tratados endodónticamente (ETT) presentan un mayor riesgo de falla biomecánica que los dientes vitales,¹⁻³ y la longevidad de un diente restaurado depende de la cantidad de estructura dental restante y de la eficiencia del procedimiento restaurador utilizado para reemplazar la integridad estructural perdida.^{3,4} Los postes solo deben colocarse para retener un núcleo dentro de la estructura dental restante y no para fortalecer el diente.⁵⁻⁷ Los postes prefabricados generalmente están hechos de materiales como acero inoxidable, titanio, cerámica de zirconio y materiales de resina reforzada con fibra, de los cuales los postes de fibra se han vuelto populares debido a sus propiedades físicas favorables.⁸⁻¹⁰ Los postes de fibra de vidrio tienen un módulo de flexión similar al de la dentina humana,¹¹ lo que lleva a una distribución uniforme de la tensión en la interfaz poste-cemento-dentina. Se comportan como un complejo mecánicamente homogéneo con la dentina y representan un nuevo concepto restaurador para asegurar una alta resistencia a la carga oclusal.^{7,12} Sin embargo, Barbizam y White¹³ informaron que los materiales de postes de fibra compuesta son susceptibles a la fatiga.

Las investigaciones realizadas con el método de elementos finitos han demostrado que el uso de postes con un módulo de elasticidad superior al de la dentina produce alteraciones biomecánicas,¹⁴ mientras que el

perfil de estrés dentro del conducto radicular no se ve afectado cuando se utilizan materiales con un módulo de elasticidad similar al de la dentina. Sin embargo, el material debe ser lo suficientemente fuerte como para tolerar cargas mecánicas severas. Se ha informado que el módulo de elasticidad de la dentina humana varía de 10 a 30 GPa,¹⁵ pero el esmalte tiene un módulo de elasticidad mucho más alto, de hasta 87,5 GPa.¹⁶ Aunque el impacto de un módulo de elasticidad bajo es controvertido, algunos han argumentado que son necesarios postes rígidos,^{4,8,9} mientras que otros han apoyado que los postes tengan propiedades mecánicas similares a las de la dentina.^{1,17}

Si bien los postes de fibra con un módulo de elasticidad que se aproxima al de la dentina podrían reducir la tensión en la interfaz poste-dentina, también podrían aumentar las tensiones en el margen de la restauración, ya que los postes relativamente elásticos se colocan en el eje neutro del ETT estresado¹⁸; falta evidencia para una recomendación final sobre el material del poste.¹⁹ Sin embargo, estudios clínicos publicados recientemente²⁰⁻²² que informan tasas de falla más altas con postes de fibra de vidrio que con postes de cerámica de zirconio han hecho que se cuestione la validez de este concepto. Además, 2 revisiones sistemáticas de ensayos clínicos aleatorizados no informaron diferencias significativas entre los postes de fibra y los postes de metal con respecto a la resistencia a la fractura, y las tasas de falla de ambos fueron similares para la restauración del ETT.^{23,24}

La elección de una restauración apropiada para ETT está guiada por la resistencia y la estética.²⁵ La restauración de dientes con restauraciones unidas adhesivamente ofrece una estabilidad mecánica

mejorada en comparación con las restauraciones cementadas convencionalmente.²⁶ Una consideración importante al restaurar ETT es el efecto de férula.²⁶⁻²⁹ Varios estudios han indicado la importancia de un diseño de férula circunferencial con una altura de al menos 2 mm.²⁹⁻³² Samran et al²⁹ informaron que las ventajas del efecto de férula se asociaron con una altura mínima de 1,5 a 2 mm. Fontana et al,³³ Xie et al,³⁴ y Nascimento et al³⁵ investigaron el efecto del grosor de la férula en la resistencia a la fractura de ETT, pero utilizaron dientes anteriores bovinos en lugar de dientes posteriores humanos, o no incluyeron diferentes materiales de postes en sus estudios. Además, Samran et al^{4,8,29,36} evaluaron la influencia de la ubicación de la férula, la altura de la férula y los diferentes materiales de los postes en la resistencia a la fractura de los ETT, pero no se evaluó el efecto del grosor de la férula. Por lo tanto, el objetivo del presente estudio fue evaluar la resistencia a la fractura y el modo primario de falla en ETT con diferentes grosores de férula y diferentes materiales de postes. La hipótesis nula fue que el grosor de la férula y el material del poste no afectarían la resistencia a la fractura de los ETT premolares humanos coronados.

Material y métodos

Los materiales utilizados en el presente estudio se enumeran en la Tabla 1. Después de obtener el consentimiento informado de acuerdo con las regulaciones del comité de ética local, 64 primeros premolares mandibulares humanos, recién extraídos por razones de ortodoncia o periodontología, se almacenaron en solución de timol al 0,1% (Caelo) a 5 °C durante 2 semanas y luego se almacenaron en agua destilada a 5 °C. Los dientes se limpiaron con un

raspador manual y se utilizaron en este estudio aquellos con tamaños de corona y raíz similares y libres de caries o grietas. El tamaño de la muestra se determinó con un programa de software (G*Power V 3.1.9.7; Universidad Heinrich Heine de Düsseldorf). El poder del estudio se definió como 80% a un nivel de significancia $\alpha = .05$, que identificó la necesidad de 8 dientes por grupo.

Para el tratamiento endodóntico, se accedió a las

cámaras pulpares utilizando un instrumento rotatorio de diamante redondo (Komet Dental), y los conductos radiculares se instrumentaron con una Organización Internacional de Normalización (ISO) tamaño 50 (limas K; Dentsply Sirona). Después de enjuagar con una solución de hipoclorito de sodio al 3% y secar con puntas de papel (Roeko; Coltène), los conductos radiculares se sellaron con una capa fina de sellador (AH Plus; Dentsply Sirona) y se obturaron con puntas

Material	Fabricante	Composición	Lote Nro.
Postes de dentina ER	Komet Dental	Fibras de vidrio incrustadas en resina epoxi	00308655
Publicaciones de ER	Komet Dental	Titanio puro	00262175
Imprimación cerámica Clearfil Plus	Kuraray Noritake	Etanol >80%, metacrilato de 3-trimetoxisililpropilo <5% y fosfato de dihidrógeno de 10-metacrililoiloxidecil	BR0069
Panavia V5	Kuraray Noritake	Bis-GMA, TEGDMA, relleno de vidrio de bario silanizado, relleno de vidrio de fluoroaluminosilicato silanizado, sílice coloidal, relleno de óxido de aluminio con tratamiento superficial, dimetacrilato aromático hidrófobo, dimetacrilato alifático hidrófilo, CQ, iniciadores, aceleradores, pigmentos	1B0022
Clearfil Core Nueva unión	Kuraray Noritake	1- Pasta catalizadora: diglicidilmetacrilato de bisfenol A (Bis-GMA), dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA), carga de vidrio silanizado, sílice coloidal, catalizadores. 2- Pasta universal: diglicidilmetacrilato de bisfenol A (Bis-GMA), dimetacrilato de trietilenglicol (TEGDMA), carga de sílice silanizada, sílice coloidal, aceleradores.	140156
Aplicación de Ketac Cem	3M	Polvo: polvo de vidrio y pigmentos. Líquido: ácido policarboxílico, ácido tartárico, agentes de conservación del agua.	8903945

de gutapercha condensadas lateralmente (Roeko; Coltène). Las cavidades de acceso se sellaron con material de relleno provisional (Cavit; 3M), y todas las muestras se colocaron en agua destilada. Para crear un ligamento periodontal artificial, las raíces se incrustaron en un material de caucho diluido con su líquido más fino (Plasti Dip; Plasti Dip International) para producir una capa fina y homogénea de caucho; esto se dejó durante 6 horas para que polimerizara completamente. Las muestras se embebieron en tubos de latón de $\varnothing 15 \times 25$ mm utilizando una resina autopolimerizable (Technovit 4000; Kulzer GmbH) hasta 2 mm apical a la unión cemento-esmalte (UEC), con los ejes longitudinales orientados perpendicularmente al plano horizontal.

Los especímenes fueron asignados a 4 grupos ($n=16$) según el tipo de poste: F-0: especímenes sin férula; F-0.5: especímenes con espesor de férula de 0.5 mm; F-1: especímenes con espesor de férula de 1 mm; y F-1.5: especímenes con espesor de férula de 1.5 mm (Fig. 1). La porción coronal de cada diente fue seccionada a una distancia de 2 mm (en presencia de una férula de 2 mm de alto con espesor variable) de la UCE o al nivel de la UCE (en ausencia de una férula de 2 mm de alto), resultando en una altura estándar. Luego, los especímenes recibieron líneas de terminación de hombro redondeadas de 0.6 mm colocadas 1 mm más coronalmente en las superficies mesial y distal que en las superficies vestibular y lingual, y que eran cervicales a la UCE (con una conicidad de 3 grados para lograr un ángulo de convergencia de 6 grados).

Los dientes se prepararon con instrumentos de corte rotatorios de diamante (845KR.314.018; Komet Dental) en una pieza de mano de alta velocidad bajo

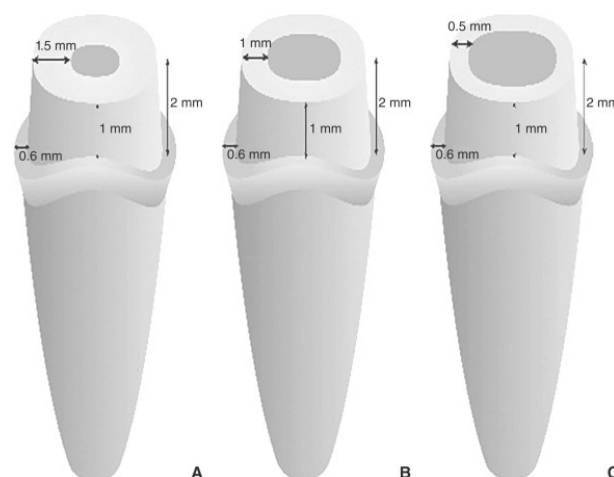


Figura 1. Espesor de la férula en diferentes grupos. A, con un espesor de férula de 0.5 mm. B, con un espesor de férula de 1 mm. C, con un espesor de férula de 1.5 mm.

abundante enfriamiento aire-agua. Los dientes en los subgrupos se restauraron con postes de titanio (ER Post; Komet Dental) o postes de fibra de vidrio (ER DentinPost; Komet Dental) ($n = 8$). Para todos los dientes, el espacio del poste se preparó con una fresa cónica (juego de postes ER; Komet Dental) de tamaño ISO 70 para lograr una longitud de poste intrarradicular de 7,5 mm. Para aumentar la retención del poste, todos los postes se desgastaron con partículas en el aire durante 5 segundos a una distancia de 30 mm y con partículas de alúmina de $50 \mu\text{m}$ a 0,1 MPa.^{37,38} Para lograr una superficie desgastada uniformemente, los postes de fibra de vidrio se desgastaron durante 8 segundos y los postes de titanio se desgastaron durante 15 segundos y luego se limpiaron ultrasónicamente en isopropanol al 99% durante 3 minutos.³⁸ Después de la irrigación con una solución de hipoclorito de sodio al 3% y ácido etilendiaminotetraacético (EDTA), el conducto y la cavidad se limpiaron durante 20 segundos con agua pulverizada y luego se secaron con puntas de papel. Utilizando un microcepillo, las superficies de los postes desgastados por partículas en el aire recibieron una fina capa de agente adhesivo (Clearfil Ceramic Primer Plus; Kuraray Noritake). Las paredes dentinarias se

acondicionaron con un primer dentinario autograbante (Panavia V5 Tooth Primer; Kuraray Noritake) durante 20 segundos, y los postes se cementaron con un cemento de resina de polimerización dual (Panavia V5 Paste; Kuraray Noritake). El cemento se polimerizó con luz durante 10 segundos desde todas las direcciones (bucal, lingual, mesial, distal y oclusal).

Para la base, se aplicó una resina compuesta autopolimerizable (Clearfil Core New Bond; Kuraray

Noritake) sobre la estructura dental coronal y se dejó polimerizar durante 5 minutos antes de prepararla a las dimensiones requeridas. Se realizaron escaneos digitales de los especímenes preparados con un escáner oral (TRIOS 3; 3Shape A/S). Para obtener dimensiones de corona idénticas para todos los especímenes, se diseñó un encerado virtual del premolar mandibular utilizando un programa de software (software DentalCAD 3.0 Galway; Exocad GmbH). Posteriormente, se replicó el diseño virtual 3D del premolar mandibular para obtener dimensiones estandarizadas para todas las coronas.

Los diseños exportados se fresaron en cera CAD (cera Ceramill; Amann Girrbach AG). Todos los patrones de cera se revistieron y se fundieron en una aleación de cromo-cobalto (Wironit; Bego). Las superficies de huecograbado de las coronas se desgastaron con partículas en suspensión en el aire con alúmina de 50 μ m a 0,25 MPa y luego se limpiaron por ultrasonidos en isopropanol al 96 %. Las preparaciones dentales se limpiaron con un cepillo rotatorio y piedra pómez (Sterilbimspaste; Ernst Hinrichs Dental GmbH). Luego, las coronas se cementaron utilizando cemento de ionómero de vidrio (Ketac Cem Alica; 3M). Durante los procedimientos de cementación, cada corona se mantuvo en su lugar durante 7 minutos bajo una carga de 49 N utilizando un dispositivo de posicionamiento hecho a medida (Fig. 2).

Después de almacenar las muestras durante 3 días en agua destilada a 37 °C, se sometieron a una simulación de masticación en un simulador de masticación de doble eje (Willytec; Feldkirchen-Westerham), con una carga nominal de 49 N durante

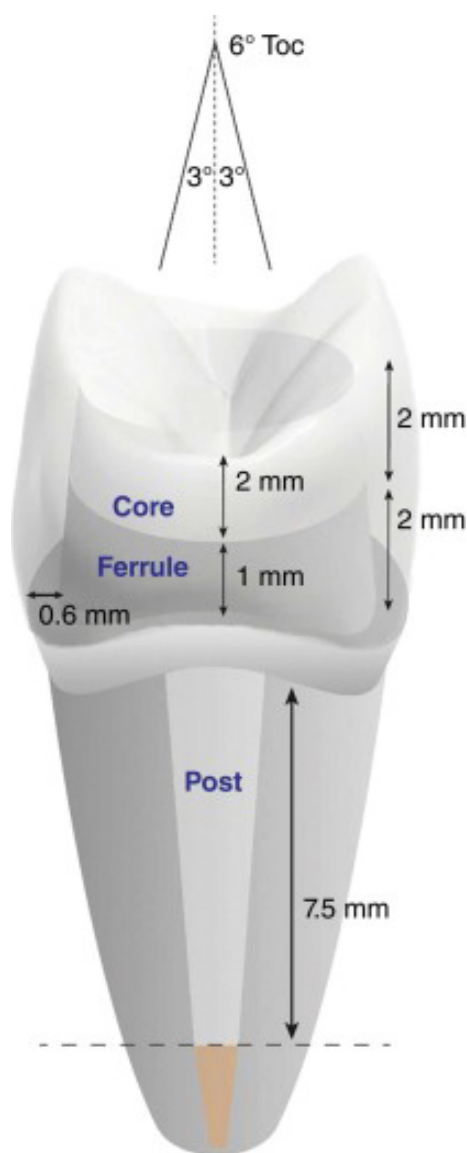


Figura 2 Diagrama de la longitud del poste, la altura del núcleo restaurador y el ángulo de preparación en los grupos de prueba.

