

BARRERAS DE ZIRCONIA PERSONALIZADAS PARA REGENERACIÓN ÓSEA GUIADA

Dr. Hugo Manuel Godiño

Tutor: Prof. Adj. Dra. Victoria Pebé MSc

Carrera de Especialización en Implantología Oral

Escuela de Graduados – Facultad de Odontología - Universidad de la República

Uruguay, año 2026

Tabla de contenido

Lista de abreviaturas:	2
RESUMEN:	3
OBJETIVOS:	3
GENERAL	3
ESPECÍFICOS	3
1. Introducción	5
GENERAL	7
ESPECÍFICOS	7
2. Metodología	8
3. Marco teórico	9
3.1. Biomateriales	9
3.2. Concepto de regeneración ósea guiada	10
3.3.1 Barreras confeccionadas con tecnología CAD-CAM	12
3.3.2. Uso de zirconia como material de barrera para ROG	13
3.3.3 Remoción de la membrana	18
3.4 Macroestructura de las barreras de Zirconia	18
3.5 Membranas fresadas e impresas	19
3.6 Desempeño de la Zirconia frente a otros materiales	19
4. Discusión	22
4.1 Confección y características de las barreras de zirconia	22
4.3 Zirconia vs. Otros materiales de barrera	28
4.4 Ventajas de las barreras de zirconia	29
ADAPTABILIDAD, PREDECIBILIDAD, BIOTOLERANCIA	29
4.5 Exposición prematura de la membrana	29
5. Conclusiones	32

Lista de abreviaturas:

- ROG: regeneración ósea guiada
- CAD-CAM: diseño asistido por computadora – fabricación asistida por computadora
- GTR: regeneración tisular guiada
- PMMA: Polimetilmetacrilato
- PEEK: Polieter-éter-cetona
- ePTFE: Gore-Tex reforzado con titanio
- UH: unidad Hounsfield

RESUMEN:

Antecedentes: La regeneración ósea guiada es una de las alternativas más predecibles para reconstruir huesos alveolares previo a la instalación de implantes dentales. En los últimos años, se han utilizado membranas fabricadas mediante tecnología CAD-CAM para la formación de tejido óseo. Se han descrito las ventajas de utilizar membranas ya preformadas y personalizadas al defecto a reconstruir, utilizando tomografías computarizadas, diseño y fabricación asistido por computadoras, que se traducen en menor tiempo operatorio, y menor morbilidad. La zirconia es un material que permite ser fresado y también impreso, siendo ideal para este cometido.

OBJETIVOS:

GENERAL

1. Conocer el desempeño clínico de la zirconia como biomaterial para membranas personalizadas, en la técnica de regeneración ósea guiada.

ESPECÍFICOS

2. Describir a la zirconia como biomaterial para membranas en la utilización de la técnica regeneración ósea guiada.
3. Comparar su desempeño frente a otras membranas personalizadas, como el titanio.
4. Conocer si existen ventajas o desventajas en la formación ósea con la utilización de estas barreras para la subsiguiente colocación de implantes dentales.
5. Conocer si existen dificultades reportadas en la manipulación del material, fracasos en la técnica de ROG con zirconia, así como inconvenientes en la posterior remoción de la membrana una vez culminada la regeneración ósea.

PALABRAS CLAVE

guided bone regeneration, zircon mesh, bone augmentation

Resultados:

Se encontraron 207 artículos de los cuales se descartaron repetidos y aquellos que no tengan relación específica con el tema, se incluyeron revisión de la literatura y reporte de casos clínicos en regeneración ósea en maxilares usando zirconia.

Se descartaron aquellos que, una vez leído el resumen, no hicieran referencia específica a barreras, descartando también a los estudios que hicieron foco en la ingeniería de tejidos usando la zirconia como scaffolds, así como también aquellos que mezclaran zirconia con otros materiales, como por ej. hidroxiapatita.

Los resultados obtenidos con este tipo de membranas en cuanto a ganancia ósea oscilan en 1.5 y 6 mm. No hay consenso clínico dada la heterogeneidad de los estudios publicados.

La rigidez de la zirconia ofrece un buen mantenimiento del espacio a regenerar frente a membranas reabsorbibles siendo prometedoras para casos de mayor exigencia en volumen. Como complicación la más frecuente es la exposición con un valor de aproximadamente 30%, variando según el estudio. Uno de los aspectos críticos de la técnica es la fijación de la membrana por las características del material, pudiendo sufrir fracturas. Frente a otras membranas no reabsorbibles aún no hay evidencia para mostrar una mejora en términos de ganancia ósea, pero ofrece ciertos beneficios potenciales en cuanto a estabilidad volumétrica y biocompatibilidad.

Conclusiones:

Las membranas de zirconia son barreras con alta biocompatibilidad, gran mantenimiento del espacio y con ventajas estéticas. Muestran menor acúmulo de *biofilm* frente a otros materiales. Su rigidez exige diseños precisos para lograr correcta fijación sin tensión. El cierre mucoso es de gran importancia para minimizar exposiciones. La evidencia disponible muestra resultados comparables a membranas no reabsorbibles de otro tipo, sin embargo, la evidencia es heterogénea y aún se requieren estudios clínicos randomizados y con seguimiento en el tiempo, para brindar sustento a la técnica. La selección de caso parece ser de gran relevancia, junto con la planificación y ejecución minuciosa de la intervención y los controles postoperatorios.

1. Introducción

Ante la pérdida del órgano dentario deviene una remodelación y pérdida del hueso alveolar.

(1) La reabsorción del hueso residual sigue ciertos patrones descritos por Atwood en 1971. En porcentaje el cambio de dimensión vertical es del 11% al 22% y horizontal del 29% al 63% a los 6 meses. Algunos factores sistémicos como el consumo de medicamentos o enfermedades, el tiempo transcurrido desde la pérdida de los dientes y el tipo de rehabilitación son elementos importantes que influyen en la cantidad y calidad del hueso en los maxilares.

((2)

En la década de 1980, el uso de implantes dentales osteointegrados anclados en el hueso maxilar con contacto directo hueso-implante, se convirtió en una modalidad de tratamiento cada vez más importante para el reemplazo de dientes faltantes en pacientes total o parcialmente edéntulos. Uno de los requisitos previos para predecir un pronóstico a largo plazo para los implantes osteointegrados es un volumen suficiente de hueso maxilar sano en los posibles sitios receptores.

La experiencia clínica ha demostrado claramente que el pronóstico a largo plazo de los implantes dentales se ve comprometido si falta volumen óseo bucal en el momento de la colocación del implante. (3,4) Sin embargo, con frecuencia falta una cantidad suficiente de volumen óseo producto de traumatismos o enfermedades infecciosas como la periodontitis avanzada u otras infecciones, o la progresiva reabsorción ósea del paso del tiempo en zonas edéntulas. (5) Para estas situaciones, se han desarrollado técnicas quirúrgicas reconstructivas para restaurar el hueso faltante y permitir la colocación de implantes dentales en un enfoque simultáneo o por etapas. Una técnica posible se basa en la aplicación de membranas de barrera descritas por primera vez en 1959 por Hurley et al para el tratamiento de la fusión espinal experimental. (6)

El uso de la regeneración tisular guiada (GTR) en la reconstrucción ósea se introdujo en la década de 1960 para lograr la reconstrucción maxilofacial de grandes defectos que resultaron de las bajas en la guerra de Vietnam y la reconstrucción después de la resección oncológica de la mandíbula y el maxilar. La primera introducción en la cirugía oral y maxilofacial implicó el uso de una malla metálica (cromo cobalto o titanio) y un filtro milipore (7,8) con un tamaño de poro menor a 1 femtolitro (fL) de diámetro. (9) Este tamaño de poro podía evitar que cualquier fibroblasto penetre en el área, de lo contrario las proyecciones de extensiones citoplasmáticas fibroblásticas entraban en los poros de la membrana y se proyectaban a través de la superficie hacia el área ósea en regeneración. Era un tipo totalmente exclusivo de sistema de regeneración tisular guiada por membrana.

La ROG se define como la creación de un espacio entre el hueso y los tejidos blandos circundantes utilizando una barrera que permite que nuevo hueso se forme mientras previene que células de los tejidos blandos lo hagan. Fue descrita por Nyman y colaboradores en 1982 utilizando membranas para facilitar la regeneración de hueso en defectos periodontales, más tarde Gottlow y colaboradores también describieron esta técnica. (10)

Las investigaciones de Gottlow ampliaron el concepto de la técnica, específicamente en la aplicación de membranas para la creación de un entorno controlado que favorezca el crecimiento del hueso. (10) Uno de los trabajos más conocidos de Gottlow es el que demostró la eficacia de las membranas de colágeno para la regeneración ósea, en particular para la restauración de defectos óseos alrededor de los implantes dentales. (10)

Las membranas juegan un papel crucial al actuar como barreras físicas que mantienen el espacio y guían el crecimiento óseo. Sin embargo, no están libres de complicaciones, siendo la exposición de membranas la más frecuente. (11) Estas complicaciones postoperatorias pueden comprometer el éxito del procedimiento regenerativo, aumentar el tiempo de curación e incluso requerir intervenciones quirúrgicas adicionales, causando a menudo molestias o dolor en los pacientes. (9)

Por lo tanto, la selección adecuada de membranas y el manejo clínico correcto son esenciales para minimizar las complicaciones y optimizar los resultados del procedimiento ROG, enfatizando la importancia de una técnica quirúrgica correcta y una planificación meticulosa.

Uno de los avances más recientes y prometedores en el campo de la regeneración de tejidos es el uso de las tecnologías CAD CAM (diseño y manufactura asistida por computador) en la confección de barreras en procedimientos de aumento óseo.

