


# Universidad Autónoma de Ciudad Juárez Instituto de Arquitectura Diseño y Arte

**Departamento de Maestría en Diseño y Desarrollo de Producto**

# “Diseño de Biomaterial para Regeneración Ósea a base de Bioglass 45S5”

**Tesis para obtener el grado de Maestría en diseño y desarrollo de producto**

**Ing. Melva Alejandra Martinez Flores**

**“Becada por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología”**

**Bajo la Dirección de:**

**Dr. Christian Chapa González**

**Dra. Amanda Carrillo Castillo**

**Ciudad Juárez, Chihuahua, octubre 2025**

# Resumen

El presente trabajo aborda el diseño y desarrollo de un biomaterial basado en Bioglass 45S5 combinado con polímeros aglutinantes (PLA, PVA, PVP y PEG), con el objetivo de promover la regeneración ósea y mejorar la osteointegración en fracturas controladas. Se plantea un enfoque de diseño biomimético empleando metodologías como Design Thinking, revisiones bibliográficas y análisis comparativos de propiedades fisicoquímicas y mecánicas. La caracterización se realizó mediante FTIR, DRX y pruebas reológicas, complementadas con simulaciones en fluido fisiológico y entrevistas a profesionales de la salud para evaluar la aplicabilidad clínica. Los resultados sugieren que la combinación de Bioglass 45S5 con PVA ofrece el mejor balance entre cristalinidad y bioactividad, mientras que PLA aporta resistencia mecánica y PVP actúa como vehículo potencial de liberación controlada de fármacos. Este estudio representa un avance en el diseño de biomateriales reabsorbibles para aplicaciones ortopédicas y odontológicas, con potencial de reducir el uso de placas y tornillos en procedimientos quirúrgicos y facilitar una recuperación más eficiente del tejido óseo.



Palabras clave: Bioglass 45S5, osteointegración, biomateriales, regeneración ósea, aglutinantes poliméricos.

# Contenido


PROTOCOLO ..... 6
Introducción ..... 6
Antecedentes ..... 6
Planteamiento del problema ..... 9
Objetivos ..... 10
Objetivo General ..... 10
Objetivos específicos ..... 10
Metodología ..... 11
Justificación ..... 11
Viabilidad y limitaciones ..... 12
Pregunta de investigación ..... 12
Hipótesis ..... 12
Hipótesis general ..... 12
Hipótesis específicas ..... 13
Variables ..... 13
Variable independiente ..... 13
Variables dependientes ..... 13
Variables de control ..... 13
MARCO TEÓRICO ..... 14
Diseño de materiales para aplicaciones óseas ..... 14
Osteointegración y su importancia en aplicaciones médicas ..... 15
Problemas óseos y necesidad de diseño de materiales ..... 15
Biomateriales utilizados en regeneración ósea ..... 16
Propiedades requerido de los biomateriales para promover la regeneración ósea ..... 17
Ejemplos de biomateriales utilizados en procedimientos de regeneración ósea. ... **¡Error! Marcador no definido.**
Biocerámicos y sus Propiedades para Aplicaciones Óseas ..... 17
Tipos de biocerámicos ..... 18
Ventajas y limitaciones de los biocerámicos en aplicaciones óseas. ..... 19
Aglutinantes y reforzantes en el Diseño de Materiales para Aplicaciones Óseas. ..... 20
Funciones específicas de los aglutinantes en el diseño de materiales para aplicaciones óseas. ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Tipos de Aglutinantes Utilizados en Biomateriales: ventajas y desventajas. ..... 21

Diseño de Material de Unión para Cerámicos en Aplicaciones Óseas.. **¡Error! Marcador no definido.**
Diseño y Desarrollo de Material de Unión para Cerámicos ..... 23
Consideraciones clave en el diseño. ..... 23
Impacto de la adición de aglutinantes en la compactación y sinterización de materiales. ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Evaluación de la Eficiencia de los Materiales. ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Métodos y Pruebas Utilizadas ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Consideraciones éticas y sustentabilidad en el diseño de materiales médicos. ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Potenciales beneficios para la medicina y la salud. ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Aspectos Éticos en el Diseño de Biomateriales ..... 26
Determinación de necesidades, requerimientos y especificaciones de diseño ..... **¡Error! Marcador no definido.**
METODOLOGÍAS DEL DISEÑO ..... 27
Design Thinking (DT) ..... 27
Fase 1. Empatizar ..... 28
Técnicas aplicadas ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Fase 2. Definir ..... 32
Técnicas aplicadas ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Fase 3. Idear ..... 35
Técnicas aplicadas ..... **¡Error! Marcador no definido.**
Fase 4. Prototipar ..... 36
Fase 5. Evaluar ..... 37
RESULTADOS ..... 38
Síntesis del Bioglass 45S5 ..... 38
Formulaciones del Gel ..... 39
Procedimiento para la síntesis del fluido fisiológico simulado ..... 41
Ficha técnica de los resultados ..... 42
FTIR ..... 43
DRX ..... 48
REOLOGÍA ..... 50
Entrevistas ..... 51
Comparación entre materiales ..... 56
CONCLUSIONES ..... 62
REFERENCIAS ..... 64

ANEXOS ..... 64
Hojas MSDS de cada polímero utilizado ..... 85
Entrevistas realizadas ..... 87
Cirujano Maxilofacial ..... 87
Opiniones sobre el proyecto ..... 87
Evaluación de la Aplicabilidad Clínica ..... 88
Mejoras y Aplicaciones Futuras ..... 88
Dentista (Odontología Regenerativa) ..... 89
Opiniones sobre el proyecto ..... 89
Evaluación de la Aplicabilidad Clínica ..... 89
Mejoras y Aplicaciones Futuras ..... 90
Enfermero/a de Quirófano ..... 91
Opiniones sobre el proyecto ..... 91
Evaluación de la Aplicabilidad Clínica ..... 91
Mejoras y Aplicaciones Futuras ..... 92
Fisioterapeuta / Rehabilitador ..... 93
Opiniones sobre el proyecto ..... 93
Evaluación de la Aplicabilidad Clínica ..... 93
Mejoras y Aplicaciones Futuras ..... 94
Ortopedista ..... 95
Opiniones sobre el proyecto ..... 95
Evaluación de la Aplicabilidad Clínica ..... 96
Mejoras y Aplicaciones Futuras ..... 96

# PROTOCOLO

## Introducción

Los biomateriales han surgido como resultado de la unión entre la medicina, la ingeniería y la ciencia de los materiales, destacándose por su capacidad de ofrecer soluciones innovadoras orientadas a mejorar favorecer la salud y mejorar la calidad de vida (Tabrizian, 2024). Estos materiales juegan un rol esencial al apoyar la recuperación a lesiones o enfermedades, constituyendo un progreso en la atención médica actual. Los biomateriales representan el encuentro de múltiples áreas del conocimiento, como la medicina, la biología, la ingeniería, la física y la química. En los últimos diez años, su desarrollo ha demostrado un crecimiento significativo, impulsado principalmente por la colaboración entre la ingeniería de tejidos y la ciencia de los materiales (Ajmal et al., 2022; Baskaran et al., 2025). Esta integración interdisciplinaria ha abierto nuevas posibilidades, redefiniendo los alcances de la ingeniería biomédica y la medicina regenerativa. Esta orientación ha impulsado avances significativos que han revolucionado la manera en que abordamos la restauración de tejidos y funciones biológicas deterioradas (Grzelak et al., 2024; Radisic & Kaplan, 2024). En este contexto, los biomateriales incluyen una gran variedad de materiales, que van desde metales y cerámicas hasta plásticos, vidrios, e incluso elementos celulares y tejidos vivos. Estos pueden fabricarse o moldearse en diferentes formas como recubrimientos, fibras, películas, espumas o textiles, y aplicarse en una amplia gama de productos y dispositivos médicos (Baskaran et al., 2025).

## Antecedentes

Los defectos óseos representan una de las principales problemáticas en ortopedia y cirugía reconstructiva, debido a la pérdida parcial o total de tejido óseo ocasionada por traumas, infecciones, resecciones tumorales o enfermedades metabólicas. A pesar de la notable capacidad regenerativa del esqueleto humano, las condiciones clínicas muchas veces no son favorables para una reparación espontánea, lo que requiere el uso de injertos o sustitutos que permitan restaurar la integridad estructural y funcional del hueso (Roberts & Rosenbaum, 2012). Históricamente, el injerto óseo autólogo ha sido considerado el “estándar de oro” en el tratamiento de defectos óseos por su completa histocompatibilidad y por poseer propiedades osteogénicas, osteoinductoras y osteoconductoras. No obstante, su aplicación presenta complicaciones relevantes como dolor y sangrado en el sitio donante, infecciones, aumento del tiempo quirúrgico y una disponibilidad limitada de tejido, especialmente en defectos extensos o en pacientes pediátricos. Aunque el desarrollo de técnicas modernas, como el sistema Reamer Irrigator Aspirator (RIA),

ha reducido algunos de estos riesgos, las limitaciones del injerto autólogo continúan siendo una barrera significativa para su uso generalizado. (Schmidt, 2021).

Los injertos alogénicos y xenogénicos se han propuesto como alternativas para superar la escasez de tejido autólogo; sin embargo, presentan desventajas como el riesgo de transmisión de enfermedades, rechazo inmunológico y baja incorporación tisular. Por su parte, los sustitutos sintéticos como hidroxiapatita (HA), el fosfato tricálcico (TCP) y los biovidrio, ofrecen buena biocompatibilidad y disponibilidad, pero aún enfrentan limitaciones relacionadas con su poca vascularización y escasa resistencia mecánica en defectos críticos de carga (Fernandez de Grado et al., 2018). Otros biomateriales que pueden emplearse en la regeneración ósea son: los polímeros sintéticos y naturales, los biocerámicos, materiales híbridos, y bioactivos entre otros. Sin embargo, existe un gran interés en el estudio de materiales compuestos a base de sistemas poliméricos y cerámicos, debido a las propiedades mecánicas aceptables y a una adecuada biocompatibilidad. Además, pueden tener la capacidad de degradarse dentro del cuerpo ya sea en sus fragmentos rígidos o en los blandos gracias a reacciones de hidrólisis bajo condiciones fisiológicas y posteriormente a eliminarse por vías metabólicas (Martelli et al., 2023a; Sergi et al., 2020).

Pese a los avances en biomateriales, la traslación clínica aún enfrenta desafíos significativos. (Laubach et al., 2024) analizaron la brecha existente entre la investigación científica y la práctica quirúrgica, concluyendo que los cirujanos continúan dependiendo de placas, tornillos e injertos tradicionales, mientras que los investigadores desarrollan materiales bioactivos con potencial de regeneración.

El avance en la ingeniería de tejidos ha evidenciado la necesidad de desarrollar biomateriales que no solo actúen como sustitutos estructurales del hueso, sino que además promuevan su regeneración y se integren en el entorno biológico. Los tratamientos convencionales, como los injertos óseos autólogos o las fijaciones metálicas permanentes, han mostrado eficacia mecánica, pero limitaciones importantes en su integración biológica y en la capacidad de adaptarse al proceso de curación natural. Esta situación ha impulsado la búsqueda de biomateriales regenerativos y reabsorbibles, capaces de degradarse progresivamente mientras son reemplazados por tejido óseo nuevo, eliminando la necesidad de cirugías secundarias y reduciendo las complicaciones postoperatorias (De Pace et al., 2025a).

Los avances en el diseño de biomateriales programables han permitido desarrollar sistemas capaces de responder a estímulos fisiológicos, liberar agentes bioactivos y sincronizar su degradación con las etapas de regeneración ósea. Estos materiales, se basan principalmente en matrices poliméricas y cerámicas bioactivas,

como una alternativa frente a los materiales rígidos tradicionales que carecen de interacción con el tejido que los rodea (P. Song et al., 2024). Un enfoque particularmente relevante son las membranas reabsorbibles utilizadas en regeneración ósea guiada, las cuales actúan como barreras temporales que favorecen la osteogénesis y evitan la invasión de tejido blando en el sitio del defecto. Su principal ventaja radica en su degradabilidad controlada, que permite su reabsorción natural una vez completada la regeneración, sin requerir una segunda intervención quirúrgica (Abtahi et al., 2023a). Investigaciones recientes hablan acerca de la importancia de integrar en estos biomateriales propiedades bioactivas para que estimulen la proliferación celular, la diferenciación osteoblástica y la angiogénesis, factores de suma importancia para la regeneración ósea. Se ha demostrado que la combinación de polímeros biodegradables con biocerámicos y nanopartículas bioactivas ayuda a generar estructuras híbridas capaces de mantener la estabilidad mecánica y favorecer una regeneración completa del tejido óseo (Deng et al., 2024).

El desarrollo de biomateriales avanzados ha impulsado el diseño de distintas estrategias estructurales para la regeneración ósea, entre las cuales destacan las microesferas, las fibras obtenidas por electro spinning, los andamios tridimensionales y las membranas reabsorbibles. Cada una de estas configuraciones busca simular la organización del tejido óseo natural, mejorar la interacción celular y optimizar la liberación de factores osteogénicos, con el propósito de restaurar la función mecánica y biológica del hueso lesionado.

Las microesferas han surgido como una herramienta importante en ingeniería de tejidos por su capacidad para funcionar como sistemas de liberación controlada y como unidades estructurales que favorecen la osteogénesis (Desai et al., 2024a). Estas partículas, elaboradas a partir de polímeros biodegradables como el poliácido láctico (PLA) (Q. Li et al., 2023), permiten una degradación gradual y la liberación sostenida de factores de crecimiento, proteínas o fármacos osteoinductores en el sitio del defecto óseo. Estudios más recientes han desarrollado microesferas nanofibrilares capaces de combinar la porosidad con una topografía biomimética que mejora la diferenciación osteoblástica y la formación mineral (Cai et al., 2022; Desai et al., 2024b, 2024a; W. Song et al., 2023).

Otra técnica utilizada es el electro pinning, que ha revolucionado la fabricación de matrices poliméricas con fibras de escala nanométrica que reproducen la estructura de la matriz extracelular. Esta técnica se basa en la aplicación de un campo eléctrico que estira soluciones poliméricas para formar fibras continuas en relación superficie-volumen y una porosidad interconectada. Los andamios obtenidos mediante electrospinning favorecen la adhesión, migración y diferenciación de células osteoprogenitoras, además de permitir la incorporación de agentes bioactivos o

nanopartículas cerámicas para potenciar su bioactividad (Anjum et al., 2023a; Dinatha et al., 2024; Flores-Rojas et al., 2023; Y. Ma et al., 2025).

Los andamios tridimensionales o scaffolds, representan una evolución en el diseño de estructuras para ingeniería de tejidos, ya que ofrecen una arquitectura porosa interconectada que facilita la vascularización y el crecimiento del tejido óseo. Pueden fabricarse mediante técnicas como la impresión 3D utilizando polímeros, biocerámicos o compuestos híbridos. En los últimos años se ha demostrado que los andamios basados en nanocompuestos de polímero y biovidrio promueven una mejor regeneración ósea al combinar estabilidad mecánica con bioactividad superficial. Además, su capacidad de personalización geométrica mediante tecnologías de manufactura aditiva permite reproducir la forma del defecto óseo y adaptar la tasa de degradación del material a la velocidad de regeneración del hueso (Abdelaziz et al., 2023; Cichos et al., 2023; Dukle et al., 2022; Y. Ma et al., 2025; Martelli et al., 2023b).

Finalmente, las membranas reabsorbibles constituyen una de las estrategias más efectivas y menos invasivas para guiar la regeneración ósea. Estas barreras temporales actúan separando el tejido conectivo del área del defecto, permitiendo que las células osteogénicas colonicen el sitio y formen hueso nuevo. Su carácter reabsorbible elimina la necesidad de una segunda cirugía para su retiro, reduciendo complicaciones clínicas y mejorando la integración del implante. Materiales como el Bioglass 45S5, combinados con polímeros como aglutinantes, han mostrado resultados prometedores al ofrecer una degradación controlada, buena compatibilidad celular y propiedades mecánicas adecuadas para defectos óseos. Estas membranas representan un paso intermedio entre las estructuras tridimensionales complejas y los recubrimientos superficiales, destacándose por su versatilidad, adaptabilidad y potencial clínico como alternativa a las placas y tornillos convencionales (Abtahi et al., 2023b; Alqahtani et al., 2023; P. Li et al., 2021; Lima-Sánchez et al., 2025).

## Planteamiento del problema

La osteointegración se define como la unión íntima y estable entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometido a carga funcional. Este proceso resulta esencial para pacientes con pérdida dental, traumatismos o patologías que requieren reemplazos protésicos. Su éxito depende no solo de factores clínicos, como la técnica quirúrgica y la ausencia de inflamación, sino también del diseño y selección adecuada de los materiales empleados (Ginebra et al., 2018; Guglielmotti et al., 2019; Parithimarkalaignan & Padmanabhan, 2013).

Los huesos, estructuras dinámicas responsables del soporte y protección del cuerpo humano, pueden verse afectados por enfermedades como osteoporosis, cáncer

óseo u osteomielitis. En particular, la osteoporosis reduce la densidad mineral ósea, incrementando el riesgo de fracturas (Luo et al., 2025; Tanvir et al., 2024). Ante este panorama, el diseño de biomateriales regenerativos se vuelve una necesidad interdisciplinaria, en la que convergen la ingeniería, la medicina y el diseño industrial.

Actualmente, los biocerámicos y polímeros aglutinantes se emplean como matrices para favorecer la regeneración ósea mediante fases análogas al proceso de cicatrización tisular. Sin embargo, los retos persisten en el diseño estructural y funcional de estos materiales, especialmente en lo que respecta a su resistencia mecánica, bioactividad, degradabilidad y compatibilidad con el entorno fisiológico. Las cerámicas presentan alta rigidez y estabilidad química, pero su fragilidad y comportamiento poco predecible limitan su uso en aplicaciones sometidas a carga funcional.

Desde la perspectiva del Diseño y Desarrollo de Producto, surge la necesidad de concebir y optimizar materiales avanzados que integren criterios de desempeño biomecánico, sustentabilidad y manufacturabilidad, utilizando metodologías de selección de materiales que permitan equilibrar propiedades estructurales y biológicas. En este contexto, el diseñador se posiciona como un mediador entre la función médica y la innovación tecnológica, capaz de adaptar nuevas tecnologías, aplicar criterios ergonómicos y validar experimentalmente la viabilidad de los productos mediante pruebas objetivas. Por tanto, el problema central se enfoca en cómo diseñar un material bioactivo que favorezca la osteointegración mediante la correcta selección, combinación y validación de componentes cerámicos y poliméricos, asegurando que las decisiones de diseño respondan tanto a las necesidades clínicas como a los estándares de eficiencia, seguridad y sustentabilidad en el desarrollo de productos biomédicos (Tanvir et al., 2024).

## Objetivos

### Objetivo General

Desarrollar un Biomaterial a base de Bioglass 45S5 con el propósito de fomentar la osteointegración en fracturas controladas.

### Objetivos específicos

1. Identificar materiales aglutinantes que promuevan una interacción entre biocerámicos y células óseas.
2. Desarrollo un proceso de extrusión controlado para la fabricación del biomaterial.
3. Diseñar material como sistema de unión.
4. Simular condiciones reales del entorno óseo.

5. Elaborar un análisis comparativo de los resultados experimentales obtenidos, registrando y sistematizando los datos recopilados.

## Metodología

1. Revisión de la literatura científica para identificar materiales aglutinantes previamente estudiados y reconocidos por su capacidad para promover la interacción celular positiva con biocerámicos.
2. Emplear equipos de prueba biomecánica para aplicar cargas controladas a las muestras, registrando los datos de carga frente a deformación.
3. Determinar las variables experimentales para la concentración de manera que cumplan con los requisitos de diseño.
4. Diseño de material como sistema de unión biomimético para propiciar la regeneración ósea post-fractura controlada, optimizando la estabilidad y promoviendo la formación de la matriz ósea en el espacio interóseo.
5. Caracterización mediante espectroscopia de infrarrojo por transformada de Fourier (FTIR) para determinar los grupos funcionales de la HA y caracterización en difracción en rayos X (DRX)
6. Elaboración de análisis comparativo entre las diferentes pruebas registrando y documentando todos los datos recopilados durante el estudio.
7. Elaboración de encuestas a profesionales de la salud con el fin de evaluar el uso del material propuesto. Se utilizarán cuestionarios para recopilar datos sobre su percepción, interés y consideraciones sobre la implementación del producto en su práctica clínica.

## Justificación

Los biomateriales, hoy en día tienen un papel importante en la medicina actual, ya que ayudan a recuperar funciones y facilitar la recuperación tras una lesión o enfermedad. Estos materiales permiten reemplazar o mejorar un tejido u otra función biológica. En la última década, el progreso en el desarrollo de biomateriales ha sido muy amplio a partir de un gran número de áreas del conocimiento como la medicina, la biología, la física, la química, la ingeniería de tejidos y la ciencia de materiales (Agrawal et al., 2023). Los biomateriales abarcan metales, cerámicas, polímeros, vidrios, e incluso células y tejidos vivos. Pueden fabricarse en distintas presentaciones para elaborar dispositivos médicos, como válvulas cardiacas, prótesis articulares, implantes dentales o lentes de contacto, muchos de los cuales son biodegradables o bioabsorbibles para facilitar su eliminación natural del cuerpo como reparación una vez cumplida su función (Chong et al., 2023).

En el caso de los biocerámicos, los aglutinantes tienen una importancia máxima al proporcionar cohesión y estabilidad al polvo cerámico, facilitando el modelado de este y la posterior obtención de estructuras sólidas por sinterización. Esto hace posible la obtención de formas complejas como implantes o dispositivos médicos que proporcionen características mecánicas como la resistencia y dureza. La elección de los aglutinantes es importante, ya que una mala selección en aplicaciones médicas puede ocasionar toxicidades o reacciones adversas y el biocerámico debe mantener sus propiedades durante todo su uso (Huzum et al., 2021a; Williams, 2019).

## Viabilidad y limitaciones

Él proyecto se basa en la aplicación de Bioglass 45S5, un material bioactivo que ha demostrado ser muy efectivo en un área campo específico de conocimiento médico, la medicina regenerativa, y que pone en común aglutinantes y procesos como la extrusión y la simulación ósea para dar lugar a un biomaterial novedoso (Barreto et al., 2023a; Cannio et al., 2021; Ellakwa et al., 2025; Nogueira et al., 2024a). La metodología considerará la caracterización mediante el estudio reológico, la espectroscopia infrarroja transformada de Fourier (FTIR) y la difracción de rayos-X (DRX) además de la evaluación del tejido óseo neoformado que permita validar la funcionalidad de este (Silva et al., 2021). El objetivo principal es la mejora de la osteointegración en pacientes con fracturas u oste patologías. Si bien el enfoque experimental da un resultado de gran potencial, se también reconocen limitaciones, tanto el uso inicial de modelos animales como los altos costes de fabricar el biomaterial, aspectos que deberemos tratar para poder transitar hacia un uso clínico y comercial.

## Pregunta de investigación

¿Qué combinación de Bioglass 45S5 con aglutinantes poliméricos (PLA, PVA, PVP y PEG) ofrece el mejor desempeño en términos de bioactividad, cristalinidad y estabilidad mecánica para favorecer la regeneración ósea?

## Hipótesis

### Hipótesis general

La combinación de Bioglass 45S5 con polímeros aglutinantes mejora las propiedades bioactivas y mecánicas del material en comparación con el Bioglass 45S5 utilizado de manera aislada.

### Hipótesis nula

La incorporación de polímeros aglutinantes (PVA, PLA, PVP y PEG) no produce diferencias significativas en las propiedades bioactivas ni mecánicas del Bioglass 45S5, por lo que su comportamiento será equivalente al del material base.

### Hipótesis específicas

La incorporación de polímeros aglutinantes (PVA, PLA, PVP y PEG) modifica significativamente las propiedades bioactivas y mecánicas del Bioglass 45S5, mejorando su desempeño estructural y su capacidad de osteointegración en comparación con el material sin modificar.

## Variables

### Variable independiente

Tipo de material evaluado:

- Bioglass 45S5 + PEG
- Bioglass 45S5 + PLA
- Bioglass 45S5 + PVA
- Bioglass 45S5 + PVP

### Variables dependientes

- Bioactividad: formación de HA (bandas FTIR de fosfatos y carbonatos).
- Cristalinidad / amorfidad: resultados de DRX (picos, intensidad, % cristalino).
- Estabilidad mecánica: comportamiento reológico (resistencia, viscosidad, estabilidad viscoelástica).

### Variables de control

- Condiciones de prueba (fluido fisiológico simulado, tiempo de inmersión, temperatura).
- Método de preparación de las muestras (proporciones, curado, procesamiento).

# MARCO TEÓRICO

## Diseño de materiales para aplicaciones óseas

El desarrollo de materiales para aplicaciones en el ámbito óseo implica un proceso complejo que requiere evaluar distintos factores para garantizar su eficacia y seguridad en entornos clínicos. La figura 1 ilustra de forma general la estructura de este proceso. Esto implica asegurar la biocompatibilidad de los materiales, de forma que puedan ser aceptados por el cuerpo sin provocar reacciones adversas ni respuestas inmunológicas negativas (Huzum et al., 2021b; Qu et al., 2019a). Asimismo, la biodegradabilidad es esencial, especialmente en implantes temporales o en sistemas de liberación controlada de fármacos, ya que se busca que el material pueda desintegrarse y reabsorberse de forma natural tras cumplir su función específica (Mndlovu et al., 2024). Otro aspecto clave es la resistencia mecánica de los biomateriales, que debe ser suficiente para soportar las cargas y tensiones propias del entorno óseo, asegurando que los tejidos mantengan su estabilidad e integridad funcional (Al-Shalawi et al., 2023; Gutiérrez Púa et al., 2023).