1 200 000 ciclos y termociclado simultáneo (de 5 a 55 °C).³⁹ Todas las muestras que sobrevivieron a la carga dinámica se cargaron cuasiestáticamente en una máquina de prueba universal (Zwick Z010/TN2A; Zwick) con una velocidad de cabezal de 1 mm/minuto en un ángulo de 30 grados con respecto al eje longitudinal del diente hasta la fractura. Después de eso, las muestras fracturadas se examinaron con un estereomicroscopio con un aumento de $\times 25$ (Wild M420; Wild Heerbrugg).

Los datos de carga de fractura se analizaron para su distribución con la prueba de Shapiro-Wilk, y su homogeneidad se analizó con la prueba de Levene. Se encontró que tenían una distribución homogénea y normal ($P > .05$). Los datos de carga de fractura se analizaron utilizando pruebas ANOVA de 2 vías y HSD de Tukey ($\alpha = .05$). Además, se utilizó la prueba de chi-cuadrado para analizar la asociación entre el modo de falla y los diferentes espesores de férula o materiales de poste utilizados.

Resultados

Las cargas de fractura medias \pm desviación estándar variaron de 610 ± 45 N (sin espesor de férula - poste de fibra de vidrio) a 1216 ± 169 N (espesor de férula de 1,5 mm - poste de fibra de vidrio). Se observó un aumento estadísticamente significativo en la resistencia a la fractura con el aumento del espesor de la férula ($P \leq .05$). Sin embargo, los materiales del poste no mostraron una influencia estadísticamente significativa ($P = .977$) (Tabla 2). La prueba post hoc Tukey HD mostró una diferencia significativa ($P < .001$) entre los siguientes grupos: F-0 y F-0.5, F-0 y

F-1, F-0 y F-1.5, F-0.5 y F-1.5, y F-1 y F-1.5. Sin embargo, los grupos F-0.5 y F-1 fueron estadísticamente similares ($P = .999$) (Tabla 3). La investigación de las muestras fracturadas mostró 2 tipos de modos de fractura; Las muestras con fracturas del tercio cervical se clasificaron como favorables (por encima del borde de resina acrílica que simula el hueso), mientras que las muestras con fracturas del tercio medio y apical se clasificaron como desfavorables (por debajo del margen de resina de inclusión). La mayoría de los grupos mostraron un mayor porcentaje de modos de fractura desfavorables (80%) que favorables (20%) (Fig. 3). Una prueba de chi-cuadrado que comparó los modos de fractura en grupos con diferentes tipos de postes no mostró diferencias significativas entre ellos ($P = .351$). Sin embargo, se encontró una diferencia significativa al comparar los modos de fractura en grupos con diferentes espesores de férula ($P < .001$).

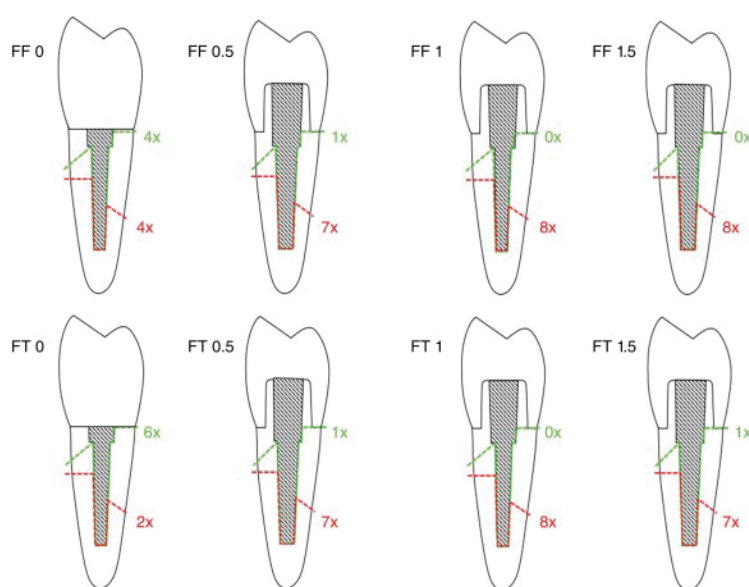


Figura 3 Modo y frecuencia de fractura en los grupos de prueba. FF, grupos de postes de fibra de vidrio; FT, grupos de postes de titanio.

Fuente	Suma de cuadrados	df	Cuadrado medio	F	PAG
Espesor de la férula	2151157.297	3	717052.432	31.473	.001
Correo	19.141	1	19.141	.001	.977
Virola×Poste	161010.172	3	53670.057	2.356	.082
Error	1275837.875	56	22782.819		
Total	57318757.000	64			
Total corregido	3588024.484	63			

Tabla 2

ANOVA de dos vías de los factores principales (material del poste y espesor de la férula) y su interacción

a. R cuadrado = .644 (R cuadrado ajustado = .600).

Grupo	Postes de fibra de vidrio	Postes de titanio
Sin férula	610 ± 45 ^A	715 ± 48 ^A
Virola de 0,5 mm	868 ± 153 ^B	962 ± 173 ^B
Virola de 1 mm	970 ± 132 ^B	846 ± 234 ^B
Virola de 1,5 mm	1216 ± 169 ^{do}	1145 ± 156 ^{do}

Tabla 3

Cargas de fractura media ± desviación estándar (N=8).

Medias estadísticamente diferentes (P ≤.05) dentro de la columna indicadas por diferentes letras mayúsculas en superíndice.

Discusión

La principal ventaja de los estudios de laboratorio sobre los ensayos clínicos es la posibilidad de lograr un alto grado de estandarización con parámetros bien definidos, como el estado biomecánico de las muestras. Con base en los materiales de postes de uso clínico común, se seleccionaron ⁴⁰ postes de titanio y postes

de fibra de vidrio. Dado que los dientes artificiales no simulan la dentina natural y el proceso de unión no es realista, se utilizaron dientes humanos naturales en este estudio de laboratorio. La importancia de una altura de férula de 1,5 a 2 mm se ha demostrado recientemente en estudios de laboratorio que utilizan la misma combinación de materiales que en el presente estudio.^{29,36} Por lo tanto, todas las muestras (excepto los grupos sin férula) se prepararon para tener una altura de férula de 2 mm. Además, se utilizó un diámetro de poste de tamaño ISO 70, ya que los postes más gruesos serían demasiado grandes para su uso en premolares mandibulares, lo que podría debilitar las raíces.⁴¹ En este estudio se utilizó material de reconstrucción de resina compuesta debido a su buena fuerza de unión, buena estética y adecuada resistencia a la compresión.

42

Se simuló un ligamento periodontal artificial estandarizado utilizando un material de goma para imitar la situación clínica. Además, se utilizó un entorno artificial para simular el entorno clínico lo más fielmente posible en cuanto a carga, frecuencia de ciclo, ángulo de carga y cambios de temperatura. Las muestras se inclinaron en un ángulo de 30 grados con respecto a la horizontal, que se informó que es el ángulo de carga más comparable en el área de los premolares.^{29,36} En este estudio se utilizaron un total de 1 200 000 ciclos de masticación simulados, simulando 5 años de servicio clínico.^{43,44} Además, la fuerza masticatoria promedio para un adulto joven es de aproximadamente 50 N, por lo que se aplicó una carga de 50 N para el proceso de carga por fatiga.^{39,45}

El estudio actual reveló que el espesor de la férula

afectó la resistencia a la fractura del ETT restaurado usando postes de fibra o titanio. Por lo tanto, la primera hipótesis nula de que el espesor de la férula no influiría en la resistencia a la fractura del ETT fue rechazada, ya que el aumento del espesor de la férula fue acompañado por el aumento de la resistencia a la fractura del ETT ($P < .001$). Este hallazgo indicó que el aumento del espesor de la férula requirió una mayor carga de compresión para fracturarse. Los valores más bajos de resistencia a la fractura se encontraron para los subgrupos sin férula. Estos resultados pueden explicarse por el hecho de que una mayor estructura dental restante da como resultado un diente más fuerte. La mayor cantidad de dentina puede redistribuir y disipar una fuerza mayor. El grupo con espesor de férula de 1.5 mm y postes de fibra tuvo la resistencia a la fractura más alta, seguido por el grupo con espesor de férula de 1.5 mm y postes de titanio. Los valores más bajos de resistencia a la fractura se encontraron en el grupo sin espesor de férula y postes de fibra, seguido por el grupo sin espesor de férula y postes de titanio. Además, se observó una diferencia significativa ($P < .001$) entre los siguientes grupos: F-0 y F-0.5, F-0 y F-1, F-0 y F-1.5, F-0.5 y F-1.5, y F-1 y F-1.5. La diferencia puede explicarse por el hecho de que una mayor cantidad de dentina permitió la disipación de fuerzas mayores. Además, la dentina adicional puede haber proporcionado una base más estable para el poste y el muñón, mejorando la resistencia a la rotación. La relación entre la altura de la férula, las paredes coroneles restantes y el grosor de la férula en la resistencia a la fractura del ETT fue similar, lo que sugiere una correlación positiva entre la resistencia a la fractura y la cantidad de dentina coronal restante, en consonancia con estudios previos.^{6,33-36} Además, estos resultados podrían explicar cómo la



01



ESCANEO INTRAORAL
EN CLÍNICA DENTAL

02



ENVÍO DEL
ARCHIVO DIGITAL
AL LABORATORIO

03



TECNOLOGÍA
CAD / CAM
DE CNC DENTAL

04



IMPRESIÓN 3D
DE PRÓTESIS DENTAL
POR CNC DENTAL

05



RESULTADO



Somos especialistas
en la impresión 3D
de prótesis dentales
de resina y metal

preservación del grosor de la férula puede mejorar la resistencia a la fractura del ETT.

Aunque no hubo una diferencia significativa al comparar la resistencia a la fractura entre los grupos con un espesor de férula de 0,5 mm y 1 mm, ambos grupos con férula delgada fueron significativamente más fuertes que los grupos sin férula, probablemente debido a una mayor preservación de la dentina en ambos grupos. Siempre se debe evitar la eliminación innecesaria de dentina sana, ya que debilitará los dientes.^{4,8,29,36,46,47}

La segunda hipótesis nula de que el material del poste no influiría en la resistencia a la fractura del ETT no fue rechazada, ya que el material del poste no tuvo una influencia significativa en la resistencia a la fractura ($P = .977$). Estos hallazgos fueron consistentes con los de estudios previos que no informaron ningún efecto importante en la resistencia a la fractura del ETT cuando se usaron diferentes materiales de poste.⁴⁸⁻⁵³ Además, se encontró que la inserción de un poste no aumentaba la resistencia a la fractura lo suficiente como para compensar la ausencia de férula. Este resultado fue similar al resultado de estudios de laboratorio previos que informaron que los diferentes materiales de poste se desempeñaron de manera similar cuando se combinaron con diferentes restauraciones de base de resina compuesta y no pudieron compensar la ausencia de una férula.^{50,54,55} Los modos de falla de los grupos de prueba con diferentes tipos de poste fueron estadísticamente similares ($P = .351$). La similitud se puede explicar por el hecho de que la presencia de una férula enmascaró el efecto del poste, especialmente para los grupos con una férula donde el

modo de fractura fue desfavorable para la mayoría de las muestras. Sin embargo, se encontró una diferencia estadística en el modo de fractura entre los grupos con respecto al espesor de la férula ($P < .001$), explicada por la presencia del efecto férula. Todos los grupos (excepto FF0 y FT0) mostraron un mayor porcentaje de modos de fractura radicular desfavorables que de modos de fractura radicular favorables (Fig. 3). Las muestras sin férula podrían flexionarse más que aquellas con férula. Además, el poste provocó tensiones concentradas a nivel cervical,⁵⁶ aumentando las tensiones en la dentina en esta región. Sin embargo, cuando hay férula, el poste es menos propenso a la flexión y la carga de fractura se dirige al área radicular, lo que resulta en un modo de fractura menos favorable que para los grupos con férula. La prueba de chi-cuadrado que compara los modos de fractura en grupos con diferentes tipos de postes no mostró diferencias significativas entre ellos ($P = .351$). Sin embargo, hubo una diferencia significativa al comparar los modos de fractura en grupos con diferentes espesores de férula ($P < .001$). Estos resultados no indicaron ninguna relación entre el tipo de poste y el modo de fractura, pero sí entre el espesor de la férula y el modo de fractura, donde un espesor mayor condujo a un modo de fractura menos favorable. Presumiblemente, la presencia de un espesor mayor de la férula aumentará la carga de fractura hasta que la fractura se produzca con una carga alta y un modo desfavorable.

Las limitaciones de este estudio incluyeron el diseño in vitro, que no se puede extrapolar directamente a situaciones clínicas. Además, solo se evaluaron los primeros premolares mandibulares restaurados con postes prefabricados y con núcleos directos en lugar

de con postes y núcleos colados. Las investigaciones futuras deberían incluir una comparación entre la carga estática y la carga de fatiga.

Conclusiones

Con base en los hallazgos de este estudio de laboratorio, se llegaron a las siguientes conclusiones:

1. La cantidad de estructura dental restante, indicada por el espesor de la férula, afectó la resistencia a la fractura y el modo de fractura.

2. La resistencia y el modo de fractura no se vieron afectados por la elección del material del poste.

Expresiones de gratitud

Los autores agradecen al decanato de estudios de posgrado e investigación científica de la Universidad Dar Al Uloom (Riad, Arabia Saudita) por su apoyo.

Consentimiento del paciente

Se ha obtenido el consentimiento informado del paciente.

Referencias

1.Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: A review. *Int J Prosthodont*. 2001;14: 355–363.

2.Schestatsky R, Dartora G, Felberg R, et al. Do

endodontic retreatment techniques influence the fracture strength of endodontically treated teeth? A systematic review and meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;90:306–312.

3.Buttel L, Krastl G, Lorch H, Naumann M, Zitzmann NU, Weiger R. Influence of post fit and post length on fracture resistance. *Int Endod J*. 2009;42:47–53.

4.Samran A, Mourshed B, Ahmed MA, Al-Akhali M, Kern M. Influence of post length, post material, and substance loss on the fracture resistance of endodontically treated teeth. A laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2023;36:712–721.

5.Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont*. 2005;18:399–404.

6.Mosharaf R, Abolhasani M, Fathi AH, Rajabi A. The effect of ferrule/crown ratio and post length on the applied stress and strain distribution to the endodontically treated maxillary central teeth: A finite element analysis. *Front Dent*. 2023;20:16.

7.Karzoun W, Abdulkarim A, Samran A, Kern M. Fracture strength of endodontically treated maxillary premolars supported by a horizontal glass fiber post: An in vitro study. *J Endod*. 2015;41:907–912.

8.Samran A, Veeraganta SK, Kern MI. Influence of post material on the fracture resistance of endodontically treated teeth: A laboratory study. *Quintessence Int*. 2020;51:108–115.

