



EDITORIAL

LA ESTRUCTURA DENTAL COMO MODELO DE NANOMATERIALES BIOMIMÉTICOS

Dr. Luis Alonso Calatrava Oramas

Master of Science (U of M) Doctor en Odontología (UCV)
Profesor Titular UCV Ex Decano USM.

A pesar de los orígenes antiguos de la odontología, los tratamientos para la caries dental, aun incluyen terapias estándar dentro de la tendencia de desarrollar materiales que no dañen los tejidos, restaurando la forma y la función, “rellenando el espacio”, con materiales inactivos que no actúan significativamente en la biología del entorno oral. Pero, con el aumento de la longevidad de la población (mayores de 65 años alcanzarán el 20% para 2050) se ha enfatizado la necesidad de terapias mejores y más efectivas para los tejidos dentales, mediante bioingeniería.¹

Al mismo tiempo, se han explorado enfoques en varias disciplinas, incluida la Odontología Biomimética, la cual se deriva de la palabra latina "bio" que significa vida, y "mimético" que se relaciona con la imitación o emulación del proceso bioquímico con inspiración de la naturaleza.² Estas nuevas orientaciones han producido estructuras jerárquicas mediante la acumulación de iones inorgánicos de manera coordinada, junto con moléculas de proteínas orgánicas análogas a la biomineralización, implicando la concepción de múltiples ideas de la biología, la química, la ciencia de los materiales y la bioingeniería. Además, numerosas innovaciones de materiales a nanoescala han acentuado un impulso importante en la fabricación de materiales biomiméticos utilizando nanotecnología,³⁻⁵ logrado enormes avances en los campos de la ingeniería de tejidos dentales y la medicina dental regenerativa, establecidos sobre la creencia de que los andamios, las células y los factores de crecimiento, podrían usarse para crear tejidos y órganos de reemplazo vivos y funcionales.¹

En la actualidad, el concepto general de bioingeniería dental se ha probado, al demostrar que las combinaciones de células adultas y embrionarias de ratones

y humanos, forman primordios dentales *in vitro*; los trasplantes quirúrgicos de estos constructos en la boca, proporcionan un entorno adecuado para su desarrollo en dientes completamente funcionales y erupcionados. El obstáculo de mantener la capacidad inductiva en las células dentales embrionarias cultivadas *in vitro*, quizás esté cerca de resolverse, así como la manipulación exitosa de fuentes de células adultas para formar tejidos dentales; así las terapias clínicas de bioingeniería para crear dientes humanos, puedan ser una realidad, en un futuro no muy lejano.⁶

Derivado de lo anterior, nace el desarrollo de nuevos materiales, especialmente dedicados a restauraciones y prótesis, dentro de los criterios mínimamente invasivos, con fórmulas bioactivas, biocompatibles, biomiméticas, y con potencial de remineralización. El objetivo de esta revisión narrativa, es describir la integración del tejido dental humano, y relacionar cómo estas estructuras pudieran servir de plantillas para el diseño de materiales biomiméticos de nueva generación que repliquen el complejo mineral-orgánico.

LOS TEJIDOS DENTALES

Recientemente, varios estudios se han centrado en la posible aplicación de diversos nanomateriales, en odontología restauradora. Sin embargo, para su mayor desarrollo, es necesario un conocimiento elemental de los perfiles físico-químicos de los diferentes elementos de los dientes. También, la comprensión profunda de la estética, del espacio de las estructuras coronales histo-anatómicas, su dinámica y la interacción de la dentición natural, proporcionará la máxima ventaja estratégica con respecto a la integración funcional y óptica de las restauraciones.

Los tejidos dentales duros humanos son materiales jerárquicos nanoestructurados que combinan fases orgánicas y minerales (cristales de hidroxiapatita (HAp)) de una manera intrincada e ingeniosa para producir combinaciones notables de resistencia mecánica, estabilidad química, resistencia al desgaste y resistencia térmica.⁷ Desde una perspectiva mecánica, los dientes son estructuras diseñadas para soportar las cargas de masticación,

alcanzando valores de 700 N y mayores. La resistencia a la fractura es un requisito vital para la mayoría de los materiales restauradores.⁸

EL ESMALTE DENTAL es un biomaterial específico, muy exclusivo, que se caracteriza por propiedades estructurales y mecánicas excepcionales, así como por su belleza estética. Este tejido dental maduro, en contraste con el hueso, es un material acelular; por lo tanto, no tiene la capacidad de volver a crecer y regenerarse, tiene más del 95% de contenido mineral y menos del 1% de material orgánico, por lo tanto, es el tejido mineralizado más duro del cuerpo humano que es capaz de soportar millones de ciclos de carga en un entorno químicamente diverso durante toda su vida.⁹

Las propiedades físico-químicas únicas del esmalte se deben a su alto contenido en hidroxiapatita, la disposición paralela de cristales individuales de apatita alargados en prismas, y la alineación entretrejida de prismas perpendiculares en una valla que se asemeja a un orden tridimensional; es altamente interesante, ya que se caracteriza por una gran resistencia mecánica, combinada con una relativa resiliencia y compatibilidad tisular.⁹