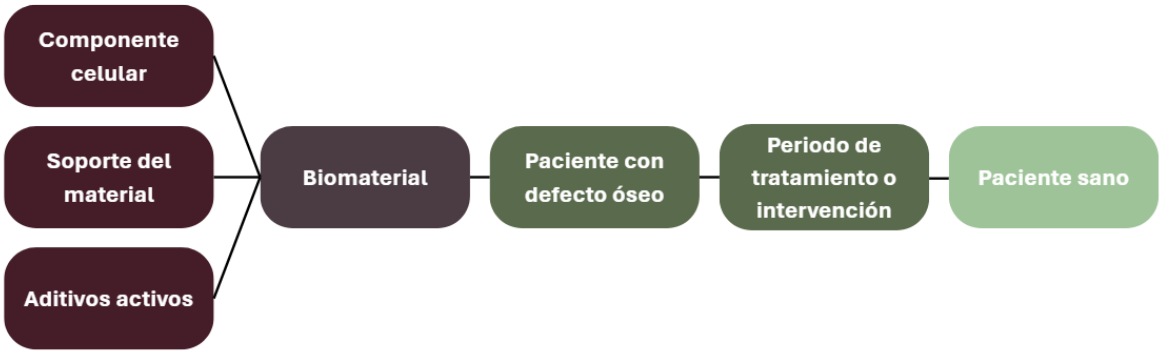



*Figura 1. Proceso de diseño de un biomaterial. Nota. Elaboración propia.*

Además, un enfoque en el diseño de biomateriales orientado a la regeneración ósea considera estrategias como la liberación controlada de factores de crecimiento, la estimulación de la actividad celular o la creación de un microambiente que favorezca la formación de tejido nuevo (Ball et al., 2023; Guan et al., 2020; Montoya et al., 2021; H. Wei et al., 2022). También es importante que estos materiales sean compatibles con técnicas de imagenología médica, para permitir un monitoreo preciso del proceso de reparación y evaluar su desempeño en tiempo real (Farjaminejad et al., 2025).

## Osteointegración y su importancia en aplicaciones médicas

La integración ósea es un proceso biológico en el ámbito médico, especialmente en campos como la ortopedia y la odontología. Se refiere a la exitosa unión de materiales implantados con el tejido óseo circundante. Esta interacción estable y funcional entre el implante y el hueso proporciona estabilidad mecánica y permite la transferencia de carga, lo que mejora la eficacia y la durabilidad de los dispositivos médicos algunas aplicaciones médicas se muestran en la figura 2 (Gao et al., 2019). La importancia de la osteointegración radica en su capacidad para mejorar los resultados clínicos y la calidad de vida de los pacientes. En el ámbito de las cirugías ortopédicas, se utiliza para asegurar la fijación de prótesis articulares, implantes en la columna y placas para tratar fracturas, reduciendo así el riesgo de que el implante falle o se afloje con el tiempo. En odontología, se utiliza en los implantes dentales, restaurando tanto la función masticatoria como la estética en pacientes con pérdida dental (Khaohoen et al., 2023). Para alcanzar una osteointegración efectiva, es fundamental seleccionar materiales implantables de manera adecuada, así como diseñar superficies que promuevan una interacción positiva entre el implante y el (Y. Liu et al., 2020). Además, factores como la estabilidad inicial del implante, la calidad del tejido óseo circundante y la salud general del paciente también son determinantes en el éxito del proceso de osteointegración (Carr et al., 2024).




*Figura 2. Biomateriales en aplicaciones óseas. Nota. Elaboración propia.*

## Problemas óseos y necesidad de diseño de materiales

Los principales problemas relacionados con a la salud ósea van desde lesiones y fracturas provocadas por accidentes hasta enfermedades crónicas como la osteoporosis y condiciones de cáncer (L. Y. Zhang et al., 2020). Estos padecimientos impactan de manera considerable la calidad de vida de los pacientes, lo que hace necesario desarrollar materiales y estrategias terapéuticas eficaces para su prevención y tratamiento, además de estrategias innovadoras adaptadas a las necesidades únicas de cada paciente y a las recomendaciones médicas. Los principales problemas entorno a la salud ósea van desde lesiones y fracturas

provocadas por accidentes hasta enfermedades crónicas como la osteoporosis y condiciones de cáncer. Estos problemas pueden afectar significativamente la calidad de vida de quienes los padecen, demandando soluciones eficaces en el desarrollo de materiales para su tratamiento y manejo (Anish & Nair, 2024; Curtis et al., 2022).

En el caso de las fracturas óseas, se requiere desarrollar materiales que ofrezcan estabilidad mecánica y apoyo durante el proceso de recuperación, al tiempo que faciliten la adecuada irrigación sanguínea y regeneración del tejido óseo (Łuczak et al., 2024). Los dispositivos de fijación interna, tales como placas, tornillos y clavos, deben demostrar suficiente robustez para resistir cargas biomecánicas mientras promueven la consolidación ósea. Para pacientes con osteoporosis u otras enfermedades que afecten la densidad y calidad ósea, necesitan materiales capaces de fortalecer y proteger los huesos frágiles, disminuyendo así el riesgo de fracturas (Gong et al., 2022). En oncología, donde el cáncer óseo y las metástasis plantean inquietudes, son necesarios materiales para procedimientos quirúrgicos de extirpación de tumores óseos, así como para la reconstrucción y estabilización de áreas afectadas (D. Wang et al., 2023; Y. Zhang et al., 2022). Estos materiales deben ser biocompatibles, resistentes y capaces de soportar las cargas biomecánicas normales (S. Li et al., 2025). Además de estas condiciones médicas específicas, existen demandas generales de diseño de materiales en campos como la ortopedia y la odontología. Se busca la creación de biomateriales más duraderos, biocompatibles y resistentes a la corrosión, así como la mejora de las superficies de implantes para favorecer una integración ósea más rápida y completa (De Pace et al., 2025b; Y. Zhang et al., 2022).

## Biomateriales utilizados en regeneración ósea

La regeneración ósea constituye un área de estudio en la cual los biomateriales desempeñan una función en específico. Estos materiales se conciben con la finalidad de crear un ambiente propicio que estimule la generación de tejido óseo nuevo y facilite la reparación de lesiones o irregularidades óseas (Dec et al., 2023; Todd et al., 2024). El proceso de regeneración ósea se visualiza en la figura 3.




*Figura 3. Proceso de regeneración ósea (Szwed-Georgiou et al., 2023)*

## Propiedades requerido de los biomateriales para promover la regeneración ósea

Los biomateriales destinados a la regeneración ósea deben cumplir una doble función: reemplazar el tejido dañado y promover la funcionalidad continua de los tejidos circundantes, como los vasos sanguíneos y los nervios (Filippi et al., 2020). Para ello, deben poseer propiedades bioactivas que estimulen el proceso natural de reparación del tejido óseo, conocido como osteogénesis (Xing et al., 2023). Estos biomateriales, compuestos de materiales naturales o artificiales, deben ser biológicamente compatibles con el cuerpo humano para su implantación (De Pace et al., 2025c).

Los biomateriales utilizados en la regeneración ósea pueden ser de origen natural o sintético y están diseñados para favorecer la formación y reparación del tejido óseo en el organismo (De Pace et al., 2025c; Qu et al., 2019b). Pueden adoptar diversas formas, como implantes o andamios, y están compuestos por materiales, como cerámicas, polímeros y metales. Algunos de esos materiales se muestran en la figura 4.

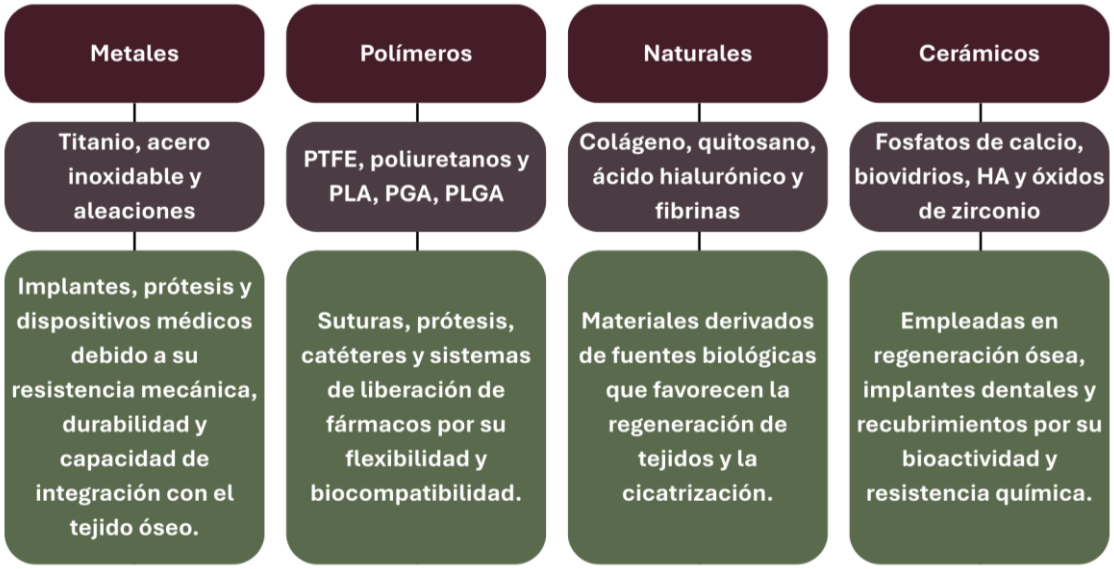



*Figura 4. Materiales biocompatibles y sus aplicaciones. Nota. Elaboración propia.*

## Biocerámicos y sus propiedades para aplicaciones óseas

Los biocerámicos son compuestos basados en silicatos y fosfatos, presentan una notable biocompatibilidad, existen 4 tipos de propiedades específicas de los materiales óseos como los de la figura 5 (Dec et al., 2023). Su versatilidad los convierte en pilares clave para el desarrollo de implantes óseos, recubrimientos protésicos y estrategias de regeneración de tejidos, desempeñando un rol

fundamental en el progreso de la medicina regenerativa y la ingeniería de tejidos (De Pace et al., 2025c).




*Figura 5. Propiedades de los biomateriales para propiciar la regeneración ósea*
*Nota. Elaboración propia.*

## Tipos de biocerámicos

Se clasifican de acuerdo con su actividad química en el organismo humano, se consideran dos tipos de biocerámicos: bioinertes y bioactivos. Tal como se describe en la tabla 1.

*Tabla 1. Diferencias y ejemplos entre los materiales bioinertes y bioactivos (Vaiani, Boccaccio, Emmanuele Uva, et al., 2023).*

| **Bioinertes** | | **Bioactivas** | |
|---|---|---|---|
| Son materiales que no generan unión química ni biológica con el tejido. Por ello, el organismo puede tolerarlos y eliminarlos sin provocar reacciones alérgicas o efectos secundarios. Presentan biocompatibilidad completa, alta resistencia a la corrosión y carecen de toxicidad. | | Son aquellos que interactúan activamente con el tejido biológico, promoviendo una respuesta biológica específica, como la formación de un enlace químico con el hueso o el tejido circundante. | |
| **Ejemplos:** | Alúmina y Zirconia son ejemplos de este tipo de materiales. | **Ejemplos:** | Vitrocerámicas, HA, TPC, Composites y Nano composites. |

El Bioglass 45S5 es un material revolucionario que fue descubierto en 1969, marcó un hito en la historia de los biomateriales al proporcionar una alternativa que permite una unión interfacial de implantes con los tejidos del huésped (Hench, 2006; Jones, 2013). Desde entonces, este compuesto ha sido conocido por su capacidad para fomentar la regeneración y reparación de tejidos. En 1985, el Bioglass 45S5 se convirtió en el primer compuesto de este tipo en ser utilizado clínicamente (Raina, 2023; Sarwar et al., 2025). A lo largo de los últimos 40 años, se han llevado a cabo investigaciones para entender y desarrollar aún más el potencial de los vidrios bioactivos, con un énfasis particular en el Bioglass 45S5 (Jones, 2013). Este proceso ha implicado el descubrimiento, la caracterización, la evaluación in vivo e in vitro, estudios clínicos y el desarrollo de productos. Actualmente, los productos médicos y dentales basados en Bioglass 45S5 se venden en 35 países, lo que

demuestra su impacto global en el campo de la medicina regenerativa (Nogueira et al., 2025). El Bioglass está compuesto por minerales que se encuentran naturalmente en el cuerpo (SiO2, Ca, Na2O, H y P) las proporciones moleculares de los óxidos de calcio y fósforo son similares a las que encontramos en los huesos(Sarwar et al., 2025).

## Ventajas y limitaciones de los biocerámicos en aplicaciones óseas.

Los biocerámicos, especialmente el Bioglass 45S5, se han consolidado como componentes esenciales en la medicina regenerativa y la ingeniería de tejidos. A través de estudios clínicos, estos materiales han demostrado su capacidad para impulsar la regeneración y reparación tisular, continuando su evolución hacia posibles innovaciones futuras, las ventajas y desventajas se presentan en la tabla 2 (Al-allaq & Kashan, 2023a; Brochu et al., 2024; Youness et al., 2023).

Tabla 2. Ventajas y desventajas de los biocerámicos (Cinici et al., 2024a; Vaiani, Boccaccio, Emmanuele Uva, et al., 2023).

| Ventajas | Limitaciones |
|---|---|
| **Biocompatibilidad** | **Fragilidad** |
| La aceptación del material por el cuerpo humano sin causar reacciones adversas. | Son susceptibles a fracturas bajo cargas mecánicas, lo que restringe su uso en aplicaciones que requieren alta resistencia a la tensión. |
| **Osteoconductividad** | **Dificultad para unión con tejido blando** |
| Proporciona un entorno propicio para el crecimiento y fijación de nuevas células óseas, favoreciendo la formación de tejido y contribuyendo al proceso de regeneración ósea. | Afectan a la estabilidad a largo plazo del implante. |
| **Estabilidad química** | **Procesamiento complejo** |
| No se degradan fácilmente en el cuerpo. Esta estabilidad proporciona un soporte a largo plazo para la regeneración ósea y reduce el riesgo de complicaciones. | La fabricación de cerámicos con propiedades específicas es un proceso técnico y costoso, lo que puede dificultar su producción y limitar su disponibilidad en ciertos entornos clínicos. |
| **Radio transparencia** | |
| Permite una visualización sencilla mediante técnicas de imagenología médica, como radiografías y tomografía computarizada, lo que facilita el monitoreo y seguimiento postoperatorio. | |

La evolución de la ingeniería de tejidos se refleja en la aplicación de materiales como Bioglass 45S5 y la HA en estructuras porosas (Deb et al., 2010; Fiume et al., 2018; Sari et al., 2021). La porosidad del material es idónea para implantes óseos, y la exploración de combinaciones de polímeros y cerámicos señala un campo de investigación enfocado en perfeccionar aplicaciones para la regeneración ósea, la figura 6 muestra la integración del biocerámico y su proceso en la reacción al fluido fisiológico hasta crear nuevo tejido óseo(Fiume et al., 2018).

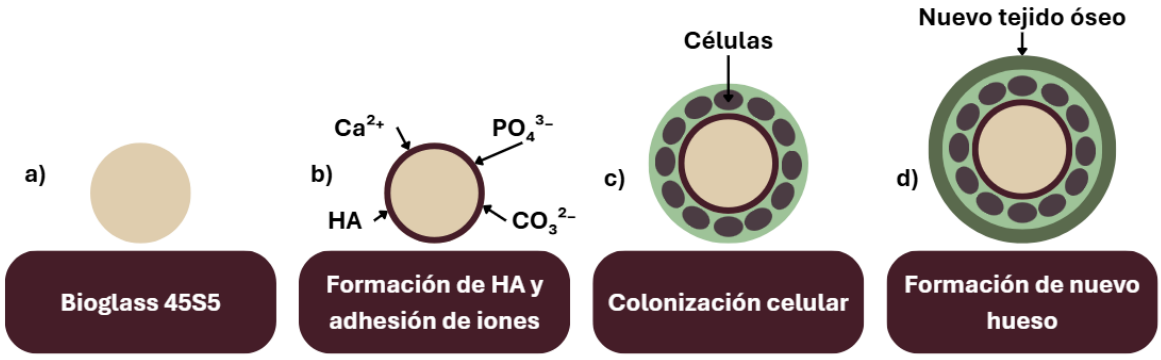



*Figura 6. a) Muestra la integración del Bioglass con el hueso. b) Adhesión de iones de calcio, potasio y cobalto a la superficie del hueso, formando HA) La reacción con el fluido fisiológico circundante en la superficie del Bioglass se muestra en los dos primeros pasos, d) la formación de hueso nuevo se muestra en las dos últimas etapas (Al-allaq & Kashan, 2023a; Rahaman et al., 2011).*

## Aglutinantes y reforzantes en el diseño de materiales para aplicaciones óseas.

Los aglutinantes aportan adhesión y firmeza a las mezclas de polvo de cerámica. Este factor cobra importancia en la preparación antes de la sinterización, un paso fundamental para la construcción de estructuras sólidas, especialmente para la producción de formas complejas como implantes o aparatos médicos (Farjaminejad et al., 2024; Gabor et al., 2022). Además, en la cohesión los aglutinantes aportan de forma exacta a las características mecánicas, asegurando la resistencia y dureza requeridas para cubrir los requerimientos en aplicaciones médicas (Cinici et al., 2024b).

La elección de aglutinantes es necesaria en aplicaciones médicas ya que la interacción directa con tejidos biológicos requiere de controles de prevención de manera obligatoria. La selección de un aglutinante apropiado no solo impacta en la durabilidad y resistencia del biocerámico, sino que también en la prevención de reacciones adversas y evitar toxicidad en la zona de interacción, garantizando la integridad de la aplicación médica a través del tiempo (Miri et al., 2024; Natividad Gómez-Cerezo et al., n.d.).

Los aglutinantes establecen el rendimiento y la eficacia de los materiales, donde se presentan seis funciones específicas descritas en la tabla 3.

*Tabla 3. Funciones de los aglutinantes (Brochu et al., 2024; Cinici et al., 2024b; Todd et al., 2024)*

| Función | Descripción |
|---|---|
| **Unión de partículas** | Asegurar su cohesión y evitando la separación durante la fabricación, manipulación e implantación. |

| | |
|---|---|
| **Usabilidad** | Facilitar su moldeado y conformación durante el proceso de fabricación y la implantación quirúrgica. |
| **Control de la porosidad** | Regular la permeabilidad y favorecer el paso controlado de nutrientes y factores de crecimiento hacia el tejido adyacente. |
| **Estabilidad estructural** | Mantener su integridad durante la fabricación, manipulación y carga biomecánica post-implante, esencial para resistencia mecánica y durabilidad según sea diseñado y requerido. |
| **Degradación controlada** | Facilitar la liberación gradual de factores de crecimiento o fármacos que estimulen la regeneración del tejido óseo. |
| **Compatibilidad biológica** | Diseño biocompatible y bioresorbibles, siendo seguros para su uso en el cuerpo humano y siendo absorbidos y metabolizados gradualmente sin provocar reacciones adversas, evitando respuestas inmunes o inflamatorias indeseadas. |

## Tipos de aglutinantes utilizados en biomateriales: ventajas y desventajas.

La elección del aglutinante está orientada en el diseño de biomateriales, ya que afecta de manera directa las propiedades finales y el desempeño del material. Cada tipo de aglutinante presenta ventajas y limitaciones que deben evaluarse de acuerdo con los requerimientos de la aplicación biomédica. En las tablas 4 y 5 se resumen dichas ventajas y desventajas para las dos categorías principales: orgánicos e inorgánicos. Los aglutinantes orgánicos son derivados de materiales biológicos o sintetizados a partir de compuestos orgánicos (Alkaron et al., 2024). Ejemplos comunes incluyen polímeros naturales como la gelatina, el colágeno y la quitosana, así como polímeros sintéticos (Anita Lett et al., 2021).

*Tabla 4. Materiales orgánicos: ventajas y desventajas (Alkaron et al., 2024; Anita Lett et al., 2021; Brochu et al., 2024; Budharaju et al., 2023).*

| **Materiales Orgánicos** | |
|---|---|
| **Ventajas** | **Desventajas** |
| **Flexibilidad** | **Menor resistencia mecánica** |
| Facilitar su adaptación y moldeado para diversas aplicaciones biomédicas. | Uso limitado en aplicaciones donde se requiere una alta resistencia |
| **Biocompatibilidad** | **Degradación rápida** |
| No desencadenan respuestas inmunitarias adversas | Afectan la estabilidad a largo plazo del biomaterial. |
| **Biodegradabilidad** | **Costo** |
| Descomposición gradualmente en el cuerpo con el tiempo, evitando la necesidad de intervenciones quirúrgicas adicionales para su eliminación | Costosos de producir en comparación con los inorgánicos, lo que puede influir en su viabilidad económica para ciertas aplicaciones. |

Los aglutinantes Inorgánicos son compuestos químicos de origen no biológico, como cerámicas, metales y vidrios. Estos compuestos pueden presentarse en forma

cristalina o amorfa y se emplean en aplicaciones biomédicas gracias a su elevada resistencia y estabilidad.

*Tabla 5. Materiales inorgánicos: ventajas y desventajas (Almulhim et al., 2022; Punj et al., 2021; Todros et al., 2021; Vaiani, Boccaccio, Uva, et al., 2023a).*

| Materiales Inorgánicos | |
|---|---|
| **Ventajas** | **Desventajas** |
| **Alta resistencia mecánica** | **Menor flexibilidad** |
| Aplicaciones como soporte estructural y resistencia a la carga biomecánica. | Dificulta su adaptación a formas específicas y su uso en ciertas aplicaciones. |
| **Estabilidad química** | **Menor biocompatibilidad** |
| Integridad estructural durante períodos más largos y en entornos más exigentes. | Aumento del riesgo en reacciones adversas en el cuerpo. |
| **Durabilidad** | **No son biodegradables** |
| Menos propensos a la degradación que los aglutinantes orgánicos en ciertos entornos. | Requieren su eliminación quirúrgica una vez que ya no sean necesarios. |

La selección de aglutinantes orgánicos e inorgánicos se basa en elementos como las características mecánicas, la biocompatibilidad y el costo, además de las características específicas de la aplicación biomédica (Huzum et al., 2021a). Es importante examinar estos aspectos al desarrollar biomateriales para asegurar su efectividad y seguridad. En la figura 7 se describen los 4 materiales poliméricos que se utilizaran en el proyecto.

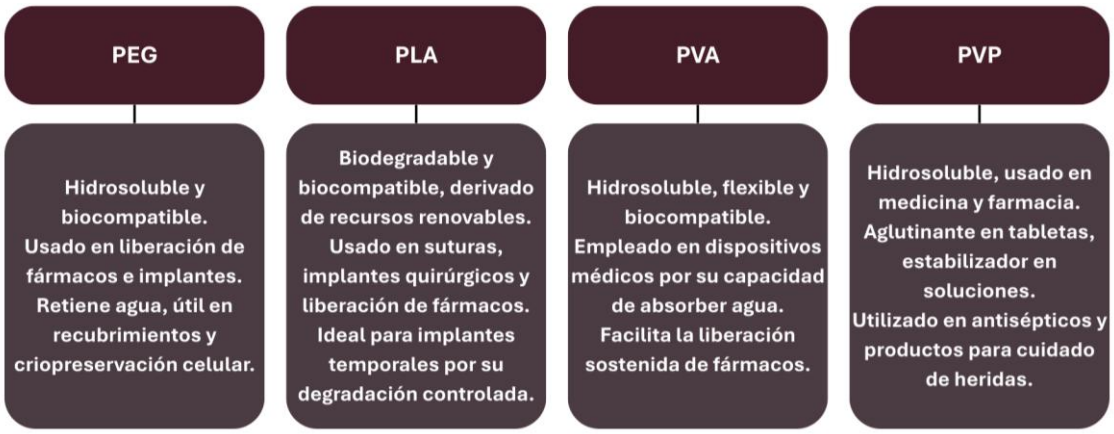



*Figura 7. Elección de aglutinantes para el proyecto: PLA, PVP, PVA y PEG (Abdelaziz et al., 2024; Anjum et al., 2023b; Huzum et al., 2021c; Lan et al., 2019; Y. C. Liu et al., 2023; Sun et al., 2023; X. Zhang et al., 2022; J. Zhu, 2010)*

Los biocerámicos destacan por sus propiedades, como su habilidad para integrarse eficazmente con el tejido óseo, además de su resistencia y biocompatibilidad. La falta de una unión sólida entre el implante y el hueso puede ocasionar problemas como la inestabilidad del implante (Rafikova et al., 2023). Por ello, el diseño de materiales de unión para cerámicos prioriza no solo la biocompatibilidad, sino también una resistencia mecánica adecuada que permita una integración óptima

con el tejido óseo circundante (Brochu et al., 2024; Y. Liu et al., 2020; Vaiani, Boccaccio, Emmanuele Uva, et al., 2023).

## Requerimientos para el diseño y desarrollo del material de unión para cerámicos

El propósito del diseño de materiales es identificar las necesidades específicas del entorno de aplicación y generar soluciones innovadoras que cumplan con los requisitos mecánicos, térmicos y biológicos del sistema. Para ello, se selecciona la composición que garantice una adhesión sólida, estable y perdurable entre el material de unión y el cerámico. El material debe presentar una compatibilidad térmica adecuada con los cerámicos, de modo que las diferencias en el coeficiente de expansión térmica entre ambos no generen tensiones internas. Un ajuste apropiado entre el material de unión y el sustrato sirve para prevenir la aparición de fisuras o degradación derivadas de los ciclos térmicos. Asimismo, debe adherirse química y físicamente a las superficies mediante la introducción de grupos funcionales o microestructuras que favorezcan el anclaje superficial (Al-allaq & Kashan, 2023b; Böker et al., 2019; Schlund et al., 2023; Vaiani, Boccaccio, Uva, et al., 2023b; M. Zhang et al., 2022).