9.Veeraganta SK, Samran A, Wille S, Kern M. Influence of post material, post diameter, and substance loss on the fracture resistance of endodontically treated teeth: A laboratory study. *J Prosthet Dent*. 2020;124:739 e1–e7.

10.Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. *Dent Mater*. 2008;24:660–666.

11.Alshabib A, Abid Althaqafi K, AlMoharib HS, Mirah M, AlFawaz YF, Algamaiah H. Dental fiber-post systems: An in-depth review of their evolution, current practice and future directions. *Bioengineering*. 2023;10:551.

12.Jurema ALB, Filgueiras AT, Santos KA, Bresciani E, Caneppele TMF. Effect of intraradicular fiber post on the fracture resistance of endodontically treated and restored anterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2022;128:13–24.

13.Barbizam JV, White SN. Fatigue susceptibility of an endodontic fibre post material. *Int Endod J*. 2014;47:202–209.

14.Duret B, Duret F, Reynaud M. Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1996:S50–S56.

15.Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: A critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2003;14:13–29.

16.Habelitz S, Marshall SJ, Marshall Jr. GW, Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol*. 2001;46:173–183.

17.Torbjørner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*. 2004;17:369–376.

18.Sorensen JA. Preservation of tooth structure. *J Calif Dent Assoc*. 1988;16:15–22.

19.Reissmann D, Heydecke G. Evidenz zu Stiftsystemen [Evidence on pen systems]. *Quintessenz Zahnmedizin*. 2008;59:957–966.

20.Bateli M, Kern M, Wolkewitz M, Strub JR, Att W. A retrospective evaluation of teeth restored with zirconia ceramic posts: 10-Year results. *Clin Oral Investig*. 2014;18:1181–1187.

21.Naumann M, Koelpin M, Beuer F, Meyer-Lueckel H. 10-Year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: A prospective observational clinical study. *J Endod*. 2012;38:432–435.

22.Schmitter M, Hamadi K, Rammelsberg P. Survival of two post systems—five-year results of a randomized clinical trial. *Quintessence Int*. 2011;42:843–850.

23.Martins MD, Junqueira RB, de Carvalho RF, Lacerda MFLS, Fae DS, Lemos CAA. Is a fiber post better than a metal post for the restoration of endodontically treated teeth? A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2021;112:103750.

- 24.Wang X, Shu X, Zhang Y, Yang B, Jian Y, Zhao K. Evaluation of fiber posts vs metal posts for restoring severely damaged endodontically treated teeth: a systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int.* 2019;50:8–20.
- 25.Carvalho MA, Lazari PC, Gresnigt M, Del Bel Cury AA, Magne P. Current options concerning the endodontically-treated teeth restoration with the adhesive approach. *Braz Oral Res.* 2018;32:e74.
- 26.Cohen S, Burns RC. Pathways of the Pulp. 8th ed. St. Louis: Mosby,; 2002.
- 27.Al-Sanabani FA, Al-Makramani BM, Alaajam WH, et al. Effect of partial ferrule on fracture resistance of endodontically treated teeth: A meta- analysis of in-vitro studies. *J Prosthodont Res.* 2023;67:348–359.
- 28.Assiri AYK, Saafi J, Al-Moaleem MM, Mehta V. Ferrule effect and its importance in restorative dentistry: A literature Review. *J Popul Ther Clin Pharmacol.* 2022;29:e69–e82.
- 29.Samran A, El Bahra S, Kern M. The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. An in vitro study. *Dent Mater.* 2013;29:1280–1286.
- 30.Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NH. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent.* 2007;35:778–786.
- 31.Stankiewicz NR, Wilson PR. The ferrule effect: A literature review. *Int Endod J.* 2002;35:575–581.
- 32.Naumann M, Schmitter M, Frankengerger R, Krastl G. “Ferrule comes first. Post is second!” Fake news and alternative facts? A systematic review. *J Endod.* 2018;44:212–219.
- 33.Fontana PE, Bohrer TC, Wandscher VF, Valandro LF, Limberger IF, Kaizer OB. Effect of ferrule thickness on fracture resistance of teeth restored with a glass fiber post or cast post. *Oper Dent.* 2019;44:E299–E308.
- 34.Xie W, Yang S, Hai Q, Wang J. Effect of ferrule thickness on fracture resistance of endodontically treated incisors restored with fiber post and metal crown. *Int J Prosthodont.* 2020;33:321–327.
- 35.Nascimento AS, de Oliveira LJR, Moura AT, et al. Does ferrule thickness influence resistance to fracture of endodontically treated teeth? *J Cons Dent.* 2018;21:613.
- 36.Samran A, Al-Afandi M, Kadour JA, Kern M. Effect of ferrule location on the fracture resistance of crowned mandibular premolars: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015;114:86–91.
- 37.Balbosh A, Ludwig K, Kern M. Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *J Prosthet Dent.* 2005;94:227–233.
- 38.Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 2006;95:218–223.

39.Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*. 2009;25:494–499.

40.Naumann M, Neuhaus K, Kolpin M, Seemann R. Why, when, and how general practitioners restore endodontically treated teeth: A representative survey in Germany. *Clin Oral Invest*. 2016;20:253–259.

41.Du JK, Lin WK, Wang CH, Lee HE, Li HY, Wu JH. FEM analysis of the mandibular first premolar with different post diameters. *Odontology*. 2011;99:148–154.

42.Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores—A review. *Quintessence Int*. 2005;36:737–746.

43.Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*. 2009;25:348–352.

44.Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent*. 2008;36:1048–1053.

45.Carlsson G. Bite force and chewing efficiency. In: Kawamura Y, editor. *Physiology of mastication*. Basel: S Karger; 1974:265–292.

46.Adanir N, Belli S. Evaluation of different post lengths' effect on fracture resistance of a glass fiber post system. *Eur J Dent*. 2008;2:23–28.

47.Junqueira RB, de Carvalho RF, Marinho CC, Valera MC, Carvalho CAT. Influence of glass fibre post

length and remaining dentine thickness on the fracture resistance of root filled teeth. *Int Endod J*. 2017;50:569–577.

48.Bruhnke M, Wierichs RJ, von Stein-Lausnitz M, et al. Long-term survival of adhesively luted post-endodontic restorations. *J Endod*. 2022;48:606–613.

49.Kul E, Yanıkoğlu N, Yeter KY, Bayındır F, Sakarya RE. A comparison of the fracture resistance of premolars without a ferrule with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2020;123:523. e1–e5.

Corresponding author: Dr Abdulaziz Samran
Department of Prosthodontics, Propaedeutics and
Dental Materials School of Dentistry Christian-
Albrechts University Arnold-Heller Strasse 16 Kiel 24105
GERMANY

Email: asamran@proth.uni-kiel.de

CURSO DE

Especialización avanzada en implantoprótesis digital para técnicos dentales

¿Quieres dominar la implantoprótesis digital como técnico dental?

En este curso presencial exclusivo, aprenderás a **diseñar prótesis sobre implantes** con Exocad, trabajando sobre casos clínicos reales y flujos digitales completos.

¡Escanea para
saber más!



Módulo 1 18 y 19 de septiembre

Módulo 2 16 y 17 de octubre

Módulo 3 6 y 7 de noviembre

Módulo 4 27 y 28 de noviembre

Módulo 5 4 y 5 de diciembre

Módulo 6

León. Presentación de casos, calificaciones y cena de fin de curso.

EOMA - Escuela de Odontología y Medicina Avanzada C. Plasencia 11-17, nave 11. 28935 Móstoles (Madrid)

632 851 952
621690310
info@eomaformacion.com



exocad



Fabricación de carillas feldespáticas con graduación de color para odontología estética y restauradora

Imam Akbar Sutejo a b, Jeehwan Kim a c, Sinuo Zhang a b, Chang Woo Gal a, Yeong-Jin Choi a, Honghyun Park a, Hui-suk Yun a b
Artículo traducido del inglés

Objetivo

Investigación de viabilidad de la replicación de tonos de dientes naturales en prótesis dentales fabricadas mediante fabricación aditiva con gradación funcional (FAGF) utilizando una combinación de porcelana feldespática (PF), granate de itrio, aluminio y cerio (Y3Al5O12: Ce, YAG:Ce) como una opción de restauración estética prometedora.

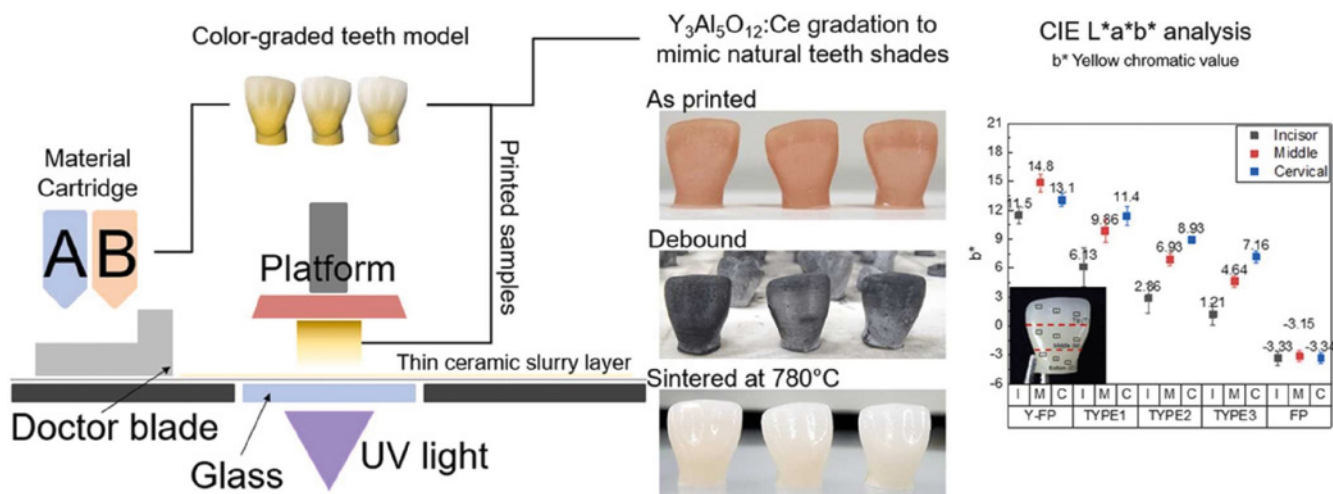
Métodos

Se examinó exhaustivamente el parámetro de fabricación de coronas feldespáticas con gradación de color mediante el método FAGF, desde la reología de la suspensión, la profundidad de curado y la temperatura de desaglomerado hasta la sinterización. También se verificó el efecto del absorbente de luz en la reacción de sobrecurado durante la exposición a rayos UV mediante la comparación de formas. Finalmente, se midió la resistencia a la flexión según la norma ISO 6872:2015

para garantizar su aplicabilidad. Aplicando el parámetro estudiado, se imitaron e investigaron los tonos de los dientes naturales mediante la alteración de PF y PF + 0,1 % en peso de YAG:Ce (Y-FP). El color generado en toda la estructura se capturó con una cámara móvil, se interpretó mediante las coordenadas CIELAB y la gradación se confirmó mediante las diferencias de color (ΔE_{00}) calculadas mediante la fórmula CIEDE2000.

Resultado

El estudio de parámetros indicó que el 70% en peso de la suspensión de PF con 3% en peso de dispersante y 0,2% en peso de absorbente de luz es favorable. Produce una excelente fluidez en nuestro sistema FAGF con menos sobrecurado justificado por la reducción del margen del borde de 95,65° a 90,00° después de la exposición a rayos UV en enmascaramiento de formas rectangulares. La estructura obtenida también ofrece una resistencia adecuada a la flexión de 106,26 MPa (PF) y 101,36 MPa (Y-FP) después de la sinterización a 780 °C. Esto validó los materiales como prótesis dentales



de clase 2 citando ISO 6872:2015. La gradación de color se verificó por la reducción del valor b^* amarillo (14,8 a -3,33) a medida que se desplazaba del área cervical al incisal, mientras que ΔE_{00} confirmó aún más las diferencias de cada segmento en comparación con el PF y el Y-PF.

Significado

La gradación de color se replicó con éxito mediante el cambio de composición de PF y YAG:Ce mediante la técnica AMFG. Este resultado destaca el potencial de la AMFG como alternativa para la fabricación de prótesis dentales con alta eficiencia y mejor estética.

1. Introducción

La presentación visual de los dientes es crucial debido al impacto social [1], [2]. Esto es particularmente crítico en la parte frontal de la boca, donde los incisivos, caninos y premolares se exponen con frecuencia [3], [4], [5], [6]. Por lo tanto, las coronas de cerámica para la restauración dental deben incorporar una gradación de color que coincida con los dientes naturales adyacentes.

Las prótesis dentales actuales se fabrican a menudo mediante diseño asistido por ordenador (CAD/CAM). Se pueden producir prótesis complejas fresando un bloque de material (fabricación sustractiva) [14]. La técnica CAD/CAM elimina algunos pasos laboriosos, acorta el tiempo de producción y ofrece una calidad constante [15], [16], [17], [18]. Desafortunadamente, los daños son inevitables al tallar a partir de una estructura monolítica [17], [18], [19]. Para mejorar la estética, un experto humano puede retirar partes de la superficie del bloque moldeado y aplicar un color personalizado en un enfoque de tinción-glaseado (tratamiento de múltiples capas) [7], [8], [9], [10]. Actualmente, también existe una tendencia a pasar de un solo material a bloques multicapa o multicapa precoloreados [11], [12], [13], [14] con el fin de eliminar el arduo proceso de tinción.

La fabricación aditiva (FA) es otra forma prometedora de fabricar prótesis dentales de cerámica [15], [16], [17], [18]. Entre las técnicas de FA disponibles, el procesamiento digital de la luz (PDL) emplea resina fotosensible como portador cerámico y la cura con luz UV para formar la estructura protésica. Estudios previos

han abordado la usabilidad, precisión estructural y formación de grietas después del tratamiento, principalmente para materiales únicos como zirconia [19], [20], alúmina [21] y vidrio de disilicato de litio [22]. Mientras tanto, hay muy pocos informes detallados sobre la manipulación del color de las prótesis dentales fabricadas con FA. En un estudio, se aplicó un tratamiento multicapa antes de sinterizar la estructura fabricada [23]. Otro estudio exploró la aplicación del colorante Fe_2O_3 en FA [24].

Aquí, adoptamos la fabricación aditiva con gradación funcional (FAGF) para crear una gradación de color personalizable en prótesis dentales de cerámica. El proceso FAGF no solo refina la flexibilidad de la FA para producir formas complejas, sino que también permite la gradación dentro de la estructura [25], [26], [27]. Aquí, "gradación" puede significar la disposición, distribución, dimensión o incluso composición del material para producir propiedades no homogéneas en la misma estructura. Cuando se aplica a la gradación compositiva de agentes colorantes, la FAGF tiene el potencial de crear una gradación de color personalizada en prótesis, reemplazando la fabricación de bloques multicapa y la técnica CAD/CAM mencionada anteriormente. Sin embargo, se deben abordar varios problemas cuando el sistema FA utiliza múltiples componentes. Especialmente, cuando se combinan varios componentes, la mezcla puede comportarse de manera diferente durante la formación de la capa de curado y/o exhibir diferentes contracciones después del tratamiento [26], [30].