La capacidad de las membranas de zirconio para actuar como barreras físicas durante el proceso de regeneración ósea podría ofrecer ventajas significativas en comparación con las barreras y membranas tradicionales, como una mejor protección y estabilidad mecánica del sitio quirúrgico, tiempo quirúrgico más corto, menor costo de fabricación, fácil fijación y rápida fijación al hueso nativo, menor necesidad de tornillos de fijación, capacidad para tratar defectos óseos más grandes y curvos con una sola barrera, fácil extracción, mejor tolerancia del tejido a las exposiciones y un diseño CAD CAM personalizado de la barrera al defecto óseo, lo que da como resultado un mejor ajuste de la barrera al defecto óseo. (9,12–15)

Mediante revisión bibliográfica y búsqueda de material académico se proponen los siguientes objetivos:

GENERAL

6. Conocer el desempeño clínico de la zirconia como biomaterial para membranas personalizadas, en la técnica de regeneración ósea guiada.

ESPECÍFICOS

7. Describir a la zirconia como biomaterial para membranas en la utilización de la técnica regeneración ósea guiada.
8. Comparar su desempeño frente a otras membranas personalizadas, como el titanio.
9. Conocer si existen ventajas o desventajas en la formación ósea con la utilización de estas barreras para la subsiguiente colocación de implantes dentales.
10. Conocer si existen dificultades reportadas en la manipulación del material, fracasos en la técnica de ROG con zirconia, así como inconvenientes en la posterior remoción de la membrana una vez culminada la regeneración ósea.

2. Metodología

Este trabajo se corresponde con una revisión narrativa de la literatura científica acerca del tema de estudio.

Para responder a los objetivos se propone una revisión de la literatura, en búsqueda de artículos científicos enmarcados entre 2015 y 2024. Las bases de datos consultadas serán *PubMed*, *BVS (MEDLINE)*, *Cochrane Library*, *Triptatabase*, y *Google Scholar*. Para identificar terminología se utilizará un artículo preseleccionado: *Customized-3D zirconia barriers for guided bone regeneration (GBR): clinical and histological findings from a proof-of-concept case series. Federico Mandelli*

La búsqueda arrojó 207 artículos de los cuales se descartaron aquellos repetidos y los que no guardaban relación directa con el tema. Se incluyeron revisiones de la literatura y reportes de casos clínicos que trataran la regeneración ósea utilizando la zirconia.

Luego de leído el resumen se descartaron aquellos que no hicieran referencia específica a las barreras, descartando asimismo los estudios que hicieran foco en la ingeniería de tejidos utilizando zirconia como *scaffolds*, así como los que mezclaran zirconia con otros biomateriales como la hidroxiapatita.

3. Marco teórico

3.1. Biomateriales

Los humanos han utilizado sustitutos artificiales para reparar tejidos dañados durante décadas. En el año 659 d.C., los chinos fueron los primeros en usar amalgama dental para reparar defectos en los dientes. Las limitaciones de los materiales de reemplazo óseo han llevado al uso de materiales sintéticos alternativos para la reparación, reemplazo y mejora ósea. Los "biomateriales" aparecieron a principios de la década de 1960. (16–18) Su objetivo era lograr que el rendimiento del biomaterial se igualara al del tejido reemplazado con la menor reacción tóxica posible para el huésped. Generalmente, son bioinertes e interactúan mínimamente con los tejidos circundantes. La primera generación de biomateriales incluye principalmente: metales (como el titanio o aleaciones de titanio), polímeros sintéticos (como PMMA y PEEK) y cerámicas (como alúmina y zirconia).

La zirconia es una forma oxidada del circonio (un metal de transición fuerte que pertenece al grupo 4 de la tabla periódica y tiene el símbolo químico Zr.) y su característica es de tener elevada resistencia mecánica y dureza), no existe en forma pura en la corteza terrestre. Se encuentra en los minerales baddeleyita y circón. La zirconia es una cerámica policristalina que exhibe tres fases cristalográficas diferentes según la temperatura y la presión: monoclinica (M), tetragonal (T) y cúbica (C).

Los bio-materiales de segunda generación tienen como principal característica su naturaleza bioactiva y algunos pueden ser biodegradables in vivo. Estos consisten en polímeros sintéticos y naturales, como el colágeno, fosfatos de calcio, carbonato de calcio, sulfatos de calcio y vidrios bioactivos.

La tercera generación de biomateriales está diseñada para inducir respuestas biológicas específicas y beneficiosas a nivel celular o molecular. mediante la adición de sustancias inductivas, basadas en los biomateriales de segunda generación con propiedades excelentes y/o nuevos biomateriales con un rendimiento sobresaliente. Algunas de las sustancias inductivas incluyen, pero no se limitan a; factores biológicos o estímulos externos. A diferencia de los biomateriales de segunda generación su objetivo es regenerar el tejido, no solo reemplazarlo. Ejemplos de ellos son Andamios de colágeno, biopolímeros, fosfatos de calcio modificados etc. (17–19)

El injerto óseo autólogo todavía se considera el “patrón de oro” para la reparación de defectos óseos. Sin embargo, los inconvenientes de los injertos óseos autólogos incluyen daños secundarios, alta morbilidad en el sitio donante, limitaciones de forma especial, insuficiencia

en sitios donantes, entre otros. Estas debilidades limitan su uso generalizado en entornos clínicos. (20)

Cuando los biomateriales se implantan en el cuerpo, dos factores determinarán su destino. Uno es la respuesta del tejido a los biomateriales, es decir, propiedades fisicoquímicas, citotoxicidad y composiciones químicas. El otro es el cambio en las propiedades de los biomateriales después de la implantación, es decir, erosión por fluidos corporales y degradación enzimática. Los biocerámicos son una gran clase de materiales inorgánicos no metálicos. Son ampliamente utilizados en la reparación y reemplazo de tejidos esqueléticos y duros como articulaciones de cadera, dientes y huesos debido a su actividad antimicrobiana y resistencia a cambios de pH, soluciones ácidas y básicas, y altas temperaturas. Al mismo tiempo, los biocerámicos generalmente muestran mejores respuestas tisulares que los polímeros o metales. La mayoría de los biocerámicos no liberan sus componentes en el cuerpo humano, a menos que estén diseñados para ser bioabsorbibles. Por lo tanto, los biocerámicos no generan una respuesta de cuerpo extraño y son biocompatibles con las células. Además de estas características de seguridad, una característica muy importante y útil de los biocerámicos, como la apatita, es su capacidad para unirse con el hueso. Aparte de la apatita, el vidrio bioactivo y las cerámicas de vidrio bioactivo también pueden unirse directamente con el hueso. (21)

3.2. Concepto de regeneración ósea guiada

Cuando se extraen dientes y la función masticatoria se ve comprometida, los dientes faltantes pueden ser reemplazados con prótesis implanto-asistidas (PIA). Para permitir una implantación exitosa, el hueso receptor necesita ser suficiente en calidad y volumen. Si el volumen óseo es insuficiente, puede aumentarse mediante el injerto óseo y/o el suplemento con un sustituto óseo, la osteodistracción o distracción osteogénica (procedimiento quirúrgico utilizado para alargar huesos, mediante la separación gradual y controlada de los segmentos óseos) o la regeneración ósea guiada (ROG) (22).

En el clásico estudio experimental de Schenk et al. (23) el patrón de curación ósea se describió de manera integral, confirmando la hipótesis original de la ROG en el cual la cobertura de membrana de los defectos óseos crea un ambiente adecuado, a menudo llamado espacio aislado para la regeneración ósea. El efecto surgido de la colocación de la membrana se consideró el siguiente: 1- soporte físico de los tejidos blandos suprayacentes, evitando así el colapso del espacio necesario para la formación ósea; 2- creación de un espacio lleno de un coágulo de sangre al que pueden migrar las células osteogénicas y protección del tejido de granulación y de la delicada red vascular durante la organización del

tejido; 3- exclusión de células no osteogénicas competidoras que se originan en los tejidos blandos suprayacentes, evitando así la formación de tejido cicatricial; y 4- posible acumulación local de factores de crecimiento y otras sustancias promotoras de los huesos. Este estudio también mostró claramente que la formación ósea se origina en las paredes óseas que definen el defecto, y que la regeneración ósea seguía el patrón bien conocido de desarrollo y crecimiento óseo con diferentes pasos de maduración. Primero viene la rápida formación de hueso inmaduro, luego tejido bien vascularizado, seguido por el depósito de hueso laminar, seguido de la remodelación ósea. (10,22,23)

3.3. Tipos de barreras para ROG

Las barreras utilizadas en la ROG varían en su composición y en su posibilidad de ser reabsorbibles o no reabsorbibles, las cuales requieren una segunda intervención quirúrgica para el tratamiento.

Reabsorbibles:

Membranas de colágeno: conformadas de colágeno de origen bovino o porcino. Son muy usadas por su biocompatibilidad y facilidad de manejo.

Membranas de polímeros sintéticos: como poliglactina, poliglecapróna, poliéter-uretano, entre otros. Estas son diseñadas para ser reabsorbidas en un período determinado.

Membranas combinadas: algunas combinan colágeno con polímeros sintéticos para mejorar las propiedades mecánicas y de reabsorción.

No reabsorbibles:

Membranas de politetrafluoroetileno expandido (ePTFE):

Disponibles en diferentes espesores y porosidad.

Ejemplos: Gore-Tex, Téflon.

Membranas de polietileno de alta densidad (PEAD):

Material resistente y estable.

Membranas de titanio:

Son barreras físicas duraderas, a menudo en forma de láminas metálicas o de titanio recubierto.

Membranas de politetrafluoroetileno de expansión gruesa o ultra gruesa (dPTFE):

Algunas versiones son diseñadas específicamente para aplicaciones de regeneración ósea.