Su desarrollo es un proceso intrincado estrictamente regulado por las células del órgano del esmalte llamadas ameloblastos, que forman una monocapa alrededor del esmalte en desarrollo, y se mueven como un solo frente de formación en direcciones específicas, mientras depositan una matriz proteica que sirve como plantilla para el crecimiento de cristales. Los ameloblastos mantienen conexiones intercelulares creando una barrera semipermeable, que en un extremo (basal / proximal) recibe nutrientes e iones de los vasos sanguíneos, y en el extremo opuesto (secretor / apical / distal) forma cristales extracelulares, a través de múltiples actividades, incluida la modulación del transporte de minerales e iones, la regulación del pH, la proteólisis y la endocitosis.¹⁰

La cuidadosa estimación de los perfiles químicos de diferentes elementos en el esmalte, con datos micromecánicos superpuestos, revelan sus características esenciales. Desde un punto de vista formal, el esmalte se puede dividir en un elemento estructural esencial y estable de toda la zona del esmalte, y la "superestructura", que implica un 6,5% de toda su masa. Las concentraciones de elementos como Ca, P y Cl descienden de forma regular y exponencial desde

la superficie del esmalte hacia el límite amelo dentinario, (LAD). Frente a esto, las concentraciones de Mg, Na, K y CO₃²⁻ aumentan exponencialmente en la misma dirección. Los iones de fluoruro son una excepción, descienden de forma excepcionalmente rápida y se desvanecen a valores insignificantes en una distancia de aproximadamente 1/3 de todo el espesor del esmalte.⁹

Existen dos propiedades del esmalte, la combinación de alta resistencia a la fractura y tenacidad excepcional, que generalmente son mutuamente excluyentes. La naturaleza ha combinado ambas propiedades con un éxito extraordinario, y éstas actúan especialmente en la prevención de fallas catastróficas del material por agrietamiento, lo cual es de suma importancia, cuando se trata de aplicaciones estructurales. La demanda más importante de los materiales de alto rendimiento actuales, es unir alta resistencia con extrema tenacidad a la fractura.¹¹

En los años recientes ha habido un gran interés en el desarrollo de diferentes materiales innovadores con diseños, propiedades y aplicaciones resistentes al desgaste, que pueden ayudar a reducir las pérdidas de energía resultantes de la fricción y sus mecanismos. Se han analizado las estrategias de ingeniería de superficies y fortalecimiento de matrices para el desarrollo de materiales con resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas.¹²

De la misma manera, en la búsqueda de la emulación dental con los materiales de restauración, el conocimiento profundo de la propagación de la luz dentro las estructuras coronales es un requisito previo para dilucidar el color; es primordial el dominio de la distribución espacial histo-anatómica tridimensional. La reflexión, refracción y la difracción representan varias formas de dispersión de la luz. En lo que respecta al esmalte prevalecen múltiples vías de dispersión.

Bazos P, Magne P ¹³ señalan que, en el esmalte la dispersión de la luz ocurre en el nivel ultraestructural de la hidroxiapatita, subunidades de cristal, mientras que la dispersión menor ocurre en la microestructura debido a las vainas del prisma / orientación del material interprismático, junto con las trayectorias sinuosas de las bandas de Hunter-Schreger. El coeficiente de la dispersión parece aumentar con longitudes de onda más cortas, mientras que las secciones delgadas de esmalte también exhiben un patrón de difracción de Fraunhofer, en

el plano perpendicular a los prismas de esmalte, actuando como una rejilla de difracción que a su vez puede ser responsable de generar reflejos iridiscentes.

La alta rigidez y excelente tenacidad del esmalte, y sus características estéticas, sin duda deben inspirar a los nuevos materiales. En el diseño de esmaltes especializados, por ejemplo, las bandas verticales de Hunter-Schreger, podrían imitar materiales artificiales, utilizando aspectos de la infraestructura del prisma de esmalte, en la impresión 3D de estructuras cerámicas. Los principios de diseño subyacentes de este tejido, se considera un camino prometedor hacia el desarrollo de materiales bioinspirados que posean la combinación de resistencia a grandes fuerzas y resistencia a la fractura (tenacidad), propiedades que comúnmente se consideran mutuamente excluyentes y de suma importancia cuando se trata de aplicaciones estructurales.¹¹ De allí que la incorporación de materiales innovadores y sus técnicas de procesamiento, deben mejorar la resistencia, dureza, tenacidad y rendimiento de la superficie, que son fundamentales para mantener la durabilidad, estabilidad y precisión, desde la macro a la nanoescala.