La porcelana feldespática ($\text{K} \times \text{Na} 1-x \text{AlSi}_3\text{O}_8$,

PF) es un sistema cerámico dental tradicional basado en vidrio [18], [28]. La PF proporciona gran estética y translucidez [29], [30] debido a su fase vítrea amorfa [31], aunque sus propiedades mecánicas son inferiores [28], [32] en comparación con otras cerámicas como la zirconia [24], [33]. El color de la PF se ha ajustado añadiendo iones de metales de transición como Ce^{4+} [34], [35], Tb^{3+} [36], Dy^{3+} [36] y Fe^{3+} [13], [24], [35]. Por otro lado, el granate de itrio y aluminio Cerio (YAG:Ce; $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12} : \text{Ce}$) es un material con propiedades reticulares deseables para láser [37]. Pero, también se encontró que la temperatura de procesamiento de YAG podría ser tan baja como 900°C [38], lo que produce un brillo amarillento [39]. Por lo tanto, la combinación de YAG:Ce y una cerámica dental blanca podría reproducir tanto la translucidez como el color teñido de los dientes naturales. Sin embargo, tales estudios no se han reportado en profundidad anteriormente. Generalmente, PF es la cerámica dental favorita para posiciones anteriores porque se mezcla visualmente mejor con los dientes vecinos [31], [32], [33]. Además, esta área no está involucrada en el movimiento de pulido [34] que requeriría zirconia de mayor resistencia [35]. Otra razón para elegir PF es que las cerámicas basadas en vidrio muestran una mejor procesabilidad en FA basada en PDL, mientras que la zirconia sufre de una baja profundidad de curado [40] y sobrecurado [41].

El estudio actual comienza con nuestro sistema PDL basado en película desarrollado previamente [42], [43] y lo modifica para el proceso FAGF mediante la introducción de múltiples cartuchos para acomodar fácilmente varios materiales. Primero, establecemos la composición ideal en la suspensión de alimentación

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



para fabricar coronas dentales, con base en el tamaño de partícula de PF medido, la viscosidad de la suspensión y la fluidez del transporte de alimentación. También controlamos estrictamente la fotocurabilidad mediante el uso de varios aditivos para maximizar la precisión estructural. A continuación, examinamos la temperatura de procesamiento, el punto de inicio de la reducción de la dimensión durante el tratamiento térmico, la contracción final, así como la resistencia a la flexión de las muestras fabricadas. Planteamos la hipótesis de que se podrían fabricar coronas con gradación de color personalizable ajustando la relación entre PF añadido con YAG:Ce (Y-FP) y FP en diferentes regiones estructurales (cervical, media e incisal). Como cerámica translúcida, el PF debería tener un efecto positivo en el comportamiento de curado y ayudar a lograr una transición de color suave.

2. Materiales y métodos

2.1. Materiales

Se utilizaron polvos de PF e Y-PF (HASS, República de Corea) como materiales cerámicos base. La resina consistió en triacrilato de trimetilolpropano (TMPTA) y diacrilato de poli (propilenglicol) (PPGDA) (Sigma-Aldrich, EE. UU.). El fotoiniciador (PI) fue una combinación de óxido de bis(2,4,6-trimetilbenzoi)-fenilfosfina (Irgacure 819) y 2,2-dimetoxi-1,2-difeniletan-1-ona (Irgacure 651) (BASF, Alemania). Además, probamos dos aditivos, DISPERBYK-180 (BYK180; Altana AG, Alemania) y Remazol Brilliant Orange 3 R (R016; Sigma-Aldrich, EE. UU.), para mejorar la homogeneidad y controlar el curado, respectivamente.

2.2. Preparación de la lechada cerámica

Se mezclaron TMPTA y PPGDA en una proporción de 1:1 en peso y se les añadió PI (0,01 % en peso de Irgacure 819 y 4 % en peso de Irgacure 651 de la resina total). La mezcla se combinó homogéneamente en una mezcladora centrífuga planetaria (ARE-310, THINKY, EE. UU.) a 2000 rpm durante 5 min. A continuación, se añadieron BYK-180, R016 y polvo de PF o Y-PF antes de mezclar durante otros 5 min.

2.3. Optimización de la composición de la suspensión

Antes de optimizar la suspensión, caracterizamos el tamaño de partícula de PF con un analizador láser de tamaño de partículas (LS I3 320, Beckman Coulter, EE. UU.) y la forma de partícula con un microscopio electrónico de barrido (SNE-4500M Plus, SEC, Corea). Se utilizó BYK180 (1-5 % en peso respecto al polvo) para mejorar la distribución homogénea de partículas de PF en la resina, mientras que la capacidad de carga de cerámica en la resina osciló entre el 40% y el 70 % en peso. La homogeneidad y la capacidad de carga se validaron midiendo el comportamiento reológico utilizando un reómetro TS (Discovery HR-1, TA Instruments, EE. UU.) en el modo de barrido de flujo y una velocidad de corte de 1-100 s⁻¹.

2.4. Optimización del comportamiento de curado

El comportamiento de curado de la resina fotocurable se midió con un espectrómetro UV-Vis

(Mega-900, SCINCO, Corea) en el rango de longitud de onda de 200 a 800 nm. También se midió el efecto de R016 (0,1 a 0,3 % en peso de la resina). Utilizando la proporción de composición optimizada (70 % en peso de carga sólida, 3 % en peso de BYK180), medimos la profundidad de curado bajo una máscara de forma rectangular e irradiación de luz UV (especificación PDL UV, 405 nm, 8,5 mW/cm²). Después de la exposición a la luz UV durante 1 a 10 s, se limpió la suspensión sin curar, se midió el espesor de la pieza curada y se tomó una imagen ampliada a 60 × utilizando un sistema de microscopio de vídeo (SV-55, SOMETECH, Corea) para medir el ángulo del borde.

2.5. Desligado de cuerpos verdes, sinterización y caracterización del producto

La muestra curada con UV se lavó con monómeros de resina para eliminar la suspensión residual y se sopló suavemente con una pistola de aire. El cuerpo verde obtenido se sometió a desaglomeración mediante calentamiento a 1 °C/min hasta 650 °C, seguido de remojo durante 3 h a 300, 350, 400 y 650 °C para eliminar la resina. El proceso de sinterización

posterior implicó calentar a 1 °C/min hasta 300 °C, luego a 5 °C/min hasta 780 °C y, finalmente, mantener durante 3 h a 780 °C para densificar el polvo. Ambos pasos de calentamiento se diseñaron de acuerdo con el comportamiento térmico del material (Fig. S3) caracterizado por termogravimetría/calorimetría diferencial de barrido (TG/DSC; SDT Q600, TA Instrument, EE. UU.). Finalmente, la contracción del producto se midió por reducción de tamaño a lo largo de los tres ejes, utilizando el punto medio como referencia (punto de origen). De acuerdo con la norma ISO 6872:2015, la densidad se midió mediante el método de Arquímedes (XPE205, Mettler Toledo, Suiza) y la resistencia a la flexión se evaluó utilizando una máquina de ensayo universal (UTM; RB-305 MICROLOAD, R&B, Corea).

2.6 . Fabricación de coronas con graduación de color

Las estructuras de corona se fabricaron utilizando un sistema DLP de desarrollo propio (Fig. S1). El modelo 3D de la corona tuvo una altura máxima de 11,6 mm, la cual se cortó en 580 capas 2D con un espesor de 20

	Mezcla de la composición	Capas en el modelo de corona 3D		
Nombre de la composición	PF/Y-PF (%)	TIPO 1	TIPO 2	TIPO 3
PFY-100/0	100/0	511-580	466-580	401-580
PFY-75/25	75/25	421-510	351-465	261-400
PFY-50/50	50/50	321-420	236-350	161-260
PFY-25/75	25/75	181-320	121-235	71-160
PFY-0/100	0/100	1-180	1-120	1-70

Tabla 1. Cinco composiciones PF/Y-PF y su adopción en las 580 capas del modelo de corona para crear gradaciones TIP01-TIP03.

μm . Se emplearon cinco composiciones de materiales cerámicos, desde 100 % Y-PF hasta 100 % FP, con incrementos del 25 % (Tabla 1).

Las tres gradaciones de color se ilustran visualmente en la Fig. 1. Al usar diferentes proporciones de Y-PF en las capas, esperamos lograr un control de color flexible en todo el modelo. Tomemos TYPE1 como ejemplo, el primer segmento (inferior) consta de 180 capas en un tono más amarillo (PFY-0/100), seguido de tres segmentos con coloración amarilla decreciente (140 capas de PFY-25/75, 100 capas de PFY-50/50 y luego 90 capas de PFY-75/25), y rematado por un tono ligeramente más blanco en el segmento superior (70 capas de PFY-100/0). Por el contrario, TYPE2 y TYPE3 tenían diferentes arreglos de capas para producir una gradación de color más equilibrada y blanca.

2.7 . Análisis del color

Tras la sinterización, se evaluó directamente la estética de las coronas con gradación de color, sin necesidad de pulido ni glaseado posterior. Se utilizó un teléfono móvil (SAMSUNG SM-S908N, Corea) para fotografiar la corona, y los colores de la imagen se convirtieron directamente a las coordenadas CIELAB (L^* , a^* y b^*). L^* describe la luminosidad perceptual (0 = negro, 100 = blanco), mientras que a^* (verde-rojo) y b^* (azul-amarillo) pueden adoptar valores positivos o negativos. La diferencia de color (ΔE_{00}) se calculó según CIEDE2000 [44].

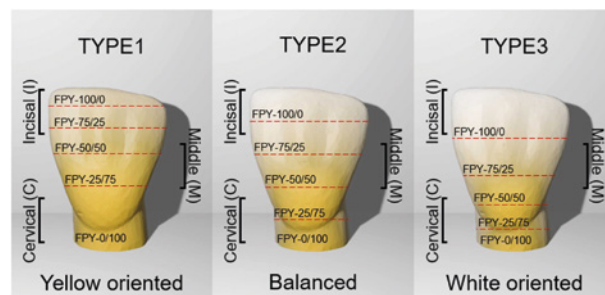


Fig. 1. - Tres modelos de dientes construidos a partir de segmentación de gradiente.

3 . Resultados

3.1 . Tamaño de partícula y viscosidad de la suspensión

La Fig. 2 muestra las características de las partículas PF e Y-PF y los comportamientos reológicos de las suspensiones de alimentación. Las partículas PF e Y-PF son similares en sus formas angulares y distribuciones de tamaño ($D_{50} = 4,24 \mu\text{m}$), como se muestra en la Fig. 2 a. Añadir 1–3 % en peso de BYK180 redujo significativamente la viscosidad, mientras que una cantidad mayor (4 y 5 % en peso) aumentó la viscosidad al nivel del 2 % en peso de adición (Fig. 2 b). Se determinó que la carga máxima de sólidos en suspensiones que contenían 3% de BYK180 era un 70 % del peso, ya que una carga del 75 % provocó un pico en la viscosidad (Fig. 2 c). Por lo tanto, nuestros experimentos posteriores utilizaron la composición óptima de la suspensión del 3% de BYK180 y 70 % en carga de sólidos.

3.2 . Sensibilidad UV y penetración del curado en la lechada.

Se examinó además la sensibilidad UV del PI y el colorante R016 en la suspensión de PF, así como la

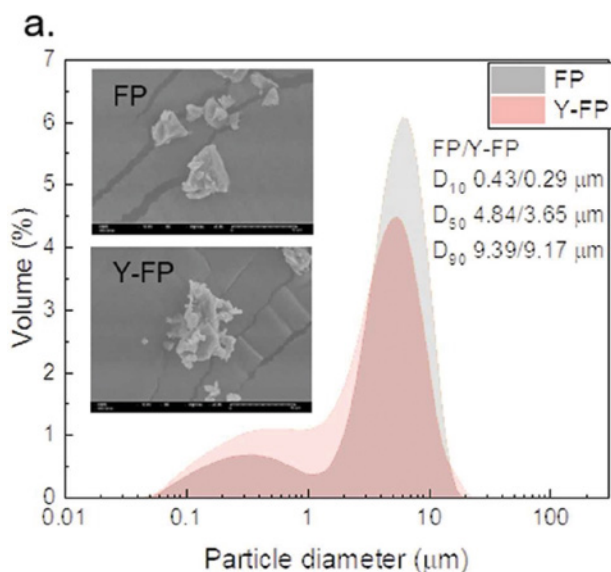


Fig. 2. - Características de la suspensión de alimentación. (a) Formas y distribución de tamaño de partículas de PF e Y-PF.

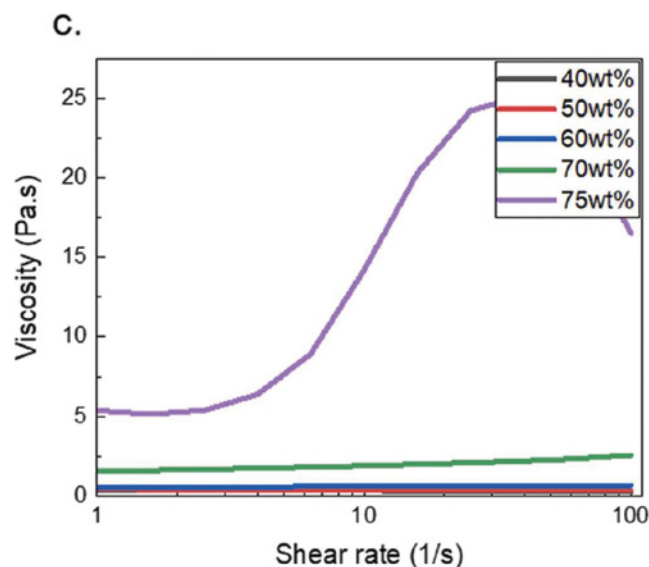


Fig. 2. - Características de la suspensión de alimentación. (c) Viscosidad de la suspensión de PF con carga de sólidos creciente.

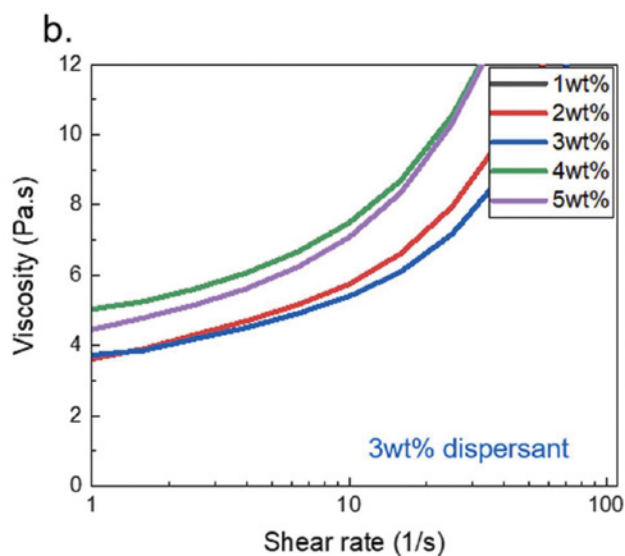


Fig. 2. - Características de la suspensión de alimentación. (b) Viscosidad de la suspensión de PF con diversas cantidades de BYK180.

penetración de curado resultante. En la Fig. 3a, el PI absorbe principalmente la luz UV (curva negra) en el rango de 300 a 400 nm, con una absorbancia máxima a 320 y 380 nm. El R016 se utiliza como aditivo para mejorar la precisión de curado, y su absorbancia óptica es aproximadamente constante a longitudes de onda superiores a 300 nm y aumenta con su concentración en la suspensión (curvas roja, azul y verde para 0,1, 0,2

y 0,3 % en peso, respectivamente). Específicamente, a la longitud de onda UV utilizada en el equipo de fabricación (405 nm), una concentración de R016 al 0,2 % en peso presenta la misma absorbancia que el PI.