Las propiedades mecánicas del material aglutinantes deben garantizar la integridad estructural, es importante que las uniones puedan soportar esfuerzos de tracción, cizallamiento y ciclos de carga sin falla inicial. Además, de conservar sus propiedades a largo plazo, incluso bajo condiciones de humedad, variaciones térmicas o entornos fisiológicos, lo que implica una alta estabilidad química, resistencia a la corrosión y fatiga (Böker et al., 2019; Schlund et al., 2023). El proceso de desarrollo inicia con la identificación de requisitos del entorno de uso, para luego realizar una evaluación experimental y el prototipado, asegurando que el material cumpla con los estándares de adhesión y durabilidad requeridos en biomateriales cerámicos.:

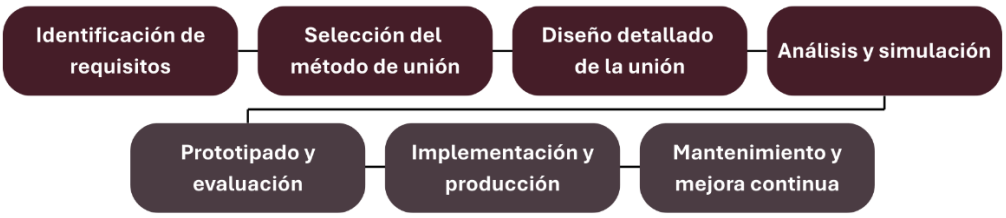



*Figura 8. Proceso de diseño de un material de unión.*

## Consideraciones clave en el diseño.

El desarrollo de materiales de unión para cerámicos, particularmente en usos biomédicos, necesita satisfacer ciertos requisitos para asegurar su eficacia

(Mahmoud et al., 2025; Smith et al., 2022; Vaiani, Boccaccio, Emmanuele Uva, et al., 2023). Estos materiales deben ser elaborados para cumplir con cuatro aspectos importantes plasmados en la figura 9:




*Figura 9. Consideraciones para el diseño de materiales de unión de cerámicos.*

La adición de aglutinantes en el proceso de fabricación de cerámicos se enfoca especialmente en los procesos de compactación y sinterización (figura 10):




*Figura 10. Compactación y sinterización, función del aglutinante (Bingol et al., 2023; Mecca et al., 2023; Montazerian & Dutra Zanotto, 2016; Norton et al., 2020).*

Para llevar a cabo un estudio detallado de la eficacia y seguridad de los materiales de unión entre cerámicos y asegurar su óptimo desempeño en usos prácticos se deben tomar en cuenta métodos y pruebas utilizadas, consideraciones ética y sustentabilidad.

La figura 11 muestra las pruebas y métodos de evaluación que proporcionan una evaluación integral de la eficiencia y seguridad de los materiales de unión entre cerámicos, lo que permite garantizar su rendimiento y fiabilidad en diversas aplicaciones.

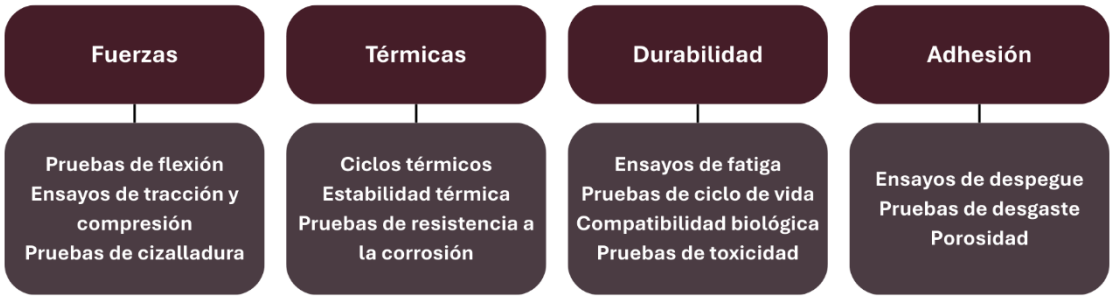



*Figura 11. Métodos y pruebas según sus propiedades a evaluar (Aytekin et al., 2024; Punj et al., 2021; Rheima et al., 2024).*

La figura 12 describe las pruebas, técnicas y métodos que se utilizan en la caracterización de los biomateriales.




*Figura 12. Pruebas, técnicas y métodos especializadas en biomateriales (Roeder, 2013; Silva et al., 2021; K. Xie et al., 2015; J. Zhang et al., 2018). Nota: Elaboración propia.*

El diseño de materiales médicos requiere garantizar la seguridad del paciente y el cumplimiento de estándares clínicos. Los materiales deben ser biocompatibles, efectivos y minimizar su impacto ambiental mediante el uso de opciones reciclables o biodegradables. Además, se debe asegurar la ética en investigación y desarrollo, promoviendo transparencia, respeto por los participantes y equidad en el acceso a los productos.

El diseño de materiales biocerámicos y aglutinantes tiene un impacto significativo en la medicina y la salud, ofreciendo numerosos beneficios potenciales, se analizaron los beneficios en 3 categorías: Biocerámicos (figura 13), aglutinantes (figura 14) y cerámicos y aglutinantes (figura 15).

Biocerámicos:

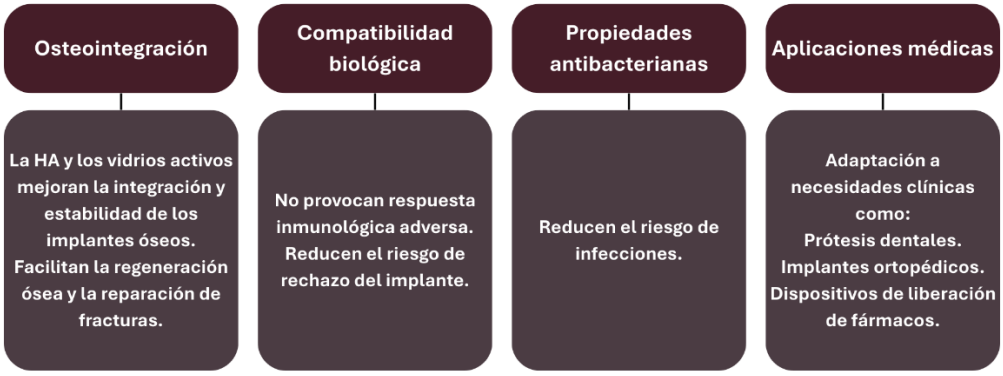



*Figura 13. Beneficios de los Biocerámicos en Medicina (Cinici et al., 2024c, 2024b).*

Aglutinantes:

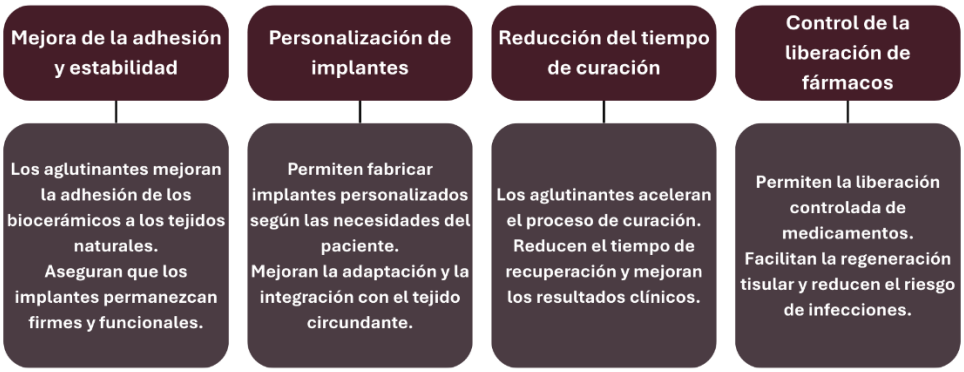



*Figura 14. Aplicaciones y beneficios con el uso de aglutinantes bioceramicos (Chai et al., 2020; Q. Wei et al., 2017).*

Beneficios Combinados de Biocerámicos y Aglutinante:




*Figura 15. Aplicaciones y Beneficios de los Aglutinantes y biocerámicos en Medicina (Ramli & Rafai, 2023).*

## Aspectos éticos en el diseño de biomateriales

La integración de prácticas sustentables y consideraciones éticas en el diseño de biomateriales se desarrolla para brindar soluciones médicas que sean no solo

innovadoras y efectivas, sino amigables con los procesos de intervención y recuperación de los pacientes al contemplar estos aspectos se puede garantizar que los beneficios de los biomateriales se realicen de manera sostenible y equitativa, promoviendo una mejor salud y bienestar para todos, algunos de estos aspectos se visualizan en la figura 16.




*Figura 16. Aspectos éticos de los biomateriales.*

El diseño de materiales para regeneración ósea debe abordar necesidades clínicas como promover la regeneración en fracturas complejas, mejorar la osteointegración y reducir complicaciones. Los requerimientos funcionales incluyen Osteoconductividad, resistencia mecánica, biocompatibilidad y degradabilidad controlada. Especificaciones técnicas clave comprenden el uso de Bioglass 45S5 para estimular HA, PVA y PVP como aglutinantes flexibles, PLA como soporte biodegradable, diseño poroso para vascularización y compatibilidad térmica y química. Además, el diseño debe adaptarse a diferentes lesiones óseas, ser fabricable con tecnologías avanzadas como impresión 3D y cumplir normativas éticas y regulatorias.

# METODOLOGÍAS DEL DISEÑO

## Design Thinking (DT)

Esta metodología permite trazar soluciones innovadoras a través de desarrollar competencias orientadas a la resolución de problemas, con el uso de argumentos abductivos y con el empleo de recursos adecuados a las necesidades inherentes, donde el DT explora una perspectiva creativa y la utilización de métodos de trabajo no convencionales a partir del pensamiento abductivo, generando un equilibrio entre

las necesidades de los usuarios y figurar distintas alternativas para la resolución del problema, las fases del DT se observan en la figura 17

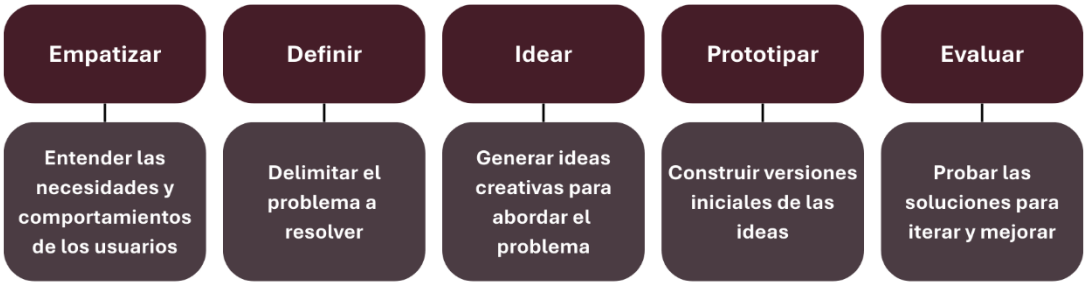



*Figura 17. Fases del DT*

## Fase 1. Empatizar

En la etapa de Empatizar del DT se habla de conocer las necesidades desde los diferentes puntos de vista de acuerdo con la experiencia que pueden tener los usuarios, esta etapa busca comprender los problemas y necesidades por resolver ((Leary et al., 2022; Lugo-Muñoz & Lucio-Villegas, 2021). Los métodos utilizados en esta fase se presentan en la figura 18. Permitiendo el identificar información relevante y comprender el contexto del proyecto. Para ello, se tendrán en cuenta diferentes métodos para comprender el sentir, el contexto y conocer a los usuarios finales.




*Figura 18. Fase 1. Empatizar DT, enfocado al proyecto. Nota: Elaboración propia.*

Se emplearon los métodos y herramientas mencionadas den la figura 18 para comprender de manera integral el problema y sus posibles soluciones, permitiendo así tomar decisiones fundamentadas durante todo el proceso de diseño e innovación. el objetivo es obtener una visión completa del problema y asegurar que las decisiones tomadas durante el proceso de diseño e innovación estén basadas en información relevante fundamentada.

## Keywords bibliometrics

Esta herramienta está diseñada para mejorar la búsqueda de la literatura científica relevante, optimizando los resultados en navegadores, permite definir palabras claves relacionadas con el tema de investigación, al incluir sinónimos y términos en inglés ampliando la cobertura de búsqueda. También se excluyen palabras irrelevantes que puedan generar ruido en los resultados de búsqueda. En la tabla 6 se muestran los resultados luego de colocar la información relacionada con el proyecto. La oración presentada es una estrategia para la búsqueda precisa en bases de datos científicas.

*Tabla 6. Palabra claves. Nota. Elaboración propia.*

<table>
<tr><th colspan="5">Introduce palabras clave que describan el tema de investigación.</th></tr>
<tr><td>1</td><td>Bioglass 45s5</td><td colspan="3" rowspan="6">(bioglass 45s5 not (metales or tumor)) and (regeneración ósea or bone regeneration not cartílago) and (biomaterial not solvente) and (aglutinante or pvp or pla or peeg or pva or binder or adhesivo or osteointegración not (inflamación) and (fractura or hueso or bone)</td></tr>
<tr><td>2</td><td>Regeneración ósea</td></tr>
<tr><td>3</td><td>Biomaterial</td></tr>
<tr><td>4</td><td>Aglutinante</td></tr>
<tr><td>5</td><td>Polímero</td></tr>
<tr><td>6</td><td>Fractura</td></tr>
<tr><th colspan="5">Escribe sinónimos que correspondan a cada una de las palabras clave.</th></tr>
<tr><th>Bioglass 45s5</th><th>Regeneración ósea</th><th>Biomaterial</th><th>Aglutinante</th><th>Fractura</th></tr>
<tr><td>Biocerámico</td><td>Bone regeneration</td><td rowspan="3">Pvp<br>Pla<br>Peeg<br>Pva</td><td>Binder</td><td>Fracture</td></tr>
<tr><td>Hidrogel</td><td>Porosidad</td><td>Adhesivo</td><td>Hueso</td></tr>
<tr><td></td><td></td><td>Osteointegración</td><td>Bone</td></tr>
<tr><th colspan="5">Escribe palabras que desees excluir de cada concepto.</th></tr>
<tr><th>Bioglass 45s5</th><th>Regeneración ósea</th><th>Biomaterial</th><th>Aglutinante</th><th>Fractura</th></tr>
<tr><td>Metales</td><td>Tumor</td><td>Cartílago</td><td>Solvente</td><td>Inflamación</td></tr>
</table>

## La Matriz de Agrupamiento Asimétrico (ACM)

Es una herramienta de análisis comparativo cualitativo utilizada en etapas tempranas del diseño para evaluar y seleccionar materiales, conceptos o componentes. Se basa en una investigación previa sobre propiedades de los materiales, seguida de la asignación de valores relativos a criterios técnicos, lo que permite comparar alternativas de manera cuantitativa. Se denomina "asimétrica" porque los criterios no tienen un peso ni comportamiento uniforme. Esta técnica agrupa materiales similares para identificar cuál ofrece mejor desempeño según la función esperada, facilitando decisiones informadas sin necesidad de pruebas físicas iniciales. Además, justifica la selección de materiales de forma visual y objetiva, identificando patrones y tendencias relevantes

En este proyecto, la información fue recopilada de fuentes académicas y especializada, y organizada en la tabla 7. Posteriormente, se asignaron ponderaciones del 1 al 3 en la tabla 8 y se analizaron los resultados con apoyo visual de la figura 19.

*Tabla 7. Comparación de Propiedades de PLA, PEG 400, PVA 10% y PVP. Nota: Elaboración propia.*

| Propiedad | PLA | PEG 400 | PVA 10% | PVP |
|---|---|---|---|---|
| **Densidad (g/cm³)** | 1.24 | 1.125 | 0.91 | 1.2 |
| **Módulo de Elasticidad (GPa)** | 0.35 – 0.5 | 0.01 – 3.5, en combinación de otros polímeros | 4.53 | 2.43 |
| **Temperatura de fusión (°C)** | 150 - 162 | 4 - 8 | 180 - 230 | 130 |
| **Resistencia Mecánica** | 21-60 | Utilizado principalmente como plastificante o en combinación con otros polímeros. | 2.9 | Forma películas flexibles y resistentes; resistencia mecánica depende de la aplicación específica. 106.8 |
| **Estado** | Pellets o filamento | Líquido | Polvo | Polvo |
| **Solubilidad** | Disolventes orgánicos, PEG y Glicerina. | Agua | Agua caliente | Agua y alcoholes |
| **Referencias** | (Hussain et al., 2024; Rahatuzzaman et al., 2024) | (Nguyen et al., 2012; PETRONAS, 2017; Singh, 2020) | (N. B. R. Kumar et al., 2014; Mallakpour & Rashidimoghadam, 2017; P. Zhang et al., 2021) | (W. Chen et al., 2014; ROTH, 2024) |

*Tabla 8. Asignación de puntuaciones del 1 al 3. Nota: Elaboración propia.*

| Propiedad | PLA | PEG 400 | PVA 10% | PVP |
|---|---|---|---|---|
| **Densidad (g/cm³)** | 3.00 | 3.00 | 3.00 | 3.00 |
| **Módulo de Elasticidad (GPa)** | 3.00 | 1.00 | 2.00 | 1.00 |
| **Temperatura de fusión** | 2.00 | 3.00 | 2.00 | 2.00 |
| **Resistencia Mecánica** | 2.00 | 3.00 | 3.00 | 1.00 |
| **Estado** | 1.00 | 3.00 | 2.00 | 2.00 |
| **Solubilidad** | 1.00 | 3.00 | 3.00 | 3.00 |

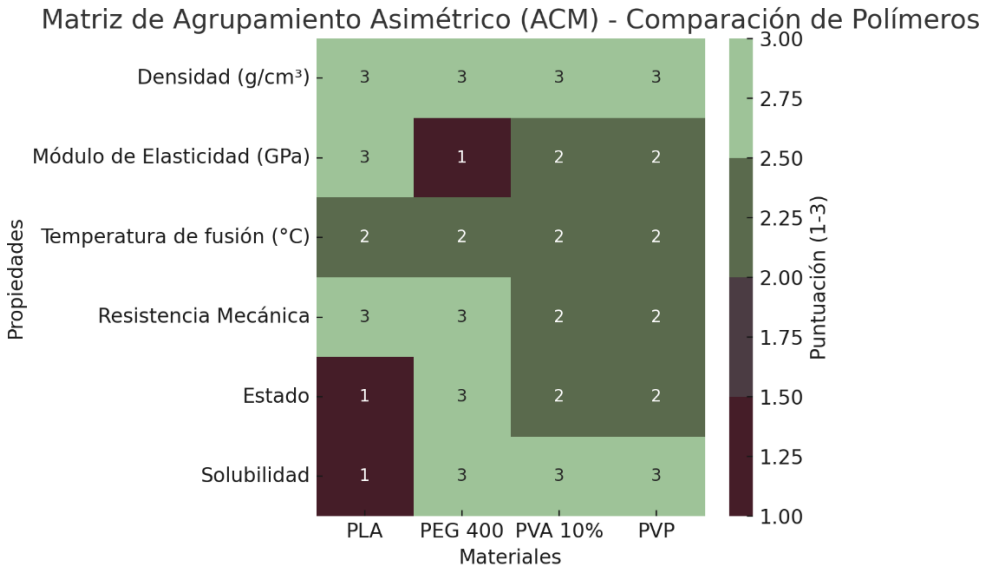



*Figura 19. ACM de materiales aglutinantes para aplicaciones óseas. Nota: Elaboración propia.*

## Research participant map

Es una metodología que se utiliza para identificar y clasificar a los posibles participantes clave en una investigación, asegurando que los sujetos sean relevantes para el estudio, facilitando una selección equilibrada. Las siguientes tablas 9 y 10, permiten llevar a cabo esta metodología, ya que presentan el proceso de identificación y clasificación de dichos participantes, detallando sus características y su nivel de pertinencia para el objetivo del estudio.

*Tabla 9. Identificación de posibles participantes. Nota: Elaboración propia.*

| Ortopedistas | Usarán el material en cirugías ortopédicas. |
|---|---|
| **Cirujanos maxilofaciales** | Aplicarán el material en implantes dentales. |
| **Dentistas** | Evaluarán el material en odontología regenerativa. |
| **Enfermeros de quirófano** | Aportarán experiencia en la manipulación y aplicación intraoperatoria. |
| **Fisioterapeutas y rehabilitadores** | Monitorearán la recuperación de los pacientes con el biomaterial. |

*Tabla 10. Pacientes y usuarios finales. Nota: Elaboración propia.*

| Pacientes con fracturas óseas controladas | Beneficiarios directos del material. |
|---|---|
| **Pacientes con prótesis dentales** | Pueden evaluar su comodidad y funcionalidad. |
| **Pacientes con osteoporosis** | Población de alto riesgo para regeneración ósea. |
| **Personas con antecedentes de fracturas** | Evaluación a largo plazo del material. |
| **Hospitales y clínicas** | Lugares donde se probará el material. |
| **Reguladores de salud** | Validación del material para uso clínico. |

Se deben definir los atributos del estudio para organizar a los participantes por su experiencia clínica e interacción con el biomaterial incluidos en la tabla 11 para obtener una visión acerca de la selección de los participantes en la tabla 12.

*Tabla 11. Construcción de Matriz 2x2 de Research Participant Map. Nota: Elaboración propia.*

| Experiencia clínica | Alta | Baja |
|---|---|---|
| **Alta** | Ortopedistas, cirujanos y dentistas | Reguladores de la salud |
| **Media** | Enfermeros y fisioterapeutas | Fabricantes de dispositivos médicos |
| **Baja** | Pacientes con fracturas o implantes | Instrucciones sanitarias |

*Tabla 12. Participantes. Nota: Elaboración propia.*

| Ortopedistas y cirujanos | Validación clínica y quirúrgica. |
|---|---|
| **Dentistas** | Aplicaciones en implantes dentales. |
| **Pacientes** | Experiencia de recuperación y usabilidad. |
| **Reguladores** | Cumplimiento normativo. |
| **Fabricantes de dispositivos médicos** | Viabilidad de producción y comercialización. |

Para este proyecto, se optó por entrevistar exclusivamente a profesionales de la salud, ya que ellos son quienes manipularían y aplicarían directamente el biomaterial. Su experiencia permite evaluar con mayor precisión si este material es práctico, seguro y realmente útil para los tratamientos. Aunque los pacientes pueden aportar opiniones valiosas sobre el proceso de intervención y/o de recuperación, son los especialistas quienes determinan si un biomaterial puede integrarse de manera efectiva en la práctica médica.

## Fase 2. Definir

En la Fase 2 del DT, es el momento donde se utilizan las resultantes de la primera fase permitiendo clarificar las necesidades para poder resolver la problemática en cuestión (Leary et al., 2022; Lugo-Muñoz & Lucio-Villegas, 2021). En este caso para este proyecto permitió establecer la selección de materiales, la síntesis del material principal. Para desarrollar y evaluar este proceso, se aplicarán los métodos observados en la figura 20.

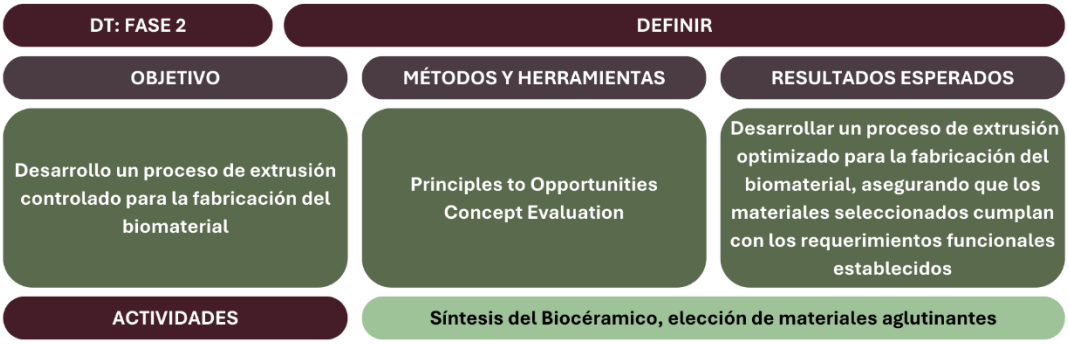



*Figura 20. Fase 2. Definir DT, enfocado al proyecto. Nota: Elaboración propia.*

Estas herramientas están enfocadas en el desarrollo del biomaterial, asegurando la viabilidad técnica del proceso como el cumplimiento de los criterios necesarios en regeneración y estabilidad ósea.

## Peinciples to Opportunities

Para estructurar la transición entre la identificación de necesidades clínicas y funcionales del diseño hacia la generación de soluciones viables, se aplicó la técnica “Principles to Opportunities”. Esta herramienta permitió analizar cada principio clave del biomaterial diseñado y derivar de ellos oportunidades para la generación de conceptos, este método encamina a proponer la exploración de conceptos de manera objetiva y alineada con las necesidades detectadas anteriormente (V. Kumar, 2013).

La tabla 13 expone un análisis funcional que vincula las principales necesidades identificadas en el desarrollo de un biomaterial a base de Bioglass 45S5 con polímeros biodegradables, con propuestas de diseño y su aplicación clínica. Cada principio guía la formulación del material, desde la biocompatibilidad, lograda mediante la combinación con polímeros reabsorbibles para evitar reacciones adversas, hasta la resistencia mecánica, mejorada para estabilizar fracturas en zonas de alta carga. Este enfoque guía el desarrollo experimental en modelos de huesos de ave doméstica, proyectando su uso en el tratamiento clínico de fracturas, optimizando tanto la unión y la regeneración ósea de forma segura.