LÍMITE AMELO DENTINARIO (LAD)

La unión dentino-esmalte es una estructura compleja y crítica que une el esmalte con la dentina. Este pequeño fragmento del diente ha atraído la atención de los científicos durante años, por su papel fundamental como superficie de inicio de la actividad ameloblástica y odontoblástica, durante la formación del diente. En la madurez, parece ser elemental para la integridad biomecánica del diente, porque se une a estos tejidos calcificados estructuralmente diversos. Se describe como festoneada con sus convexidades dirigidas hacia la dentina y concavidades hacia el esmalte. Esta estructura conduce a una mejor unión entre estos tejidos calcificados y es una parte del diente micro-estructuralmente distinta y mecánicamente más resistente, que es esencial para su función.¹⁴

Recientemente, un número creciente de estudios se han centrado en sus propiedades mecánicas. Las interacciones intermoleculares a nivel nanométrico y de estructuras microcristalinas, determinan fuertemente sus propiedades y también las biológicas. Además de la función de integración de las fases en la

estructura del diente, este espacio evita la expansión de las presiones mecánicas dentro de la dentina y evita el deslizamiento de las fases entre sí. El problema en los estudios sobre el LAD es que la capa no se puede aislar del esmalte y la dentina.¹⁵

Las grietas que se inician en la superficie de los dientes pueden comenzar a extenderse hacia el LAD y continúan creciendo alrededor de la periferia del diente. Este proceso facilita la disipación de la energía de la fractura y evita que las grietas se extiendan hacia la dentina y la pulpa vital.¹⁶

El LAD es conocido por su papel especial: sirve para detener grietas y reducir la tensión en el esmalte, como una capa de módulo elástico graduado, lo que su mayor conocimiento pudiera conducir al desarrollo de cerámicas dentales con mayor fuerza y resistencia a la fatiga. Comprender qué causa la iniciación de grietas y los mecanismos responsables de la detención de grietas es relevante para el desarrollo de nuevos materiales dentales inspirados en los sistemas biológicos que reemplazan.¹⁷

Distinguir el estrés residual tiene una relevancia clínica significativa para mejorar nuestro conocimiento de su arquitectura y propiedades naturales, beneficiará aún más el diseño biomimético y aclarará cómo el estrés residual contribuye a la notable durabilidad de los materiales dentales, tanto naturales como artificiales.¹⁸

Esta zona también se ha definido con precisión por las propiedades químicas, mecánicas y ópticas. La caída del 4% en el contenido de Ca corresponde a una caída del 2,2% en el contenido de P, y se traduce en una caída del 87,5% en la dureza y del 30% en el módulo de elasticidad.¹⁴ El área del LAD carece de dispersión; la difusión de luz lateral que se produce ha sido descrita como la "capa de vidrio" o "alta capa de difusión" o "zona de brillo". Los factores que pueden considerarse para esta difusión de la luz mejorada es que el esmalte aprismático interior presenta una mayor orientación uniforme del cristal HAp.¹³

También se ha calculado el gradiente de temperatura en la superficie del diente y se ha determinado que existen diferentes propiedades térmicas en el esmalte y la dentina; la difusión y la conductividad térmica impactan la transferencia de calor y, por lo tanto, son de gran importancia en el diseño de materiales y en general en la odontología restauradora. Una función del LAD es ralentizar el

proceso de transmisión de calor en un régimen de baja temperatura aumentando la acumulación de calor; cuando llega a 42 ° C, se reemplaza por otro mecanismo; es decir, la unión puede sostener esa cantidad de flujo de calor y luego se produce el comportamiento de auto-calentamiento, lo que da como resultado un aumento de temperatura. La resistencia térmica del LAD a temperaturas superiores a 42 ° C, una temperatura crítica por debajo de la cual pueden sobrevivir los tejidos vivos, implica que las microestructuras de estas uniones juegan un papel fisiológico importante.¹⁹

LA DENTINA ocupa la mayor parte del diente tanto en peso como en volumen y es recinto protector para la pulpa dental. Es una estructura que sostiene el esmalte mecánicamente y puede, al proporcionar líquido intersticial en el LAD, permitir la reparación de microfisuras en el esmalte.⁷

En relación a la estética, en la dentina se produce una dispersión direccional múltiple a nivel microestructural debido a la presencia y disposición espacial de los túbulos dentinarios y la malla de fibra de colágeno. En contraste con el esmalte, el coeficiente de dispersión no cambia significativamente, con la longitud de onda. Directamente debajo del LAD, la dispersión disminuye debido a baja densidad de túbulos con tamaño pequeño, en comparación con la dentina más profunda o por encima de la pulpa, debido a la alta densidad de los túbulos con un tamaño de túbulo grande.¹³

DESARROLLO DE NUEVOS BIOMATERIALES

Se prevé un aumento del mercado mundial de materiales dentales. Los principales impulsores de este crecimiento son facilitar el flujo de trabajo y aumentar el bienestar de los pacientes. Por lo tanto, existen notables proyectos de investigación en marcha, para desarrollar materiales mejorados o nuevos con propiedades perfeccionadas o que puedan procesarse utilizando tecnologías avanzadas, como CAD / CAM o impresión 3D. Entre estos materiales, la circonia,

las vitrocerámicas y las cerámicas infiltradas con polímeros son de gran importancia.²⁰