El Gore-Tex reforzado con titanio (ePTFE) es uno de los primeros materiales reportados. También se ha utilizado malla de titanio de diversas formas y diseños, a menudo en combinación con hueso trasplantado. La barrera debe ser biocompatible, ajustarse a la superficie y permitir que las células óseas migren sin interrupción de los movimientos causados por las funciones bucales. Asimismo, deben bloquear la invasión del tejido blando permitiendo que las células y los vasos sanguíneos óseos migren y crezcan. (22)

Las membranas de Gore-Tex reforzadas con titanio cumplen con el primer y tercer criterio. Sin embargo, tienen una capacidad limitada para mantenerse estables contra la superficie, especialmente cuando se deben reconstruir áreas más grandes, lo que puede poner en peligro los resultados. Las mallas de titanio se pueden usar para crear hueso en áreas más grandes que un espacio de un diente, pero generalmente requieren que se trasplante hueso particulado o en bloque al área. Estas mallas han mostrado complicaciones, como las dehiscencias de la mucosa bucal. (24)

El resultado de los procedimientos de ROG, especialmente con defectos verticales, está asociado con las habilidades del operador: el recorte, adaptación y fijación de la barrera es un aspecto crítico y que consume el mayor tiempo de la intervención. El modelado de la barrera no debe dejar bordes filosos que podrían causar dehiscencias tempranas o tardías. La fijación también es un punto relevante para generar la inmovilización de esta. El uso de barreras personalizadas plantea la reducción del tiempo quirúrgico y eventualmente la disminución de las complicaciones. (9) Asimismo, el trabajo con este tipo de barreras permite planificar el volumen y anatomía a regenerar, mediante la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) y escaneos del paciente, siendo los resultados más predecibles. (25)

Parece novedoso el utilizar materiales cerámicos biocompatibles diseñados como barreras. Las cerámicas son materiales inorgánicos no metálicos que tienen propiedades específicas, como dureza, fragilidad, mala conductividad y alta temperatura de fusión.

3.3.1 Barreras confeccionadas con tecnología CAD-CAM

Las membranas de barrera personalizadas con diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora (CAD/CAM) se están convirtiendo en un método válido y eficaz en la regeneración ósea guiada. La tecnología CAD/CAM y la producción tridimensional permiten

personalizar la membrana para el paciente, simplificando y reduciendo el tiempo de cirugía preoperatoria. (26)

Villaroel en el 2024 realizó una revisión donde busca relevar las membranas personalizadas con tecnología CAD CAM para ROG (9) incluyendo titanio, PEEK, Zirconio, hidroxiapatita y poliláctida. Las más descritas son las membranas de titanio, empleadas en un 81,8 % de los estudios revisados. Se describe al titanio como un material rígido que permite mantener el volumen y por lo tanto los resultados son predecibles. Sin embargo, esta rigidez podría causar estimulación mecánica en el colgajo, aumentando la probabilidad de exposición de la membrana. Se describen además dificultades para su extracción, lo que puede dañar el tejido regenerado. Por último, la liberación de iones metálicos ha preocupado a la comunidad científica, impulsando la búsqueda de materiales alternativos

El uso de la zirconia ha aumentado considerablemente en los últimos años. El hecho de que la zirconia tenga propiedades bioinertes, integración en el tejido blando, menor respuesta inflamatoria y menor adhesión de *biofilm* la convierte en una opción frente al titanio. (27)

Las membranas de barrera de zirconia personalizadas producidas con modelado digital y tecnología CAD-CAM permiten lograr la adaptación ideal entre la barrera y el defecto óseo. Dado que se evitarán los procesos manuales de modelado y corte durante la cirugía, el tiempo de operación se acorta y por lo tanto también se reduce el riesgo de complicaciones, como perforación y laceración de tejidos blandos con el uso del titanio. (9)

3.3.2. Uso de zirconia como material de barrera para ROG

La utilización de barreras confeccionadas con componentes a base de zirconia para la ROG persigue el mismo objetivo que la utilización de titanio o membranas no reabsorbibles con refuerzo de titanio, pero buscando brindar ventajas en la capacidad de resistencia mecánica y beneficios biológicos de interacción con los tejidos.

En el contexto de los biomateriales, los términos "**andamio**" y "**barrera**" tienen significados específicos y funciones distintas:

1. Andamio (Scaffold):

Un andamio en biomateriales es una estructura tridimensional que proporciona soporte para el crecimiento y la proliferación de células, facilitando la formación de nuevos tejidos. Estos andamios imitan el entorno natural del cuerpo, permitiendo que las células se adhieran, se diferencien y se organicen en un tejido funcional. Los andamios deben ser biocompatibles,

biodegradables (degradarse a medida que se forma el nuevo tejido), y tener una estructura porosa para permitir la circulación de nutrientes y oxígeno.

2. Barrera:

Una barrera en biomateriales es un material diseñado para separar o proteger diferentes áreas del cuerpo, controlando el movimiento de células, líquidos, o moléculas entre estas áreas. Las barreras se utilizan a menudo en la regeneración ósea guiada (ROG) y la regeneración tisular guiada (RTG), donde impiden que los tejidos no deseados invadan un área en proceso de regeneración, permitiendo que las células apropiadas colonicen y reparen el tejido dañado. Las barreras pueden ser absorbibles o no absorbibles, dependiendo de la aplicación clínica. ((17)

El factor determinante que cataloga a la zirconia como una barrera o un andamio es el grado de porosidad de su estructura. El aumento o disminución del grado de porosidad de la zirconia puede lograrse mediante varios métodos, dependiendo de la aplicación específica y las propiedades mecánicas deseadas. (21,28) En su mayoría todas las membranas de zirconio probadas en estudios clínicos y preclínicos fueron realizadas mediante técnicas digitales. Todos los estudios clínicos en humanos reportados hasta el momento fueron realizados utilizando el método sustractivo, de discos o bloques, siendo Mandelli el único que reporta propiedades mecánicas específicas del disco (1200 Mpa M1 disk by Zirkonzahn). (29)

Las primeras experiencias clínicas fueron publicadas por Malmöström en el año 2016, donde se realizó ROG en 3 pacientes (1M 2F) de edades entre 32 y 68 años, tanto anteriores maxilares, como posteriores mandibulares, empleando una membrana fresada en zirconia de 0.7 mm, obteniendo ganancias de entre 1.7 a 3.9 mm verticales, no presentando datos respecto a la ganancia horizontal. (12,30)

Mandelli et al. utilizaron barreras fresadas y realizaron ROG en 7 pacientes sanos, (2M y 5F) con atrofia en los maxilares superior e inferior. Se realizaron evaluaciones clínicas e histológicas. Los resultados de su estudio indicaron que estas membranas ofrecieron buena biocompatibilidad. La ganancia ósea fue variable, entre 3 a 6 mm en los sitios tratados, además, las membranas de zirconia demostraron ser resistentes con espesores fresados de entre 0.4 y 0.5 mm. Para el injerto utilizaron hueso autólogo (40%) y xenoinjerto (60%) relatando buena integración en tejidos blandos, presentando un solo evento de exposición prematura de la membrana de zirconia en donde el paciente no mostró signos de infección. El autor sugiere que la exposición podría haber sido causada por un defecto de diseño, ya que quedaron bordes filosos por debajo del tejido blando extremadamente fino. (29). El grado de aumento óseo y la calidad ósea obtenida fueron más que satisfactorios en todos los casos,

Incluso en caso de dehiscencia de la herida, la zirconia, al ser lisa y biocompatible, permitió superar las limitaciones de las membranas de PTFE no reabsorbibles y las mallas de titanio. En el caso de la exposición se indicó al paciente que mantuviera limpia la zona expuesta (no menciona cómo realiza la higiene de la zona) y no se observó ninguna infección. El autor sugiere que la zirconia puede permanecer colocada durante un período más largo en comparación con el PTFE o el titanio, sin contaminar la barrera antes de retirarla, por su naturaleza no porosa y superficie lisa que limita la acumulación de biofilm. No se menciona el uso de colutorios, o enjuagues con clorhexidina, ni ningún otro químico coadyuvante.

En el año 2018 Hofferber et al. informaron sobre el uso exitoso de barreras de zirconia personalizadas para mejorar crestas alveolares deficientes antes de la colocación de implantes dentales en una serie de casos clínicos. Trataron 2 pacientes (1F y 1M) de 36 y 38 años, 1 anterior maxilar y 1 regeneración posterior mandibular. En un caso se realizó un injerto allografico, y en el otro allografico + xenoinjerto. Utilizaron membranas con perforaciones, algunas utilizadas para la fijación y otras que pretendían contribuir con la nutrición del tejido injertado, además algunas eran más grandes para utilizarlas como ventana de relleno una vez fijada la membrana. Se fijaron con tornillos de 1.5 mm de diámetro, mostrando en un caso, la utilización de un solo tornillo para fijar la barrera. (30)

Las perforaciones fueron realizadas manualmente con fresa antes del sinterizado. En caso de grandes perforaciones como las utilizadas por Hofferber et al, se requiere de una membrana reabsorbible cubriendo las mismas para evitar filtraciones. (28)



Figure 2a: Pre-operative occlusal view of ridge deficiency in Case 2.



Figure 2b: CZRAM prior to placement. Design included five bone loading ports and numerous nutrient ports.

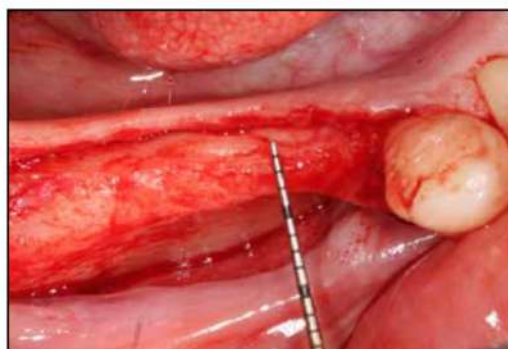


Figure 2c: View of alveolar ridge morphology following full thickness flap reflection.



Figure 2d: CZRAM fixated, graft materials in place (FDBA, DBM putty, and EMD).