*Tabla 13. Necesidades del material, desarrollo del material y aplicaciones clínicas. Nota: Elaboración propia.*

| Necesidad | Desarrollo del material | Aplicación clínica | Referencia |
|---|---|---|---|
| **Biocompatibilidad** | Integración de Bioglass 45S5 con refuerzo de polímeros para contacto directo con tejido óseo sin generar rechazo | Implantes temporales para cirugía ortopédica y regenerativa con mínima reacción inmunológica | (Rodrigues et al., 2019) |

| | | | |
|---|---|---|---|
| **Resistencia mecánica** | Material reforzado con polímeros para mejorar la resistencia y estabilidad del compuesto en el sitio de fractura | Tratamiento de fracturas complejas en extremidades o zonas de alta carga | (Araujo et al., 2020) |
| **Bioactividad para inducir osteointegración** | Uso de Bioglass como fase activa para estimular la regeneración ósea mediante mineralización progresiva | Recuperación acelerada de tejido óseo en pacientes con pérdida severa o defectos traumáticos | (Sanchéz Pérez et al., 2025) |
| **Porosidad** | Diseño de una estructura porosa mediante impresión 3D para permitir crecimiento celular, osteointegración y vascularización del hueso | Regeneración de defectos óseos grandes o irregulares con necesidad de integración vascular | |
| **Degradabilidad controlada** | Composición basada en polímeros reabsorbibles que desaparecen gradualmente tras cumplir su función estructural | Sustituto temporal de injertos que no requiere extracción quirúrgica posterior | (da Silva Buriti et al., 2021) |

Este enfoque facilita la coherencia entre necesidades, soluciones y fortalece la toma de decisiones en fases posteriores del diseño, incluyendo la selección de materiales, procesos de validación y justificación de prototipos desarrollados.

## Evaluación del Concepto

Para evaluar, comparar y seleccionar los mejores conceptos de diseño se utiliza el método de concept evaluation para desarrollar soluciones cuando se han desarrollado múltiples ideas, por lo que se propone la siguiente ponderación para los criterios más importantes del biomaterial en la tabla 14.

*Tabla 14. ponderación de criterios importante. Nota: Elaboración propia.*

| Criterio | Ponderación (%) | Justificación resumida |
|---|---|---|
| **Biocompatibilidad** | 20 % | Fundamental para evitar respuesta inmune, necrosis o rechazo. |
| **Bioactividad** | 20 % | Capacidad para inducir regeneración ósea (formación de HA, integración con tejido). |
| **Resistencia mecánica** | 20 % | Relevante especialmente si el material debe soportar carga (por ejemplo, fracturas en huesos largos). |
| **Degradabilidad y porosidad** | 20 % | Debe permitir intercambio de nutrientes y reabsorberse a ritmo adecuado. |

| | | |
|---|---|---|
| **Viabilidad técnica** | 20 % | Incluye facilidad de procesamiento, disponibilidad de materiales y posibilidad de escalado. |

## Fase 3. Idear

En esta fase, los métodos propuestos permiten avanzar desde la conceptualización del material de unión hasta su validación experimental. Esta etapa convierte el pensamiento creativo en propuestas concretas que orientan el desarrollo de prototipos y ensayos (Leary et al., 2022; Lugo-Muñoz & Lucio-Villegas, 2021). Como se ilustra en la figura 21, el proceso incluye la documentación de la innovación mediante la incorporación de especificaciones clave del material y resultados de pruebas, lo que contribuye a su optimización y mejora continua.




*Figura 21. Fase 3. Idear DT, enfocado al proyecto. Nota: Elaboración propia.*

## Descriptive Value WEB

La figura 22 representa un Descriptive Value Web aplicado al sistema de innovación biomédica orientado al desarrollo de un material regenerativo, con esta herramienta se permite visualizar los principales actores involucrados en la cadena de valor del biomaterial desde su investigación y desarrollo hasta su aplicación clínica, así como los flujos de valor tangibles e intangibles que circulan entre ellos. (V. Kumar, 2013). El objetivo del análisis es comprender cómo se genera, transfiere y recibe el valor dentro del sistema, con el fin de detectar oportunidades de mejora, innovación y colaboración estratégica. Los flujos incluyen materiales, conocimiento técnico, validación clínica, aplicación terapéutica y resultados de tratamiento. Esta representación es clave para identificar interdependencias críticas, optimizar procesos de transferencia tecnológica, y asegurar que el biomaterial propuesto genere beneficios reales para todos los actores, especialmente para el paciente.

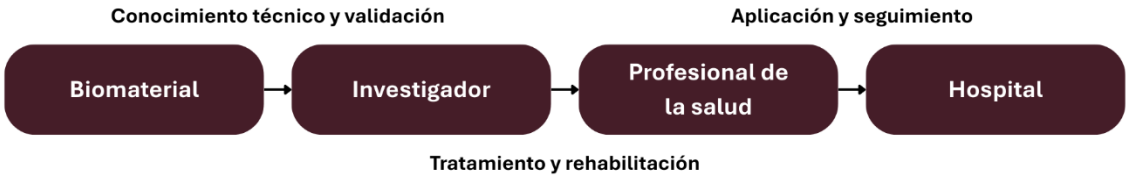



*Figura 22. Descriptive value web. Nota: Elaboración propia.*

## Pilot Development and Test

En esta fase establecen posibles propuestas para solucionar el problema, por lo que se utilizó Pilot Development and Testing que consiste en construir una versión preliminar funcional del producto o servicio y probarlo en condiciones reales o controladas para observar su desempeño, identificar mejoras necesarias y reducir riesgos antes de lanzarlo o escalarlo (V. Kumar, 2013). Al aplicarlo en el proyecto obtuvimos el siguiente proceso:

1. Síntesis de una pequeña cantidad del biomaterial
2. Aplicación experimental en modelos como huesos de pollo
3. Pruebas de desempeño, por ejemplo:
    a. Adherencia al hueso
    b. Capacidad de endurecimiento o gelificación
    c. Formación de HA
    d. Tiempo de reabsorción
4. Observación y documentación de resultados como cambios estructurales, respuesta ante estrés mecánico, comportamiento en contacto con fluidos simulados.
5. Iteración: ajustar la fórmula, condiciones de aplicación o técnicas de síntesis con base en los resultados.

## Fase 4. Prototipar

Se busca realizar el diseño y construcción, para poder someterlos a pruebas que evalúen su funcionalidad y capacidad de promover la regeneración ósea (Leary et al., 2022; Lugo-Muñoz & Lucio-Villegas, 2021). Se utilizarán herramientas como MSDS (Material Safety Data Sheets), hojas de seguridad técnica que brindan información precisa y completa sobre los posibles efectos de la exposición del producto en la salud, así como sobre los riesgos asociados con su manipulación y uso, se pueden visualizar estas hojas de seguridad en los anexos. En la figura 23 observamos que se basa en el prototipo de solución ya funcionalidad en un entorno controlado para evaluar su desempeño.




*Figura 23. Fase 4. Prototipar DT, enfocado al proyecto. Nota: Elaboración propia.*

## Fase 5. Evaluar

En la última fase del DT, se busca validar y optimizar el diseño del sistema a través de la caracterización del material, el análisis de resultados y la evaluación clínica asegurando que el prototipo cumpla con los requerimientos funcionales y clínicos. Evaluar el desempeño y la compatibilidad del material como sistema de unión biomimético, comparando los resultados de las pruebas de reología, FTIR y XRD con estándares establecidos para identificar áreas de mejora. Además, se analiza la caracterización microestructural y química del material, organizando los resultados en tablas comparativas y visualizando tendencias mediante gráficos. Se aplican herramientas estadísticas para detectar correlaciones clave y optimizar el diseño del material, se organiza en los siguientes aspectos clave que muestra la figura 24 (Leary et al., 2022; Lugo-Muñoz & Lucio-Villegas, 2021).

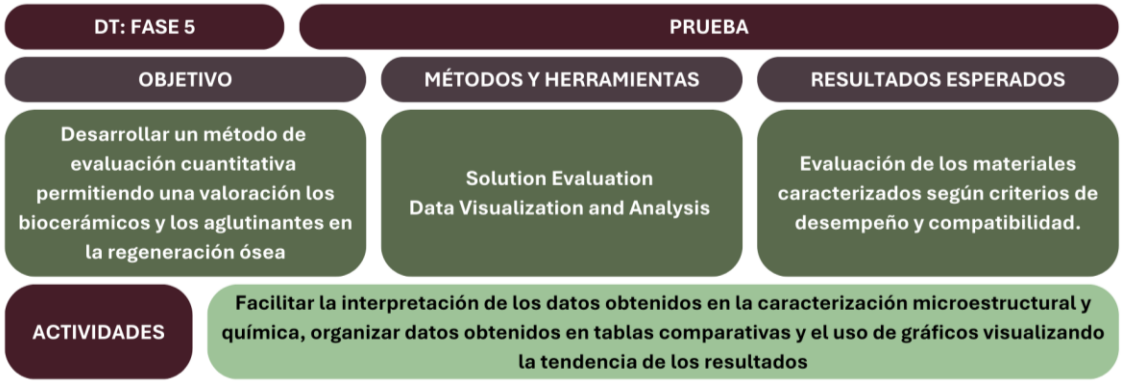



*Figura 24. Fase 5. Evaluar DT, enfocado al proyecto. Nota: Elaboración propia.*

Estos métodos permiten estructurar la evaluación del material de manera clara y cuantificable, asegurando que cumple con los requisitos de biocompatibilidad y desempeño antes de su implementación final.

# RESULTADOS

## Síntesis del Bioglass 45S5

Con el objetivo de producir una mayor cantidad de biomaterial para su aplicación en las membranas, se desarrolló un protocolo de síntesis escalado de Bioglass 45S5 mediante el método sol-gel, adaptado para obtener 20 gramos por síntesis (Chairez-Ortega et al., 2023).

Materiales y Reactivos

- Tetraetil ortosilicato (TEOS)
- Etanol (grado analítico)
- Ácido nítrico ($HNO_3$, 0.5 M)
- Agua destilada
- Nitrato de sodio ($NaNO_3$)
- Nitrato de calcio tetrahidratado ($Ca(NO_3)_2 \cdot 4H_2O$)
- Fosfato de amonio dibásico ($(NH_4)_2HPO_4$)

Composición estimada para 20 g de Bioglass 45S5

- 9.0 g de $SiO_2$ (a partir de TEOS)
- 4.9 g de $Na_2O$ (a partir de $NaNO_3$)
- 5.0 g de CaO (a partir de $Ca(NO_3)_2 \cdot 4H_2O$)
- 1.1 g de $P_2O_5$ (a partir de $(NH_4)_2HPO_4$)

Procedimiento de síntesis

1. Disolver 10 mL de TEOS en 30 mL de etanol bajo agitación constante. Agregar gota a gota 1 mL de $HNO_3$ (0.5 M) y posteriormente 5 mL de agua destilada. Mantener agitación durante 15 minutos hasta homogenizar la solución.
2. Preparar una segunda solución disolviendo 5.0 g de $Ca(NO_3)_2 \cdot 4H_2O$ y 4.9 g de $NaNO_3$ en 10 mL de agua. Añadir lentamente a la solución previa con agitación constante a 750 rpm por 20 minutos.
3. Disolver 1.1 g de $(NH_4)_2HPO_4$ en 5 mL de agua y añadir a la mezcla bajo agitación continua por otros 10 minutos.
4. Dejar reposar la mezcla durante 48 horas en ambiente controlado para permitir el proceso de gelificación.
5. Secar el gel formado en horno a 80 °C durante 24 horas para eliminar la humedad remanente.
6. Llevar el material seco a una mufla y calentar a 700 °C por 2 horas (incremento controlado de 5 °C/min). Después del enfriamiento, moler el

producto hasta obtener un polvo fino homogéneo. Tal como se muestra en la figura 25.



*Figura 25. Baño térmico y polvo de Bioglass 45S5. Fotografía tomada por la autora (2025)*

## Formulaciones del Gel

Como parte del desarrollo del biomaterial propuesto, fue necesario diseñar distintas formulaciones que permitieran integrar el Bioglass 45S5 dentro de una matriz polimérica estable, maleable y funcional. Estas formulaciones se centraron en obtener membranas bioactivas capaces de adaptarse a la morfología ósea y favorecer la regeneración del tejido.

El proceso implicó la combinación de polímeros biocompatibles, agentes plastificantes y estabilizantes, buscando la mejor cohesión del material, al igual que su comportamiento físico y químico en condiciones simuladas. A lo largo de este apartado se presentan dos series de formulaciones experimentales (BG1 y BG2), comparando sus características, comportamiento y resultados obtenidos durante su preparación.

En la tabla 15 se observan las formulaciones del gel BG1, caracterizadas por la inclusión de grenetina y maicena como estabilizantes orgánicos, reproducen hallazgos previos en los que matrices de biopolímero + bio-vidrio muestran variaciones en textura, consistencia y apariencia según el tipo y proporción del polímero / estabilizante. (Barreto et al., 2023b) observaron que composites de gelatina con vidrios bioactivos variaban significativamente en hinchamiento, morfología superficial y firmeza al cambiar la concentración y el tipo de enlace polimérico. Además, en matrices donde se incluye almidón (“starch”) más bio-glass, se reportó que el almidón actúa como estabilizante orgánico modificando la consistencia final del material (Y. Chen et al., n.d.).

Estas formulaciones, aunque funcionales, mostraron diferencias importantes en textura, consistencia y apariencia según el tipo de polímero utilizado:

- PVA 5 %: Generó un gel de apariencia homogénea, opaco y estructurado.
- PVP: Presentó una textura densa, con buen acabado superficial, de baja elasticidad.
- PEG 400: Mostró una matriz más blanda y translúcida, con tendencia a formación de burbujas o zonas de menor consistencia. Esto se atribuye a su estado líquido y menor capacidad de reticulación con los otros componentes orgánicos.
- PLA: El PLA no logró disolverse completamente en la mezcla con grenetina y glicerina lo cual generó una matriz granulosa y heterogénea.

*Tabla 15. Formulaciones BG1. Nota: Elaboración propia.*

| Ingrediente | PVA | PVP | PEG 400 | PLA |
|---|---|---|---|---|
| **Agua** | 70 ml | 80 ml | 60 ml | 40 ml |
| **Glicerina** | 5 ml | 5 ml | 5 ml | 55 ml |
| **Ácido cítrico 0.2M** | 1 ml | 1 ml | 1 ml | 1 ml |
| **Bioglass 45S5** | 0.5 g | 0.5 g | 0.5 g | 0.5 g |
| **Grenetina** | 1.5 g | 1.5 g | 1.5 g | 1.5 g |
| **Maicena** | 1 g | 1 g | 1 g | 1 g |
| **Polímero** | 20 ml de PVA al 5% | 4 g de PVP | 20 ml de PEG 400 | 1 g de PLA |
| **Resultado final** |  |  |  |  |

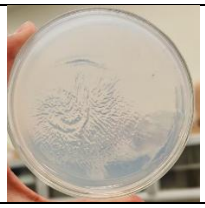
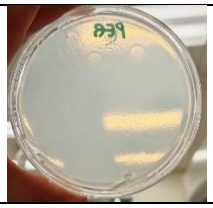
La tabla 16 de formulaciones lleva el nombre de BG2, una versión optimizada del gel que elimina la maicena para lograr mayor transparencia y mejor comportamiento fisicoquímico, ahora la formulación da como resultado membranas flexibles. Se observan notables mejoras en textura, brillo superficial y cohesión.

- PVA 10 %: Mostró excelente homogeneidad y transparencia, con una película flexible y resistente.
- PVP: Generó un gel claro y brillante, más rígido que el PVA, con buen comportamiento estructural.

- PEG 400: El uso de PEG se logró una mezcla limpia y homogénea. Se utilizó una proporción de 28–30 ml de PEG con 65 ml de agua para mantener el equilibrio.
- PLA: En BG2, el PLA fue tratado con un procedimiento distinto. Se realizó una hidrolización combinada usando 40 ml de agua y 55 ml de glicerina como base. Esto permitió una mayor integración del polímero, aunque la mezcla aún presentó cierta heterogeneidad, posiblemente por la dificultad inherente de disolver PLA en sistemas acuosos.

En BG2 se aplicó un procedimiento de hidrolisis previa (relación 60:40 agua/polímero) que facilitó la disolución y homogeneización de los ingredientes antes del vaciado. Esto resultó en geles más uniformes.

*Tabla 16. Formulaciones BG2. Nota: Elaboración propia.*

| Ingrediente | PVA | PVP | PEG 400 | PLA |
|---|---|---|---|---|
| **Agua** | 70 ml | 80 ml | 65 ml | 40 ml |
| **Glicerina** | 0.5 ml | 0.5 ml | 0.5 ml | 0.5 ml |
| **Grenetina** | 0.5 g | 0.5 g | 0.5 g | 0.5 g |
| **Ácido cítrico 0.2M** | 1 ml | 1 ml | 1 ml | 1 ml |
| **Bioglass 45S5** | 0.5 g | 0.5 gr | 0.5 g | 0.5 g |
| **Polímero** | 20 ml de PVA al 10% | 4 g de PVP | 20 ml de PEG 400 | 1 g de PLA |
| **Resultado final** |  |  |  |  |

Las diferencias entre BG1 y BG2 se centran en el proceso de mezcla, tratamiento térmico e integración química. BG2 representa una mejora considerable al emplear técnicas de hidrolización, mayor agitación y exclusión de componentes que provocaban opacidad o contaminación.

## Procedimiento para la síntesis del fluido fisiológico simulado

Para reproducir las particularidades del entorno corporal y analizar la bioactividad del material, se elaboró un SBF siguiendo el procedimiento de disolución secuencial de sales inorgánicas bajo agitación constante y temperatura controlada, con el fin de replicar la composición iónica del plasma humano. Este medio se empleó para evaluar la bioactividad del Bioglass 45S5, identificando la formación de una capa de HA como evidencia de su reactividad superficial y potencial osteoconductor (Q. Z. Chen et al., 2006). Preparación inicial:

- Utilizar un vaso de precipitado de 1000 mL de capacidad.

- Colocar el vaso en una parrilla magnética con agitación y calentamiento.
- Configurar la parrilla a:
  - 750 revoluciones por minuto (rpm)
  - Temperatura de 36.5 °C ± 1.5 °C
- Agregar 700 mL de agua desionizada al vaso.
- Agregar los reactivos de manera secuencial, asegurándose de que cada uno se disuelva completamente antes de añadir el siguiente:
  - 8.035 g de NaCl (Cloruro de sodio)
  - 0.355 g de $NaHCO_3$ (Bicarbonato de sodio)
  - 0.255 g de KCl (Cloruro de potasio)
  - 0.231 g de $K_2HPO_4$ (Fosfato de dipotasio)
  - 0.311 g de $MgCl_2$ (Cloruro de magnesio)
  - 39 mL de HCl 1M (Ácido clorhídrico)
  - 0.292 g de $CaCl_2$ (Cloruro de calcio)

## Ficha técnica de los resultados

Para garantizar la seguridad de los componentes utilizados en las formulaciones, se elaboró una ficha técnica que compara la dosis empleada con los límites máximos recomendados y los valores de toxicidad oral (LD50) en modelos animales. La tabla 17 resume esta información de manera estructurada, permitiendo identificar si cada sustancia se encuentra dentro de un margen seguro para aplicaciones biomédicas. Dicho análisis constituye un respaldo técnico para la viabilidad clínica y la biocompatibilidad potencial de los geles desarrollados.

*Tabla 17. Ficha técnica de resultados*

| Sustancia | Ld50 oral | Dosis máxima | Dosis empleada | Evaluación | Autor |
|---|---|---|---|---|---|
| **PVP** | > 100 g/kg | ≥ 5 g | 4 g | Por debajo del límite | (Bergfeld et al., 2018; Kurakula & Rao, 2020) |
| **PEG 400** | > 25 mL/kg | ≥ 100 ml | 20 ml | Por debajo del límite | (Ishibashi et al., 2023; B. L. Ma et al., 2017) |
| **PVA** | > 150-200 g | ≥ 24 - 20 ml de solución al 10% | 20 ml al 5–10% | Dentro del límite | (DALYAN et al., 2021; Dorkhani et al., 2023) |
| **PLA** | 300 – 350 g | 0.125 g | 0.40 g | Por debajo del límite | (Savaris et al., 2017) |
| **Maicena** | 10,000 mg/kg | 2 g | 1 g | Por debajo del límite | (Crincoli et al., 2016) |
| **Glicerina** | 12,600 mg/kg | 1–1.5 mL | 0.5 ml | Por debajo del límite | (Samsell et al., 2019) |
| **Ácido cítrico** | 3,000 mg/kg | 25 mg/mL | 1 ml (sol. 0.2M) | Por debajo del límite | (Saleem et al., 2004) |
| **Grenetina** | 3,750 mg/kg | 2 g/kg | 1.5 g (solo en BG1) | Por debajo del límite | (Nurilmala et al., 2023) |

## FTIR

El análisis FTIR permite identificar los grupos funcionales para comprender las interacciones químicas que ocurren durante su exposición a fluidos fisiológicos simulados. Esta técnica se empleó para monitorear la evolución de grupos característicos como fosfatos ($PO_4^{3-}$), carbonatos ($CO_3^{2-}$) y silanoles (Si–OH), vinculados con la formación de HA en la superficie del material. Aunque los cambios en las bandas espectrales evidencian la aparición de dichas fases, su confirmación estructural se complementa con técnicas como la difracción de rayos X (DRX).

En los espectros FTIR, la banda comprendida entre 3500 y 3200 $cm^{-1}$ se asocia a los grupos hidroxilos (–OH) y silanoles (Si–OH), los cuales indican la presencia de enlaces de hidrógeno y grupos funcionales hidrofílicos provenientes tanto del Bioglass como de los polímeros. Las bandas ubicadas entre 3000 y 2850 $cm^{-1}$ corresponden a los estiramientos C–H ($–CH_2$ y $–CH_3$) característicos de la estructura orgánica de los polímeros.

La región 1750–1730 $cm^{-1}$ está relacionada con el grupo carbonilo (C=O) propio de polímeros con enlaces éster, mientras que la banda 1650–1700 $cm^{-1}$ se atribuye a vibraciones de C=O y C–N, presentes en estructuras amídicas o lactámicas. Las señales comprendidas entre 1140 y 1080 $cm^{-1}$ se asocian a las vibraciones C–O–C (éter/alcohol) características de polímeros como PEG o PVA.

Las bandas situadas en 1045–960 $cm^{-1}$ y 600–560 $cm^{-1}$ corresponden a las vibraciones del grupo fosfato ($PO_4^{3-}$), consideradas típicas de fases de apatita fosfática. La señal en torno a 870–875 $cm^{-1}$ se asocia al grupo carbonato ($CO_3^{2-}$), indicativo de la posible formación de apatita carbonatada tipo B. Finalmente, las bandas observadas entre 460 y 420 $cm^{-1}$ se atribuyen a las vibraciones Si–O–Si y P–O–Ca, propias de la red vítrea del Bioglass y de enlaces formados entre fósforo y calcio. La Tabla 18 resume las principales bandas identificadas, sus grupos funcionales y la relación con las fases formadas, evidenciando el proceso de bioactividad en cada sistema polimérico estudiado.

*Tabla 18. Grupos funcionales*

| Rango | Grupos funcionales | Referencias |
|---|---|---|
| 3500–3200 | –OH, Si–OH | (Esposti et al., 2022; M. C. Wang et al., 2015) |
| 3000–2850 | C–H | (Rojek et al., 2024) |
| 1750–1730 | C=O | (Rojek et al., 2024; M. C. Wang et al., 2015) |

| | | |
|---|---|---|
| 1650–1700 | C=O / C–N | (Rojek et al., 2024) |
| 1140–1080 | C–O–C | (Al-Gunaid et al., 2021; Cole et al., 2011) |
| 1045–960 | $PO_4^{3-}$ | (Hammad & Salama, 2021; Rojek et al., 2024; M. C. Wang et al., 2015) |
| 870–875 | $CO_3^{2-}$ | (Fleet, 2009; Hammad & Salama, 2021; M. C. Wang et al., 2015) |
| 600–560 | $PO_4^{3-}$ | (Hammad & Salama, 2021; Rojek et al., 2024) |
| 460–420 | Si–O–Si / P–O–Ca | (Esposti et al., 2022; M. C. Wang et al., 2015) |

En la membrana BG2 PEG se distinguen inicialmente las vibraciones características del polímero, con predominio de las señales de estiramiento –OH y –CH en la zona de 3500–2900 $cm^{-1}$, junto con las bandas C–O–C cercanas a 1100 $cm^{-1}$. Con el paso del tiempo, estas señales comienzan a coexistir con un incremento paulatino en la región de los fosfatos (960 y 1045 $cm^{-1}$) y la aparición de la señal de carbonatos en 870 $cm^{-1}$ tal como se aprecia en la figura 26 y en la figura 27 visualizamos el recubrimiento del hueso tras las 4 semanas de inmersión.

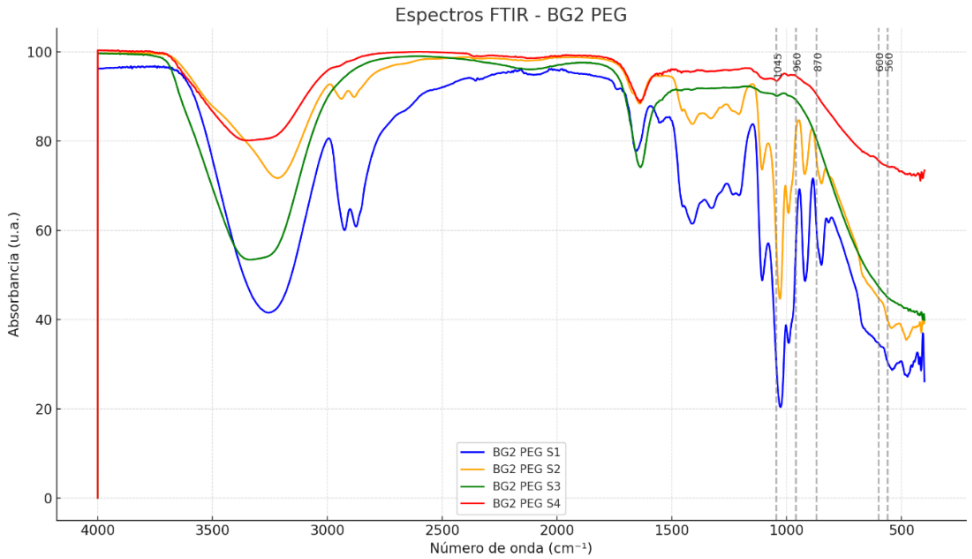



*Figura 26. Espectros FTIR del sistema BG2 PEG en diferentes tiempos de exposición. Nota: Elaboración propia.*



*Figura 27. Hueso recubierto con el sistema BG2 PEG después de cuatro semanas de inmersión. Fotografía tomada por la autora (2025)*

En las figuras 28 y 29, la membrana de BG2 PLA muestra la banda característica del grupo éster C=O (~1750 $cm^{-1}$), destacan los cambios en la zona de fosfatos, donde las señales en 560 y 600 $cm^{-1}$ se definen progresivamente y las de 960 y 1045 $cm^{-1}$ aumentan en intensidad. Esta evolución, visible a lo largo de la figura, sugiere que la degradación del PLA expone grupos funcionales que favorecen la precipitación de apatitas carbonatadas.