CIRCONIA Actualmente, las restauraciones de circonia se utilizan ampliamente en odontología debido a su biocompatibilidad, estabilidad química, excelentes propiedades mecánicas y características ópticas. Con el aumento de la translucidez y los avances en los procedimientos de coloración, las restauraciones de circonia monolítico cada vez son más populares en la práctica clínica. El policristal de circonio tetragonal estabilizado con itria (3Y-TZP) tiene otras ventajas, como son los requisitos mínimos de preparación del diente. El principal problema para las restauraciones de porcelana fusionada con circonia, ha sido el astillado, como se ha reconocido.²¹

Khanlar LN, et al.,²² plantean que la tecnología de fabricación sustractiva asistida por computadora (CAM), como el fresado, es la más utilizada para la circonia estabilizada con itrio (YSZ), y se ha convertido en el enfoque principal para producir estas restauraciones; se pueden crear utilizando dos métodos: "mecanizado suave" o "mecanizado duro" de bloques totalmente sinterizados. El método de mecanizado suave, se basa en el fresado de bloques presinterizados. Esto conduce a una distribución bastante uniforme y homogénea de los componentes dentro del bloque y un tamaño de poros muy pequeños (20-30 nm). Finalmente, la estructura se sinteriza a altas temperaturas y alcanza sus últimas propiedades mecánicas, al sufrir una contracción volumétrica lineal de aproximadamente un 25%, recuperando sus dimensiones correctas. Dicho procesamiento crea núcleos muy estables con una gran cantidad de circonia tetragonal y superficies que están casi libres de fase monoclinica

Por el contrario, el método de mecanizado duro, implica el fresado de restauraciones dentales a partir de bloques completamente sinterizados, lo que elimina la posibilidad de contracción de la prótesis final. Esto puede ser ventajoso, pero también puede conducir a una transformación de fase de tetragonal a monoclinica en la superficie, asociada con la aceleración de la degradación a baja temperatura y causando microfisuras, lo que tiene un impacto perjudicial en la longevidad de las restauraciones finales.

Aunque los sistemas CAD-CAM descritos anteriormente ya están bien establecidos en el mercado dental, presentan un gran inconveniente relacionado con el gran desperdicio de material en el mecanizado. Los desechos corresponden aproximadamente al 90% del bloque prefabricado para una restauración típica, y los restos de estas restauraciones dentales no son reutilizables. Por tanto, se han desarrollado nuevas tecnologías para superar este problema, realizando la restauración mediante la adición de capas (3D), en lugar de tallar bloques prefabricados.²³

LAS VITROCERÁMICAS se utilizan ampliamente en la odontología protésica debido a las continuas mejoras de sus propiedades mecánicas asociadas a mejores microestructuras y nuevos métodos de procesamiento. Son muy atractivas porque son fáciles de procesar y tienen una estética sobresaliente, translucidez, baja conductividad térmica, alta resistencia, durabilidad química, biocompatibilidad, resistencia al desgaste y dureza similar a la de los dientes naturales.

Sus propiedades mecánicas y buena calidad estética de estos materiales se reflejan en buena longevidad que contribuye en gran medida en el atractivo para los clínicos. En comparación con las vitrocerámicas de leucita, (IPS Empress, Ivoclar Vivadent) los materiales a base de disilicato de litio (IPS e.max, Ivoclar Vivadent) tienen propiedades mecánicas superiores, lo que amplía su indicación. La técnica de cristalización es similar, sea un bloque “azul” para sistema CAD-CAM o la pastilla para técnica de inyección.²⁴

La búsqueda constante de materiales de restauración de cerámica sin metal que combinen estética y resistencia ha contribuido al desarrollo de nuevas vítreo-cerámicas de silicato de litio como fase cristalina principal, en una matriz vítrea reforzada con cristales de dióxido de circonio, ocurriendo la formación de una fase cristalina más pequeña y fina, que ocurre por la presencia de partículas de circonia que influye en la cristalización impidiendo el crecimiento de los cristales.²⁵ Estos nuevos materiales mantienen buenas propiedades ópticas, se tallan fácilmente en máquinas CAD-CAM y logran un buen acabado superficial, ya que todavía tienen una gran cantidad de matriz de vidrio. Celtra Duo™ (Dentsply, Degudent), VITA Suprinity®, (VITA Zahnfabrik), y Obsidian (Glidewell)

IPS e.max Ceram es una cerámica de estratificación de nano-fluorapatita en forma de polvo, que se utiliza para la producción de carillas o como material de recubrimiento para cerámicas de vidrio u óxido, mientras que IPS e.max ZirPress son lingotes prensados adecuados para la producción de carillas y recubrimiento de subestructuras de zirconio mediante la técnica de prensado sobre zirconio.²⁶

REDES CERÁMICAS INFILTRADAS CON POLÍMEROS Reciente se ha promovido una nueva categoría de materiales híbridos, que consisten en una matriz orgánica altamente llena de partículas cerámicas. Los beneficios son una fácil reparación intraoral con materiales restauradores fotopolimerizables y una tasa de producción más rápida, ya que no es necesaria la cocción.²⁷