Custom Zirconia Ridge Augmentation Matrix (CZRAM) for Implant Site Development- A Report of Two Cases. Craig E. Hofferber

The Journal of Implant & Advanced Clinical Dentistry Volume 10, No. 6 , set 2018

Heikal et al. En 2020 realizaron un ensayo clínico sobre 7 pacientes (3M y 4F) de entre 48 y 61 años con ROG en mandíbula, de forma bilateral. Su objetivo fue evaluar el aumento óseo de la cresta alveolar posterior mandibular utilizando láminas cerámicas 3D guiadas por computadora como membrana en la GBR. Utilizaron xenoinjerto en un sector y sin colocar relleno en el otro (el único estudio que comparó la ganancia ósea con y sin injerto óseo). Se realizó una evaluación clínica preoperatoria y una tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) para la evaluación y planificación de la cresta. Todos los pacientes presentaban clínicamente una cresta alveolar posterior reabsorbida y seccionada. La medición de la altura y el ancho de la cresta alveolar residual derecha e izquierda se realizó en un visualizador de software CBCT. A partir de este modelo digital, se diseñó y planificó una lámina de zirconia 3D sobre el paciente. Posteriormente, se fresó la misma. Después de la cirugía, se realizaron evaluaciones clínicas a intervalos de 2 semanas, durante el primer, tercer y sexto mes, dirigidas a la observación del proceso de cicatrización, signos de inflamación, infección, dehiscencia de tejidos blandos, exposición de zirconia o cualquier complicación de la herida.

La segunda intervención quirúrgica consistió en retirar los tornillos y la lámina de zirconio con evaluación CBCT para medir el reborde alveolar en ambos lados. No se menciona cuál fue el criterio de elección de la hemiarcada a utilizar relleno, sin embargo, encontraron diferencias significativas en volumen generado en las dos hemiarcadas, teniendo mejores resultados en la hemiarcada con xenoinjerto por debajo de la membrana. (31) Además no se detectaron signos de inflamación, infección, dolor ni dehiscencia de tejidos blandos relacionados con el sitio de la operación durante los períodos de observación. Solo un caso mostró signos de afectación neurológica, que persistieron hasta 4 meses y luego desaparecieron.

A los 6 meses se evidenció una ganancia estadísticamente significativa, siendo mayor la medición vertical en el lado tratado con membrana de zirconio más injerto en comparación con el lado tratado únicamente con zirconio. También hubo una diferencia estadísticamente significativa en la ganancia horizontal del lado regenerado con zirconio e injerto, la densidad media fue mayor de este lado en comparación al que utilizó solamente membrana. (31)

En 2021 Arca et al. presentaron un reporte de caso clínico de mandíbula en el sector posterior a una paciente femenina de 46 años, con una membrana de espesor de 0.8 mm. Reportaron formación de nuevo hueso de un 42.6%. Luego de 7 meses, se retiró la membrana, se observó un aumento de 8 mm horizontal y 12 mm vertical. En su diseño se previó bordes de 1.6 mm de extensión por fuera del área a regenerar para la fijación al tejido óseo circundante mediante tornillos. Se utilizó relleno autólogo en un 30% y 70% aloplástico.(15)

En 2023, Souidan publicó una serie de casos. Trataron mediante ROG a 10 pacientes de 21 a 40 años (4M Y 6F) con membranas de 0.7mm de espesor, utilizando xenoinjerto en todos los casos y el valor medio de la ganancia ósea vertical del estudio es de $5,58 \pm 1,26$ mm y el valor medio de la ganancia ósea horizontal es de $2,18 \pm 1,05$ mm. Se relata la exposición de la membrana en un solo caso y ausencia de infección. (25)

La evidencia reportada al momento respecto a este tipo de barreras es escasa lo cual no permite establecer protocolos de fabricación, fijación, remoción, entre otros aspectos. Los artículos antes mencionados muestran tiempos de espera de entre 4 y 8 meses para la remoción.

Como complicación más común se describió la exposición prematura de la membrana, pero sin infección. (9,15–17,28,32–34)

Un aspecto importante por mencionar es la esterilización de las membranas, solo 3 autores mencionan métodos de esterilización, Mandelli, Malmstrom y Souidan utilizaron autoclave 134 grados C. (25,29,35)

3.3.3 Remoción de la membrana

Todos los autores que emplearon membranas no porosas observaron el desarrollo de una capa de tejido blando, denominada pseudoperiostio, entre la membrana y el hueso neoformado (20, 21, 23-26). Aunque el mecanismo específico subyacente a la formación de esta capa sigue sin estar claro, los autores que realizaron análisis histológicos de esta capa observaron la ausencia de efectos adversos o respuestas inflamatorias, lo que demuestra la excelente biocompatibilidad del zirconio. Una ventaja adicional de esta capa es la facilidad de extracción de la membrana.

En todos los casos las membranas no mostraron adhesión a los tejidos blandos y duros, lo cual facilitó la extracción. Esto contrasta con otros materiales utilizados en la producción de membranas, que pueden requerir un tiempo y esfuerzos considerables para su extracción. (34)

3.4 Macroestructura de las barreras de Zirconia

En todos los estudios, las membranas se diseñaron como una sola pieza continua, excepto en el estudio de Joseph et al (14), donde la membrana se dividió en dos piezas separadas: una pieza vestibular y una pieza palatina. En este estudio, los autores presentaron un reporte de un caso de un paciente masculino de 25 años con un defecto en el maxilar superior-anterior, de incisivo lateral a canino.



Application of a Custom Two-Piece Zirconia Device for Multidimensional Ridge Augmentation in a Trauma Patient: A Case Report Retrum J, McLaughlin S, [...] Johnson T *South Asian Research Journal of Oral and Dental Sciences* (2024) 6(02) 25-33

Todos los reportes de casos de ROG con membranas de zirconia descritos hasta el momento utilizaron zirconia fresada, (Milled) 3Y-TZP (policristal tetragonal de zirconia estabilizada con 3 mol% de itria).

En todos los casos el diseño de la membrana ya contaba con perforaciones para los tornillos de fijación, estratégicamente colocados previo el análisis del volumen óseo disponible en la tomografía, en algunos casos los autores informan que los mismos se realizaron con fresa redonda, previo al sinterizado de la pieza de zirconia. Los tornillos de fijación descritos son metálicos no habiendo uniformidad en el calibre de estos, así como también en el número de estos.

3.5 Membranas fresadas e impresas

Si bien los estudios relatan el empleo de las técnicas fresadas, las membranas también pueden obtenerse mediante la impresión (manufactura aditiva cerámica), con tecnologías como SLA o DLP cerámico (resina cargada con partículas cerámicas) u otros sistemas cerámicos experimentales como el Inkjet o blinder jetting. Luego de la impresión se elimina la resina aglutinante (desblinda), se sinteriza en el horno y adquiere la densidad y resistencia. (36,37)

En 2023 Rodriguez Lozano et al. compararon la utilización de barreras de zirconio fresadas con las realizadas por adición (litografía) mediante un estudio in vitro. Evaluaron la composición química de ambos materiales y su comportamiento frente a los osteoblastos humanos. Ambas demostraron cito-compatibilidad adecuada en términos de viabilidad celular, migración, adhesión y morfología celular. ((36)

La literatura que analiza los efectos de la zirconia por adicción AM (additively manufactured) en las propiedades biológicas de los osteoblastos humanos es escasa. Kim et al. En el 2018 compararon la respuesta ósea de zirconia fabricada mediante AM basada en litografía con implantes dentales de titanio en conejos, informando que los implantes de zirconia AM mostraron propiedades de biocompatibilidad similares en comparación con los implantes de titanio probados. (37)

3.6 Desempeño de la Zirconia frente a otros materiales

Anderud et al., demostraron una mayor modulación ósea y calcificaciones en la curación a las 12 semanas en su estudio de procedimientos de aumento óseo vertical en conejos. El volumen medio de hueso de conejo a las 12 semanas de curación para zirconia y hidroxiapatita microporosa fue entre 12.2 y 18.9 % respectivamente, y las diferencias fueron estadísticamente significativas ($p < 0.005$). (38)

En 2024, Tuncludemir et al. realizaron un estudio en ovejas para comparar el comportamiento de la membrana de zirconio versus la malla de titanio. (9) El uso de modelos ovinos como animales experimentales en estudios ha aumentado, principalmente debido a la similitud de su estructura, peso y articulaciones con el hueso humano y las similitudes en la regeneración ósea.

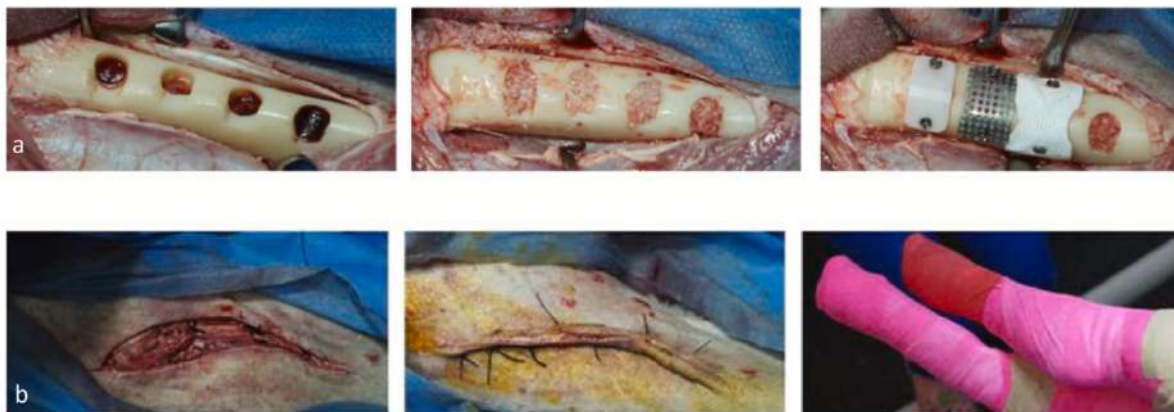
Evaluaron la eficacia de una membrana barrera de zirconio personalizada, malla de titanio y membranas de d-PTFE en defectos de tamaño crítico creados experimentalmente, en un periodo de 3 y 6 semanas.

Un **defecto de tamaño crítico** (CSD, por sus siglas en inglés, *Critical Size Defect*) refiere a un defecto óseo de tal tamaño que no puede sanar por sí solo a lo largo de la vida del animal o humano sin intervención externa.