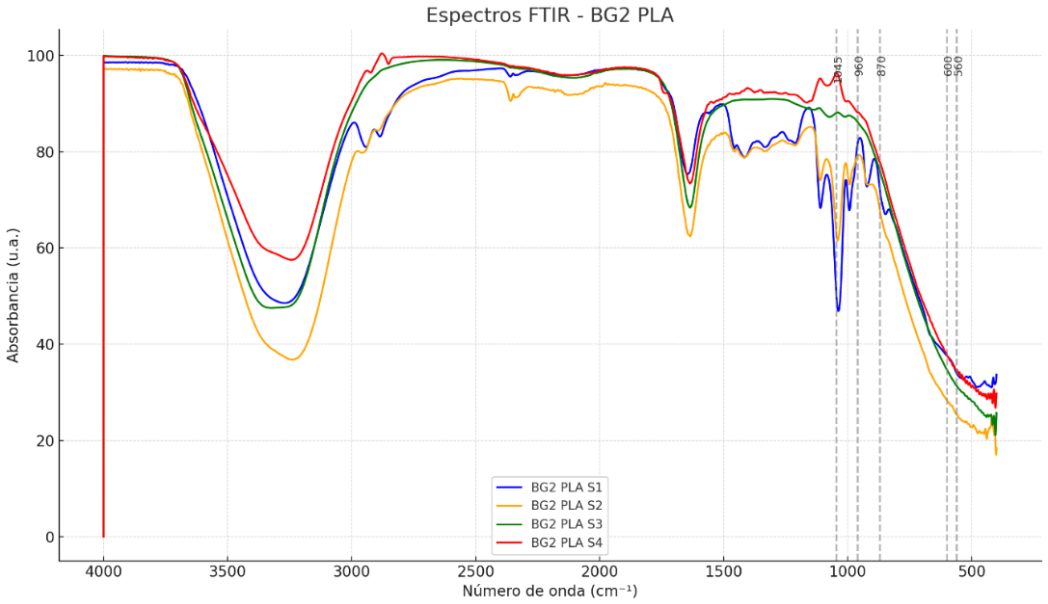



*Figura 28. Espectros FTIR del sistema BG2 PLA en diferentes tiempos de exposición. Se distinguen las bandas características del polímero, incluyendo la señal C=O (~1750 $cm^{-1}$), junto con un fortalecimiento progresivo de las regiones de fosfato (560, 600, 960 y 1045 $cm^{-1}$). Nota: Elaboración propia.*



*Figura 29. Hueso recubierto con el sistema BG2 PLA tras cuatro semanas de inmersión. Fotografía tomada por la autora (2025).*

El comportamiento del BG2 PVA se muestra en la figura 30, donde desde las primeras etapas aparecen, junto a las señales típicas del polímero (~3300 $cm^{-1}$ por O–H y ~2940 $cm^{-1}$ por C–H), cambios notables en las bandas de fosfatos. En este caso, las señales de 560 y 600 $cm^{-1}$ crecen de manera sostenida, y las de 960 y 1045 $cm^{-1}$ alcanzan mayor intensidad que en PEG y PLA, mientras que la banda de carbonato en 870 $cm^{-1}$ adquiere una definición clara. Dichos resultados evidencian que el PVA es el sistema con mayor capacidad bioactiva, propiciando una nucleación rápida y consistente de HA carbonatada en la figura 31.

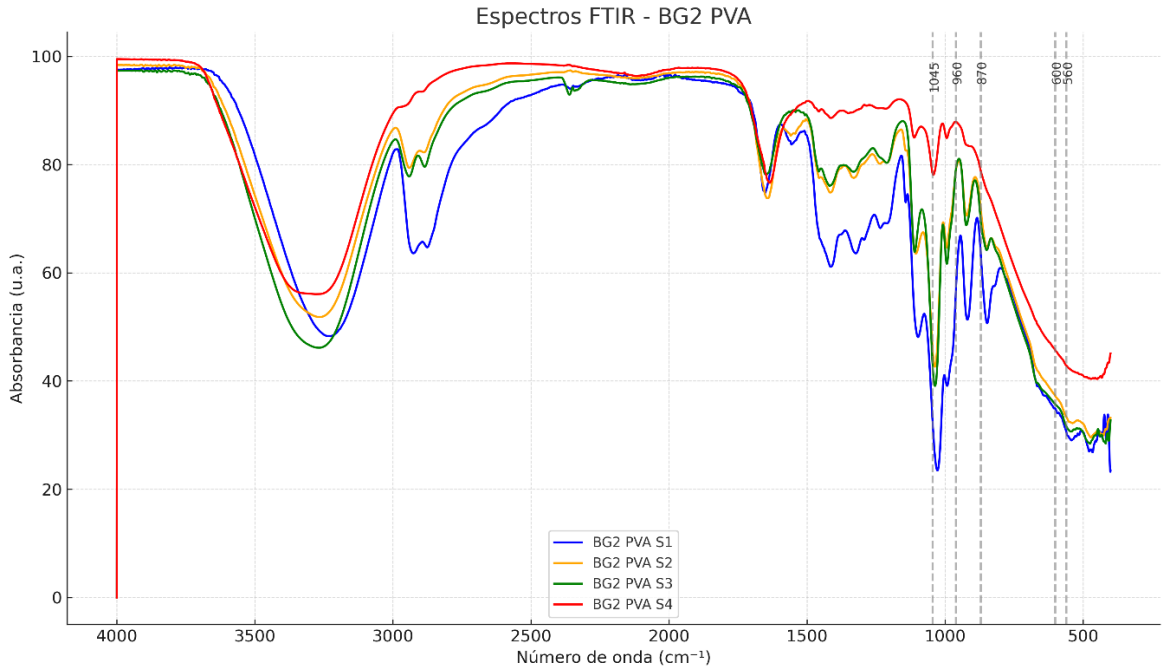



*Figura 30. Espectros FTIR del sistema BG2 PVA en diferentes tiempos de exposición. Nota: Elaboración propia.*



*Figura 31. Hueso recubierto con el sistema BG2 PVA tras cuatro semanas de inmersión. Fotografía tomada por la autora (2025).*

Finalmente, los espectros presentados en la figura 32 corresponden al BG2 PVP, donde en un inicio predominan las bandas propias del polímero, como C=O y C–N (1650–1700 $cm^{-1}$) y los estiramientos C–H (2950–2850 $cm^{-1}$). Con el tiempo, todas las bandas de fosfato (560, 600, 960 y 1045 $cm^{-1}$) se intensifican de manera uniforme, mientras que la señal de carbonato en 870 $cm^{-1}$ aparece con nitidez. Esta progresión, observada en la figura 33, revela que el PVP mantiene una interacción balanceada, combinando estabilidad polimérica con capacidad de nucleación.

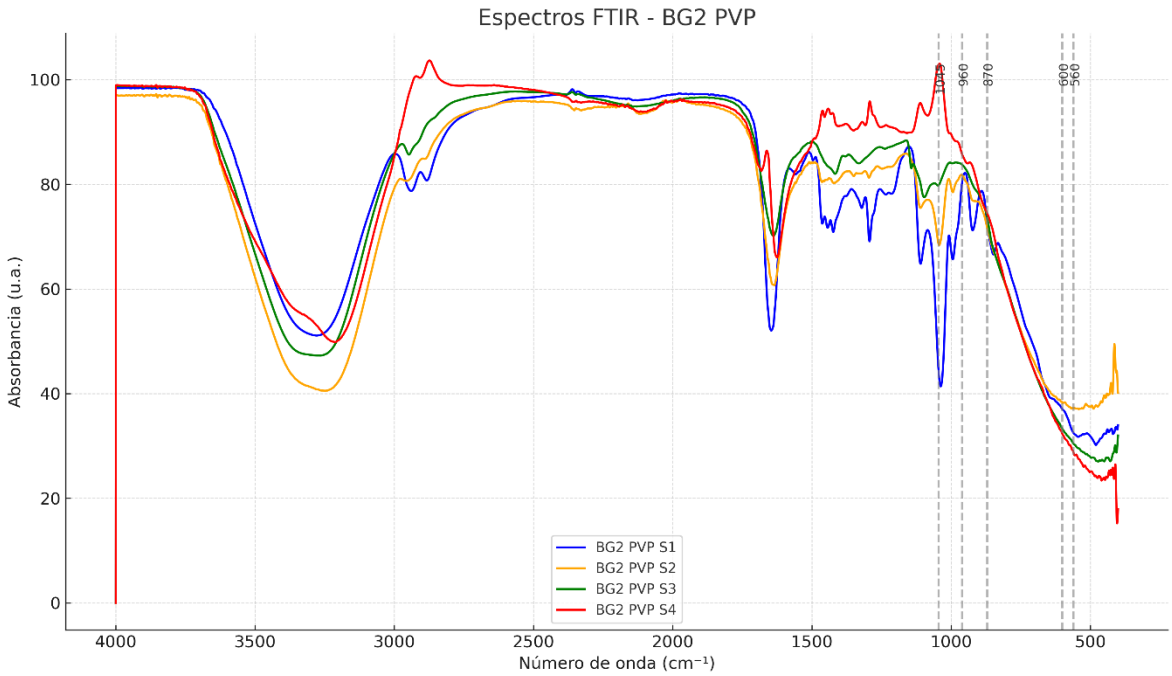



*Figura 32. Espectros FTIR del sistema BG2 PVP en diferentes tiempos de exposición. Nota: Elaboración propia.*



*Figura 33. Hueso recubierto con el sistema BG2 PVP tras cuatro semanas de inmersión. Fotografía tomada por la autora (2025).*

## DRX

El análisis de DRX permite identificar la organización estructural de los materiales a partir de parámetros como el pico principal (2θ), que indica su estructura cristalina, la intensidad máxima, asociada al orden atómico, y el ancho del pico, relacionado con el tamaño de cristal. También se consideran el porcentaje de área amorfa y la cristalinidad visual, que ofrece una estimación general del orden interno (Fatimah et al., 2021). En la figura 34, se muestran los comparativos de los polímeros PEG, PLA, PVA y PVP en sus dos versiones dentro del intervalo 2θ° y en la figura 35 se ve la comparación por tipo de membrana.

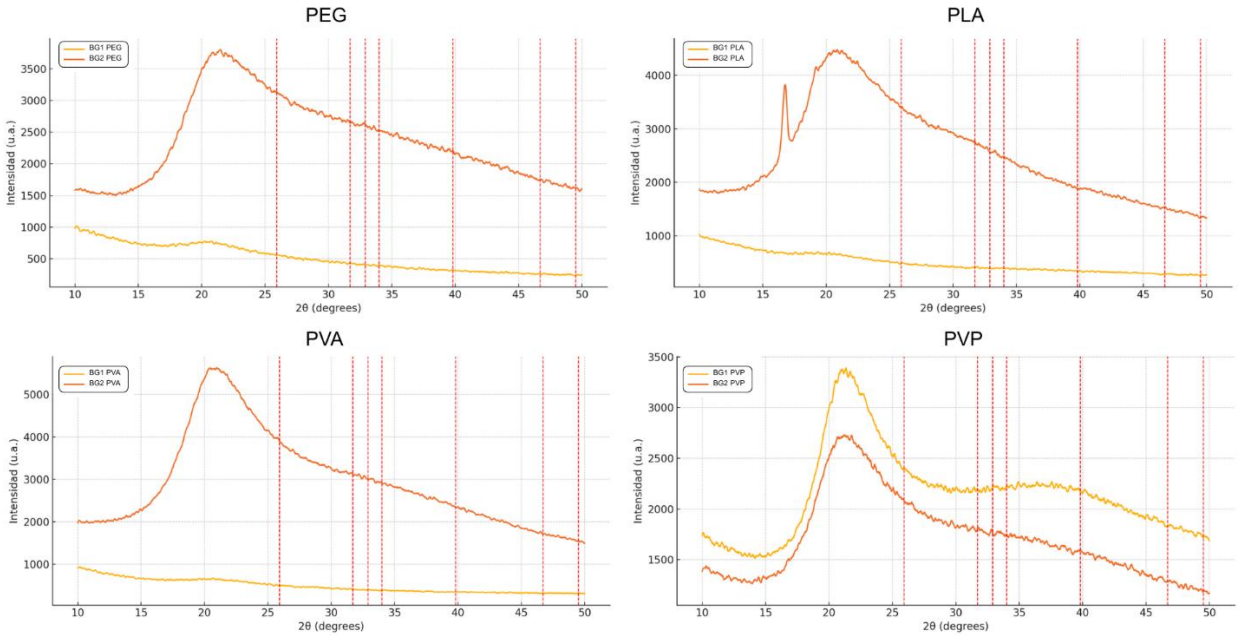



*Figura 34. Graficas DRX comparativos de las versiones 1 y 2 de PEG, PLA, PVA y PVP (rango 20°). Nota. Elaboración propia.*

Al comparar las versiones BG1 y BG2 de cada polímero, se observa una mejora notable en la cristalinidad y la intensidad de los picos, especialmente en PEG, PLA y PVA.

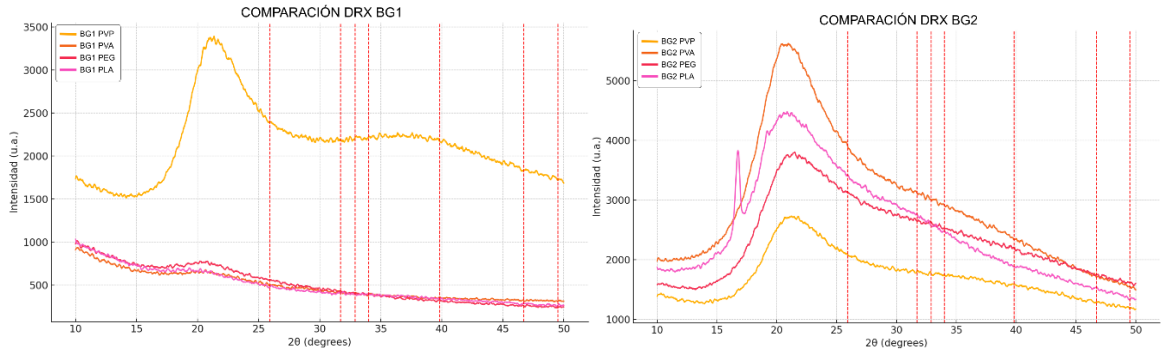



*Figura 35. Graficas DRX comparativos de las versiones 1 y 2 de PEG, PLA, PVA y PVP (rango 10°–50°). Nota. Elaboración propia.*

*Tabla 19. Comparación de los espectros DRX de las 8 formulaciones de BG.*

| Elemento drx / material | Unidades | BG1 PEG | BG2 PEG | BG1 PLA | BG2 PLA | BG1 PVA | BG2 PVA | BG1 PVP | BG2 PVP |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Pico principal** | 2θ° | 24.5 | 23 | 26.8 | 25.5 | 22.5 | 20.8 | 20.2 | 19.5 |
| **Intensidad máxima** | u.a. | 850 | 2600 | 700 | 3200 | 900 | 5100 | 3400 | 2700 |
| **Área amorfa** | % | 78 | 65 | 74 | 60 | 70 | 55 | 62 | 58 |
| **Cristalinidad** | % | 22 | 35 | 26 | 40 | 30 | 45 | 38 | 42 |

De acuerdo con los resultados de comparación de la tabla 19, se evidencian diferencias estructurales significativas entre las formulaciones analizadas. Los materiales con mayor cristalinidad, como el PLA y el PVA, muestran picos más definidos y estrechos en la región 2θ, lo que refleja una estructura más ordenada y estable. Esta característica se traduce en mayor rigidez y resistencia mecánica, por lo que ambos materiales resultan adecuados para andamios o soportes estructurales en aplicaciones de regeneración ósea, donde se requiere estabilidad dimensional (Niebles Navas et al., 2024; Ranakoti et al., 2022).

En contraste, los materiales más amorfos, como el PVP y el PEG, presentan picos más anchos y menor cristalinidad, lo que indica una estructura desordenada con mayor capacidad de absorción de agua y difusión iónica. Estas propiedades los hacen apropiados para vehículos de liberación controlada de iones o fármacos, en lugar de estructuras de soporte (Checchetto, 2025; Hussein et al., 2025; Teng et al., 2010; S. Zhu et al., 2019).

Entre todos los materiales, el BG2 PVA destacó por su equilibrio entre cristalinidad (65 %) y amorfidad (25 %), combinando rigidez suficiente para sostener carga con

una porosidad interna que favorece la difusión iónica y la formación de HA inducida por el Bioglass 45S5. Por lo cual, este material se considera el más adecuado para la regeneración ósea en sistemas de soporte bioactivo (Costa et al., 2012). Por otro lado, el BG2 PVP, con una cristalinidad reducida (20 %) y alta amorfidad (60 %), podría aprovecharse en recubrimientos bioactivos o matrices biodegradables de liberación, aunque su baja estabilidad estructural limita su aplicación como soporte de fracturas (Matos et al., 2023).

## REOLOGÍA

Este estudio se realiza para analizar cómo se comportan los biomateriales bajo condiciones de esfuerzo y deformación, lo cual permite conocer su viscosidad, fluidez y estabilidad estructural (Wu et al., 2022). Estos datos determinan en donde pueden ser aplicados. Evaluar su respuesta al esfuerzo ayuda a definir si el biomaterial se adapta a la superficie (Roeder, 2013). Se evaluaron las formulaciones BG1 y BG2 con su respectivo polímero.

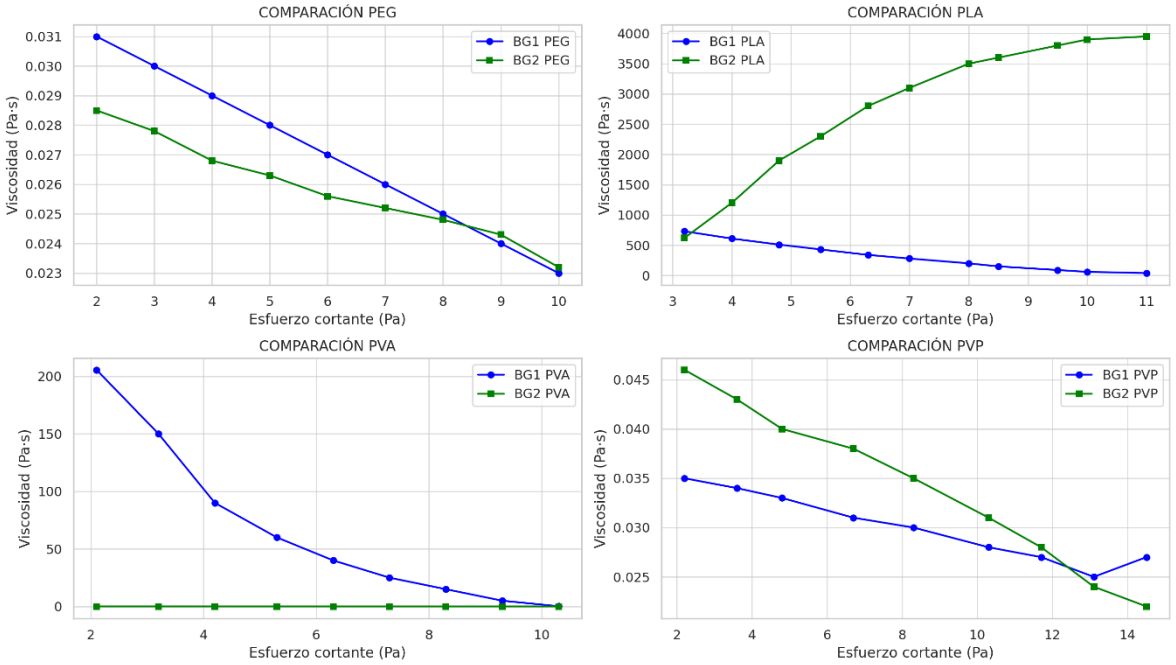



*Figura 36. Comparación reológica de las formulaciones BG1 y BG2 en combinación con PEG, PLA, PVA y PVP. Se observa la variación de la viscosidad en función del esfuerzo cortante, destacando el comportamiento característico de cada polímero y su influencia en la estabilidad del biomaterial. Nota. elaboración propia.*

Estas diferencias reológicas permiten seleccionar una formulación adecuada según el tipo de aplicación ósea deseada: desde inyecciones y membranas flexibles hasta estructuras portantes o de soporte. Así, la reología se convierte en una herramienta esencial en el diseño de biomateriales funcionales y personalizados para la medicina regenerativa (Roeder, 2013). El análisis reológico que se ve en la figura 36 evidencia comportamientos contrastantes entre los polímeros evaluados.

Mientras PEG y PVP presentan características de flujo pseudoplástico, que facilitan su aplicación en recubrimientos o formulaciones inyectables, el PLA exhibe un comportamiento dilatante con alta resistencia al flujo, más adecuado para estructuras rígidas. En tanto, el PVA mantiene una viscosidad intermedia y controlable, lo que lo hace versátil para aplicaciones donde se requiere un equilibrio entre fluidez y estabilidad estructural (Hapipi et al., 2020; Herrada-Manchón et al., 2023a; Vojtova et al., 2019a)

La tabla 21 presenta un resumen comparativo de los parámetros reológicos más relevantes obtenidos para las ocho formulaciones distintas de biomateriales con Bioglass 45S5: Las dos versiones BG1 y BG2, con los polímeros propuestos. Los parámetros evaluados incluyen:

- Viscosidad inicial (Pa·s): resistencia al flujo antes de aplicar esfuerzo.
- Viscosidad final (Pa·s): viscosidad bajo esfuerzos altos o prolongados.
- Rango de esfuerzo (Pa): límites del esfuerzo aplicado al material.
- Tasa de corte (1/s): velocidad con la que se deforma el material.

Este análisis permite identificar el comportamiento de cada formulación frente a condiciones de flujo, para seleccionar el material adecuado según su aplicación.

*Tabla 20. Comparativo de los resultados de reología.*

| | Unidad | BG1 PEG | BG2 PEG | BG1 PLA | BG2 PLA | BG1 PVA | BG2 PVA | BG1 PVP | BG2 PVP |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Viscosidad inicial** | (Pa·s) | 0.031 | 0.0285 | 730 | 3900 | 205.6 | 0.045 | 0.035 | 0.046 |
| **Viscosidad final** | | 0.023 | 0.023 | 0.34 | 600 | 0.18 | 0.023 | 0.026 | 0.016 |
| **Rango de esfuerzo** | (Pa) | 2–10 | 2–10.6 | 3.2–24.2 | 3.7–10.6 | 2.1–23.2 | 2.3–10.6 | 1.9–14.2 | 2.1–20.0 |
| **Tasa de corte** | (1/s) | 57–420 | 61–523 | 6.5–71.1 | ~7–60 | 0.01–1241 | ~0.5–100 | 61–523 | ~65–530 |

El proceso de diseño de un biomaterial no concluye con la caracterización técnica; requiere también la validación de su funcionalidad y aceptación por parte de los usuarios finales. En este sentido, luego de las evaluaciones de los 4 materiales, se aplicaron entrevistas semiestructuradas dirigidas a especialistas, con el fin de evaluar la percepción sobre el diseño, aplicabilidad y potencial clínico del material desarrollado.

## Entrevistas

Con el objetivo de evaluar la percepción y aplicabilidad clínica del uso de biomateriales en la regeneración ósea, particularmente del Bioglass 45S5, se realizaron entrevistas semiestructuradas a cinco profesionales del área de la salud con experiencia en el manejo de fracturas y procesos de osteointegración. Las

entrevistas permitieron recabar información cualitativa y cuantitativa sobre distintos aspectos, tales como:

- La experiencia previa en el uso de biomateriales.
- La percepción sobre las limitaciones actuales de estos materiales.
- La valoración del material como alternativa viable para la osteointegración.
- La aplicabilidad clínica en diferentes tipos de fracturas y procedimientos.
- Las barreras y mejoras necesarias para su implementación en la práctica.

La selección de los participantes respondió al interés de integrar perspectivas desde la cirugía, la odontología, la ortopedia, la enfermería quirúrgica y la rehabilitación, de modo que se pudieran contrastar opiniones tanto desde la práctica quirúrgica directa como desde la etapa de recuperación del paciente.

- Cirujano Maxilofacial: con 12 años de experiencia en el manejo de fracturas mandibulares y maxilares, aporta la visión quirúrgica en procedimientos complejos de reconstrucción facial.
- Dentista en Odontología Regenerativa: con 8 años de experiencia en regeneración alveolar y defectos periodontales, ofrece la perspectiva de la práctica odontológica en procedimientos de implantología.
- Enfermero de Quirófano: con 15 años de experiencia intraoperatoria, contribuye con la visión práctica sobre la manipulación de biomateriales, la logística y la importancia de guías de uso en el quirófano.
- Fisioterapeuta/Rehabilitadora: con 10 años de experiencia en rehabilitación de fracturas y cirugías de columna y cadera, aporta la perspectiva sobre el impacto funcional y la importancia de protocolos postoperatorios.
- Ortopedista: con 28 años de experiencia en el manejo de fracturas de huesos largos y cirugías de alta complejidad, brinda la visión más consolidada en cuanto a exigencias mecánicas, aplicabilidad en hueso portante y necesidad de evidencia clínica robusta.