Las figuras 3b y 3c presentan las profundidades de curado de las suspensiones de PF e Y-PF, respectivamente. Tras 2 s de exposición a la luz UV, la suspensión básica de PF (con PI pero sin R016) curó a una profundidad de 439 μm , que aumentó considerablemente hasta 1600 μm al alcanzar los 5 s de exposición. La suspensión con 0,1 % en peso de R016 añadido mostró una menor profundidad de penetración (329 μm a los 3 s, 1319 μm a los 10 s). Esta tendencia decreciente de penetración continúa para las suspensiones con 0,2 y 0,3 % de R016, que presentaron un rendimiento similar (profundidad de penetración mínima: 115 y 244 μm , máxima: 923 y 787 μm a los 10 s). En la suspensión de Y-PF, la adición de R016 también redujo la penetración del curado (profundidad mínima

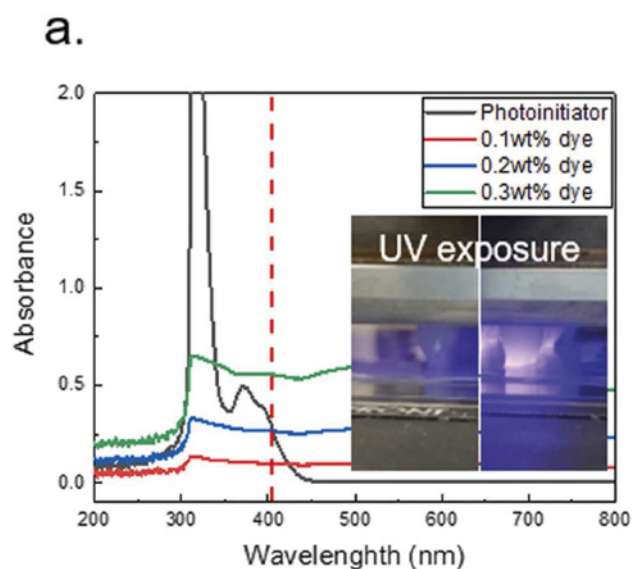


Fig. 3. - Comportamiento de curado de la suspensión de PF. (a) Comparación de la absorbancia UV entre PI y R016.

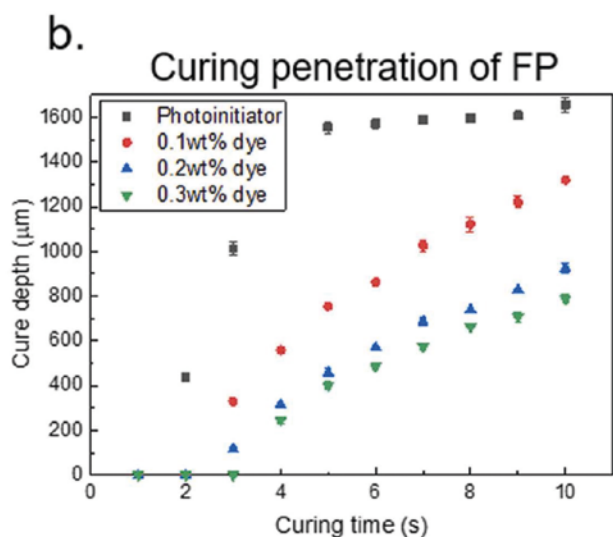


Fig. 3. - Comportamiento de curado de la suspensión de PF. (b) Penetración de curado de la suspensión de PF.

de penetración: 185 y 257 μm , máxima: 1002 y 730 μm a los 10 s, respectivamente). La única diferencia apreciable entre las suspensiones de PF básica y de Y-PF básica es que esta última mostró un aumento moderado de la profundidad de penetración con la exposición prolongada.

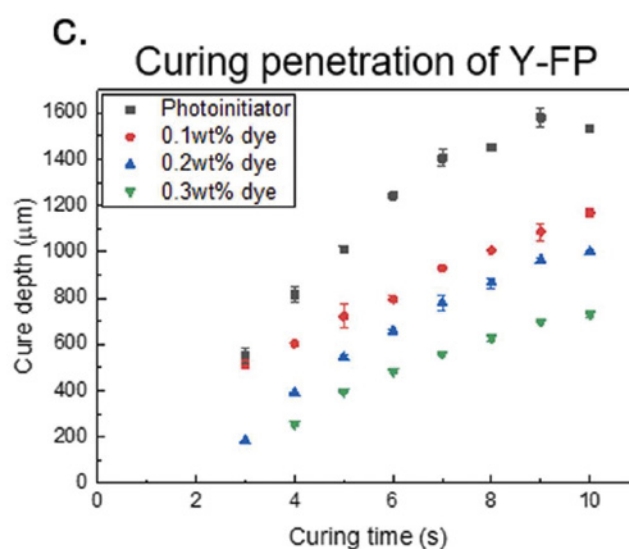


Fig. 3. - Comportamiento de curado de la suspensión de PF. (c) Penetración de curado de la suspensión de Y-PF.

3.3. Evaluación de la precisión estructural

La Fig. 4 confirma que la adición de R016 resultó en formas más definidas en la capa curada. Al curarse bajo una máscara UV rectangular, las capas de muestra con 0,1-0,3 % en peso de R016 conservaron la forma rectangular con ángulos agudos, mientras que las que no contenían R016 mostraron bordes curvos y esquinas redondeadas (Fig. 4a). Según la Fig. 4b, tras 4 s de curado, la adición de 0,2 % en peso de R016 redujo el ángulo del borde de 95, 65° a 90°. La misma mejora en el grosor y la forma del borde se observó al utilizar las lechadas para formar formas dentales a escala real (Fig. 4c vs. 4d).

3.4. Densidad, contracción y resistencia a la flexión.

Todas las estructuras fabricadas con lodos con una carga de sólidos del 70 % en peso mostraron

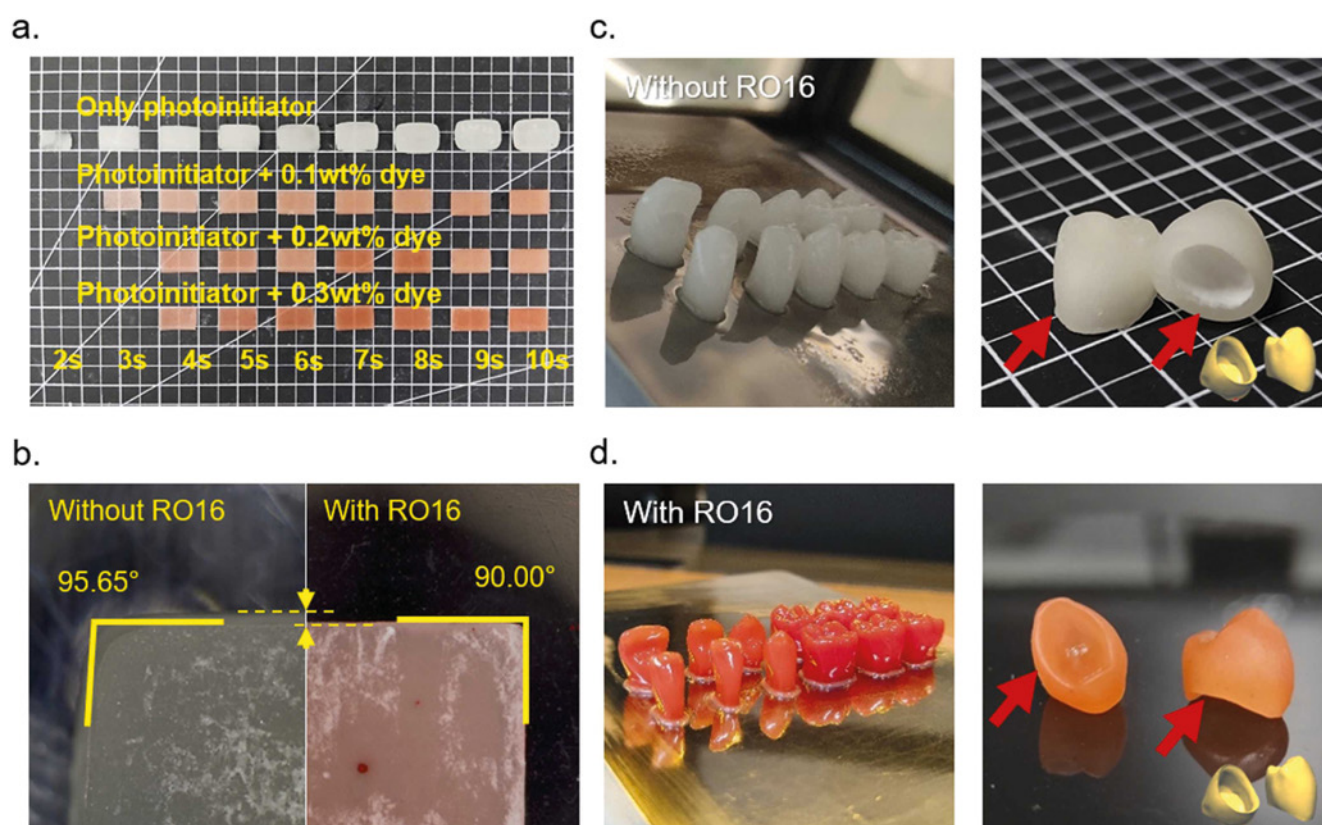


Fig. 4. – Precisión de curado de la suspensión de PF. (a) Comparación de capas curadas de suspensión de PF con varias concentraciones de RO16 después de una exposición prolongada a rayos UV. (b) Comparación de la formación de ángulos entre capas de suspensión curada sin y con RO16. (c) Detalles borrosos de muestras fabricadas con suspensión de PF simple. (d) Detalles mejorados de muestras fabricadas con suspensión de PF con RO16 añadido.

densidades comparables tras el desaglomerado (71 %), alcanzando aproximadamente el 97 % tras la solidificación de las partículas mediante sinterización. Además, la contracción medida es similar entre el PF y el Y-PF. La contracción lineal fue del 21,6 %,

tanto perpendicular como paralela a la dirección de fabricación. La resistencia a la flexión del PF sinterizado y del Y-PF también es prácticamente idéntica (106 y 101 MPa, respectivamente). Los datos medidos se muestran en la Tabla 2.

Tipo	Densidad (%)		Contracción a 780 °C (%)		Resistencia a la flexión (MPa)
	Desatado	Sintetizado	Ejes XY	Eje Z	
PF	71%	97%	21,66 ± 0,61	21,65 ± 0,31	106,29 ± 10,32
Y-PF			21,31 ± 0,45	21,59 ± 0,18	101,36 ± 7,32

Tabla 2. Densidad medida, contracción lineal y resistencia a la flexión de muestras PF e Y-PF.

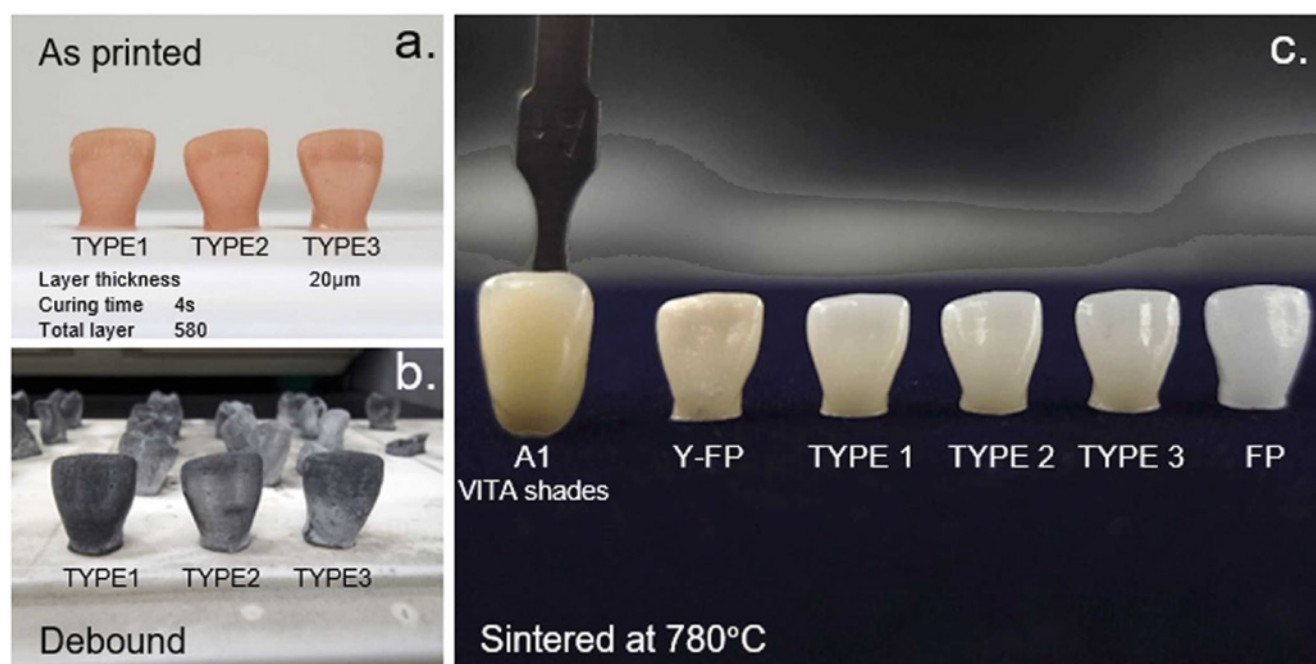


Fig. 5. - Coronas con gradación de color fabricadas con Y-PF/PF utilizando FAGF. (a) Cuerpo verde, (b) estructura desunida, (c) estructura sinterizada con gradación de color utilizando el modelo de dientes anteriores.

3.5 . Espacio CIELAB y diferencia de color

La Fig. 5 muestra fotografías de las coronas con gradación de color. Las coronas en estado de impresión (Fig. 5a) y justo después del desligado (Fig. 5b) presentan una apariencia visual similar, ya que todas están intensamente teñidas con R016. Sin embargo, la gradación de color se hace evidente después de la sinterización (Fig. 5c).