Se incluyeron seis ovejas macho adultas de 2 a 3 años, con un peso entre 40 y 50 kg. El mismo número de animales ($n = 3$) se dividió en grupos de curación temprana (3 semanas) y tardía, (6 semanas). Utilizando dos tibias de cada animal, se crearon quirúrgicamente cuatro defectos estandarizados; los cuatro se rellenaron con fragmentos de hueso autógeno mezclados con xenoinjerto (Ubgen, Re-Bone, Italia) en una proporción 1:1. Los defectos se cubrieron aleatoriamente con una barrera de zirconio personalizada, malla de titanio y membranas de d-PTFE reforzadas con titanio (Cytoplast, Osteogenics, Lubbock, Texas) y se fijaron con tornillos. (1,5 × 3,0 mm, Profix, Ac Dental, Estambul, Turquía) Se cubrió un defecto sin membrana como grupo de control.

En el periodo de curación temprano (3 semanas) se observó formación ósea nueva en los bordes corticales que no alcanzaba el centro; entre los injertos había zonas de fibrosis con células precursoras óseas y neovascularización, sin reacción a cuerpo extraño ni necrosis. A las 3 semanas, la cantidad de hueso nuevo fue significativamente mayor en los grupos con membrana de zirconio ($p = 0.004$), titanio ($p = 0.012$) y d-PTFE ($p = 0.02$) respecto al control; no hubo diferencias significativas entre las membranas entre sí.

En el periodo tardío (6 semanas) hubo remodelado óseo en todos los grupos con membrana; en el grupo de membrana de zirconio aproximadamente 3/4 del defecto estaba osificado. A las 6 semanas, los tres tipos de membrana mostraron más hueso nuevo que el control (zirconio $p = 0.04$; titanio $p = 0.004$; d-PTFE $p = 0.004$). No hubo diferencia significativa entre zirconio y titanio ($p = 0.053$); zirconio presentó más hueso nuevo que d-PTFE ($p = 0.013$); titanio vs d-PTFE no mostró diferencia significativa.



In vivo comparison of customized zirconia barriers in guided bone regeneration: An experimental study Tuncludemir Z, Cinar I, *Heliyon* 10 (2024) e32070

Otro estudio realizado por Petre A. et al. En el 2021 en fémures de rata, evaluó el aumento óseo vertical con membranas tipo domo de zirconio de diferentes alturas, en diferentes períodos de curación de 2, 4 y 8 semanas. Se hicieron análisis radiográficos y de densidad mineral ósea a las muestras de hueso obtenidas. Se analizaron inmunofluorescencia, inmunohistoquímica e histología/morfometría para evaluar osteogénesis y angiogénesis. Según los resultados de los análisis histomorfométricos, la cúpula (membranas de zirconio tipo domo) con menor tamaño, tenía un porcentaje significativamente mayor de nuevo hueso ($70 \pm 5.50 \%$) en comparación con las de altura media (47.40 ± 4.51) y altura máxima ($34.40 \pm 4.16 \%$). En los análisis histológicos, se detectó la presencia de células osteoprogenitoras, y se indicó que la formación de nuevo tejido debajo de la membrana barrera de zirconio mostró un aumento progresivo en el nivel de expresión desde la segunda semana hasta la cuarta semana después de la cirugía ($p < 0.05$). Este nivel se mantuvo alto hasta la octava semana. Como resultado, los investigadores informaron que la barrera de zirconio podría actuar como un material efectivo y útil en los procesos de regeneración ósea guiada, dependiendo del volumen del área de GBR y el aumento de altura ósea vertical y horizontal, y las evaluaciones de capacidad osteogénica. Según los resultados de estos estudios experimentales, la barrera de Zr jugó un papel significativo en el proceso de GBR, contribuyendo a la ganancia de nuevo hueso y afectando positivamente la osteogénesis con sus propiedades de biocompatibilidad. (39)

4. Discusión

La utilización de membranas personalizadas en rebordes alveolares atróficos es una opción válida para la regeneración ósea, facilitando la posterior instalación de implantes oseointegrados en pacientes edéntulos parciales o totales. El titanio es el material más utilizado, su rigidez permite el mantenimiento de la forma del injerto en el tiempo, pero también puede ocasionar lesiones en el colgajo siendo la laceración de los tejidos blandos y la exposición de la membrana la complicación postoperatoria más reportada. La zirconia ya ha demostrado excelente integración con los tejidos blandos, Tomas Linkevicius en su artículo “CERO BONE LOSE” (27) ha demostrado su incidencia en el mantenimiento de la adherencia del epitelio a la misma y su incidencia en el mantenimiento de la cresta ósea, pero ¿qué incidencia tiene el zirconio en la reconstrucción de hueso nuevo en la técnica de ROG? ¿Cuáles pueden ser las ventajas frente a otros materiales como el titanio?

Villarroel P. En su estudio analítico de las membranas personalizadas confeccionadas mediante CAD-CAM describe el desempeño de las membranas más utilizadas; titanio, PEEK, zirconio, hidroxiapatita y poliláctida. Entre ellos, el titanio fue el material más empleado en el 81 % de los estudios, seguido por PEEK con un 9%, mientras que las membranas de zirconio y las de hidroxiapatita y poliláctida fueron los menos utilizados. (9)

Hasta la fecha de la búsqueda, sólo se han reportado (42) casos clínicos de ROG utilizando membranas de zirconio, por 8 autores en artículos científicos, mostrando en su mayoría ganancia ósea.

4.1 Confección y características de las barreras de zirconia

Referente al método de confección, todos los autores de artículos incluidos en la revisión utilizaron CBCT para diseñar las membranas personalizadas, con softwares específicos que generaron archivos STL para la fresar o imprimir. La fabricación fue en su totalidad por tecnología CAD-CAM. (12,14,15,25,29,30,34)

Todos estos autores presentaron números de casos bien dispares, con perfiles diferentes y con el objetivo de evaluar la viabilidad del uso de la zirconia como membrana de aislación en la técnica de ROG,

Al tratarse de publicaciones de casos clínicos se plantean algunas interrogantes como ser los criterios de selección de los pacientes, condiciones del caso clínico, la posibilidad de realizar estas intervenciones en cualquier sitio de la boca, etc. En su gran mayoría las ROG se realizaron en sector posterior de mandíbula. Surge la interrogante: ¿existe alguna limitación en el área a regenerar?

Las membranas en una sola pieza perforadas, diseño solo es descrito por Hofferber et al. dejando en contacto el área a regenerar con el tejido conjuntivo, lo que requiere una membrana que evite la invasión de células conjuntivas al injerto, relegando este tipo de membranas de zirconio a una especie de domo o soporte estructural más q una membrana propiamente dicha. La necesidad de contar con una segunda membrana de recubrimiento aumenta los costos del procedimiento, complejiza el cierre quirúrgico, dejando este tipo de diseño en desventaja frente al diseño de membranas sin perforar o monolíticas.

Por otro lado, las membranas no porosas bloquean el suministro de sangre limitando el potencial regenerativo del periostio, que alberga células mesenquimales capaces de diferenciarse en osteoblastos. (40)

Las membranas no porosas ofrecen la ventaja de prevenir la invasión bacteriana de la zona del defecto en caso de exposición, el cual fue la complicación postoperatoria más citada en todos los artículos. Mandelli, Joseph y Souidan relataron exposición prematura de la membrana, el último relata 9 exposiciones de 10 casos reportados. Mandelli solo 1 exposición en 9 casos operados, y Joseph relata exposición de la membrana en el único caso realizado. (14,25,29)

Se podría pensar que las membranas no perforadas plantean una ventaja en cuanto a las exposiciones. Sin embargo, los tipos de artículos que presentan evidencia no generan conclusiones determinantes en este aspecto.

Es sumamente interesante comenzar a evaluar cómo es el comportamiento del tejido blando y su adhesión al zirconio pulido, en casos donde se producen exposiciones. Las adhesiones celulares descritas por Tomas Linkevicius (27) en coronas dentales, también se producirían en las membranas, ese sellado impediría la penetración de bacterias al injerto, dando posibilidades de éxito a la técnica de ROG aun en casos de exposiciones tardías de la membrana.

Por último, las perforaciones de la membrana de zirconia pueden aumentar el riesgo de fractura durante el fresado de la misma o en la fijación intraoperatoria. Se plantea la zirconia de alta resistencia flexural de entre 1300 y 1400 Mpa, como ideal para las membranas. Estos discos son menos costosos que los usados para rehabilitaciones estéticas y con mejor resistencia a la tensión (que es ejercida por los tornillos de fijación).

Con respecto a la fijación, un punto bien interesante a considerar son el diseño de los orificios para los tornillos en cuanto a su ubicación, número, diámetro, distancia entre ellos y distancia

con los bordes de la membrana. Se maneja una distancia mínima de 0.3 mm, entre las perforaciones y los bordes. Se sugiere la planificación de más de un agujero, para que, ante una eventual fractura de un borde, la membrana pueda ser fijada y utilizada, aunque en muchos casos 1 solo tornillo es suficiente para su inmovilización. El orificio debe contar con suficiente diámetro para que los tornillos entren sin fricción, de forma holgada, logrando fijación sólo con la cabeza y de esa forma disminuyendo el riesgo de fractura.

Solo un artículo mencionó la utilización de dos piezas separadas de zirconia (45), una vestibular y otra palatina mostrando por tanto poca evidencia en relación con esta posibilidad. Los autores alegan mayor facilidad para remover este tipo de barreras una vez pasado el tiempo de formación ósea, pero en los artículos que utilizan una sola pieza no hay relatos de dificultades en la remoción de esta. Los autores que utilizaron membranas en una sola pieza describen una capa de tejido blando, denominada pseudoperiostio entre la barrera y hueso neoformado, lo cual puede explicar la facilidad en la remoción. (33, 40, 43, 44)



Teniendo en cuenta las características mecánicas de la zirconia, dureza, fragilidad e inflexibilidad, Mandelli (29) mencionó la necesidad de no realizar tensiones excesivas en la colocación de los tornillos de fijación. También Albash (13) plantea tener una barrera extra en la intervención quirúrgica por la eventual fractura al momento de la fijación.