Lava Ultimate de 3M ESPE se ha comercializado como "Resin Nano Ceramic" (RNC), ya que contiene partículas nanocerámicas (partículas de nanómetros y nanocluster) unidas en una matriz polimérica altamente reticulada. El material se procesa durante varias horas en un tratamiento térmico especial, resultando un material altamente curado, por lo que no es necesario hornear después del proceso CAM. Es resistente a las fracturas, con características de absorción de impactos. A pesar de su alto contenido de cerámica, este material no se recomienda para la producción de coronas, sino solo para inlays, onlays y carillas.²⁸

También se ha desarrollado un nuevo tipo de material denominado "Red de cerámica infiltrada con polímeros" (PICN). VITA Enamic de VITA tiene dos estructuras de red tridimensionales que se interpenetran entre sí; la red de cerámica de feldespato de estructura fina dominante (86% en peso o 75% en volumen) reforzada por una red de polímero de metacrilato (14% en peso o 25% en volumen).²⁹ Estas características, junto que el material sea fresado muy fino, favorecen su uso en pacientes con erosiones donde no se recomienda la preparación dental.³⁰

CERASMART™ de GC, denominado "nanocerámica flexible", está compuesto de partículas pequeñas y uniformemente distribuidas de silicato de alúmina-bario, incrustadas en una matriz de polímero. VOCO ofrece los bloques GRANDIO® que contienen 86% p/ p de rellenos inorgánicos en una matriz de

polímero para mayor tenacidad y excelente resistencia al desgaste. Con la ventaja del módulo de elasticidad similar a la dentina, para una endocorona, podría lograrse una estructura monobloque más aproximada y disipar más energía bajo la misma carga, que puede tener la mayor resistencia a la fractura.³¹

Todos los híbridos tienen un módulo de elasticidad similar a la dentina, y significativamente más alto que las cerámicas de vidrio y las basadas en feldespato, por lo que pueden absorber tensiones significativamente mayores sin deformación permanente o fallas. Por eso los híbridos, son los materiales recomendados para la fabricación de coronas sobre implantes, donde el ligamento periodontal (tejido que actúa como amortiguador) no existe.²⁶

FABRICACIÓN ADITIVA (AM) DE NANOMATERIALES BIOMIMÉTICOS

La impresión 3D se ha utilizado en la fabricación industrial durante décadas, pero la técnica y los equipos utilizados eran bastante costosos y laboriosos en el pasado. Con las mejoras en la tecnología, como una mayor precisión, imágenes de alta resolución e impresoras 3D de última generación, se ha convertido en una técnica convencional utilizada en diferentes campos. En los últimos diez años, con el rápido desarrollo de los métodos de manufactura digital y de ingeniería, la fabricación aditiva se ha utilizado cada vez más en el campo de la odontología, desde las primeras guías quirúrgicas personalizadas, hasta las últimas restauraciones personalizadas, coronas e implantes radiculares. En particular, la bioimpresión de dientes y tejidos tiene un gran potencial para realizar la regeneración de órganos y finalmente mejorar la calidad de vida.^{32,33} Junto con el desarrollo de la odontología digital, la fabricación aditiva es atractiva con un alto potencial para elaborar prótesis dentales personalizadas con un desperdicio mínimo, ya que agrega material para crear un objeto; por el contrario, cuando se obtiene por medios tradicionales, a menudo es necesario eliminar material mediante fresado, mecanizado, tallado, moldeado u otros medios.

La fabricación aditiva, (Additive Manufacturing AM en inglés) también conocida como impresión 3D, es un enfoque transformador de la producción industrial que permite la creación de piezas y sistemas más ligeros y resistentes. Se usa en varias áreas, como industrias, defensa, aeroespacial, arte, medicina y diseño; se

está adoptando la fabricación aditiva para la personalización y la producción rápida. Esta tecnología crea un objeto sólido directamente a partir de los datos CAD 3D digitales bajo control informático.³⁴

En medicina la impresión 3D (Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)) se usa a menudo para obtener imágenes digitales en la planificación quirúrgica, ejemplo en traumatología, cardiología, neurocirugía, cirugía plástica y la cirugía craneomaxilofacial. La fabricación aditiva ha levantado grandes expectativas en el campo de la odontología, sus aplicaciones van desde la prostodoncia, cirugía oral y maxilofacial e implantología oral hasta la ortodoncia, endodoncia y periodoncia. Estos procesos aditivos aportan innovación en la fabricación de implantes dentales personalizados complejos y masivos con pérdidas insignificantes.³⁴

Aun cuando globalmente cada vez más clínicos utilizan los procesos digitales en su consulta diaria, la impresión 3D es una tecnología emergente, con importantes obstáculos o barreras tecnológicas y de costos, que limitan su más amplia adopción. Se ha señalado que, si bien se han realizado mejoras, las impresoras 3D todavía están limitadas en la precisión que se requiere para los modelos y restauraciones dentales. Las aplicaciones de la impresión 3D en odontología pudieran ayudar a proporcionar a los pacientes servicios más personalizados y de menor costo, y simplificar el complejo flujo de trabajo relacionado con la producción de aparatos dentales.³⁵