A continuación, medimos cuantitativamente el color en nueve sitios en el modelo, tres en cada una de las regiones cervical, media e incisal (Fig. 6 a). Las coordenadas CIELAB obtenidas se comparan en las Figs. 6 b- 6 d. En la Fig. 6 b, todos los valores L^* caen en un rango estrecho: 83,2-88,2 en la región incisal y 74,2-82 en la región cervical. Como se esperaba, las coronas hechas usando solo PF e Y-PF mostraron

tonos constantes. La corona PF es neutra entre rojo y verde ($a^* \approx 0,58$) y azulada entre amarillo y azul ($b^* = -3,15$), mientras que la corona Y-PF es rojiza ($a^* \approx 2,3$) y fuertemente amarilla ($b^* = 14,8$). A continuación, comparamos los valores a^* y b^* en diferentes segmentos para coronas TYPE1-TYPE3 con diferentes composiciones. Para cada tipo de corona, los valores a^* y b^* disminuyen al pasar de la región cervical a la incisal: 2,34-1,49 y 11,4-6,13 para el TIP01, 1,44-0,941 y 8,93-2,86 para el TIP02, y 0,464-0,079 y 7,16-1,21 para el TIP03, respectivamente.

La Tabla 3 compara además el valor de ΔE_{00} entre cada segmento y el PF e Y-PF de un solo color. La mayor diferencia de color se observó entre las muestras más blancas (PF) y más amarillas (Y-PF) ($\Delta E_{00} = 12,51-15,41$). Este valor es generalmente menor para las muestras graduadas, cuyos colores deberían ser intermedios



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

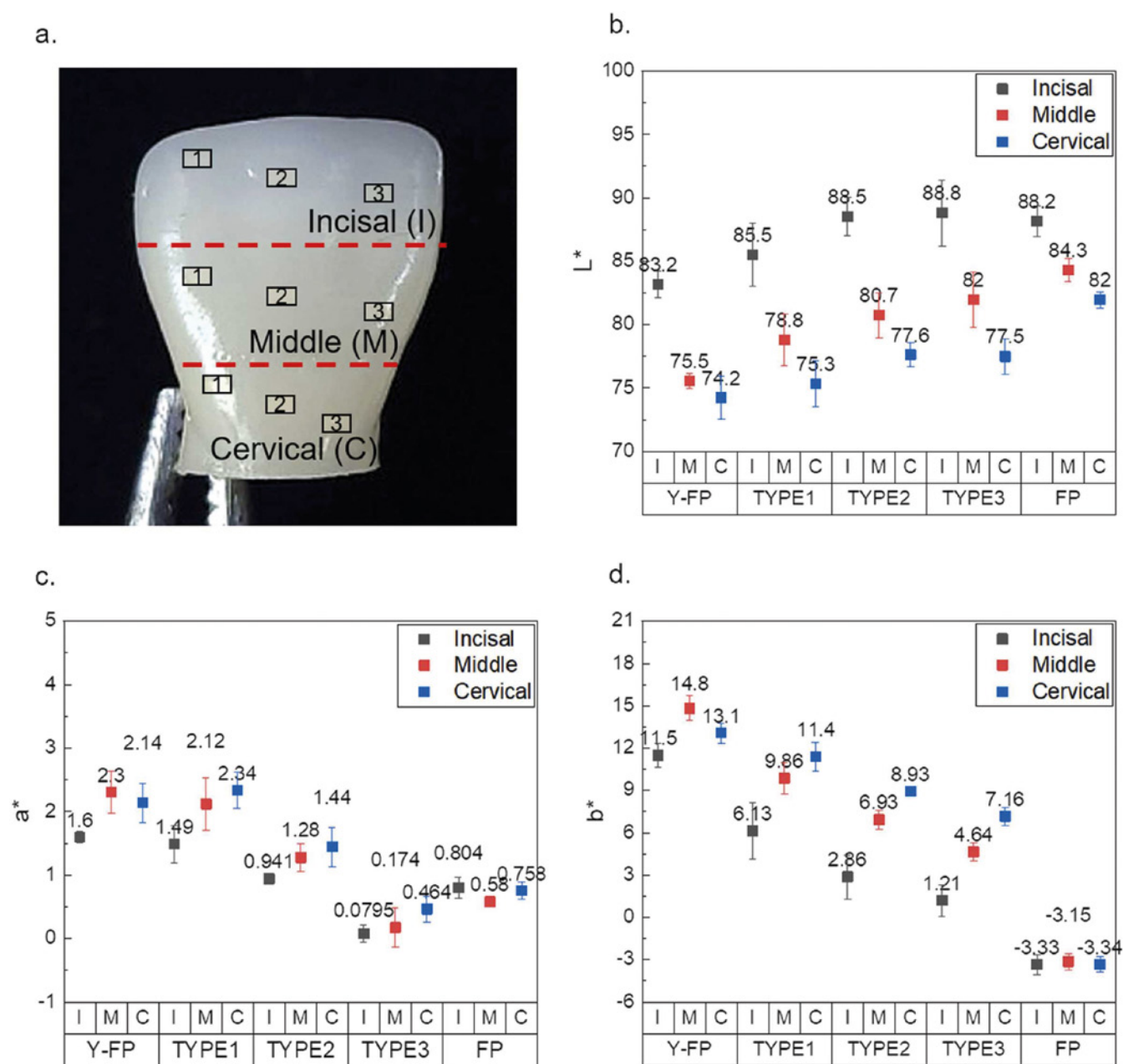


Fig. 6. - Comparación de coordenadas CIELAB para Y-PF, gradación TYPE1, gradación TYPE2, gradación TYPE3 y coronas PF. (a) Sitios de muestreo de color, (b) Valor L*, (c) Valor a*, (d) Valor b*.

entre los de PF e Y-PF. El TIPO 1 es el más similar en color a Y-PF, con ΔE_{00} = 2,11 (cervical), 2,36 (medio) y 7,27 (incisal). El TIPO 2 muestra un aumento más pronunciado en ΔE_{00} con respecto a Y-PF al moverse de la región cervical a la incisal (ΔE_{00} = 2,84, 4,81 y 10,53,

respectivamente). Finalmente, TYPE3 muestra una mayor diferencia de color respecto a Y-PF (4,43, 7,06 y 11,87, respectivamente).

ΔE_{90}		μPF	$\mu Y-PF$
PF	I		15.22
	M		14.07
	C		13.81
TIPO1	I	12.52	7.27
	M	15.92	2.36
	C	15.41	2.11
TIPO2	I	6.22	10.53
	M	9.65	4.81
	C	11.83	2.84
TIPO3	I	5.03	11.87
	M	7.74	7.06
	C	10.77	4.43
Y-PF	I	12.51	
	M	15.92	
	C	15.41	

* $\mu PF/Y-PF$: media de los valores medidos L^* , a^* y b^* para PF e Y-PF
 *Regiones: incisal (I), media (M) y cervical (C)

Tabla 3. Comparación de los parámetros de color de las coronas fabricadas utilizando PF, gradación TIPO1, gradación TIPO2, gradación TIPO3 y Y-PF.

4. Discusión

Las propiedades de la suspensión cerámica son un factor crucial durante la primera etapa del proceso de fabricación utilizando el sistema PDL. La suspensión debe poseer la viscosidad y fluidez adecuadas para una transferencia exitosa del contenedor de alimentación a la plataforma de construcción, mientras que también debe mantener la estabilidad durante el estado de parada para permitir el curado selectivo. Estos factores

son esenciales para asegurar un proceso de fabricación constante. Además, se prefieren partículas con una distribución de tamaño estrecha porque crean una suspensión cerámica homogénea y constantemente estable [45]. Los dispersantes pueden mejorar aún más la viscosidad [46] y la capacidad de incorporar sólidos. Nuestros resultados indicaron que 1 o 2% de BYK180 es insuficiente para recubrir las partículas de PF, mientras que 3% de este podría encapsular óptimamente las partículas como lo demuestra la viscosidad de la suspensión más baja. Por otro lado, el exceso de BYK180 aumenta la hidrofobicidad y causa floculación debido a las fuerzas de van der Waals [43].

Inesperadamente, la dispersión de la lechada cerámica se mantiene debido a un fenómeno en el sistema PDL basado en película. El movimiento de la película durante el funcionamiento arrastra la lechada sobre ella en la misma dirección. Al final, la lechada se ve obligada a pasar a través de un estrecho espacio, mientras que el exceso de lechada choca con la pared de la pala y se repliega. Esta mezcla adicional reduce la sedimentación que se produce durante la etapa estacionaria del curado de las capas y durante el movimiento de la plataforma de construcción.

Después de determinar la estrecha distribución del tamaño de partícula y optimizar la cantidad de BYK añadido, medimos la viscosidad a diferentes cargas de sólidos. La carga sólida máxima podría mejorar la densidad estructural y las propiedades mecánicas a la vez que mantiene la fluidez de la suspensión (Fig. S2). Descubrimos que una carga de sólidos del 70 % del peso era ideal, mientras que una carga del 75 %

resultó en una suspensión altamente viscosa (5 Pa·s y más alta a medida que aumentaba la velocidad de corte) que era difícil de transferir. Otros investigadores observaron suspensiones viscosas similares a 3–5 Pa·s [47]. Por el contrario, una viscosidad extremadamente baja también es perjudicial para el proceso. Cuando la carga de sólidos es muy baja, hay menos partículas para reducir la tensión superficial de la resina y el fenómeno de encharcamiento resultante interrumpe la fina capa de suspensión producida por la cuchilla doctor.

Bajo la irradiación UV, tanto las suspensiones de PF como de Y-PF mostraron una profundidad de curado extendida debido a la dispersión de la luz UV después de alcanzar la matriz amorfa de SiO₂ [48]. La suspensión de PF se curó después de sólo 2 s de exposición a la luz UV, pero la parte curada aún era débil y podría rasgarse fácilmente por los movimientos durante la fabricación. Por lo tanto, se necesitó un mínimo de 3 s de exposición a la luz UV para asegurar el curado exitoso de las suspensiones de PF y Y-PF. Además, la suspensión de PF mostró una penetración de curado más profunda en comparación con la suspensión de Y-FP (1013 frente a 550 µm), lo que provocó una disparidad en los parámetros de fabricación. Este fenómeno está estrechamente relacionado con la pequeña cantidad de YAG:Ce que dificulta la transmisión UV. YAG:Ce generalmente tiene una alta transmitancia, pero este valor podría ser bastante bajo en la fase amorfa preparada a temperaturas inferiores a 800 °C [38]. Considerando esta característica, usar capas más gruesas durante la impresión (50 en lugar de 20 µm) podría acelerar el procesamiento a costa de una precisión estructural reducida (Fig. 4 c). En cualquier caso, este

comportamiento de curado es indeseable porque una cantidad significativa de luz UV transmitida se refleja desde el área de fabricación hacia los alrededores y desencadena en una reacción de curado excesiva. Por lo tanto, introdujimos R016 para inhibir el exceso de reacción que podría oscurecer los detalles estructurales. Este efecto de inhibición se descubrió accidentalmente durante la prueba de impresión de resina coloreada. R016 es un colorante azoico comúnmente usado en la industria textil [49], [50]. Algunos investigadores lo emplearon como un sustrato representativo para probar la degradación fotocatalítica [51], [52], pero desconocemos cualquier intento de explotarlo en el contexto de FA. El rango de absorción de R016 ($\lambda > 300$ nm) se superpone con el pico de absorción de PI y, por lo tanto, R016 puede contrarrestar la absorción UV exorbitante. Experimentalmente, se observó que añadir un 0,2 % de R016 no interfiere con la capacidad del PI para iniciar la reacción de curado, a la vez que reduce las reacciones innecesarias causadas por la luz UV reflejada. Como resultado, la reacción de curado se adapta estrictamente a la forma de la exposición a la luz UV y mantiene la precisión de la forma durante la fabricación. Por otro lado, añadir un 0,3 % de R016 mejora ligeramente la reacción de inhibición, a costa de un tiempo mínimo de curado más prolongado.

Después de confirmar la fabricación estructural exitosa, identificamos las temperaturas óptimas de procesamiento, los puntos de contracción inicial y la contracción lineal final tanto para PF como para Y-PF. Esta información es vital para procesar estructuras multicomposicionales. El proceso de desaglomerante se realizó bajo nitrógeno en lugar de en un entorno al

aire libre para asegurar un flujo de calor constante. Esto permite que la degradación de compuestos orgánicos proceda bajo condiciones más estables, previniendo el posible agrietamiento en el cuerpo debido a una reacción de sobretensión. Luego se propuso una secuencia de calentamiento basada en los datos de TG/DSC (Fig. S3a). El primer punto de mantenimiento (300 °C) se determinó por el inicio de la pérdida de peso, con el fin de homogeneizar la temperatura antes de que ocurra la reacción de degradación. El segundo y tercer punto de mantenimiento (350 y 400 °C) representan las temperaturas anticipadas de la reacción de quemado del aglutinante. Por último, se realizó un remojo adicional a 650 °C para asegurar la reacción completa. La velocidad de calentamiento en el proceso fue la misma que la utilizada en el análisis térmico (1 °C/min), mientras que el calentamiento en el paso final (400–650 °C) ocurrió a una velocidad más rápida de 5 °C/min porque la mayoría de las reacciones ya habían ocurrido. La secuencia de calentamiento del horno se representa en la Fig. S3b. Después de este procedimiento, la densidad de la muestra (71%) fue muy similar a la carga de sólidos en la suspensión de partida. Finalmente, el cuerpo desprendido se sometió a otro proceso de sinterización a 780 °C (temperatura de transición vítrea, Tg), donde el flujo de calor fluctúa para consolidar la estructura en un cuerpo sólido (Fig. S3c). Este valor de Tg es considerablemente menor que los de los materiales de vidrio feldespático convencionales [53] debido a la adición de Na₂O [54]. Elegimos esta como temperatura de sinterización porque incluso una temperatura ligeramente más alta resultó en una distorsión estructural notable, mientras que una temperatura más baja produjo una superficie

más rugosa. Desafortunadamente, la eliminación completa de compuestos orgánicos es inalcanzable en la práctica. Por lo tanto, las muestras se mantuvieron durante otras 3 h a 300 °C durante la sinterización para eliminar aún más el residuo orgánico, antes de mantenerlas nuevamente a Tg durante 3 h (Fig. S3d).

La contracción inicial se verificó adicionalmente mediante dilatometría (Fig. S3e). Afortunadamente, la adición de YAG:Ce en Y-PF no afectó la contracción inicial, ya que tanto PF como Y-PF comenzaron a contraerse aproximadamente a 630 °C. La contracción final se ignoró en este análisis, ya que este paso se realizó solo hasta 700 °C en lugar de 780 °C para evitar distorsiones importantes de la muestra que podrían dañar el equipo. Como resultado de la contracción lineal inicial y final, idénticas entre PF e Y-PF, pudimos aplicar fácilmente la gradación compositiva sin ajustar el tratamiento térmico.

La resistencia a la flexión de las estructuras sinterizadas es comparable a la de la porcelana reforzada con leucita en bloque utilizada comercialmente [55], [56], aunque la temperatura de sinterización es relativamente inferior a la del vidrio feldespático general. Esto resalta la viabilidad del PF fabricado con FA como cerámica dental de Clase 2, adecuada para coronas unitarias anteriores o posteriores cementadas adhesivamente (ADA 69/ISO 6872:2015 [57]). Cabe destacar que la resistencia podría mejorarse aún más controlando el tamaño de partícula a menos de 1 µm [54], [56], [58].