Desde el punto de vista de la confección de las membranas, los autores relatan las características del sistema de fresado, especificando marca de la fresadora y sistema informático (milling machin 5- axis). Referente a los espesores, quienes lo mencionan varían entre 0.4 y 1 mm. El disco utilizado para fresar y la temperatura de sinterización no fueron mencionados, así como tampoco la esterilización posterior, con excepción de Mallstom et al. Que utilizaron autoclave a 134 grados centígrados, al igual que Mandelli et al., durante 18 minutos, Soudán et al. utilizaron el mismo ciclo sin especificar tiempo.

Tabla I. Características de los estudios sobre zirconia

Autor (Año)	Espesor (mm)	Zirconia (marca/material)	Sinterizado (°C)	Esterilización	Perforaciones	Porosidad	Ref.
Malmström (2016)	0,7	TZ-3Y-E (Tosoh)	1450	Autoclave (134 °C)	1	Monolítica	(38)
Hofferber (2018)	—	Zenostar MO (Ivoclar Vivadent)	—	—	1	Porosa	(30)
Heikal (2020)	—	—	—	—	Múltiples	Monolítica	(31)
Arca (2021)	0,8	Rainbow Block (Dentium)	1450	Autoclave (134 °C)	1	Monolítica	(41)
Mandelli (2021)	0,4–0,5	Prettau (Zirkonzahn, Italy)	—	Autoclave (134 °C, 18 min)	Múltiples	Monolítica	(29)
Soudan (2023)	0,7	Dental Direct (Germany)	1500	Autoclave (134 °C)	Múltiples	Monolítica	(25)
Joseph (2024)	—	Ivoclar Vivadent	—	—	Múltiples	En dos piezas	(14)
Albash (2024)	0,5–1	Dental Direct (Germany)	1500	—	1	Monolítica	(13)

4.2 Ganancia ósea

Se realizaron tratamientos en defectos horizontales, verticales y mixtos, las ganancias logradas oscilaron entre 3 y 1.6 mm. Mandelli y Joseph son los únicos autores que no cuantificaron el volumen de ganancia ósea. Mandelli et al, realizaron nueve casos mientras Joseph et al. solo uno. Sería interesante hacer mediciones en las áreas del defecto de los casos incluidos, y plantear marcos de inclusión y exclusión. De esa forma se podría comparar los casos, analizar el volumen en mm de hueso generado en altura y ancho.

Estos datos permitirían establecer predictibilidad en la utilización de estas barreras y dimensionar las posibilidades de ganancia ósea.

La unidad Hounsfield (UH) permite evaluar de forma cualitativa la atenuación de los rayos X (siendo agua 0 UH y aire 1000 UH) en los estudios tomográficos. Valores más altos de UH corresponden a tejidos más densos como el hueso y los más bajos a tejidos menos densos, como la grasa. Esta escala permite cuantificar la densidad de las estructuras y diferenciar tejidos en una imagen de TC, de esa forma podríamos medir que tan denso es un tejido óseo regenerado haciendo una evaluación para la futura colocación de implantes dentales. En este aspecto también debe considerarse el tipo de injerto utilizado en la regeneración y no únicamente la barrera.

Para la valoración cuantitativa de la regeneración pueden emplearse la tomografía y la comparativa con el pre-operatorio o mecanismos clínicos como el uso de sondas periodontales. Las imágenes obtenidas mediante tomografías en los períodos preoperatorio y postoperatorio se comparan mediante software de análisis tridimensional, empleando técnicas de superposición y segmentación para calcular el volumen óseo regenerado.

TABLA II
Ganancia ósea e informe de exposición prematura de la membrana

Autor (Año)	Casos (n)	Ganancia ósea		Exposiciones de la membrana	Ref.
		vertical	horizontal		
Malmström (2016)	4	2.9 ± 1.1mm	0	0	(38)
Hofferber (2018)	2	3 mm	3.5 ± 0.35	0	(30)
Heikal (2020)	14	2.44±0.92	1.76±0.55	0	(31)
Mandelli (2021)	9	-	-	1 13 semanas	(29)
Arca (2021)	1	12mm	8mm	0	(41)
Souidan (2023)	10	5.58±0.92	1.76±0.55	9 promedio 5.8±5.5 semanas	(25)
Joseph (2024)	1	-	-	1	(14)
Albash (2024)	1	-	-	0	(13)

Tabla III. Distribución de casos según localización y tipo de injerto

Autor (Año)	Casos (n)	Maxilar a reparar		Tipo de injerto usado					Ref.
		Maxilar	Mandibular	Auto	Alo	Xeno	Mix	Sin injerto	
Malmström (2016)	4	2	2	1	—	—	—	3	(38)
Hofferber (2018)	2	1	1	—	1	—	1	—	(30)
Heikal (2020)	14	—	14	—	—	7	—	7	(31)
Mandelli (2021)	9	8	1	—	—	—	9	—	(29)
Arca (2021)	1	—	1	—	—	—	1	—	(41)
Soudan (2023)	10	10	—	—	—	10	—	—	(25)
Joseph (2024)	1	1	—	—	1	—	—	—	(14)
Albash (2024)	1	1	—	—	1	—	—	—	(13)

Los estudios incluidos no relatan haber realizado análisis histológico de los tejidos regenerados a excepción del de Malmstom et al. Esto puede ser relevante para la colocación de los implantes y es importante para poder comparar los diferentes tipos de injerto utilizados en este procedimiento, estableciendo superioridad de uno sobre otro.

Por el momento el análisis comparativo entre diferentes artículos no es viable por su diseño, y tampoco establecer % de ganancia ósea predecibles para la utilización de estas barreras

En el estudio de Malmstom et al., se realizó análisis histológico tanto de tejido duro como en tejidos blandos. En este estudio se utiliza la membrana con y sin regeneración lo cual podría mostrar la efectividad real como barrera sin injerto subyacente. De todas formas, presenta muchas limitaciones al no mostrar criterios de selección y volumen a regenerar. (38)

En esta línea Heikal obtuvo mayor ganancia vertical y horizontal en los casos que utilizó la barrera con xenoinjerto, comparativamente al lado donde no lo utilizó, obteniendo además mayor densidad ósea en el lado con xenoinjerto. (31)

Mandelli y Hofferber utilizaron una mezcla entre autoinjerto y xenoinjerto, sin especificar en qué proporciones, aunque a priori parece ser la mejor opción, hacen falta más estudios para otras conclusiones. Un aspecto para resaltar es que en todos los casos se relató la presencia de una membrana entre el hueso generado y la zirconia, y quienes realizaron estudios histológicos de la misma encontraron un tejido conectivo, similar al periostio. (34)

Quizá por eso, no se presentaron dificultades en la remoción de la membrana luego de culminada la regeneración.

4.3 Zirconia vs. Otros materiales de barrera

Actualmente, la evidencia científica disponible no incluye ensayos clínicos que comparen membranas de PEEK, (*Polyether Ether Ketone* / polietér éter cetona), titanio y PTFE vs zirconia en regeneración ósea guiada.

Un estudio clínico histomorfométrico tipo split-mouth que comparó mallas personalizadas de PEEK y titanio para aumento horizontal de reborde maxilar mostró resultados clínicos similares, pero con mayor formación ósea y mejores propiedades osteoconductoras en el grupo de titanio. (42)

Por otro lado, estudios experimentales y ensayos clínicos que comparan titanio y PTFE indican que las membranas de e-PTFE pueden lograr mayor regeneración ósea cuando se mantienen cubiertas, mientras que ensayos clínicos más recientes no encuentran diferencias significativas en tasas de complicaciones entre membranas de PTFE reforzadas y mallas de titanio. La evidencia sugiere que el PTFE actúa como una barrera biológica eficaz, el titanio ofrece alta estabilidad y osteoconducción y el PEEK se comporta como una alternativa biocompatible, pero bioinerte con menor capacidad osteoconductoras que el titanio. Estos resultados deben interpretarse con cautela debido al número limitado de estudios y a la ausencia de comparaciones directas entre los tres materiales en un mismo ensayo. (43,44)

Tuncludemir et al. Se utilizaron métodos histológicos e histomorfométricos, para la ROG con barreras de barrera de zirconia. Incluyeron también membranas de titanio, d-PTFE y un grupo control sin membrana.

En la curación ósea, compararon el tejido a las 3 y 6 semanas y no encontraron diferencias significativas en la cantidad de hueso formado luego de 6 semanas.(45)

Sería interesante realizar más estudios comparativos entre ambos materiales con seguimiento prolongado y en humanos, siendo estos ensayos clínicos randomizados para poder tener evidencia suficiente y poder comparar los materiales de manera más clara.(45)

4.4 Ventajas de las barreras de zirconia

ADAPTABILIDAD, PREDECIBILIDAD, BIOTOLERANCIA

Una ventaja en la utilización de la zirconia es la correcta adaptación al defecto a reparar, sin necesidad de hacerlo en el momento quirúrgico. Las perforaciones previamente diseñadas para su fijación facilitan además este procedimiento pudiendo utilizarse incluso un único tornillo en algunos casos.

No se reportó en la literatura estudiada dificultad para la remoción de la barrera.

En un caso se informó sobre pérdida de ose conductor durante el período de cicatrización aludiendo esto a errores en el diseño del colgajo y diseño de la membrana. El diseño de la membrana es sin duda el aspecto más relevante, analizando de áreas retentivas, dientes o anfractuosidades del hueso y aislarlas con antelación en el diseño CAD haciendo que el eje de inserción no genere dificultades.

El correcto sellado de la barrera en los bordes con contacto en hueso sano es importante y permite además la correcta fijación.

Ese sellado periférico, sumado a la gran biotolerancia del material hace que tanto hueso como tejidos blandos se adhieran a la zirconia, mejorando el sellado.