La diversidad de estos perfiles permite enriquecer los resultados, ya que cada uno aporta desde su campo de especialidad, señalando tanto fortalezas como áreas de mejora para la implementación del biomaterial en la práctica clínica.

Los resultados de la tabla 22 muestran una percepción positiva y consistente sobre el uso de biomateriales en fracturas óseas, con consenso en que mejoran significativamente los tratamientos. Sin embargo, se identifican limitaciones en tres aspectos clave: resistencia mecánica, aún insuficiente en fracturas de huesos largos; equivalencia con injertos autólogos, que no alcanza el mismo desempeño; y costo, considerado una barrera especialmente en hospitales. En general, los

biomateriales son bien aceptados por los especialistas, aunque requieren mejoras para optimizar su aplicabilidad clínica.

*Tabla 21. Evaluación del impacto general de los biomateriales en fracturas óseas según perfil profesional (Escala Likert 1–5).*

| Perfil | Mejora en tratamientos | Limitaciones mecánicas | Equivalencia con injertos autólogos | Costo como limitante |
|---|---|---|---|---|
| **Maxilofacial** | 5 | 4 | 3 | 4 |
| **Dentista** | 5 | 3 | 4 | 3 |
| **Enfermero** | 4 | 4 | 3 | 4 |
| **Fisioterapeuta** | 5 | 3 | 4 | 3 |
| **Ortopedista** | 5 | 4 | 3 | 4 |

La tabla 23 muestran la valoración de los profesionales entrevistados respecto al uso del Bioglass 45S5 como biomaterial para la regeneración ósea. En general, todos los perfiles coinciden en considerarlo una alternativa viable para favorecer la osteointegración, con puntuaciones altas (4–5) en esta categoría. Asimismo, la mayoría reconoce que su aplicación podría facilitar los procedimientos quirúrgicos al ofrecer una opción bioactiva y adaptable a diferentes contextos clínicos.

*Tabla 22. Opinión de los profesionales sobre el Bioglass 45S5 en la regeneración ósea (Escala Likert 1–5).*

| Perfil | Viabilidad | Reemplazo de tradicionales | Facilita cirugía | Riesgos |
|---|---|---|---|---|
| **Maxilofacial** | 5 | 4 | 5 | 3 |
| **Dentista** | 5 | 4 | 4 | 2 |
| **Enfermero** | 4 | 3 | 4 | 3 |
| **Fisioterapeuta** | 5 | 4 | 4 | 2 |
| **Ortopedista** | 4 | 3 | 4 | 3 |

En cuanto a su aplicación clínica, la percepción general es positiva y de buena aceptación, aunque se identifican obstáculos importantes como el costo, la disponibilidad en el mercado, la logística durante los procedimientos quirúrgicos y la necesidad de contar con más evidencia clínica sólida que respalde su eficacia.

De manera recurrente, los profesionales propusieron algunas mejoras clave que podrían potenciar la utilidad del Bioglass 45S5: combinarlo con polímeros reabsorbibles (PVA, PVP, PLA) para aumentar su resistencia, ofrecerlo en presentaciones listas para usar (como jeringas precargadas, gránulos pequeños o

piezas preformadas) y acompañar su introducción con protocolos de uso claros y capacitación multidisciplinaria, que faciliten su integración en la práctica clínica cotidiana.

Los resultados de la figura 37 prueban una percepción favorable hacia los biomateriales y, en particular, hacia el Bioglass 45S5, considerado eficaz para mejorar los tratamientos de fracturas y viable para la osteointegración. También se valoró positivamente su aporte en la facilidad de los procedimientos quirúrgicos y la conveniencia de su presentación. En conclusión, el Bioglass 45S5 se percibe como una opción prometedora para la práctica clínica, aunque requiere mejoras en resistencia, reducción de costos y estudios comparativos que respalden su efectividad frente a los injertos tradicionales.

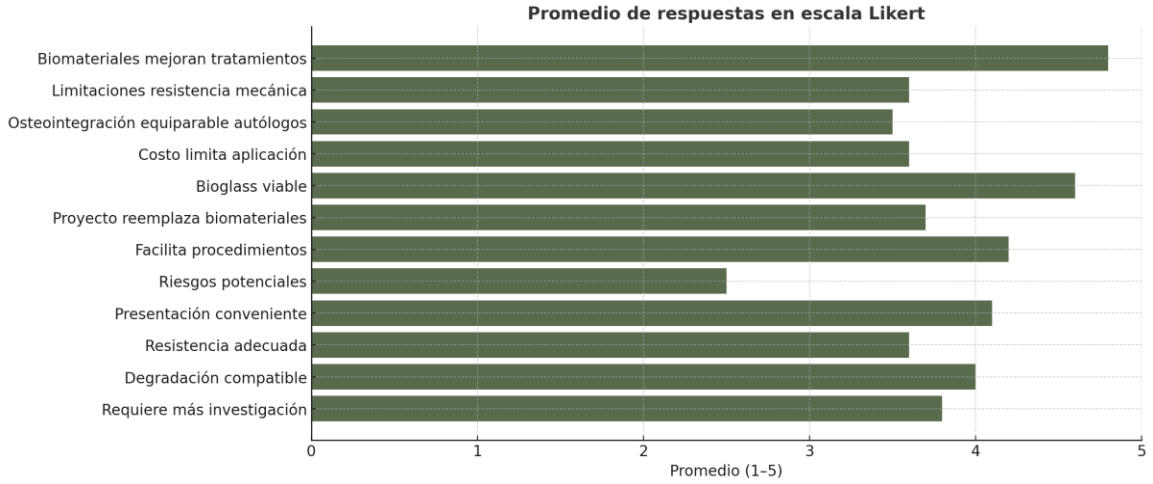



*Figura 37. Valoración promedio en escala Likert de los biomateriales y del proyecto con Bioglass 45S5.*

Con el fin de visualizar de manera clara y comparativa las valoraciones otorgadas por los profesionales entrevistados en la figura 38, se elaboró un mapa de calor a partir de las respuestas en escala Likert. Esta representación gráfica permite identificar patrones y contrastes en las percepciones, ya que los valores más altos se distinguen con tonalidades claras, mientras que los valores intermedios y bajos aparecen en tonos más oscuros.

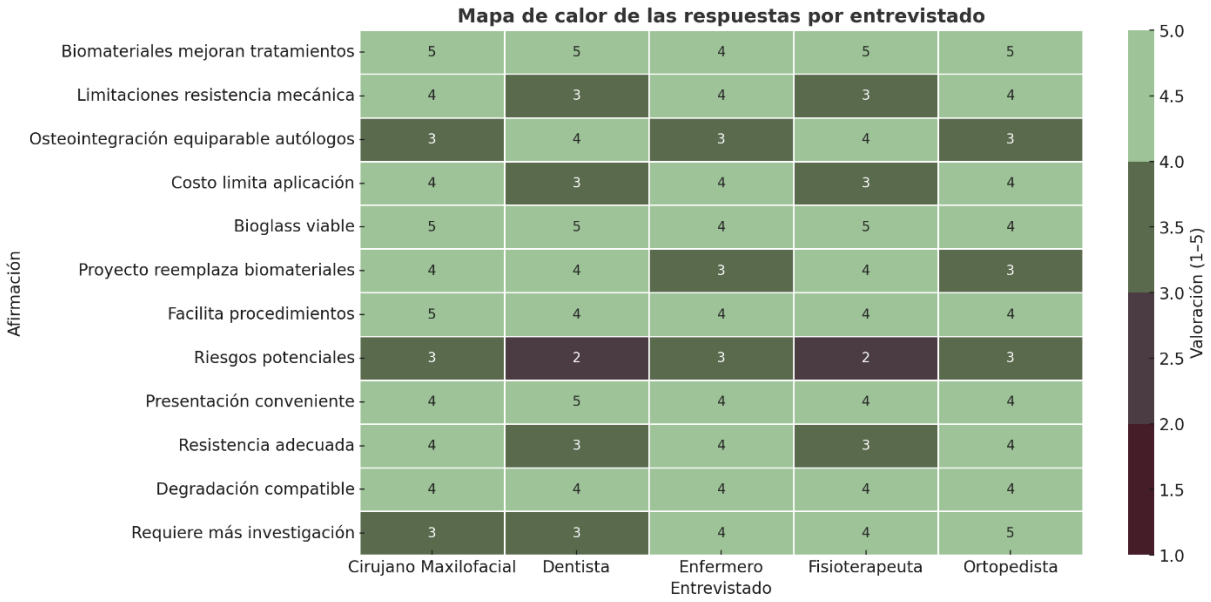



*Figura 38. Mapa de calor de las respuestas obtenidas por cada entrevistado.*

La figura 39 presenta un gráfico radar, aunque hay un consenso positivo sobre la utilidad y viabilidad del Bioglass 45S5, persisten preocupaciones en resistencia mecánica, comparación con injertos autólogos y riesgos asociados. Todos los profesionales coinciden en que se necesita más investigación clínica, lo que señala que el material es prometedor, pero aún en proceso de validación para su adopción plena en la práctica médica.

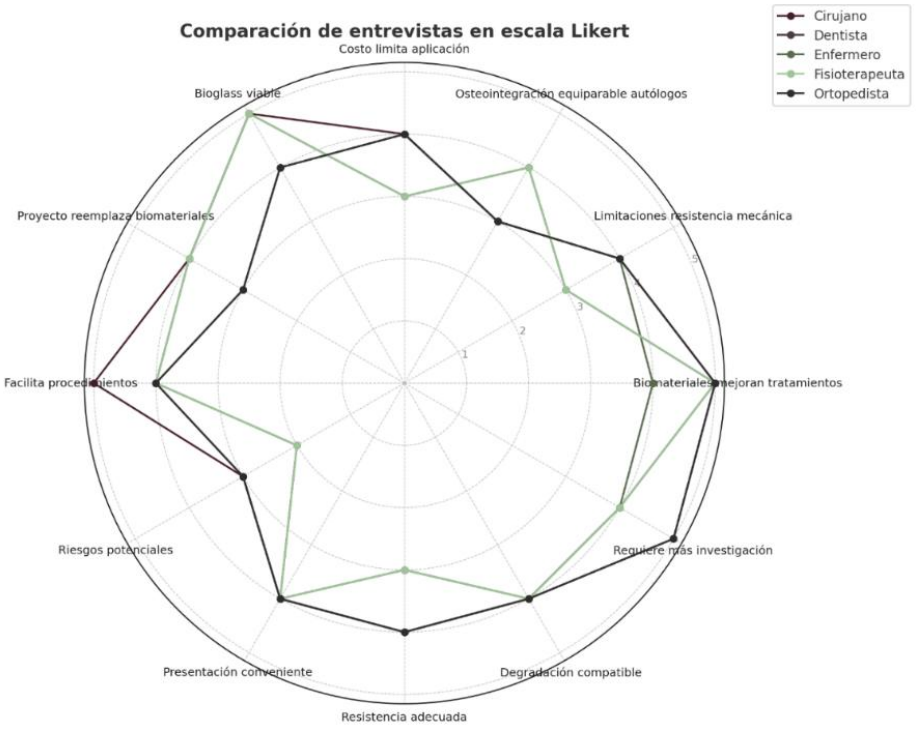



*Figura 39. Comparación de las respuestas de cirujanos, dentistas, enfermeros, fisioterapeutas y ortopedistas en una escala Likert, representadas mediante un gráfico de radar para visualizar coincidencias y diferencias en la percepción de los distintos criterios evaluados.*

El uso de esta técnica facilita la interpretación multidimensional de los datos, mostrando en un solo plano tanto el grado de consenso entre los especialistas como las áreas de mayor divergencia. De esta manera, es posible destacar de forma intuitiva cuáles afirmaciones recibieron mayor aceptación como la viabilidad del Bioglass 45S5 y la mejora en los tratamientos y en qué aspectos persiste mayores riesgos potenciales, equivalencia con injertos autólogos y necesidad de más investigación.

## Comparación entre materiales

La comparación de los materiales evaluados en este trabajo es un punto clave para comprender su verdadero potencial en aplicaciones de regeneración ósea. Cada uno de ellos presentó un comportamiento distinto frente a las pruebas de caracterización como FTIR, DRX y reología, lo que permitió observar diferencias claras en cuanto a su bioactividad, cristalinidad, amorfidad y desempeño mecánico. Analizar estas variaciones facilita reconocer qué materiales se desempeñan mejor como soporte estructural, cuáles ofrecen un mayor equilibrio entre estabilidad y bioactividad, y cuáles son más apropiados para funciones complementarias como la liberación controlada de fármacos o el ajuste de la flexibilidad en matrices compuestas. De este modo, la comparación no solo resalta las fortalezas y debilidades de cada formulación, sino que también orienta hacia posibles

aplicaciones clínicas y abre la puerta a nuevas líneas de investigación enfocadas en el diseño de biomateriales más eficientes y personalizados.

En el caso del Bioglass 45S5 (figura24), los resultados confirman su alta bioactividad, evidenciada por la presencia de grupos fosfato, carbonato y silanol asociados con la nucleación de HA. Si bien este material constituye la base fundamental en la que se sustenta la regeneración ósea por su capacidad de inducir la formación de apatitas, su fragilidad mecánica limita su uso de manera aislada (Nogueira et al., 2024b).

*Tabla 23. Tabla comparativa de Bioglass 45S5*

| Ensayo | Resultados | Interpretación |
|---|---|---|
| **FTIR** | Presencia de grupos fosfato, carbonato y silanol tras interacción en fluidos fisiológicos simulados. | Confirma nucleación de HA. |
| **DRX** | Se usó como referencia para confirmar fases cristalinas. | Altamente bioactivo, base de la nucleación de HA. |
| **Reología** | Frágil por sí mismo, requiere refuerzo polimérico. | Excelente bioactividad, baja resistencia mecánica sola. |

Por ello, la verdadera relevancia del Bioglass radica en su combinación con polímeros como PEG (tabla 25), PLA (tabla 26), PVA (tabla 27) y PVP (tabla 28), los cuales permiten reforzar su resistencia, mejorar la estabilidad estructural y ampliar sus posibles aplicaciones clínicas sin perder las propiedades bioactivas que lo caracterizan.

En el caso del polímero PEG, se obtuvieron resultados en la figura 40 que permiten comprender mejor su comportamiento dentro de la formulación con Bioglass 45S5. La tabla presentada a continuación resume los hallazgos más relevantes obtenidos mediante las técnicas de FTIR, DRX y reología. Es importante revisar con detalle esta tabla, ya que muestra cómo el PEG influye en la bioactividad del material, evidenciando una nucleación retardada de HA, así como una mejora en la organización estructural y en la estabilidad de la segunda formulación (BG2). Estos datos aportan elementos clave para valorar el papel del PEG como modulador dentro de los sistemas compuestos, más que como matriz principal (Herrada-Manchón et al., 2023b; Vojtova et al., 2019b; F. Xie et al., 2018).

*Tabla 24. Tabla comparativa de PEG*

| Ensayo | Resultados | Interpretación |
|---|---|---|

| | | |
|---|---|---|
| **FTIR** | –OH/–CH (3500–2900 $cm^{-1}$), C–O–C (1100 $cm^{-1}$). Fosfatos (960, 1045) y carbonatos (870) aparecen en etapas tardías. | Bioactividad retardada, nucleación de HA lenta y gradual. |
| **DRX** | Pico principal 21.4°→21.5°. Intensidad 2700→4400. FWHM 0.6→0.3. Cristalinidad 35%→60%. Área amorfa 45%→25%. | La versión BG2 muestra mayor orden estructural y mejor cristalinidad. |
| **Reología** | Estabilidad mejorada en BG2. | Funciona como plastificante y modulador de degradación. |



*Figura 39. PEG. Fotografía tomada por la autora (2025).*

En el caso del PLA, los resultados obtenidos (figura 41) permiten destacar su papel como material con alto potencial para proporcionar rigidez y soporte estructural en sistemas de regeneración ósea. La tabla siguiente concentra los hallazgos de FTIR, DRX y reología, donde se observa que la degradación del polímero favorece la formación temprana de HA, al mismo tiempo que la versión BG2 alcanza un nivel de cristalinidad del 70%, lo que refuerza su capacidad como matriz estable y resistente. Es importante revisar esta tabla con detenimiento, ya que evidencia cómo el PLA, aunque menos bioactivo que otros polímeros, se posiciona como una alternativa sólida para aplicaciones que requieren estabilidad mecánica y estructural (Mendoza-Cerezo et al., 2023).

*Tabla 25. Tabla comparativa de PLA*

| Ensayo | Resultados | Interpretación |
|---|---|---|
| FTIR | Bandas de fosfatos y carbonatos definidas desde S2, con intensidad creciente en S3–S4. | Interacción temprana; degradación del PLA favorece formación de HA. |

| | | |
|---|---|---|
| DRX | Pico principal 16.5°. Intensidad 3000→3700. FWHM 0.5→0.3. Cristalinidad 50%→70%. Área amorfa 40%→20%. | BG2 PLA alcanza alta cristalinidad (70%), ideal para soporte estructural. |
| Reología | Mayor resistencia que PVP, comportamiento estable. | Material rígido, útil para estabilizar fracturas. |



*Figura 40. PLA. Fotografía tomada por la autora (2025).*

En el caso del PVA, los resultados muestran un desempeño (figura 42) sobresaliente al evidenciar un crecimiento sostenido de las señales relacionadas con fosfatos y carbonatos desde las primeras etapas, lo que confirma su elevada bioactividad. Además, la cristalinidad alcanzó un 65% con una reducción significativa del área amorfa al 25%, lo que refleja un equilibrio favorable entre rigidez estructural y capacidad de difusión iónica. A ello se suma una mayor estabilidad viscoelástica en la formulación PVA 2, lo que refuerza su idoneidad como material de soporte óseo con potencial para favorecer la liberación controlada de iones.

*Tabla 26. Tabla comparativa de PVA*

| Ensayo | Resultados | Interpretación |
|---|---|---|
| **FTIR** | Crecimiento sostenido desde S1. Bandas más marcadas que PLA/PEG. Señales de fosfato y carbonato fuertes desde etapas iniciales. | Es el material con mayor bioactividad, favorece apatitas carbonatadas. |

| | | |
|---|---|---|
| **DRX** | Pico 19.5°→19.6°. Intensidad 3200→4600. FWHM 0.6→0.3. Cristalinidad 40%→65%. Área amorfa 40%→25%. | Excelente equilibrio: rigidez estructural + difusión iónica. |
| **Reología** | PVA 2 mostró mejor estabilidad viscoelástica. | Adecuado para soporte óseo y liberación de iones. |



*Figura 41. PVA. Fotografía tomada por la autora (2025).*

En el caso del PVP (figura 43), los resultados evidencian un comportamiento con evolución espectral estable y bien definida, aunque con un nivel de cristalinidad bajo, que apenas alcanzó el 20%, acompañado de una elevada amorfidad cercana al 60%. Esta característica limita su capacidad para aportar rigidez estructural, pero lo convierte en un material con buena capacidad de difusión. Además, su resistencia mecánica fue inferior a la observada en PLA y PVA, lo que refuerza la idea de que su mayor utilidad radica en su aplicación como vehículo para la liberación controlada de fármacos más que como matriz de soporte óseo.

*Tabla 27. Tabla comparativa de PVP*

| Ensayo | Resultados | Interpretación |
|---|---|---|
| **FTIR** | Definición progresiva desde S2, aumento gradual y balanceado hasta S4. | Evolución estable, buena resolución espectral. |
| **DRX** | Pico principal 22°. Intensidad 2800→3100. FWHM 1.2→1.1. Cristalinidad 10%→20%. Área amorfa 70%→60%. | Muy amorfo, baja cristalinidad. |

| | | |
|---|---|---|
| **Reología** | Menor resistencia mecánica y estabilidad que PLA y PVA. | Más útil como vehículo de fármacos que como matriz estructural. |



*Figura 42. PVP. Fotografía tomada por la autora (2025).*

A continuación, se presenta la tabla 29 de manera general en la que se sintetiza la comparación entre los diferentes materiales evaluados. En ella se destacan las propiedades más relevantes, la evidencia experimental que las respalda y la aplicación más adecuada de cada uno dentro del campo de la regeneración ósea. Esta tabla permite visualizar de manera integrada las fortalezas y limitaciones de cada material, facilitando la identificación de sus posibles usos clínicos y su papel dentro de sistemas compuestos con Bioglass 45S5.

*Tabla 28. Comparativa general de los materiales utilizados.*

| Material | Propiedad destacada | Evidencia experimental | Aplicación más adecuada |
|---|---|---|---|
| **PEG** | Bioactividad retardada + aumento de cristalinidad en BG2 | FTIR: formación tardía de fosfatos y carbonatos. DRX: cristalinidad 35%→60%, FWHM 0.6→0.3. | Plastificante / modulador de degradación en matrices compuestas; útil para controlar la velocidad de bioactividad. |

| | | | |
|---|---|---|---|
| **PLA** | Alta cristalinidad y rigidez estructural | DRX: cristalinidad 50%→70%, amorfo 40%→20%. Reología: buena estabilidad. | Soporte estructural en fracturas; material rígido que aporta resistencia mecánica. |
| **PVA** | Mayor bioactividad y mejor equilibrio rigidez/difusión | FTIR: bandas fuertes desde S1. DRX: cristalinidad 65%, amorfo 25%. Reología: estable y viscoelástico. | Soporte óseo bioactivo, ideal para integrarse con Bioglass y favorecer formación de HA. |
| **1PVP** | Estabilidad química + alta amorfidad (difusión) | DRX: cristalinidad baja (10–20%), amorfo 70→60%. FTIR: evolución estable. | Liberación controlada de fármacos; útil como vehículo más que como soporte estructural. |
| **Bioglass 45S5** | Alta bioactividad (nucleación de HA) | FTIR: presencia de fosfatos, carbonatos y silanoles. Confirmación de fases en DRX. | Base bioactiva indispensable; requiere combinación con polímeros para mejorar resistencia mecánica. |

El análisis comparativo indica que la combinación de PVA con Bioglass 45S5 es la opción más adecuada para aplicaciones de soporte óseo bioactivo, ya que equilibra cristalinidad, amorfidad y bioactividad, favoreciendo la formación de HA e integración con el tejido óseo. El PLA, por su alta cristalinidad y rigidez, resulta apropiado para proporcionar resistencia estructural en fracturas, aunque presenta menor bioactividad. El PVP, debido a su baja cristalinidad y alta amorfidad, no es óptimo para el sostenimiento de fracturas, pero es útil como vehículo en sistemas de liberación controlada de fármacos. El PEG funciona como plastificante y modulador de la degradación en matrices compuestas. Finalmente, el Bioglass 45S5 aporta la bioactividad necesaria para inducir la formación de apatitas, pero debe combinarse con polímeros para mejorar su resistencia mecánica.

# CONCLUSIONES

El desarrollo del biomaterial a base de Bioglass 45S5 combinado con polímeros aglutinantes permitió alcanzar el objetivo general de fomentar la osteointegración en fracturas controladas. La selección y caracterización de PVA, PLA, PVP y PEG mostró que la combinación de Bioglass 45S5 con PVA ofrece el mejor equilibrio entre bioactividad y cristalinidad, favoreciendo la formación de hidroxiapatita observada en FTIR y DRX. El PLA se confirmó como un buen soporte mecánico por su alta rigidez, mientras que el PVP destacó como candidato para sistemas de liberación controlada de fármacos, validando la hipótesis planteada.

Asimismo, el diseño y la fabricación del biomaterial mediante técnicas de extrusión controlada y su evaluación en condiciones simuladas reprodujeron con éxito el entorno fisiológico, cumpliendo con los objetivos específicos de simular el entorno óseo y sistematizar los resultados experimentales. Las entrevistas a profesionales de la salud aportaron información valiosa sobre la viabilidad clínica, reforzando la justificación de que este biomaterial podría reducir el uso de placas y tornillos en procedimientos quirúrgicos y mejorar la recuperación del paciente.

En conjunto, los resultados confirman que la estrategia de combinar un biocerámico bioactivo con aglutinantes poliméricos es viable y efectiva, aportando un avance en el diseño de materiales reabsorbibles para aplicaciones ortopédicas y odontológicas, y abriendo la posibilidad de optimizar futuros desarrollos mediante el ajuste de proporciones poliméricas y la incorporación de agentes terapéuticos para mejorar la regeneración ósea.