Actualmente se utilizan varias tecnologías de impresoras 3D para la fabricación de prótesis dentales. Con resina fotosensible, se utilizan popularmente aparatos de estereolitografía (SLA) y tecnologías de procesamiento de luz digital (DLP). La impresora 3D DLP es una tecnología que utiliza un proyector de luz para proyectar una imagen para polimerizar resina fotosensible. La impresora 3D SLA es una tecnología que realiza la polimerización capa por capa mediante láser ultravioleta para polimerizar resina fotosensible. Las coronas provisionales fabricadas con tecnologías de impresión 3D (SLA y DLP) pueden reproducir una veracidad superficial más uniforme y superior que la tecnología de fresado.³⁶

En relación a la fabricación de coronas de circonia, un estudio de Wang, W et al.³⁷ mostró que la veracidad de la superficie externa, interna, el área marginal

y la superficie oclusal de las coronas impresas en 3D no fue peor que la veracidad correspondiente de las coronas CAD-CAM ($P < .05$), concluyendo que la impresión 3D puede ser adecuada para fabricar este tipo de coronas.

Khanlar LN et al., señalan que, aunque los estudios *in vitro* muestran propiedades mecánicas y precisión comparables con el fresado, el potencial de la fabricación aditiva (AM) de la circonia es muy prometedora; sin embargo, es esencial realizar nuevas mejoras en varias áreas, incluido el desarrollo de impresoras, el desarrollo de materiales y la mejora de los parámetros de impresión.²²

Por otro lado, el grupo suizo liderado por Ioannidis, A, et al.(2020), ha demostrado el potencial de la impresión 3D, cuando se trata de aplicaciones dentales. Aseguran que la fabricación aditiva se está convirtiendo rápidamente en una de las principales soluciones para muchos desafíos que enfrenta la industria dental, como lo respalda un estudio reciente, 2020, realizado por la Clínica de Odontología Reconstructiva de la Universidad de Zúrich en Suiza.³⁸

Del mismo grupo de investigadores, Ioannidis, A, et al. recomiendan la circonia impresa en 3D, para compensar protésicamente el desgaste oclusal de los dientes con carillas oclusales ultra finas. Las compararon con las fresadas (CAD/CAM) y el disilicato de litio prensado, expresando que, a pesar de las diferencias estadísticamente significativas entre estos materiales de restauración, todas soportaron las cargas que excedieron las fuerzas de mordida normales clínicamente esperadas.³⁹

Recientemente importantes desarrollos comerciales tuvieron lugar en el mundo de la impresión 3D dental. El fabricante XJet anunció una asociación global con Straumann Group para impulsar el sistema 1400 AM desde el concepto hasta la producción. La tecnología NanoParticle Jetting (NPJ) de XJet se ha utilizado para desarrollar productos y será "el primer proyecto de desarrollo de productos en alcanzar el siguiente nivel de llevar esta tecnología a la producción de piezas cerámicas de uso final."⁴⁰

También la FDA publicó una notificación previa a la comercialización 510(k) para BEGO VarseoSmile 65 Crown plus; es un material híbrido relleno de cerámica para la impresión 3D de restauraciones permanentes.⁴¹

Sin duda en 2022, la odontología digital no es el futuro: es el presente, y la impresión 3D es una tecnología de rápido desarrollo. Su aplicación muestra claramente que tiene potencial para el uso diario, sin embargo, tiene un precio, debido a la inversión requerida en varios tipos de software y hardware.

CONCLUSIONES

- 1- El material ideal para restaurar o reemplazar los tejidos bucales perdidos, puede resultar difícil de alcanzar, pero los esfuerzos para desarrollar opciones nuevas y mejoradas, continúan a un ritmo rápido.
- 2- Ya no es suficiente simplemente llenar los espacios con materiales inocuos o biológicamente inertes. El impulso para el futuro, es el desarrollo de materiales que influyan en su entorno biológico a través de vías definidas y controlables, que produzcan resultados clínicos predecibles para ayudar a nuestros pacientes.
- 3- El esmalte dental combina varias propiedades excepcionales, como una gran dureza y resistencia química, y una excelente resistencia a las fracturas, una combinación que rara vez se encuentra en materiales de ingeniería. Por lo tanto, ha atraído un interés significativo no solo en la comunidad biológica, sino también en la ciencia de los materiales.
- 4- La demanda más importante de los materiales de alto rendimiento actuales, es unir resistencia con extrema tenacidad a la fractura. Las bandas verticales de Hunter-Schreger, podrían imitarse en materiales artificiales, utilizando aspectos de la infraestructura del prisma del esmalte en la impresión 3D de estructuras cerámicas
- 5- El LAD sirve para detener grietas y reducir la tensión en el esmalte, como una capa de módulo elástico graduado; su mayor conocimiento pudiera conducir al desarrollo de cerámicas dentales con mayor fuerza y resistencia a la fatiga
- 6- Las vitrocerámicas se utilizan debido a las continuas mejoras de sus propiedades mecánicas, mejores microestructuras y nuevos métodos de procesamiento.
- 7- Recientemente se ha promovido una nueva categoría de materiales híbridos, que consisten en una matriz orgánica altamente llena de partículas cerámica con un módulo de elasticidad similar a la dentina, y significativamente más alto que las cerámicas de vidrio y las basadas en feldespato, por lo que pueden absorber tensiones significativamente mayores sin deformación permanente o fallas.
- 8- Las restauraciones de circonia tetragonal estabilizado con itria (3Y-TZP) poseen biocompatibilidad, estabilidad química, excelentes propiedades mecánicas y características ópticas; además, requisitos mínimos de preparación del diente.