El diseño CAD nos permite tener previsibilidad en el volumen y ubicación del hueso a regenerar, haciendo más predecibles los resultados.

La utilización de una membrana blanca, podría ofrecer ventajas estéticas en casos de exposiciones tardías comparando con otros materiales metálicos. Por último, la zirconia o el óxido de zirconia (ZrO_2) es un material abundante en la corteza terrestre, representa el 0.016 % y es más abundante que otros metales como cobre, níquel o plomo. Su extracción no es costosa comparándola con la del titanio, por lo que la sustentabilidad en el uso de este material también podría ofrecer una ventaja.

4.5 Exposición prematura de la membrana

La exposición prematura de las membranas de zirconia constituye una de las complicaciones más relevantes, autores como Malmstrom, Hofferber, Souidan, Albash, Heikal, Mandelli y Joseph coinciden en que el comportamiento biológico de la zirconia frente a la exposición parece ser más favorable que el observado con membranas de titanio o PTFE. En general,

la mayoría de los estudios destacan que aún cuando ocurre una dehiscencia de tejidos blandos, la zirconia presenta menor tendencia a la colonización bacteriana, menor inflamación y una mayor tolerancia tisular.

Malmstrom no reportó exposiciones prematuras, pero frente a una posible exposición, su postura sería mantener la membrana durante todo el período de cicatrización siempre que no existieran signos clínicos de infección o movilidad.

De forma similar, Hofferber reportó resultados favorables sin presencia de exposiciones ni dehiscencias. Este autor destacó especialmente la adecuada adaptación de los tejidos blandos sobre la superficie de zirconia y la buena respuesta mucosa observada durante el seguimiento postoperatorio.

Joseph y Albash también publicaron casos clínicos exitosos sin exposición prematura de la membrana. Ambos autores señalaron que la estabilidad del dispositivo y un correcto cierre primario parecen ser factores fundamentales para prevenir complicaciones.

Por otro lado, Heikal evaluó el comportamiento de membranas de zirconia asociadas o no a materiales de injerto. Sus resultados demostraron ausencia de exposiciones e infecciones en los casos tratados. Además, observó que el uso combinado de membrana e injerto permitía obtener mejor densidad y volumen óseo regenerado. Heikal atribuyó a el diseño personalizado CAD/CAM, que favorece una mejor adaptación anatómica y reduce la tensión de los tejidos blandos durante el cierre quirúrgico.

Mandelli reportó una incidencia baja de exposición prematura, aproximadamente del 11 %, correspondiente a un caso dentro de su serie clínica. Sin embargo, este autor destacó que la exposición no comprometió el resultado regenerativo ni produjo infección. Según su interpretación, la zirconia posee una adecuada tolerancia biológica incluso cuando queda parcialmente expuesta al medio oral. Mandelli relacionó la complicación con posibles bordes filosos o un diseño inadecuado de la membrana en zonas de tejidos finos. Frente a esta situación, decidió mantener la membrana expuesta bajo controles estrictos de higiene y seguimiento clínico, retirándola únicamente en el momento planificado.

El estudio de Souidan representa el reporte con mayor incidencia de exposiciones prematuras. Este autor observó tasas elevadas de dehiscencia, cercanas al 90%. Souidan atribuyó estas complicaciones principalmente a factores técnicos y de diseño, incluyendo una excesiva extensión palatina de la membrana, tensión de los colgajos, ausencia de suturas periostales y dificultades anatómicas en el sector anterior maxilar. No obstante, aun con alta frecuencia de exposición, encontró que muchas membranas podían mantenerse en boca sin infección ni pérdida significativa del injerto. A partir de estos resultados, modificó su protocolo quirúrgico incorporando mejor liberación de colgajos, reducción de la extensión de las membranas y uso sistemático de suturas periostales para disminuir la tensión del cierre.

La mayoría de los autores coincide en que el manejo frente a una exposición prematura debe ser conservador siempre que no existan signos de infección, supuración o movilidad. En estos casos se recomienda mantener la membrana, reforzar las medidas de higiene oral, indicar clorhexidina y realizar controles clínicos periódicos. En cambio, cuando aparecen signos infecciosos o pérdida de estabilidad, se indica el retiro precoz del dispositivo.

En conclusión, las membranas de zirconia muestran un comportamiento favorable frente a las exposiciones prematuras debido a su elevada biocompatibilidad y baja susceptibilidad bacteriana. Aunque la incidencia varía entre autores, la evidencia actual sugiere que una adecuada planificación CAD/CAM, un diseño correcto de la membrana y un cierre quirúrgico libre de tensión son los factores más importantes para prevenir esta complicación y asegurar resultados regenerativos exitosos.

5. Conclusiones

El uso de barreras de zirconio para la regeneración ósea guiada ha mostrado varios aspectos relevantes en el campo de la odontología:

1. Biocompatibilidad

Son altamente biocompatibles, lo que minimiza la respuesta inflamatoria y favorece la integración con el tejido óseo circundante.

2. Estabilidad

Ofrecen una buena estabilidad mecánica, lo que es crucial para mantener el espacio necesario para la regeneración ósea y prevenir la invasión de tejidos no deseados. Hay que tener en cuenta que el material requiere un espesor mínimo para conservar su integridad sin riesgo de fractura, aspecto crítico al momento de la fijación con tornillos metálicos. Si bien es muy sencillo y rápido fresar una membrana, se sugiere contar con 2 juegos de membranas idénticas, por posibles accidentes al momento de la fijación. Si bien en ninguno de los artículos se reportaron este tipo de eventos.

3. Oclusión efectiva

Son efectivas en ocluir el sitio de regeneración, protegiendo el área de la invasión de tejidos blandos y promoviendo un entorno adecuado para la formación de hueso nuevo. Aunque en algunos casos donde la membrana es perforada o no se dispone en una pieza única monolítica, se sugiere la colocación de una membrana reabsorbible.

4. Promoción de la osteoconducción

Estas membranas pueden facilitar la osteoconducción, permitiendo que las células óseas se adhieran y proliferen en su superficie. Este aspecto puede resultar contraproducente en el caso de la ROG ya que podría dificultar la posterior remoción

de la membrana, es un material relativamente inerte por sí mismo, las modificaciones **de superficie** con compuestos bioactivos, como la hidroxiapatita, pueden mejorar significativamente sus propiedades osteoconductoras. Los pocos casos que reportan el uso de membranas de zirconio in vivo no informan dificultad en la remoción de la misma, por el contrario, relatan la formación de una membrana fibrosa, que no genera mayor dificultad para su remoción. Serían necesarios más estudios histológicos para llegar a conclusiones definitivas al respecto, aunque esto podría deberse al tipo de zirconia utilizado para la confección de las membranas, que en todos los casos fueron discos fresados.

5. Durabilidad

La resistencia del zirconio a la degradación en el entorno biológico contribuye a una duración prolongada del efecto de regeneración, manteniendo su funcionalidad durante el proceso de cicatrización.

En resumen, las membranas de zirconio representan una opción prometedora para la regeneración ósea guiada, ofreciendo ventajas en biocompatibilidad, estabilidad y eficacia en la promoción de la formación de hueso nuevo. La literatura disponible hasta la fecha no permite establecer una ventaja cuantitativa clara en el uso de estas barreras frente a otras alternativas actualmente más utilizadas como el titanio. Si bien existen informes y series de casos que describen resultados favorables, la evidencia actual es todavía limitada y heterogénea, por lo que no es posible afirmar categóricamente que produzcan mayores ganancias óseas de forma consistente. Los casos reportados suelen mostrar buenos volúmenes de ganancia ósea y resultados clínicos prometedores; sin embargo, se requiere mayor número de estudios controlados, con seguimiento a largo plazo y diseños estandarizados, para poder extraer conclusiones sólidas sobre eficacia y predictores de éxito en el empleo del material.

Entre las ventajas que se destacan en la práctica clínica aparecen: la relativa facilidad de la remoción quirúrgica y la ausencia de complicaciones en exposiciones tardías de la membrana (siendo el manejo de la exposición comparativamente sencillo en relación con otras opciones rígidas como el titanio).

Se resalta su simplicidad técnica en la colocación y remoción, y la adaptabilidad del material a defectos de diferente morfología. Estas características pueden traducirse en procedimientos más rápidos y en una curva de aprendizaje menos empinada para ciertos operadores.

No obstante, también conviene reconocer y resumir las desventajas y complicaciones asociadas: fracturas de la membrana al colocar tornillos de fijación, accidentes que, dependiendo de la factura, y, si el diseño de la membrana contempla más perforaciones para otros tornillos, puede ser resuelto sin necesidad de usar otra membrana, aunque siempre es bueno tener una segunda membrana de back up

Las exposiciones de la barrera en la zona de sutura, o zonas de impacto masticatorio es la complicación más relevante, Aunque en muchos casos estas complicaciones pueden manejarse sin consecuencias irreversibles, representan riesgos que deben considerarse en la planificación y en la discusión con el paciente.

En conclusión, las barreras analizadas muestran potencial y resultados clínicos alentadores en trabajos preliminares y en series de casos; sin embargo, hace falta evidencia más robusta (ensayos aleatorizados, mayor tamaño muestral y seguimiento prolongado) para comparar de forma definitiva su eficacia frente a alternativas establecidas, cuantificar su beneficio y definir con precisión sus indicaciones y limitaciones. Mientras tanto, la selección del material debe individualizarse según las características del defecto, la experiencia del operador y el perfil del paciente, evaluando cuidadosamente los riesgos de exposición y estableciendo un plan de seguimiento y manejo de complicaciones.