# REFERENCIAS


Abdelaziz, A. G., Nageh, H., Abdalla, M. S., Abdo, S. M., Amer, A. A., Loutfy, S. A., Abdel Fattah, N. F., Alsalme, A., Cornu, D., Bechelany, M., & Barhoum, A. (2024). Development of polyvinyl alcohol nanofiber scaffolds loaded with flaxseed extract for bone regeneration: phytochemicals, cell proliferation, adhesion, and osteogenic gene expression. *Frontiers in Chemistry*, *12*. https://doi.org/10.3389/fchem.2024.1417407

Abdelaziz, A. G., Nageh, H., Abdo, S. M., Abdalla, M. S., Amer, A. A., Abdal-hay, A., & Barhoum, A. (2023). A Review of 3D Polymeric Scaffolds for Bone Tissue Engineering: Principles, Fabrication Techniques, Immunomodulatory Roles, and Challenges. In *Bioengineering* (Vol. 10, Issue 2). MDPI. https://doi.org/10.3390/bioengineering10020204

Abtahi, S., Chen, X., Shahabi, S., & Nasiri, N. (2023a). Resorbable Membranes for Guided Bone Regeneration: Critical Features, Potentials, and Limitations. In *ACS Materials Au* (Vol. 3, Issue 5, pp. 394–417). American Chemical Society. https://doi.org/10.1021/acsmaterialsau.3c00013

Abtahi, S., Chen, X., Shahabi, S., & Nasiri, N. (2023b). Resorbable Membranes for Guided Bone Regeneration: Critical Features, Potentials, and Limitations. In *ACS Materials Au* (Vol. 3, Issue 5, pp. 394–417). American Chemical Society. https://doi.org/10.1021/acsmaterialsau.3c00013

Agrawal, R., Kumar, A., Mohammed, M. K. A., & Singh, S. (2023). Biomaterial types, properties, medical applications, and other factors: a recent review. In *Journal of Zhejiang University: Science A* (Vol. 24, Issue 11, pp. 1027–1042). Zhejiang University. https://doi.org/10.1631/jzus.A2200403

Ajmal, S., Athar Hashmi, F., & Imran, I. (2022). Recent progress in development and applications of biomaterials. *Materials Today: Proceedings*, *62*, 385–391. https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.04.233

Al-allaq, A. A., & Kashan, J. S. (2023a). A review: In vivo studies of bioceramics as bone substitute materials. *Nano Select*, *4*(2), 123–144. https://doi.org/10.1002/nano.202200222

Al-allaq, A. A., & Kashan, J. S. (2023b). A review: In vivo studies of bioceramics as bone substitute materials. *Nano Select*, *4*(2), 123–144. https://doi.org/10.1002/nano.202200222

Al-Gunaid, T. A., Krupa, I., Ouederni, M., Krishnamoorthy, S. K., & Popelka, A. (2021). Enhancement of adhesion characteristics of low-density polyethylene

using atmospheric plasma initiated-grafting of polyethylene glycol. *Polymers*, *13*(8). https://doi.org/10.3390/polym13081309

Alkaron, W., Almansoori, A., Balázsi, C., & Balázsi, K. (2024). A Critical Review of Natural and Synthetic Polymer-Based Biological Apatite Composites for Bone Tissue Engineering. In *Journal of Composites Science* (Vol. 8, Issue 12). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/jcs8120523

Almulhim, K. S., Syed, M. R., Alqahtani, N., Alamoudi, M., Khan, M., Ahmed, S. Z., & Khan, A. S. (2022). Bioactive Inorganic Materials for Dental Applications: A Narrative Review. In *Materials* (Vol. 15, Issue 19). MDPI. https://doi.org/10.3390/ma15196864

Alqahtani, A. M., Moorehead, R., & Asencio, I. O. (2023). Guided Tissue and Bone Regeneration Membranes: A Review of Biomaterials and Techniques for Periodontal Treatments. In *Polymers* (Vol. 15, Issue 16). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/polym15163355

Al-Shalawi, F. D., Mohamed Ariff, A. H., Jung, D. W., Mohd Ariffin, M. K. A., Seng Kim, C. L., Brabazon, D., & Al-Osaimi, M. O. (2023). Biomaterials as Implants in the Orthopedic Field for Regenerative Medicine: Metal versus Synthetic Polymers. In *Polymers* (Vol. 15, Issue 12). MDPI. https://doi.org/10.3390/polym15122601

Anish, R. J., & Nair, A. (2024). Osteoporosis management-current and future perspectives – A systemic review. In *Journal of Orthopaedics* (Vol. 53, pp. 101–113). Reed Elsevier India Pvt. Ltd. https://doi.org/10.1016/j.jor.2024.03.002

Anita Lett, J., Sagadevan, S., Fatimah, I., Hoque, M. E., Lokanathan, Y., Léonard, E., Alshahateet, S. F., Schirhagl, R., & Oh, W. C. (2021). Recent advances in natural polymer-based hydroxyapatite scaffolds: Properties and applications. In *European Polymer Journal* (Vol. 148). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2021.110360

Anjum, S., Arya, D. K., Saeed, M., Ali, D., Athar, M. S., Yulin, W., Alarifi, S., Wu, X., Rajinikanth, P. S., & Ao, Q. (2023a). Multifunctional electrospun nanofibrous scaffold enriched with alendronate and hydroxyapatite for balancing osteogenic and osteoclast activity to promote bone regeneration. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *11*. https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1302594

Anjum, S., Arya, D. K., Saeed, M., Ali, D., Athar, M. S., Yulin, W., Alarifi, S., Wu, X., Rajinikanth, P. S., & Ao, Q. (2023b). Multifunctional electrospun nanofibrous scaffold enriched with alendronate and hydroxyapatite for balancing osteogenic and osteoclast activity to promote bone regeneration. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *11*. https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1302594

Araujo, M. S., Bartolomé, J. F., & Mello-Castanho, S. (2020). Tribological and mechanical behaviour of 45S5 Bioglass®-based compositions containing alumina and strontium. *Ceramics International*, *46*(15), 24347–24354. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2020.06.216

Ball, J. R., Shelby, T., Hernandez, F., Mayfield, C. K., & Lieberman, J. R. (2023). Delivery of Growth Factors to Enhance Bone Repair. In *Bioengineering* (Vol. 10, Issue 11). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/bioengineering10111252

Barreto, M. E. V., Medeiros, R. P., Shearer, A., Fook, M. V. L., Montazerian, M., & Mauro, J. C. (2023a). Gelatin and Bioactive Glass Composites for Tissue Engineering: A Review. In *Journal of Functional Biomaterials* (Vol. 14, Issue 1). MDPI. https://doi.org/10.3390/jfb14010023

Barreto, M. E. V., Medeiros, R. P., Shearer, A., Fook, M. V. L., Montazerian, M., & Mauro, J. C. (2023b). Gelatin and Bioactive Glass Composites for Tissue Engineering: A Review. In *Journal of Functional Biomaterials* (Vol. 14, Issue 1). MDPI. https://doi.org/10.3390/jfb14010023

Baskaran, P., Muthiah, B., & Uthirapathy, V. (2025). A systematic review on biomaterials and their recent progress in biomedical applications: Bone tissue engineering. In *Reviews in Inorganic Chemistry*. Walter de Gruyter GmbH. https://doi.org/10.1515/revic-2024-0062

Bergfeld, F. A. C. P. ;, Donald, V., Belsito, R. A., Hill, C. D., Klaassen, D. C., Liebler, J. G., Marks, R. C., Shank, T. J., Slaga, P. ; W., & Snyder, D. V. M. (2018). *Safety Assessment of Vinylpyrrolidone Polymers as Used in Cosmetics Status: Draft Report for Panel Review Release The 2018 Cosmetic Ingredient Review Expert Panel members are: Chair, Wilma F*. www.cir-safety.org

Bingol, H. B., Bender, J. C. M. E., Opsteen, J. A., & Leeuwenburgh, S. C. G. (2023). Bone adhesive materials: From bench to bedside. In *Materials Today Bio* (Vol. 19). Elsevier B.V. https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2023.100599

Böker, K. O., Richter, K., Jäckle, K., Taheri, S., Grunwald, I., Borcherding, K., von Byern, J., Hartwig, A., Wildemann, B., Schilling, A. F., & Lehmann, W. (2019).

Current state of bone adhesives-Necessities and hurdles. In *Materials* (Vol. 12, Issue 23). MDPI AG. https://doi.org/10.3390/ma12233975

Brochu, B. M., Sturm, S. R., Kawase De Queiroz Goncalves, J. A., Mirsky, N. A., Sandino, A. I., Panthaki, K. Z., Panthaki, K. Z., Nayak, V. V., Daunert, S., Witek, L., & Coelho, P. G. (2024). Advances in Bioceramics for Bone Regeneration: A Narrative Review. In *Biomimetics* (Vol. 9, Issue 11). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/biomimetics9110690

Budharaju, H., Suresh, S., Sekar, M. P., De Vega, B., Sethuraman, S., Sundaramurthi, D., & Kalaskar, D. M. (2023). Ceramic materials for 3D printing of biomimetic bone scaffolds – Current state-of-the-art & future perspectives. In *Materials and Design* (Vol. 231). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.112064

Cai, Z., Jiang, H., Lin, T., Wang, C., Ma, J., Gao, R., Jiang, Y., & Zhou, X. (2022). Microspheres in bone regeneration: Fabrication, properties and applications. *Materials Today Advances*, *16*. https://doi.org/10.1016/j.mtadv.2022.100315

Cannio, M., Bellucci, D., Roether, J. A., Boccaccini, D. N., & Cannillo, V. (2021). Bioactive glass applications: A literature review of human clinical trials. In *Materials* (Vol. 14, Issue 18). MDPI. https://doi.org/10.3390/ma14185440

Carr, J. C., Pedagandham, S. P., Giugni, A., Shen, C., Kim, A. M., Cribbin, E. M., Lin, X., Oomatia, A., Lu, W., Al Muderis, M., Xing, D., & Li, J. J. (2024). Bone mineral density in osseointegration implant surgery: A review of current studies (Review). In *Biomedical Reports* (Vol. 21, Issue 2). Spandidos Publications. https://doi.org/10.3892/br.2024.1809

Chairez-Ortega, M., Flores-De Santiago, M., Adame-Mota, D., De La, M., Mota-González, L., & Carrillo-Castillo, A. (2023). *Síntesis y caracterización de vidrio bioactivo 45S5 libre de alcóxidos obtenido por química suave*. *8*(1), 1–6. http://lajae.uabc.mx

Checchetto, R. (2025). Polyethylene Glycol (PEG) Additive in Polymer Membranes for Carbon Dioxide Separation: A Critical Review on Performances and Correlation with Membrane Structure. In *Separations* (Vol. 12, Issue 3). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/separations12030071

Chen, Q. Z., Rezwan, K., Armitage, D., Nazhat, S. N., & Boccaccini, A. R. (2006). The surface functionalization of 45S5 Bioglass®-based glass-ceramic

scaffolds and its impact on bioactivity. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *17*(11), 979–987. https://doi.org/10.1007/s10856-006-0433-y

Chen, W., Wang, C., Yan, L., Huang, L., Zhu, X., Chen, B., Sant, H. J., Niu, X., Zhu, G., Yu, K. N., Roy, V. A. L., Gale, B. K., & Chen, X. (2014). Improved polyvinylpyrrolidone microneedle arrays with non-stoichiometric cyclodextrin. *Journal of Materials Chemistry B*, *2*(12), 1699–1705. https://doi.org/10.1039/c3tb21698e

Chen, Y., Zhao, W., Liu, Z., Zhou, H., Yang, Z., & Yang, L. (n.d.). *Supporting Information Self-Assembled Bioactive Glass / Starch /GelMA Microspheres for Hemostasis and Bone Regeneration in Bone Trauma Emergency Treatment*.

Chong, E. T. J., Ng, J. W., & Lee, P. C. (2023). Classification and Medical Applications of Biomaterials–A Mini Review. In *BIO Integration* (Vol. 4, Issue 2, pp. 54–61). Compuscript Ltd. https://doi.org/10.15212/bioi-2022-0009

Cichos, S., Schätzlein, E., Wiesmann-Imilowski, N., Blaeser, A., Henrich, D., Frank, J., Drees, P., Gercek, E., & Ritz, U. (2023). A new 3D-printed polylactic acid-bioglass composite for bone tissue engineering induces angiogenesis in vitro and in ovo. *International Journal of Bioprinting*, *9*(5). https://doi.org/10.18063/ijb.751

Cinici, B., Yaba, S., Kurt, M., Yalcin, H. C., Duta, L., & Gunduz, O. (2024a). Fabrication Strategies for Bioceramic Scaffolds in Bone Tissue Engineering with Generative Design Applications. In *Biomimetics* (Vol. 9, Issue 7). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/biomimetics9070409

Cinici, B., Yaba, S., Kurt, M., Yalcin, H. C., Duta, L., & Gunduz, O. (2024b). Fabrication Strategies for Bioceramic Scaffolds in Bone Tissue Engineering with Generative Design Applications. In *Biomimetics* (Vol. 9, Issue 7). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/biomimetics9070409

Cole, A. J., David, A. E., Wang, J., Galbán, C. J., Hill, H. L., & Yang, V. C. (2011). Polyethylene glycol modified, cross-linked starch-coated iron oxide nanoparticles for enhanced magnetic tumor targeting. *Biomaterials*, *32*(8), 2183–2193. https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.11.040

Costa, H. S., Mansur, A. A. P., Pereira, M. M., & Mansur, H. S. (2012). Engineered hybrid scaffolds of poly(vinyl alcohol)/bioactive glass for potential bone engineering applications: Synthesis, characterization, cytocompatibility, and

degradation. *Journal of Nanomaterials*, *2012*. https://doi.org/10.1155/2012/718470

Crincoli, C. M., Nikiforov, A. I., Rihner, M. O., Lambert, E. A., Greeley, M. A., Godsey, J., Eapen, A. K., & van de Ligt, J. L. G. (2016). A 90-day oral (dietary) toxicity and mass balance study of corn starch fiber in Sprague Dawley rats. *Food and Chemical Toxicology*, *97*, 57–69. https://doi.org/10.1016/j.fct.2016.08.030

Curtis, E. M., Reginster, J. Y., Al-Daghri, N., Biver, E., Brandi, M. L., Cavalier, E., Hadji, P., Halbout, P., Harvey, N. C., Hiligsmann, M., Javaid, M. K., Kanis, J. A., Kaufman, J. M., Lamy, O., Matijevic, R., Perez, A. D., Radermecker, R. P., Rosa, M. M., Thomas, T., … Cooper, C. (2022). Management of patients at very high risk of osteoporotic fractures through sequential treatments. In *Aging Clinical and Experimental Research* (Vol. 34, Issue 4, pp. 695–714). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. https://doi.org/10.1007/s40520-022-02100-4

da Silva Buriti, J., Barreto, M. E. V., Barbosa, F. C., de Brito Buriti, B. M. A., de Lima Souza, J. W., de Vasconcelos Pina, H., de Luna Rodrigues, P., & Fook, M. V. L. (2021). Synthesis and characterization of Ag-doped 45S5 bioglass and chitosan/45S5-Ag biocomposites for biomedical applications. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, *145*(1), 39–50. https://doi.org/10.1007/s10973-020-09734-4

DALYAN, O., ÖZTÜRK, Ö. F., & PİŞKİN, M. (2021). Toxicity of polyvinyl alcohols in medicinal chemistry. *MANAS Journal of Engineering*, *9*(2), 129–135. https://doi.org/10.51354/mjen.918635

De Pace, R., Molinari, S., Mazzoni, E., & Perale, G. (2025a). Bone Regeneration: A Review of Current Treatment Strategies. In *Journal of Clinical Medicine* (Vol. 14, Issue 6). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/jcm14061838

De Pace, R., Molinari, S., Mazzoni, E., & Perale, G. (2025b). Bone Regeneration: A Review of Current Treatment Strategies. In *Journal of Clinical Medicine* (Vol. 14, Issue 6). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/jcm14061838

De Pace, R., Molinari, S., Mazzoni, E., & Perale, G. (2025c). Bone Regeneration: A Review of Current Treatment Strategies. In *Journal of Clinical Medicine* (Vol. 14, Issue 6). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/jcm14061838

Deb, S., Mandegaran, R., & Di Silvio, L. (2010). A porous scaffold for bone tissue engineering/45S5 Bioglass® derived porous scaffolds for co-culturing osteoblasts and endothelial cells. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *21*(3), 893–905. https://doi.org/10.1007/s10856-009-3936-5

Dec, P., Modrzejewski, A., & Pawlik, A. (2023). Existing and Novel Biomaterials for Bone Tissue Engineering. In *International Journal of Molecular Sciences* (Vol. 24, Issue 1). MDPI. https://doi.org/10.3390/ijms24010529

Deng, C., Qin, C., Li, Z., Lu, L., Tong, Y., Yuan, J., Yin, F., Cheng, Y., & Wu, C. (2024). Diatomite-incorporated hierarchical scaffolds for osteochondral regeneration. *Bioactive Materials*, *38*, 305–320. https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2024.05.004

Desai, N., Pande, S., Vora, L. K., & Kommineni, N. (2024a). Nanofibrous Microspheres: A Biomimetic Platform for Bone Tissue Regeneration. In *ACS Applied Bio Materials* (Vol. 7, Issue 7, pp. 4270–4292). American Chemical Society. https://doi.org/10.1021/acsabm.4c00613

Desai, N., Pande, S., Vora, L. K., & Kommineni, N. (2024b). Nanofibrous Microspheres: A Biomimetic Platform for Bone Tissue Regeneration. In *ACS Applied Bio Materials* (Vol. 7, Issue 7, pp. 4270–4292). American Chemical Society. https://doi.org/10.1021/acsabm.4c00613

Dinatha, I. K. H., Diputra, A. H., Wihadmadyatami, H., Partini, J., & Yusuf, Y. (2024). Nanofibrous electrospun scaffold doped with hydroxyapatite derived from sand lobster shell (Panulirus homarus) for bone tissue engineering. *RSC Advances*, *14*(12), 8222–8239. https://doi.org/10.1039/d4ra00619d

Dorkhani, E., Faryabi, A., noorafkan, Y., Heirani, A., Behboudi, B., Fazeli, M. S., Kazemeini, A., Keramati, M. R., Keshvari, A., & Ahmadi Tafti, S. M. (2023). Biomedical properties and hemostatic efficacy of polyvinyl alcohol (PVA) based hydrogel in experimental rat liver injury model. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, *21*. https://doi.org/10.1177/22808000231198803

Dukle, A., Murugan, D., Nathanael, A. J., Rangasamy, L., & Oh, T. H. (2022). Can 3D-Printed Bioactive Glasses Be the Future of Bone Tissue Engineering? *Polymers*, *14*(8). https://doi.org/10.3390/polym14081627

Ellakwa, D. E. S., Abu-Khadra, A. S., & Ellakwa, T. E. (2025). Insight into bioactive glass and bio-ceramics uses: unveiling recent advances for biomedical application. In *Discover Materials* (Vol. 5, Issue 1). Discover. https://doi.org/10.1007/s43939-025-00254-2

Esposti, M. D., Changizi, M., Salvatori, R., Chiarini, L., Cannillo, V., Morselli, D., & Fabbri, P. (2022). Comparative Study on Bioactive Filler/Biopolymer Scaffolds for Potential Application in Supporting Bone Tissue Regeneration. *ACS Applied Polymer Materials*, *4*(6), 4306–4318. https://doi.org/10.1021/acsapm.2c00270

Farjaminejad, S., Farjaminejad, R., Hasani, M., Garcia-Godoy, F., Abdouss, M., Marya, A., Harsoputranto, A., & Jamilian, A. (2024). Advances and Challenges in Polymer-Based Scaffolds for Bone Tissue Engineering: A Path Towards Personalized Regenerative Medicine. In *Polymers* (Vol. 16, Issue 23). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/polym16233303

Farjaminejad, S., Farjaminejad, R., Sotoudehbagha, P., & Razavi, M. (2025). Non-Invasive Medical Imaging in the Evaluation of Composite Scaffolds in Tissue Engineering: Methods, Challenges, and Future Directions. In *Journal of Composites Science* (Vol. 9, Issue 8). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/jcs9080400

Fatimah, S., Ragadhita, R., Fitria, D., Husaeni, A., Bayu, A., & Nandiyanto, D. (2021). *How to Calculate Crystallite Size from X-Ray Diffraction (XRD) using Scherrer Method*. https://doi.org/10.17509/ijost.v6ix

Fernandez de Grado, G., Keller, L., Idoux-Gillet, Y., Wagner, Q., Musset, A. M., Benkirane-Jessel, N., Bornert, F., & Offner, D. (2018). Bone substitutes: a review of their characteristics, clinical use, and perspectives for large bone defects management. In *Journal of Tissue Engineering* (Vol. 9). SAGE Publications Ltd. https://doi.org/10.1177/2041731418776819

Filippi, M., Born, G., Chaaban, M., & Scherberich, A. (2020). Natural Polymeric Scaffolds in Bone Regeneration. In *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* (Vol. 8). Frontiers Media S.A. https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00474

Fiume, E., Barberi, J., Verné, E., & Baino, F. (2018). Bioactive glasses: From parent 45S5 Composition to Scaffold-Assisted Tissue-Healing Therapies. In *Journal of Functional Biomaterials* (Vol. 9, Issue 1). MDPI AG. https://doi.org/10.3390/jfb9010024

Fleet, M. E. (2009). Infrared spectra of carbonate apatites: v2-Region bands. *Biomaterials*, *30*(8), 1473–1481. https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.12.007

Flores-Rojas, G. G., Gómez-Lazaro, B., López-Saucedo, F., Vera-Graziano, R., Bucio, E., & Mendizábal, E. (2023). Electrospun Scaffolds for Tissue Engineering: A Review. In *Macromol* (Vol. 3, Issue 3, pp. 524–553). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/macromol3030031

Gabor, A. G., Duma, V. F., Fabricky, M. M. C., Marsavina, L., Tudor, A., Vancea, C., Negrea, P., & Sinescu, C. (2022). Ceramic Scaffolds for Bone Augmentation: Design and Characterization with SEM and Confocal Microscopy. *Materials*, *15*(14). https://doi.org/10.3390/ma15144899

Gao, X., Fraulob, M., & Haïat, G. (2019). Biomechanical behaviours of the bone-implant interface: A review. In *Journal of the Royal Society Interface* (Vol. 16, Issue 156). Royal Society Publishing. https://doi.org/10.1098/rsif.2019.0259

Ginebra, M. P., Espanol, M., Maazouz, Y., Bergez, V., & Pastorino, D. (2018). Bioceramics and bone healing. *EFORT Open Reviews*, *3*(5), 173–183. https://doi.org/10.1302/2058-5241.3.170056

Gong, Y., Zhang, B., & Yan, L. (2022). A Preliminary Review of Modified Polymethyl Methacrylate and Calcium-Based Bone Cement for Improving Properties in Osteoporotic Vertebral Compression Fractures. In *Frontiers in Materials* (Vol. 9). Frontiers Media S.A. https://doi.org/10.3389/fmats.2022.912713

Grzelak, A., Hnydka, A., Higuchi, J., Michalak, A., Tarczynska, M., Gaweda, K., & Klimek, K. (2024). Recent Achievements in the Development of Biomaterials Improved with Platelet Concentrates for Soft and Hard Tissue Engineering Applications. In *International Journal of Molecular Sciences* (Vol. 25, Issue 3). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/ijms25031525

Guan, N., Liu, Z., Zhao, Y., Li, Q., & Wang, Y. (2020). Engineered biomaterial strategies for controlling growth factors in tissue engineering. In *Drug Delivery* (Vol. 27, Issue 1, pp. 1438–1451). Taylor and Francis Ltd. https://doi.org/10.1080/10717544.2020.1831104

Guglielmotti, M. B., Olmedo, D. G., & Cabrini, R. L. (2019). Research on implants and osseointegration. In *Periodontology 2000* (Vol. 79, Issue 1, pp. 178–189). Blackwell Munksgaard. https://doi.org/10.1111/prd.12254

Gutiérrez Púa, L. D. C., Rincón Montenegro, J. C., Fonseca Reyes, A. M., Zambrano Rodríguez, H., & Paredes Méndez, V. N. (2023). Biomaterials for orthopedic applications and techniques to improve corrosion resistance and mechanical properties for magnesium alloy: a review. In *Journal of Materials*

*Science* (Vol. 58, Issue 9, pp. 3879–3908). Springer. https://doi.org/10.1007/s10853-023-08237-5

Hammad, H. G. H., & Salama, M. N. F. (2021). Porosity Pattern of 3D Chitosan/Bioactive Glass Tissue Engineering Scaffolds Prepared for Bone Regeneration. *The Open Dentistry Journal*, *15*(1), 41–56. https://doi.org/10.2174/1874210602115010041

Hapipi, N. M., Mazlan, S. A., Ubaidillah, U., Homma, K., Aziz, S. A. A., Nordin, N. A., Bahiuddin, I., & Nazmi, N. (2020). The rheological studies on poly(Vinyl) alcohol-based hydrogel magnetorheological plastomer. *Polymers*, *12*(10), 1–15. https://doi.org/10.3390/polym12102332

Hench, L. L. (2006). The story of Bioglass®. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *17*(11), 967–978. https://doi.org/10.1007/s10856-006-0432-z

Herrada-Manchón, H., Fernández, M. A., & Aguilar, E. (2023a). Essential Guide to Hydrogel Rheology in Extrusion 3D Printing: How to Measure It and Why It Matters? In *Gels* (Vol. 9, Issue 7). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/gels9070517

Herrada-Manchón, H., Fernández, M. A., & Aguilar, E. (2023b). Essential Guide to Hydrogel Rheology in Extrusion 3D Printing: How to Measure It and Why It Matters? In *Gels* (Vol. 9, Issue 7). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/gels9070517

Hussain, M., Khan, S. M., Shafiq, M., & Abbas, N. (2024). A review on PLA-based biodegradable materials for biomedical applications. In *Giant* (Vol. 18). Elsevier B.V. https://doi.org/10.1016/j.giant.2024.100261

Hussein, A. S., Nassir, L. F., & Mahdi, H. H. F. (2025). Investigating the Optical Properties of Polyvinylpyrrolidone (PVP) Nano-Thin Films Doped with Barium Chloride. *Journal of Nanostructures*, *15*(3), 1195–1207. https://doi.org/10.22052/JNS.2025.03.037

Huzum, B., Puha, B., Necoara, R., Gheorghevici, S., Puha, G., Filip, A., Sirbu, P., & Alexa, O. (2021a). Biocompatibility assessment of biomaterials used in orthopedic devices: An overview (Review). *Experimental and Therapeutic Medicine*, *22*(5). https://doi.org/10.3892/etm.2021.10750

Huzum, B., Puha, B., Necoara, R., Gheorghevici, S., Puha, G., Filip, A., Sirbu, P., & Alexa, O. (2021b). Biocompatibility assessment of biomaterials used in orthopedic devices: An overview (Review). *Experimental and Therapeutic Medicine*, *22*(5). https://doi.org/10.3892/etm.2021.10750

Huzum, B., Puha, B., Necoara, R., Gheorghevici, S., Puha, G., Filip, A., Sirbu, P., & Alexa, O. (2021c). Biocompatibility assessment of biomaterials used in orthopedic devices: An overview (Review). *Experimental and Therapeutic Medicine*, *22*(5). https://doi.org/10.3892/etm.2021.10750

Ishibashi, R., Matsuhisa, R., Nomoto, M., Chudan, S., Nishikawa, M., Tabuchi, Y., Ikushiro, S., Nagai, Y., & Furusawa, Y. (2023). Effect of Oral Administration of Polyethylene Glycol 400 on Gut Microbiota Composition and Diet-Induced Obesity in Mice. *Microorganisms*, *11*(8). https://doi.org/10.3390/microorganisms11081882

Jones, J. R. (2013). Review of bioactive glass: From Hench to hybrids. In *Acta Biomaterialia* (Vol. 9, Issue 1, pp. 4457–4486). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.08.023

Khaohoen, A., Sornsuwan, T., Chaijareenont, P., Poovarodom, P., Rungsiyakull, C., & Rungsiyakull, P. (2023). Biomaterials and Clinical Application of Dental Implants in Relation to Bone Density—A Narrative Review. In *Journal of Clinical Medicine* (Vol. 12, Issue 21). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/jcm12216924

Kumar, N. B. R., Crasta, V., & Praveen, B. M. (2014). Advancement in microstructural, optical, and mechanical properties of PVA (Mowiol 10-98) doped by ZnO nanoparticles. *Physics Research International*, *2014*. https://doi.org/10.1155/2014/742378

Kumar, V. (2013). *VIJAY KUMAR A Structured Approach for Driving Innovation in Your Organization Design Methods*.