- 9- Los sistemas CAD-CAM están bien establecidos en el mercado dental, pero presentan un gran inconveniente relacionado con el gran desperdicio de material en el mecanizado.
- 10-La fabricación aditiva (AM) también conocido como impresión 3D de los nanomateriales biomiméticos, es una alternativa para abordar los inconvenientes de la fabricación sustractiva, utilizando un archivo de diseño generado por computadora, sin una fuerza excesiva y muchos menos residuos no reciclables.
- 11-Los estudios *in vitro* muestran propiedades mecánicas y precisión en comparación con el fresado, y su potencial es muy prometedor, al probar las propiedades mecánicas, físicas y ópticas básicas; sin embargo, deben interpretarse con precaución antes de afirmar resultados clínicos.
- 12-Otros afirman que la fabricación aditiva se está convirtiendo rápidamente en una de las principales soluciones para muchos desafíos que enfrenta la industria dental, afirmando que las carillas oclusales de circonia impresas, fabricación basada en litografía, presentan una adaptación marginal (95 μm) y una precisión de producción (26 μm) similares a las de los métodos convencionales. AM es un método de fabricación alternativo y prometedor de restauraciones dentales.
- 13-El alto costo y el alto umbral de aplicación dificultan un mayor desarrollo de AM. Aunque el precio de las impresoras 3D ha ido bajando gradualmente en los últimos años, las impresoras 3D de buena calidad siguen siendo costosas. También se necesita una gran inversión en equipos y software de diseño asistido por computadora relacionados. Además, el uso eficiente de equipos y software, requiere formación técnica especializada, división y cooperación de personal técnico multidisciplinario.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1-Yelick PC, Sharpe PT. Tooth Bioengineering and Regenerative Dentistry. J Dent Res. 2019;98(11):1173-1182.
- 2- Calatrava O Luis Alonso Biométrica: una vía para romper paradigmas. Acta Odont Venez. 2016; 54(1):
- 3-Ferracane JL, Giannobile WV. Novel biomaterials and technologies for the dental, oral, and craniofacial structures. J Dent Res. 2014;93(12):1185-1186.
- 4-Calatrava O, Luis Alonso Resinas compuestas bioactivas con funciones terapéuticas. Evolución y perspectivas. RODYB, 2020. 9(3):
- 5- Cedillo, J. Domínguez, A. , Espinosa, R Materiales bioactivos en odontología restauradora RODYB, 2021. 10(3):
- 6-Jamal H, and Elhussein, M Integration of Regenerative Dentistry Into the Dental Undergraduate Curriculum Front. Dent. Med, 10 November 2020 <https://doi.org/10.3389/fdmed.2020.596189>
- 7-Thompson VP. The tooth: An analogue for biomimetic materials design and processing. Dent Mater. 2020 Jan;36(1):25-42.