Finalmente, se fabricaron coronas que imitaban

la gradación de color de los dientes naturales utilizando lechadas con una carga de sólidos del 70 %, 3 % de BYK180, 0,2 % de R016 y PF/Y-PF, en varias composiciones que se muestran en la Tabla 1. Antes de la sinterización, el color naranja brillante de R016 oscurecía la diferencia de color entre las diferentes composiciones dentro de la misma muestra. En las coronas sinterizadas, las regiones cervical y media de TYPE1 son indistinguibles en color de Y-PF (según una tolerancia de color de ambiente oral de $\Delta E < 3,7$ [59]), con colores ligeramente más claros en la región incisal. TYPE2 muestra un ΔE 00 mayor que Y-PF en la región cervical y se vuelve gradualmente más brillante en las regiones media e incisal, aunque el color en su región incisal todavía no coincide con el de PF. Se observó una tendencia similar para TYPE3. El color de sus regiones media e incisal es similar al PF, con valores moderados de ΔE 00 de 7,74 y 5,03, respectivamente. De hecho, se espera que ΔE 00 hacia que PF disminuya de la región cervical a la incisal y viceversa hacia Y-PF, pero estos resultados muestran una gradación dispar con respecto a la intención del modelo. Además, no hay un revestimiento notable entre los segmentos con diferentes composiciones (Figs. 5 c y 6 a) en comparación con la zirconia multicapa prensada con gradiente de color Fe_2O_3 [13] y la zirconia multicapa precoloreada (multicapa anterior, ATM) fabricada por Aidite Technology [60]. Es probable que la autodifusión se produjera durante la sinterización a T_g [61], durante la cual las partículas YAG:Ce se movieron a un área con bajas concentraciones de ellas. Además, la superficie vítrea de la porcelana dificultó la observación de la línea de cambio de composición. En consecuencia, este aspecto debe considerarse durante el proceso de modelado del color.

Aquí, usamos una cámara de teléfono móvil para la medición del color debido al contorno y la transición de color de la estructura de la corona. Los espectrofotómetros y colorímetros comunes requieren un área de medición mínima de 3 a 5 mm de tamaño [66], mientras que se deben medir áreas o puntos mucho más pequeños cuando se investiga la gradación del color. La fotografía digital puede capturar fácilmente el cambio de color en una superficie irregular y generar los valores de color de píxeles individuales. Los estudios futuros deben comparar los resultados obtenidos utilizando espectrofotómetros, cámaras digitales y cámaras de teléfonos móviles. Por ejemplo, una fuente informó $\Delta E < 6,8$ [62], mientras que otros consideraron $\Delta E = 3,4$ aceptable [63]. Aunque las cámaras de teléfonos móviles que utilizan la configuración predeterminada son menos precisas que las cámaras digitales [63], [64], otro estudio obtuvo mediciones de color idénticas con un método visual en un escenario clínico simulado [65]. Para minimizar los resultados inconsistentes, en este estudio fijamos aún más la exposición de la cámara, el obturador, el balance de blancos y los parámetros de iluminación [66], y las fotografías se tomaron en una cabina cerrada con un fondo oscuro.

5. Conclusión

Este estudio tuvo como objetivo fabricar coronas dentales con gradación de color mediante el proceso FAFG. Se encontró que la suspensión cerámica óptima contenía 70 % del peso en sólidos (PF o Y-PF) más 3 % de BYK180 para garantizar una buena fluidez durante el proceso de fabricación. Debido a que tanto PF como Y-PF mostraron una curabilidad mayor a la esperada,

se agregó 0,2 % de peso de R016 para compensar el sobrecurado. En general, las estructuras de corona fabricadas satisfacen los requisitos para prótesis dentales de Clase 2 (ADA69/ISO 6872:2015), con resistencias a la flexión de 106,23 MPa para PF y 101,36 MPa para Y-PF. Se produjo con éxito una gradación de color suave en la corona, lo que demuestra la viabilidad del proceso FAFG. Sin embargo, se requiere un análisis más profundo en el modelado de color debido a la autodifusión del colorante YAG:Ce.

Expresiones de gratitud

Este trabajo fue apoyado por el Programa de Investigación Fundamental del Instituto Coreano de Ciencia de Materiales (PNK8850).

1. M.K. AL-Omiri, J.A. Karasneh, E. Lynch, P.-J. Lamey, T.J. Clifford

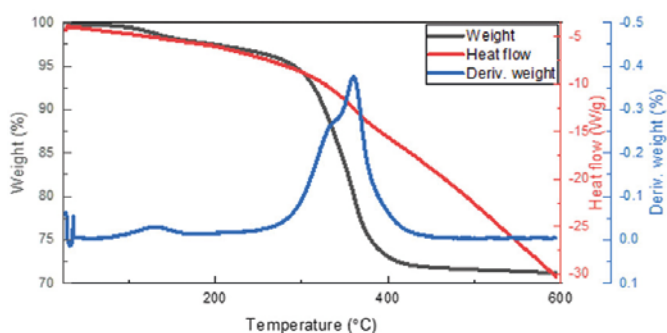
Impacts of missing upper anterior teeth on daily living
Int Dent J, 59 (2008), pp. 127-132, 10.1922/IDJ

2. A. Leao, A. Sheiham

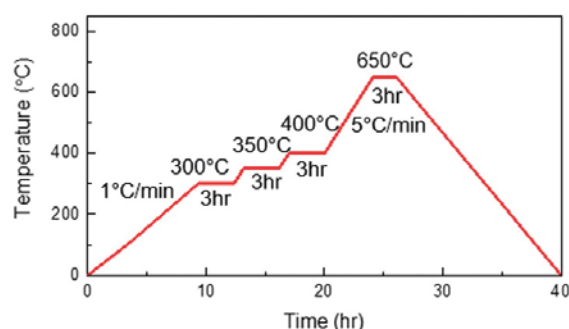
The development of a socio-dental measure of dental impacts on daily living

Community Dent Health, 13 (1996), pp. 22-26

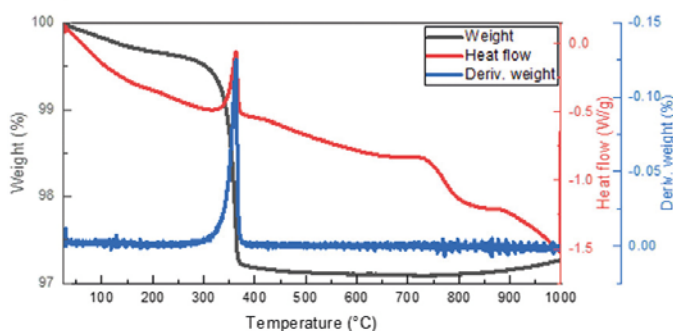
a.



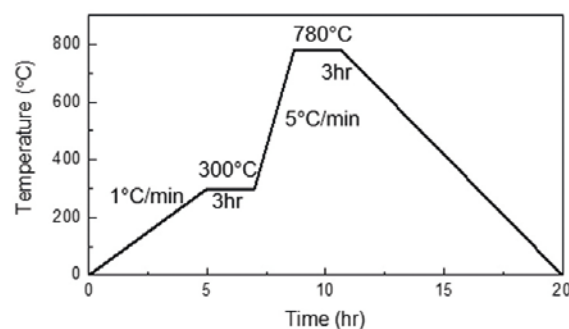
b.



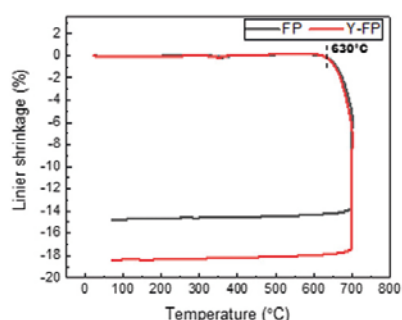
c.



d.



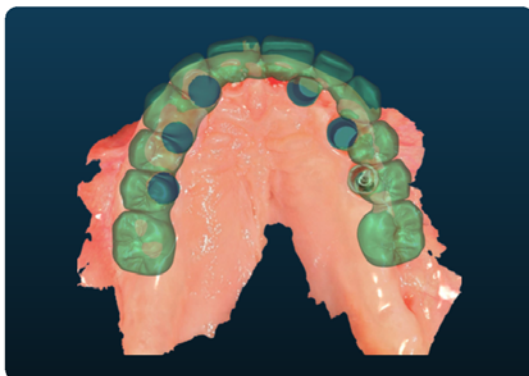
e.



3. S. Rodríguez-López, M.F. Escobedo Martínez, M. García-Pola, L.M. Junquera
Analysis of the esthetic preferences of Spanish laypersons and dentists regarding the different width proportions of the maxillary anterior teeth
J Prosthet Dent (2021), pp. 1-9, 10.1016/j.prosdent.2021.06.041
4. R.R.D.J. Tavares, S.N.L. Lima, A.S. Malheiros, L.L. Menezes, M.C. Bandeca, R.D.C.M. de Miranda, et al.
Assessment of the aesthetic impact and quality of life of home dental bleaching in adult patients
J Clin Exp Dent, 13 (2021), pp. 440-445, 10.4317/jced.57831
5. D.M. Dos Santos, A. Moreno, A.J. Vechiato-Filho, L. Da Rocha Bonatto, A.A. Pesqueira, M.C.B. Laurindo, et al.
The importance of the lifelike esthetic appearance of all-ceramic restorations on anterior teeth
Case Rep Dent (2015), p. 2015, 10.1155/2015/704348
6. E. Nuzzolese, M.M. Lepore, I. Cukovic-Bagic, F.M. Vella, G. Di
Forensic sciences and forensic odontology
Int Dent J, 58 (2008), pp. 342-348, 10.1922/IDJ
7. N. Kamishima, T. Ikeda, H. Sano
Color and translucency of resin composites for layering Techniques, 24 (2005), pp. 428-432
8. R. Rocha Maia, D. Oliveira, T. D'Antonio, F. Qian, F. Skiff
Comparison of light-transmittance in dental tissues and dental composite restorations using incremental layering build-up with varying enamel resin layer thickness
Restor Dent Endod, 43 (2018), pp. 1-9, 10.5395/rde.2018.43.e22
9. J. Da Costa, P. Fox, J. Ferracane
Comparison of various resin composite shades and layering technique with a shade guide
J Esthet Restor Dent, 22 (2010), pp. 114-124, 10.1111/j.1708-8240.2010.00322.x
10. S. Roozen
The color gradient of natural teeth and their intelligent imitation
Int Dent Afr Ed, 11 (2021) 62:8
11. M.R. Kaizer, N. Kolakarnprasert, C. Rodrigues, H. Chai, Y. Zhang
Probing the interfacial strength of novel multi-layer zirconias
Dent Mater, 36 (2020), pp. 60-67, 10.1016/j.dental.2019.10.008
12. X. Li, Q. Wang, X. Qiu, B. Zhao
Effect of different CAD/CAM cutting depths on the post-fatigue load-bearing capacity of novel multilayer zirconia restorations
J Dent, 111 (2021), Article 103709, 10.1016/j.jdent.2021.103709
13. M.F.R.P. Alves, L.G. Abreu, G.G.P. Klippel, C. Santos, K. Strecker
Mechanical properties and translucency of a multi-layered zirconia with color gradient for dental applications
Ceram Int, 47 (2021), pp. 301-309, 10.1016/j.ceramint.2020.08.134
14. C.M. Kang, T.Y. Peng, S. Shimoe
Color accuracy of different types of monolithic multilayer precolored zirconia ceramics
J Prosthet Dent, 124 (2020), pp. 789.e1-789.e7, 10.1016/j.prosdent.2020.04.026
15. T.T. Oliveira, A.C. Reis
Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: a systematic review
J Prosthet Dent, 122 (2019), pp. 270-274, 10.1016/j.prosdent.2019.01.018
16. J. Jockusch, M. Özcan
Additive manufacturing of dental polymers: an overview on processes materials and applications

Escuela de Odontología y Medicina Avanzada

eomaformacion.com



Formación



Cursos
Especializados para
Técnicos de
Prótesis Dental

EOMA es el centro de formación que transforma conocimiento en excelencia clínica. Les une la pasión por la Odontología moderna y el compromiso con una atención real: “aquí se tratan pacientes, no solo se estudia”.

En EOMA se reúnen protésicos, dentistas e higienistas en un entorno colaborativo e interdisciplinar. Su metodología está centrada en la práctica, la precisión y la evolución constante. Están a la vanguardia del mundo digital, integrando tecnología con visión clínica. Cada formación es una experiencia transformadora, orientada a la excelencia y a resultados reales. Fomentan el pensamiento crítico, la ética profesional y el trabajo en equipo. Su objetivo: formar líderes clínicos que marquen la diferencia. EOMA no es solo formación, es el futuro de la Odontología.

■ **CONTACTO** Calle Plasencia 11-17 Nave 11 28935 Móstoles (Madrid) Teléfono: 632 851 952 - 621 690 310 - 919 619 039
Info@eomaformacion.com

■ **CONSEJO ACADÉMICO** Juan Manuel Vadillo (Director)
José Luis Antonaya (Prostodoncista) Jaime Hernanz (Cirugía e Implan- tología) Jorge Longar (Ortodoncia)
Carmen Corral (Higienista Buco- dental) Norberto Casáñez (Técnico de Prótesis dental).



exocad

Dent Mater J, 39 (2020), pp. 345-354, 10.4012/dmj.2019-123

17. M. Javaid, A. Haleem

Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: a literature-based review
J Oral Biol Craniofac Res, 9 (2019), pp. 179-185, 10.1016/j.jobcr.2019.04.004

18. R. Galante, C.G. Figueiredo-Pina, A.P. Serro

Additive manufacturing of ceramics for dental applications: a review
Dent Mater, 35 (2019), pp. 825-846, 10.1016/j.dental.2019.02.026

19. D. Anssari Moin, B. Hassan, D. Wismeijer

A novel approach for custom three-dimensional printing of a zirconia root analogue implant by digital light processing
Clin Oral Implants Res, 28 (2017), pp. 668-670, 10.1111/clr.12859

20. H. Li, L. Song, J. Sun, J. Ma, Z. Shen

Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: potentials and challenges
Adv Appl Ceram, 118 (2019), pp. 30-36, 10.1080/17436753.2018.1447834

21. M. Dehurtevent, L. Robberecht, J.C. Hornez, A. Thuault, E. Deveaux, P. Béhin

Stereolithography: a new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing
Dent Mater, 33 (2017), pp. 477-485, 10.1016/j.dental.2017.01.018

22. S. Baumgartner, R. Gmeiner, J.A. Schönherr, J. Stampfl

Stereolithography-based additive manufacturing of lithium disilicate glass ceramic for dental applications
Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 116 (2020), Article 111180, 10.1016/j.msec.2020.111180

23. J. Schweiger, D. Bomze, M. Schwentenwein

3D printing of zirconia—what is the future?