6. Referencias bibliográficas

1. Schenk RK, Buser D, Med Dent P, Ross Hardwick W, Dahlin C. Healing Pattern of Bone Regeneration in Membra... Copyrights ©. 1994.
2. Buser D, Urban I, Monje A, Kunrath MF, Dahlin C. Guided bone regeneration in implant dentistry: Basic principle, progress over 35 years, and recent research activities. Vol. 93, Periodontology 2000. John Wiley and Sons Inc; 2023. p. 9–25.
3. Simion Sascha Jovanovic Carlo Tinti Stefano Paima Benfenad MA, S lino Simian MS, Tinli C, practice P, Stefano Parma Benfenali I. Long-term evaluation of osseointegrated implants inserted at the time or after vertical ridge augmentation A retrospective study on 123 implants with 1-5 year follow-up. 1001.
4. Ce N, Ce B. Regeneración ósea guiada para el aumento vertical del reborde alveolar Guided osseous regeneration for the vertical augmentation of the alveolar ridge. Vol. 6, 2013. Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral. 2013.
5. Atwood DA. Reduction of residual ridges: A maior oral disease entity.
6. Hurley LA, Stinchfield FE, Andrew C, Bassett L, Lyon WH. The Role of Soft Tissues in Osteogenesis EXPERIMENTAL STUDY OF CANINE SPINE FUSIONS.
7. Boyne Philips. JDentRes1964v43p827.
8. Boyne PJ. ALVEOLAR RIDGE RECONSTRUCTION/GUIDED TISSUE REGENERATION AND BONE GRAFTING THE EVOLUTION OF GUIDED TISSUE REGENERATION Alveolar Bone Grafting.
9. Paz V, Vukasovic V, Sanz A, Santiago R, Julio C. CUSTOMIZED CAD-CAM MEMBRANES FOR BONE AUGMENTATION IN ATROPHIC ALVEOLAR RIDGES: A NARRATIVE LITERATURE REVIEW.
10. J Gottlow. S Niman. Barrier membranes in the treatment of periodontal defects.
11. Machtei EE. The Effect of Membrane Exposure on the Outcome of Regenerative Procedures in Humans: A Meta-Analysis. J Periodontol. 2001 Apr;72(4):512–6.
12. Malmström P, Anderud J, Abrahamsson P, Wälivaara DÅ, Isaksson SG, Adolfsson E. Guided bone regeneration using individualized ceramic sheets. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2016.06.005>Get
13. Albash Z, Abdallah Y, Moawad S, Khalil A, Assad M, Nouredin H. Horizontal Augmentation Using Customized Zirconia Membrane: A Case Report. Open Dent J. 2024 Aug 28;18(1).
14. Retrum JK, McLaughlin SD, Stancoven BW, Inouye KA, Lincicum AR, Johnson TM. Application of a Custom Two-Piece Zirconia Device for Multidimensional Ridge Augmentation in a Trauma Patient: A Case Report. South Asian Research Journal of Oral and Dental Sciences. 2024 Apr 30;6(02):25–33.
15. Arca paitampoma sonia. EFICACIA DE LA BARRERA DE ZIRCONIO PERSONALIZADA EN REGENERACION OSEA VERTICCAL. SERIE DE CASOS.

16. Qu H, Fu H, Han Z, Sun Y. Biomaterials for bone tissue engineering scaffolds: A review. Vol. 9, RSC Advances. Royal Society of Chemistry; 2019. p. 26252–62.
17. jason burdick. biomaterials for tissue engineering applications.
18. buser. 30 years of bone guide regeneration.
19. Rocchietta I, Fontana F, Simion M. Clinical outcomes of vertical bone augmentation to enable dental implant placement: A systematic review. In: Journal of Clinical Periodontology. 2008. p. 203–15.
20. Namanloo RA, Ommani M, Abbasi K, Alam M, Badkoobeh A, Rahbar M, et al. Biomaterials in Guided Bone and Tissue Regenerations: An Update. Vol. 2022, Advances in Materials Science and Engineering. Hindawi Limited; 2022.
21. Biológicos F. Regeneración Tisular Guiada.
22. Schenk RK, Buser D, Med Dent P, Ross Hardwick W, Dahlin C. Healing Pattern of Bone Regeneration in Membra... Copyrights ©. 1994.
23. jairo vargas. membranas en regeneracion osea guiada.
24. Sasaki JI, Abe GL, Li A, Thongthai P, Tsuboi R, Kohno T, et al. Barrier membranes for tissue regeneration in dentistry. Biomater Investig Dent. 2021 Jan 1;8(1):54–63.
25. Patino MG, Neiders ME, Andreana S, Noble B, Cohen RE. Collagen: An Overview. 2002;
26. Rothamel. Biocompatibility and biodegradation of a native porcine pericardium membrane: results of in vitro and in vivo examinations. 2012.
27. Hartmann A, Hildebrandt H, Schmohl JU, Kämmerer PW. Evaluation of Risk Parameters in Bone Regeneration Using a Customized Titanium Mesh: Results of a Clinical Study. Implant Dent. 2019 Dec 1;28(6):543–50.
28. Souidan AA, Ayad SS, Sweedan AO. Augmenting Maxillary Defects Using Custom-Made Zirconia Membranes Alexandria Dental Journal. Vol. 38.
29. Scribante A, Ghizzoni M, Pellegrini M, Pulicari F, Manfredini M, Poli PP, et al. Full-Digital Customized Meshes in Guided Bone Regeneration Procedures: A Scoping Review. Vol. 5, Prosthesis. MDPI; 2023. p. 480–95.
30. linkevicius tomas. zero bone lose .
31. Wang HL, Boyapati L. “pASS” principles for predictable bone regeneration. Implant Dent. 2006;15(1):8–17.
32. Uriarte X, Landázuri A, Marão HF, Lucena N, Schiegnitz E, Díaz L. Zirconia Barriers in Bone Regeneration Procedures: A Scoping Review. Clinical Oral Implants Research. John Wiley and Sons Inc; 2025.
33. Mandelli F, Traini T, Ghensi P. Customized-3D zirconia barriers for guided bone regeneration (GBR): clinical and histological findings from a proof-of-concept case series. J Dent. 2021 Nov 1;114.

34. Craig E. Hofferber. Custom Zirconia Ridge Augmentation Matrix (CZRAM) for Implant Site Development- A Report of Two Cases. [Internet]. 2018. Available from: www.jiacd.com
35. heikal mohammed, Shuman M, Khalil M. Evaluation of bone regeneration for augmentation of alveolar bone using 3D computer guided ceramic Sheets. *Al-Azhar Journal of Dental Science*. 2020 Oct 1;23(4):393–9.
36. Hussain MI, Xia M, Ren XN, Ge C, Jamil M, Gupta MK. Digital light processing 3D printing of ceramic materials: a review on basic concept, challenges, and applications. Vol. 130, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH; 2024. p. 2241–67.
37. Weng W, Wu W, Hou M, Liu T, Wang T, Yang H. Review of zirconia-based biomimetic scaffolds for bone tissue engineering. Vol. 56, *Journal of Materials Science*. Springer; 2021. p. 8309–33.
38. Albash Z, Khalil A, Kashkash W. Alveolar Ridge Augmentation using Customized Zirconia Membranes: A Systematic Review. *Open Dent J* [Internet]. 2024 Dec 9;18(1). Available from: <https://opendentistryjournal.com/VOLUME/18/ELOCATOR/e18742106356292/>
39. Malmström J, Slotte C, Adolfsson E, Norderyd O, Thomsen P. Bone response to free form-fabricated hydroxyapatite and zirconia scaffolds: A histological study in the human maxilla. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Apr;20(4):379–85.
40. Javier Rodríguez-Lozano F, López-García S, Sánchez-Bautista S, Pérez-López J, Raigrodski AJ, Revilla-León M. Effect of milled and lithography-based additively manufactured zirconia (3Y-TZP) on the biological properties of human osteoblasts.
41. Sa MW, Nguyen BNB, Moriarty RA, Kamalitdinov T, Fisher JP, Kim JY. Fabrication and evaluation of 3D printed BCP scaffolds reinforced with ZrO₂ for bone tissue applications. *Biotechnol Bioeng*. 2018 Apr 1;115(4):989–99.
42. Anderud J, Abrahamsson P, Jimbo R, Isaksson S, Adolfsson E, Malmström J, et al. Guided bone augmentation using ceramic space-maintaining devices: The impact of chemistry. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2015 Mar 12;7:45–53.
43. Petre A, Balta C, Herman H, Gharbia S, Codreanu A, Onita-Mladin B, et al. A novel experimental approach to evaluate guided bone regeneration (GBR) in the rat femur using a 3D-printed CAD/CAM zirconia space-maintaining barrier. *J Adv Res*. 2021 Feb 1;28:221–9.
44. Gouda A, Mounir M, Noureldin N, El khatib O, Mounir S. Guided bone regeneration using patient specific titanium vs. polyether-ether keton (PEEK) meshes for horizontal maxillary ridge augmentation: a histomorphometric study. *Egypt Dent J*. 2023 Jan 1;69(1):75–84.

45. felice pietro. A randomised controlled trial comparing the effectiveness of guided bone regeneration with polytetrafluoroethylene titanium-reinforced membranes, CAD/CAM semi-occlusive titanium meshes and CAD/CAM occlusive titanium foils in partially atrophic arche.
46. Cellefati R, Davorpanah M, Etienne D, Pécora G, Tecucianu JF, Djukanovic D, et al. Guided Tissue Regeneration Around Dental implants in Immediate Extraction Socket: Comparison of e-PTFE and a New Titanium Membrane.
47. Yamamoto T, Hasuiki A, Koshi R, Ozawa Y, Ozaki M, Kubota T, et al. Influences of mechanical barrier permeability on guided bone augmentation in the rat calvarium. *J Oral Sci.* 2018;60(3):453–9.
48. Arca S, Olachea A, Martin-Morales N, Valle F, Mendoza-Azpur G. Personalized Bone Regeneration with a Novel Zirconia Membrane: A Case Report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2021 May;41(3):391–5.
49. Tunçludemir Z, Cinar IC, Avcı Kupeli Z, Unlu E, Yalcin S. In vivo comparison of customized zirconia barriers in guided bone regeneration: An experimental study. *Heliyon.* 2024 Jun 15;10(11).