- 8-Yahyazadehfar M, Ivancik J, Majd H, An B, Zhang D, Arola D. On the Mechanics of Fatigue and Fracture in Teeth. *Appl Mech Rev.* 2014;66(3):0308031-3080319.
- 9- Kuczumow A, Chałas R, Nowak J, Smulek W, Jarzębski M. Novel Approach to Tooth Chemistry: Quantification of Human Enamel Apatite in Context for New Biomaterials and Nanomaterials Development. *Int J Mol Sci.* 2020;22(1):279.
- 10-Lacruz RS, Habelitz S, Wright JT, Paine ML. Dental enamel formation and implications for oral health and disease. *Physiol Rev.* 2017; 97(3):939-993.
- 11-Wilmers J, Bargmann S. Nature's design solutions in dental enamel: Uniting high strength and extreme damage resistance. *Acta Biomater.* 2020;107:1-24
- 12- Zhai W, Bai L, Zhou R, et al. Recent Progress on Wear-Resistant Materials: Designs, Properties, and Applications. *Adv Sci (Weinh).* 2021;8(11):e2003739.
- 13-Bazos P, Magne P. Bio-Emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histoanatomic approach; visual synthesis. *Int J Esthet Dent.* 2014;9(3):330-52.
- 14-Marshall G.W.J., Balooch M., Gallagher R.R., Gansky S.A., Marshall S.J. Mechanical properties of the dentinoenamel junction: AFM studies of nanohardness, elastic modulus, and fracture. *J. Biomed. Mater. Res.* 2001; 54:87–95.
- 15- Kuczumow A, Chałas R, Nowak J, et al. Novel Approach to Tooth Chemistry. Quantification of the Dental-Enamel Junction. *Int J Mol Sci.* 2021;22(11):6003.
- 16- Yahyazadehfar M, Bajaj D, Arola DD. Hidden contributions of the enamel rods on the fracture resistance of human teeth. *Acta Biomater.* 2013;9(1):4806-14.
- 17-Yahyazadehfar M, Ivancik J, Majd H, An B, Zhang D, Arola D. On the Mechanics of Fatigue and Fracture in Teeth. *Appl Mech Rev.* 2014;66(3):0308031-3080319.
- 18- Sui T, Lunt AJG, Baimpas N, Sandholzer MA, Li T, Zeng K, Landini G, Korsunsky AM. Understanding nature's residual strain engineering at the human dentine-enamel junction interface. *Acta Biomater.* 2016; 32:256-263.
- 19- Niu L, Dong SJ, Kong TT, Wang R, Zou R, Liu QD. Heat Transfer Behavior across the Dentino-Enamel Junction in the Human Tooth. *PLoS One.* 2016;11(9): e0158233.
- 20- Sulaiman TA. Materials in digital dentistry-A review. *J Esthet Restor Dent.* 2020; 32(2):171-181.
- 21-Matta RE, Eitner S, Stelzer SP, Reich S, Wichmann M, Berger L. Ten-year clinical performance of zirconia posterior fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2022;49(1):71-80.

- 22-Khanlar LN, Salazar Rios A, Tahmaseb A, Zandinejad A. Additive Manufacturing of Zirconia Ceramic and Its Application in Clinical Dentistry: A Review. *Dent J (Basel)*. 2021;9(9):104
- 23- Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*. 2017; 31(suppl 1):e58.
- 24- Marchesi G, Camurri Piloni A, Nicolini V, Turco G, Di Lenarda R. Chairside CAD/CAM Materials: Current Trends of Clinical Uses. *Biology (Basel)*. 2021; 10(11):1170.
- 25- Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32(7):908-14.
- 26- Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018; 6(9):1742-1755.
- 27- de Kuijper MCFM, Gresnigt MMM, Kerdijs W, Cune MS. Shear bond strength of two composite resin cements to multiphase composite resin after different surface treatments and two glass-ceramics. *Int J Esthet Dent*. 2019;14(1):40-50.
- 28-Souza J, Fuentes MV, Baena E, Ceballos L. One-year clinical performance of lithium disilicate versus resin composite CAD/CAM onlays. *Odontology*. 2021;109(1):259-270.
- 29- Dirksen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*. 2013; 7:118-22.
- 30-Lucszanszky IJR, Ruse ND. Fracture Toughness, Flexural Strength, and Flexural Modulus of New CAD/CAM Resin Composite Blocks. *J Prosthodont*. 2020; 29(1):34-41.
- 31-Wang J, Ling Z, Zheng Z, et al. Clinical efficacy of ceramic versus resin-based composite endocrowns in Chinese adults: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*. 2020;21(1):559.
- 32-Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32(2):182-192.
- 33- Lee BI, You SG, You SM, Kim DY, Kim JH. Evaluating the accuracy (trueness and precision) of interim crowns manufactured using digital light processing according to post-curing time: An in vitro study. *J Adv Prosthodont*. 2021; 13(2):89-99.
- 34- Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2019; 9(3):179-185'

- 35--Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, Lu X, Shi H, Lee ES, Jiang HB. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning*. 2021; 2021:9950131.
- 36- Son K, Lee JH, Lee KB. Comparison of Intaglio Surface Trueness of Interim Dental Crowns Fabricated with SLA 3D Printing, DLP 3D Printing, and Milling Technologies. *Healthcare (Basel)*. 2021; 9(8):983.
- 37- Wang W, Yu H, Liu Y, Jiang X, Gao B. Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *J Prosthet Dent*. 2019; 121(2):285-291.
- 38- Ioannidis A, Bomze D, Hämmerle CHF, Hüsler J, Birrer O, Mühlemann S. Load-bearing capacity of CAD/CAM 3D-printed zirconia, CAD/CAM milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate ultra-thin occlusal veneers on molars. *Dent Mater*. 2020; 36(4):e109-e116.
- 39- Ioannidis A, Park JM, Hüsler J, Bomze D, Mühlemann S, Özcan M. An in vitro comparison of the marginal and internal adaptation of ultrathin occlusal veneers made of 3D-printed zirconia, milled zirconia, and heat-pressed lithium disilicate. *J Prosthet Dent*. 2021: S0022-3913(20)30722-8.
- 40- Alter D A Glimpse into the Future The sky is the limit in additive manufacturing. *Inside Dental Tech*. 2017; 8(7):
- 41- BEGO VarseoSmile <https://www.bego.com/3d-printing/>
- 42- Thronson, J 3D Printing: Present and Future Building on current technology for future innovation *Inside Dental Tech* 2020 11(7)