Curr Oral Heal Rep, 6 (2019), pp. 339-343, 10.1007/s40496-019-00243-4

24. L. Wang, L. Yao, W. Tang, R. Dou

Effect of Fe₂O₃ doping on color and mechanical properties of dental 3Y-TZP ceramics fabricated by stereolithography-based additive manufacturing
Ceram Int (2022), pp. 1-11, 10.1016/j.ceramint.2022.12.062

25. G.H. Loh, E. Pei, D. Harrison, M.D. Monzón

An overview of functionally graded additive manufacturing
Addit Manuf, 23 (2018), pp. 34-44, 10.1016/j.addma.2018.06.023

26. P. Gonzalez, E. Schwarzer, U. Scheithauer, N. Kooijmans, T. Moritz

Additive manufacturing of functionally graded ceramic materials by stereolithography
J Vis Exp, 2019 (2019), pp. 1-8, 10.3791/57943

27. N. Oxman, S. Keating, E. Tsai

Functionally graded rapid prototyping
Innov Dev Virtual Phys Prototyp - Proc 5th Int Conf Adv Res Rapid Prototyp (2012), pp. 483-489, 10.1201/b11341-78

28. I. Denry, J.A. Holloway

Ceramics for dental applications: a review
Materials, 3 (2010), pp. 351-368, 10.3390/ma3010351

29. A. Moshaverinia

Review of the modern dental ceramic restorative materials for esthetic dentistry in the minimally invasive age
Dent Clin North Am, 64 (2020), pp. 621-631, 10.1016/j.cden.2020.05.002

30. S.J. Chu, A. Devigus, R.D. Paravina, A.J. Mieszko

Fundamentals of Color: Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry (Second edi...), Quintessence Publishing Co, Inc, (2011)

31. S.A. Santander, A.P. Vargas, J.S. Escobar, F.J. Monteiro, L.F.R. Tamayo
Ceramics for dental restorations - an introduction
DYNA, 77 (2010), pp. 26-36
32. G. Osilo
Flexural strength and internal defects of some dental porcelains
Acta Odontol Scand, 46 (1988), pp. 313-322, 10.3109/00016358809004782
33. B.I. Ardlin
Transformation-toughened zirconia for dental inlays crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure
Dent Mater, 18 (2002), pp. 590-595, 10.1016/S0109-5641(01)00095-1
34. K. Shah, J.A. Holloway, I.L. Denry
Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure color and flexural strength of 3Y-TZP
J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater, 87 (2008), pp. 329-337, 10.1002/jbm.b.31107
35. T.A. Khabas, V.V. Klimova, S.I. Starosvetskiy, A.P. Vasilyeva, M.A. Zvigintsev
Crystal phase formation in colored leucite-reinforced glass-ceramics for dental restorations
Inorg Mater Appl Res, 8 (2017), pp. 186-193, 10.1134/S2075113317010191
36. G.R. Baran, W.J. O'brien, T.Y. Tien
Colored emission of rare earth ions in a potassium feldspar glass
J Dent Res, 56 (1977), pp. 1323-1329, 10.1177/00220345770560110401
37. J.E. Geusic, H.M. Marcos, L.G. Van Uitert
Laser oscillations in nd-doped yttrium aluminum yttrium gallium and gadolinium garnets
Appl Phys Lett, 4 (1964), pp. 182-184, 10.1063/1.1753928
38. M. Micháľková, J. Kraxner, M. Micháľek, D. Galusek
Preparation of translucent YAG glass/ceramic at temperatures below 900 °C
J Eur Ceram Soc, 40 (2020), pp. 2581-2585, 10.1016/j.jeurceramsoc.2019.11.011
39. S. Kostić, Z. Lazarević, V. Radojević, A. Milutinović, M. Romčević, N. Romčević, et al.
Study of structural and optical properties of YAG and Nd:YAG single crystals
Mater Res Bull, 63 (2015), pp. 80-87, 10.1016/j.materresbull.2014.11.033
40. D. Komissarenko, P. Sokolov, A. Evstigneeva, I. Shmeleva, A. Dosovitsky
Rheological and curing behavior of acrylate-based suspensions for the dlp 3d printing of complex zirconia parts
Materials, 11 (2018), p. 2350, 10.3390/ma11122350
41. G. Mitteramskogler, R. Gmeiner, R. Felzmann, S. Gruber, C. Hofstetter, J. Stampfl, et al.
Light curing strategies for lithography-based additive manufacturing of customized ceramics
Addit Manuf, 1 (2014), pp. 110-118, 10.1016/j.addma.2014.08.003
42. S. Zhang, I.A. Sutejo, J. Kim, Y. Choi, H. Park, H.H. Yun
Three-dimensional complex construct fabrication of illite by digital light processing-based additive manufacturing technology
J Am Ceram Soc, 105 (2022), pp. 3827-3837, 10.1111/jace.18369
43. J. Kim, Y.J. Choi, C.W. Gal, H. Park, S.Y. Yoon, H. suk Yun
Effect of dispersants on structural integrity of 3D printed ceramics
Int J Appl Ceram Technol, 19 (2022), pp. 968-978, 10.1111/ijac.13965
44. G. Sharma, W. Wu, E.N. Dalal
The CIEDE2000 color-difference formula:

implementation notes supplementary test data and mathematical observations

Color Res Appl, 30 (2005), pp. 21-30, 10.1002/col.20070

45. S. Zhang, I.A. Sutejo, J. Kim, Y. Choi, C.W. Gal, H.S. Yun
Fabrication of complex three-dimensional structures of mica through digital light processing-based additive manufacturing

Ceramics, 5 (2022), pp. 562-574, 10.3390/ceramics5030042

46. F. Chen, Y.R. Wu, J.M. Wu, H. Zhu, S. Chen, S. Bin Hua, et al.

Preparation and characterization of ZrO₂-Al₂O₃ bioceramics by stereolithography technology for dental restorations

Addit Manuf, 44 (2021), pp. 1-8, 10.1016/j.addma.2021.102055

47. B. Inserra, B. Coppola, L. Montanaro, J.M. Tulliani, P. Palmero

Preparation and characterization of Ce-ZrO₂/Al₂O₃ composites by DLP-based stereolithography

J Eur Ceram Soc, 43 (2022), pp. 2907-2916, 10.1016/j.jeurceramsoc.2022.08.037

48. A. Lazauskas, D. Jucius, L. Puodžiukynas, A. Guobienė, V. Grigaliūnas

Sio₂-based nanostructured superhydrophobic film with high optical transmittance

Coatings, 10 (2020), pp. 1-7, 10.3390/coatings10100934

49. A. Sukhdev, A.S. Manjunatha, Puttaswamy
Decolorization of reactive orange 16 azo dye in wastewater using CAT/ IrCl₃/HClO₄ redox system: delineation of kinetic modeling and mechanistic approaches

J Taiwan Inst Chem Eng, 70 (2017), pp. 150-160, 10.1016/j.jtice.2016.10.033

50. S. Benkhaya, S. M'rabet, A. El Harfi

Classifications properties recent synthesis and applications of azo dyes

Heliyon (2020), p. 6, 10.1016/j.heliyon.2020.e03271

51. T. Yildiz, H.C. Yatmaz, K. Öztürk

Anatase TiO₂ powder immobilized on reticulated Al₂O₃ ceramics as a photocatalyst for degradation of R016 azo dye

Ceram Int, 46 (2020), pp. 8651-8657, 10.1016/j.ceramint.2019.12.098

52. T. Arfin, D.A. Bhaisare, S.S. Waghmare

Development of a PANI/Fe(NO₃)₃ nanomaterial for reactive orange 16 (R016) dye removal

Anal Methods, 13 (2021), pp. 5309-5327, 10.1039/d1ay01402a

53. T.S. Sheu, W.J. O'Brien, S.T. Rasmussen, T.Y. Tien

Mechanical properties and thermal expansion behaviour in leucite containing materials

J Mater Sci, 29 (1994), pp. 125-128, 10.1007/BF00356582

54. S.J. Saint-Jean

Dental Glasses and Glass-ceramics

Elsevier Inc, (2014), 10.1016/B978-0-12-394619-5.00012-2

55. C.B. Tanaka, N.H.B. Ahmad, A. Ellakwa, J.J. Kruzic

Effect of cooling protocol on mechanical properties and microstructure of dental veneering ceramics

Dent Mater, 35 (2019), pp. 1498-1505, 10.1016/j.dental.2019.07.011

56. Y. Zhang, P. Rao, M. Lü, J. Wu

Mechanical properties of dental porcelain with different leucite particle sizes

J Am Ceram Soc, 91 (2008), pp. 527-534, 10.1111/j.1551-2916.2007.02179.x

57. International Organization for Standardization.
Dentistry – Ceramic materials (ISO Standard No. 6872). 4th ed. 2015.

58. X. Chen, T.C. Chadwick, R.M. Wilson, R. Hill, M.J. Cattell

Crystallization of high-strength fine-sized leucite glass-ceramics

J Dent Res, 89 (2010), pp. 1510-1516, 10.1177/0022034510377795

59. W.M. Johnston, E.C. Kao

Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry

J Dent Res, 68 (5) (1989), pp. 819-822

60. C.M. Kang, T.Y. Peng, H.H. Huang

Effects of thickness of different types of high-translucency monolithic multilayer precolored zirconia on color accuracy: an in vitro study

J Prosthet Dent, 126 (2021), pp. 587.e1-587.e8, 10.1016/j.prosdent.2021.07.011

61. M.L.F. Nascimento, E.D. Zanotto

Mechanisms and dynamics of crystal growth viscous flow and self-diffusion in silica glass

Phys Rev B Condens Matter Mater Phys, 73 (2006), pp. 1-7, 10.1103/PhysRevB.73.024209

62. E. Mahn, S.C. Tortora, B. Olate, F. Cacciuttolo, J. Kernitsky, G. Jorquera

Comparison of visual analog shade matching a digital visual method with a cross-polarized light filter and a spectrophotometer for dental color matching

J Prosthet Dent, 125 (2021), pp. 511-516, 10.1016/j.prosdent.2020.02.002

63. C.S. Sampaio, P.J. Atria, R. Hirata, G. Jorquera

Variability of color matching with different digital photography techniques and a gray reference card

J Prosthet Dent, 121 (2019), pp. 333-339, 10.1016/j.prosdent.2018.03.009

64. R. Saincher, S. Kumar, P. Gopalkrishna, M. Maithri, P. Sherigar

Comparison of color accuracy and picture quality of digital SLR point and shoot and mobile cameras used for dental intraoral photography - a pilot study

Heliyon, 8 (2022), Article e09262, 10.1016/j.heliyon.2022.e09262

65. L. Schropp

Shade matching assisted by digital photography and computer software

J Prosthodont, 18 (2009), pp. 235-241, 10.1111/j.1532-849X.2008.00409.x

66. D.J. Wagner

A beginning guide for dental photography: a simplified introduction for esthetic dentistry

Dent Clin North Am, 64 (2020), pp. 669-696, 10.1016/j.cden.2020.07.002



COLPRODECAM

Ilustre Colegio Profesional de Protésicos Dentales de la Comunidad de Madrid

*Por una sonrisa
certificada
y colegiada*



Fresadora M6 Teleskoper Blank Changer con función automática de cambio de bloques



Con la nueva fresadora M6 Teleskoper Blank Changer, Zirkonzahn automatiza y acelera los procesos de producción para ofrecer un flujo de trabajo en el laboratorio dental cada vez más fructífero. La nueva fresadora M6, caracterizada con tecnología de fresado simultáneo de 5+1 ejes, está equipada con un almacén actualizable para colocar desde 16 hasta 80 bloques y una función Blank Changer (cambio de bloques) que permite transferirlos automáticamente del almacén a la órbita y viceversa, una vez finalizado el fresado. Esto permite realizar restauraciones con distintos materiales, alturas y colores, de forma totalmente automática, sin necesidad de pasos manuales intermedios.

Gracias al procesamiento en húmedo y en seco, también es posible fresar todos los materiales dentales blandos y duros. Cuenta con la Teleskoper Orbit SelfLock integrada, lo que permite sujetar y procesar bloques de material con diámetros de 95, 98, 106 e incluso 125 mm de forma totalmente automática. En combinación con soportes especiales, es posible el fresado de bloques de vitrocerámica, Raw-Abutment® y minibloques de zirconia (tamaño 1).

Con la fresadora M6, el usuario también puede beneficiarse de las ya conocidas e innovadoras funciones para el trabajo telescópico: ajuste por fricción, Double Milling y función "Stop & Go". La fresadora M6 viene ya equipada con el nuevo Performance Spindle. Este husillo es capaz de alcanzar un par de apriete máximo de 200 Ncm a velocidades comprendidas entre 6.000 y 40.000 rpm para una potencia máxima de 2,5 KW, gracias a un motor Permanent Magnet Synchronous Motor (PSM), especialmente desarrollado y adaptado de forma óptima a la fresadora.

La fresadora M6 dispone de una cámara de herramientas con protección contra el polvo, separada de la cámara de fresado y equipada con una función de cambio automático de 60 fresas. Con dos almacenes de 30 ranuras cada uno, se pueden guardar de forma segura y ordenada. Antes y después del fresado se comprueba automáticamente el tipo de fresas o los eventuales daños.

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



SEPES
Bilbao 2025
54º Congreso Anual
9 - 11 de octubre

El desafío interdisciplinar

JORNADA DE TECNOLOGÍAS DIGITALES EN ODONTOLOGÍA Y PRÓTESIS DENTAL

SÁBADO, 11 DE OCTUBRE, DE 9:00 A 18:00 H



Mar COLOMA



Beatriz MARTÍN

Jornada teórico-práctica con la exposición de dos casos. El primer caso tratará la **integración de tecnologías para prótesis sobre implantes**, usando iTero y exocad. El segundo, enfocado en **carillas sobre dientes**, destacará la importancia de la fotografía clínica y el escáner iTero. Ambos casos **resaltarán la colaboración entre clínica y laboratorio y la innovación en tratamientos mediante IA.**

OBJETIVOS

Fomentar la colaboración entre la clínica y el laboratorio mediante la integración de los sistemas iTero y eXocad.

Mostrar cómo gracias a una planificación meticulosa se pueden obtener resultados estéticos y funcionales óptimos.

Promover la innovación en tratamientos dentales mediante el uso de inteligencia artificial para optimizar procesos y resultados.

Jornada incluida en la inscripción general al Congreso.

Inscríbete con **tarifa reducida hasta el 30 de septiembre.**

También, opción disponible de inscripción únicamente a la Jornada de Técnicos:

80 € (Técnicos socios de SEPES), 120 € (Técnicos no socios de SEPES)



**Información del congreso y
de la Jornada e inscripciones**

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)



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



Paradores de Turismo

Los colegiados y los familiares que viajen con ellos puede beneficiarse de un 10% de descuento sobre la "Tarifa Parador" en todos los establecimientos de esta cadena hotelera.

Reservas: Tel. 91 374 25 00,
reservas@paradores.es
Directamente en el Parador elegido.



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



CD CAPITAL DENTAL

Nº116 SEPTIEMBRE 2025

¡Ya disponible online!

CD CAPITAL DENTAL

Nº116 SEPTIEMBRE 2025



NOTICIAS

EXPODENTAL 2026
novedades, fechas
y horarios

ARTS. TÉCNICOS

Influencia del material del
poste y del grosor de la férula
en la resistencia a la fractura
de premolares.

Carillas feldespáticas con
graduación de color para
odontología estética y
restauradora.

capitaldental.es

www.capitaldental.es



Soluciones avanzadas *en tus manos*



Calidad y excelencia



C. Rosa dels Vents 9-15
08338 Premià de Dalt
(Barcelona) España
info@ipd2004.com

Tel.: +34 93 278 84 91
Fax: +34 93 757 18 44





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