Kurakula, M., & Rao, G. S. N. K. (2020). Pharmaceutical assessment of polyvinylpyrrolidone (PVP): As excipient from conventional to controlled delivery systems with a spotlight on COVID-19 inhibition. In *Journal of Drug Delivery Science and Technology* (Vol. 60). Editions de Sante. https://doi.org/10.1016/j.jddst.2020.102046

Lan, W., Zhang, X., Xu, M., Zhao, L., Huang, D., Wei, X., & Chen, W. (2019). Carbon nanotube reinforced polyvinyl alcohol/biphasic calcium phosphate scaffold for bone tissue engineering. *RSC Advances*, *9*(67), 38998–39010. https://doi.org/10.1039/c9ra08569f

Laubach, M., Whyte, S., Chan, H. F., Frankenbach-Désor, T., Mayer-Wagner, S., Hildebrand, F., Holzapfel, B. M., Kneser, U., Dulleck, U., & Hutmacher, D. W. (2024). Lost in translation: the lack of agreement between surgeons and

scientists regarding biomaterials research and innovation for treating bone defects. *BMC Medicine*, *22*(1). https://doi.org/10.1186/s12916-024-03734-z

Leary, M., Cacchione, P. Z., Demiris, G., Carthon, J. M. B., & Bauermeister, J. A. (2022). An integrative review of human-centered design and design thinking for the creation of health interventions. *Nursing Forum*, *57*(6), 1137–1152. https://doi.org/10.1111/nuf.12805

Li, P., Li, Y., Kwok, T., Yang, T., Liu, C., Li, W., & Zhang, X. (2021). A bi-layered membrane with micro-nano bioactive glass for guided bone regeneration. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, *205*. https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2021.111886

Li, Q., Chang, B., Dong, H., & Liu, X. (2023). Functional microspheres for tissue regeneration. In *Bioactive Materials* (Vol. 25, pp. 485–499). KeAi Communications Co. https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2022.07.025

Li, S., Man, Z., Zuo, K., Zhang, L., Zhang, T., Xiao, G., Lu, Y., Li, W., & Li, N. (2025). Advancement in smart bone implants: the latest multifunctional strategies and synergistic mechanisms for tissue repair and regeneration. In *Bioactive Materials* (Vol. 51, pp. 333–382). KeAi Communications Co. https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2025.05.004

Lima-Sánchez, B., Baus-Domínguez, M., Serrera-Figallo, M. A., & Torres-Lagares, D. (2025). Advances in Synthetic Polymer Membranes for Guided Bone Regeneration in Dental Implants: A Scoping Review. In *Journal of Functional Biomaterials* (Vol. 16, Issue 5). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/jfb16050149

Liu, Y. C., Lo, G. J., Shyu, V. B. H., Tsai, C. H., Chen, C. H., & Chen, C. T. (2023). Surface Modification of Polylactic Acid Bioscaffold Fabricated via 3D Printing for Craniofacial Bone Tissue Engineering. *International Journal of Molecular Sciences*, *24*(24). https://doi.org/10.3390/ijms242417410

Liu, Y., Rath, B., Tingart, M., & Eschweiler, J. (2020). Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review. In *Journal of Biomedical Materials Research - Part A* (Vol. 108, Issue 3, pp. 470–484). John Wiley and Sons Inc. https://doi.org/10.1002/jbm.a.36829

Łuczak, J. W., Palusińska, M., Matak, D., Pietrzak, D., Nakielski, P., Lewicki, S., Grodzik, M., & Szymański, Ł. (2024). The Future of Bone Repair: Emerging Technologies and Biomaterials in Bone Regeneration. In *International Journal of Molecular Sciences* (Vol. 25, Issue 23). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/ijms252312766

Lugo-Muñoz, M., & Lucio-Villegas, E. (2021). *La metodología Design Thinking para la innovación y centrada en la persona*. https://www.researchgate.net/publication/348657912

Luo, X., Xiao, J., Yang, Q., Lu, X., Huang, Q., Ai, X., Li, B., Sun, L., & Chen, L. (2025). Biomaterials for surgical repair of osteoporotic bone defects. *Chinese Chemical Letters*, *36*(1). https://doi.org/10.1016/j.cclet.2024.109684

Ma, B. L., Yang, Y., Dai, Y., Li, Q., Lin, G., & Ma, Y. M. (2017). Polyethylene glycol 400 (PEG400) affects the systemic exposure of oral drugs based on multiple mechanisms: taking berberine as an example. *RSC Advances*, *7*(5), 2435–2442. https://doi.org/10.1039/c6ra26284h

Ma, Y., Zhou, R., Yang, M., Zhang, J., Song, W., Ma, X., Liu, M., Cui, X., Li, B., Zhang, Y., Long, Y., Zhou, Z., & Li, C. (2025). Electrospinning-based bone tissue scaffold construction: Progress and trends. In *Materials and Design* (Vol. 252). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2025.113792

Mahmoud, E. M., Sayed, M., Mansour, T. S., & Naga, S. M. (2025). Biodegradable ceramic materials for orthopedic and dentistry applications. In *Discover Applied Sciences* (Vol. 7, Issue 9). Springer Nature. https://doi.org/10.1007/s42452-025-07618-6

Mallakpour, S., & Rashidimoghadam, S. (2017). Poly(vinyl alcohol)/carbon nanotube nanocomposites. In *Biodegradable and Biocompatible Polymer Composites: Processing, Properties and Applications* (pp. 297–315). Elsevier. https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100970-3.00010-9

Martelli, A., Bellucci, D., & Cannillo, V. (2023a). Additive Manufacturing of Polymer/Bioactive Glass Scaffolds for Regenerative Medicine: A Review. In *Polymers* (Vol. 15, Issue 11). MDPI. https://doi.org/10.3390/polym15112473

Martelli, A., Bellucci, D., & Cannillo, V. (2023b). Additive Manufacturing of Polymer/Bioactive Glass Scaffolds for Regenerative Medicine: A Review. In *Polymers* (Vol. 15, Issue 11). MDPI. https://doi.org/10.3390/polym15112473

Matos, R. J. R., Silva, J. C., Soares, P. I. P., & Borges, J. P. (2023). Polyvinylpyrrolidone Nanofibers Incorporating Mesoporous Bioactive Glass for Bone Tissue Engineering. *Biomimetics*, *8*(2). https://doi.org/10.3390/biomimetics8020206

Mecca, F. G., Bellucci, D., & Cannillo, V. (2023). Effect of Thermal Treatments and Ion Substitution on Sintering and Crystallization of Bioactive Glasses: A Review. In *Materials* (Vol. 16, Issue 13). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/ma16134651

Mendoza-Cerezo, L., Rodríguez-Rego, J. M., Soriano-Carrera, A., Marcos-Romero, A. C., & Macías-García, A. (2023). Fabrication and characterisation of bioglass and hydroxyapatite-filled scaffolds. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *144*. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105937

Miri, Z., Haugen, H. J., Loca, D., Rossi, F., Perale, G., Moghanian, A., & Ma, Q. (2024). Review on the strategies to improve the mechanical strength of highly porous bone bioceramic scaffolds. In *Journal of the European Ceramic Society* (Vol. 44, Issue 1, pp. 23–42). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2023.09.003

Mndlovu, H., Kumar, P., du Toit, L. C., & Choonara, Y. E. (2024). A review of biomaterial degradation assessment approaches employed in the biomedical field. In *npj Materials Degradation* (Vol. 8, Issue 1). Nature Publishing Group. https://doi.org/10.1038/s41529-024-00487-1

Montazerian, M., & Dutra Zanotto, E. (2016). History and trends of bioactive glass-ceramics. In *Journal of Biomedical Materials Research - Part A* (Vol. 104, Issue 5, pp. 1231–1249). John Wiley and Sons Inc. https://doi.org/10.1002/jbm.a.35639

Montoya, C., Du, Y., Gianforcaro, A. L., Orrego, S., Yang, M., & Lelkes, P. I. (2021). On the road to smart biomaterials for bone research: definitions, concepts, advances, and outlook. In *Bone Research* (Vol. 9, Issue 1). Springer Nature. https://doi.org/10.1038/s41413-020-00131-z

Natividad Gómez-Cerezo, M., Lozano, D., Arcos, D., Vallet-Regí, M., & Vaquette, C. (n.d.). *The effect of biomimetic mineralization of 3D-printed mesoporous bioglass scaffolds on physical properties and in vitro osteogenicity*.

Nguyen, Q. T., Hwang, Y., Chen, A. C., Varghese, S., & Sah, R. L. (2012). Cartilage-like mechanical properties of poly (ethylene glycol)-diacrylate hydrogels. *Biomaterials*, *33*(28), 6682–6690. https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2012.06.005

Niebles Navas, A. F., Araujo-Rodríguez, D. G., Valencia-Llano, C. H., Insuasty, D., Delgado-Ospina, J., Navia-Porras, D. P., Zapata, P. A., Albis, A., & Grande-Tovar, C. D. (2024). Lyophilized Polyvinyl Alcohol and Chitosan Scaffolds Pre-Loaded with Silicon Dioxide Nanoparticles for Tissue Regeneration. *Molecules*, *29*(16). https://doi.org/10.3390/molecules29163850

Nogueira, D. M. B., de Oliveira Rosso, M. P., Buchaim, D. V., Zangrando, M. S. R., & Buchaim, R. L. (2024a). Update on the use of 45S5 bioactive glass in the

treatment of bone defects in regenerative medicine. In *World Journal of Orthopedics* (Vol. 15, Issue 3, pp. 204–214). Baishideng Publishing Group Inc. https://doi.org/10.5312/wjo.v15.i3.204

Nogueira, D. M. B., de Oliveira Rosso, M. P., Buchaim, D. V., Zangrando, M. S. R., & Buchaim, R. L. (2024b). Update on the use of 45S5 bioactive glass in the treatment of bone defects in regenerative medicine. In *World Journal of Orthopedics* (Vol. 15, Issue 3, pp. 204–214). Baishideng Publishing Group Inc. https://doi.org/10.5312/wjo.v15.i3.204

Nogueira, D. M. B., Rosso, M. P. de O., Santos, P. S. da S., Sousa-Neto, M. D., Silva-Sousa, A. C., Soares, C. T., Reis, C. H. B., Rossi, J. de O., Bueno, C. R. de S., Buchaim, D. V., Buchaim, R. L., & Zangrando, M. S. R. (2025). Biological Behavior of Bioactive Glasses SinGlass (45S5) and SinGlass High (F18) in the Repair of Critical Bone Defects. *Biomolecules*, *15*(1). https://doi.org/10.3390/biom15010112

Norton, M. R., Kay, G. W., Brown, M. C., & Cochran, D. L. (2020). Bone glue - The final frontier for fracture repair and implantable device stabilization. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, *102*. https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2020.102647

Nurilmala, M., Irawan, M. F., Wientarsih, I., Pranata, A. W., & Putri, E. A. W. (2023). Toxicity test of gelatin capsule materials from pangasius skin (Pangasius sp.) on mice (Mus musculus). *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*, *1137*(1). https://doi.org/10.1088/1755-1315/1137/1/012046

Parithimarkalaignan, S., & Padmanabhan, T. V. (2013). Osseointegration: An update. In *Journal of Indian Prosthodontist Society* (Vol. 13, Issue 1, pp. 2–6). https://doi.org/10.1007/s13191-013-0252-z

PETRONAS. (2017). *PEG400 Data Sheet*.

Punj, S., Singh, J., & Singh, K. (2021). Ceramic biomaterials: Properties, state of the art and future prospectives. In *Ceramics International* (Vol. 47, Issue 20, pp. 28059–28074). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2021.06.238

Qu, H., Fu, H., Han, Z., & Sun, Y. (2019a). Biomaterials for bone tissue engineering scaffolds: A review. In *RSC Advances* (Vol. 9, Issue 45, pp. 26252–26262). Royal Society of Chemistry. https://doi.org/10.1039/c9ra05214c

Qu, H., Fu, H., Han, Z., & Sun, Y. (2019b). Biomaterials for bone tissue engineering scaffolds: A review. In *RSC Advances* (Vol. 9, Issue 45, pp. 26252–26262). Royal Society of Chemistry. https://doi.org/10.1039/c9ra05214c

Radisic, M., & Kaplan, D. L. (2024). Serving a Diverse Biomaterials Community for 10 Years. In *ACS Biomaterials Science and Engineering* (Vol. 10, Issue 9, pp. 5409–5411). American Chemical Society. https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.4c01355

Rafikova, G., Piatnitskaia, S., Shapovalova, E., Chugunov, S., Kireev, V., Ialiukhova, D., Bilyalov, A., Pavlov, V., & Kzhyshkowska, J. (2023). Interaction of Ceramic Implant Materials with Immune System. In *International Journal of Molecular Sciences* (Vol. 24, Issue 4). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/ijms24044200

Rahaman, M. N., Day, D. E., Sonny Bal, B., Fu, Q., Jung, S. B., Bonewald, L. F., & Tomsia, A. P. (2011). Bioactive glass in tissue engineering. In *Acta Biomaterialia* (Vol. 7, Issue 6, pp. 2355–2373). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.03.016

Rahatuzzaman, M., Mahmud, M., Rahman, S., & Hoque, M. E. (2024). Design, fabrication, and characterization of 3D-printed ABS and PLA scaffolds potentially for tissue engineering. *Results in Engineering*, *21*. https://doi.org/10.1016/j.rineng.2023.101685

Raina, R. (2023). Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research |Vol. 11|Issue 6| June 2023 Bioactive Glass in Dentistry: A Review. *J Adv Med Dent Scie Res*, *11*(6), 121–124. https://doi.org/10.21276/jamdsr

Ranakoti, L., Gangil, B., Mishra, S. K., Singh, T., Sharma, S., Ilyas, R. A., & El-Khatib, S. (2022). Critical Review on Polylactic Acid: Properties, Structure, Processing, Biocomposites, and Nanocomposites. In *Materials* (Vol. 15, Issue 12). MDPI. https://doi.org/10.3390/ma15124312

Roberts, T. T., & Rosenbaum, A. J. (2012). Bone grafts, bone substitutes and orthobiologics the bridge between basic science and clinical advancements in fracture healing. *Organogenesis*, *8*(4), 114–124. https://doi.org/10.4161/org.23306

Rodrigues, C., Naasani, L. I. S., Zanatelli, C., Paim, T. C., Azevedo, J. G., de Lima, J. C., da Cruz Fernandes, M., Buchner, S., & Wink, M. R. (2019). Bioglass 45S5: Structural characterization of short range order and analysis of biocompatibility with adipose-derived mesenchymal stromal cells in vitro and in vivo. *Materials Science and Engineering C*, *103*. https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.109781

Roeder, R. K. (2013). Mechanical Characterization of Biomaterials. In *Characterization of Biomaterials* (pp. 49–104). Elsevier Inc. https://doi.org/10.1016/B978-0-12-415800-9.00003-6

Rojek, B., Bartyzel, A., Sawicki, W., & Plenis, A. (2024). DSC, TGA-FTIR and FTIR Assisted by Chemometric Factor Analysis and PXRD in Assessing the Incompatibility of the Antiviral Drug Arbidol Hydrochloride with Pharmaceutical Excipients. *Molecules*, *29*(1). https://doi.org/10.3390/molecules29010264

ROTH, C. (2024). *Voluntary safety information following the Safety Data Sheet format according to Regulation (EC) No. 1907/2006 (REACH) SECTION 1: Identification of the substance/mixture and of the company/undertaking*. www.carlroth.de

Saleem, R., Ahmad, M., Naz, A., SiddiquP, H., Iqbal Ahmad, S., & FaizP, S. (2004). Hypotensive and Toxicological Study of Citric Acid and Other Constituents from Tagetes patula Roots. In *Arch Pharm Res* (Vol. 27, Issue 10). http://apr.psk.or.kr

Samsell, B., Softic, D., Qin, X., McLean, J., Sohoni, P., Gonzales, K., & Moore, M. A. (2019). Preservation of allograft bone using a glycerol solution: A compilation of original preclinical research. *Biomaterials Research*, *23*(1). https://doi.org/10.1186/s40824-019-0154-1

Sanchéz Pérez, L., Silva, M., Maldonado, S., Correa, R., Villarreal, E., Rodríguez, F., & Serrano, J. (2025). Vista de Andamios impresos en 3D con poros heterogéneos como estrategia de regeneración ósea in vivo. *Mundo Nano - UNAM*.

Sari, M., Hening, P., Chotimah, Ana, I. D., & Yusuf, Y. (2021). Bioceramic hydroxyapatite-based scaffold with a porous structure using honeycomb as a natural polymeric Porogen for bone tissue engineering. *Biomaterials Research*, *25*(1). https://doi.org/10.1186/s40824-021-00203-z

Sarwar, H., Martin, R. A., Coleman, H. M., Courtenay, A., & Lowry, D. (2025). Antibiotic-Loaded Bioglass 45S5 for the Treatment and Prevention of Staphylococcus aureus Infections in Orthopaedic Surgery: A Novel Strategy Against Antimicrobial Resistance. *Pathogens*, *14*(8). https://doi.org/10.3390/pathogens14080760

Savaris, M., Braga, G. L., Dos Santos, V., Carvalho, G. A., Falavigna, A., MacHado, D. C., Viezzer, C., & Brandalise, R. N. (2017). Biocompatibility Assessment of Poly(lactic acid) Films after Sterilization with Ethylene Oxide in Histological Study in Vivo with Wistar Rats and Cellular Adhesion of

Fibroblasts in Vitro. *International Journal of Polymer Science*, *2017*. https://doi.org/10.1155/2017/7158650

Schlund, M., Dartus, J., Defrançois, S., Ferri, J., Delattre, J., Blanchemain, N., Woisel, P., Lyskawa, J., & Chai, F. (2023). In Vitro and In Vivo Evaluation of a Bio-Inspired Adhesive for Bone Fixation. *Pharmaceutics*, *15*(4). https://doi.org/10.3390/pharmaceutics15041233

Schmidt, A. H. (2021). Autologous bone graft: Is it still the gold standard? *Injury*, *52*, S18–S22. https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.01.043

Sergi, R., Bellucci, D., & Cannillo, V. (2020). A review of bioactive glass/natural polymer composites: State of the art. In *Materials* (Vol. 13, Issue 23, pp. 1–38). MDPI AG. https://doi.org/10.3390/ma13235560

Silva, M. J. Da, Alves, W., Graeff, C. F. D. O., & D'Alpino, P. H. P. (2021). Modified Synthesis and Physicochemical Characterization of a Bioglass-Based Composite for Guided Bone Regeneration. *Scientific World Journal*, *2021*. https://doi.org/10.1155/2021/4295433

Singh, K. (2020). Mechanical properties of self curing concrete studied using polyethylene glycol-400: A-review. *Materials Today: Proceedings*, *37*(Part 2), 2864–2871. https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.08.662

Smith, J. R., Lamprou, D. A., Larson, C., & Upson, S. J. (2022). Biomedical applications of polymer and ceramic coatings: a review of recent developments. In *Transactions of the Institute of Metal Finishing* (Vol. 100, Issue 1, pp. 25–35). Taylor and Francis Ltd. https://doi.org/10.1080/00202967.2021.2004744

Song, P., Zhou, D., Wang, F., Li, G., Bai, L., & Su, J. (2024). Programmable biomaterials for bone regeneration. In *Materials Today Bio* (Vol. 29). Elsevier B.V. https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2024.101296

Song, W., Zhao, L., Gao, Y., Han, C., Gao, S., Guo, M., Bai, J., Wang, L., Yin, W., Wu, F., & Zhang, P. (2023). Dual growth factor-modified microspheres nesting human-derived umbilical cord mesenchymal stem cells for bone regeneration. *Journal of Biological Engineering*, *17*(1). https://doi.org/10.1186/s13036-023-00360-w

Sun, S., Cui, Y., Yuan, B., Dou, M., Wang, G., Xu, H., Wang, J., Yin, W., Wu, D., & Peng, C. (2023). Drug delivery systems based on polyethylene glycol hydrogels for enhanced bone regeneration. In *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* (Vol. 11). Frontiers Media S.A. https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1117647

Szwed-Georgiou, A., Płociński, P., Kupikowska-Stobba, B., Urbaniak, M. M., Rusek-Wala, P., Szustakiewicz, K., Piszko, P., Krupa, A., Biernat, M., Gazińska, M., Kasprzak, M., Nawrotek, K., Mira, N. P., & Rudnicka, K. (2023). Bioactive Materials for Bone Regeneration: Biomolecules and Delivery Systems. In *ACS Biomaterials Science and Engineering*. American Chemical Society. https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.3c00609

Tabrizian, M. (2024). Exploration of biomaterials: a multidisciplinary venture. *Exploration of BioMat-X*, 1–4. https://doi.org/10.37349/ebmx.2023.00001

Tanvir, M. A. H., Khaleque, M. A., Kim, G. H., Yoo, W. Y., & Kim, Y. Y. (2024). The Role of Bioceramics for Bone Regeneration: History, Mechanisms, and Future Perspectives. In *Biomimetics* (Vol. 9, Issue 4). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/biomimetics9040230

Teng, J., Bates, S., Engers, D. A., Leach, K., Schields, P., & Yang, Y. (2010). Effect of Water Vapor Sorption on Local Structure of Poly(vinylpyrrolidone). *Journal of Pharmaceutical Sciences*, *99*(9), 3815–3825. https://doi.org/10.1002/jps.22204

Todd, E. A., Mirsky, N. A., Silva, B. L. G., Shinde, A. R., Arakelians, A. R. L., Nayak, V. V., Marcantonio, R. A. C., Gupta, N., Witek, L., & Coelho, P. G. (2024). Functional Scaffolds for Bone Tissue Regeneration: A Comprehensive Review of Materials, Methods, and Future Directions. In *Journal of Functional Biomaterials* (Vol. 15, Issue 10). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/jfb15100280

Todros, S., Todesco, M., & Bagno, A. (2021). Biomaterials and their biomedical applications: From replacement to regeneration. In *Processes* (Vol. 9, Issue 11). MDPI. https://doi.org/10.3390/pr9111949

Vaiani, L., Boccaccio, A., Emmanuele Uva, A., Palumbo, G., Piccininni, A., Guaglielmi, P., Cantore, S., Santacroce, L., Alexanros Charitos, I., & Ballini, A. (2023). Ceramic Materials for Biomedical Applications - An Oerview on Properties and Fabrication Processes. *Functional Biomaterials*.

Vaiani, L., Boccaccio, A., Uva, A. E., Palumbo, G., Piccininni, A., Guglielmi, P., Cantore, S., Santacroce, L., Charitos, I. A., & Ballini, A. (2023a). Ceramic Materials for Biomedical Applications: An Overview on Properties and Fabrication Processes. In *Journal of Functional Biomaterials* (Vol. 14, Issue 3). MDPI. https://doi.org/10.3390/jfb14030146

Vaiani, L., Boccaccio, A., Uva, A. E., Palumbo, G., Piccininni, A., Guglielmi, P., Cantore, S., Santacroce, L., Charitos, I. A., & Ballini, A. (2023b). Ceramic

Materials for Biomedical Applications: An Overview on Properties and Fabrication Processes. In *Journal of Functional Biomaterials* (Vol. 14, Issue 3). MDPI. https://doi.org/10.3390/jfb14030146

Vojtova, L., Michlovska, L., Valova, K., Zboncak, M., Trunec, M., Castkova, K., Krticka, M., Pavlinakova, V., Polacek, P., Dzurov, M., Lukasova, V., Rampichova, M., Suchy, T., Sedlacek, R., Ginebra, M. P., & Montufar, E. B. (2019a). The effect of the thermosensitive biodegradable PLGA–PEG–PLGA copolymer on the rheological, structural and mechanical properties of thixotropic self-hardening tricalcium phosphate cement. *International Journal of Molecular Sciences*, *20*(2). https://doi.org/10.3390/ijms20020391

Vojtova, L., Michlovska, L., Valova, K., Zboncak, M., Trunec, M., Castkova, K., Krticka, M., Pavlinakova, V., Polacek, P., Dzurov, M., Lukasova, V., Rampichova, M., Suchy, T., Sedlacek, R., Ginebra, M. P., & Montufar, E. B. (2019b). The effect of the thermosensitive biodegradable PLGA–PEG–PLGA copolymer on the rheological, structural and mechanical properties of thixotropic self-hardening tricalcium phosphate cement. *International Journal of Molecular Sciences*, *20*(2). https://doi.org/10.3390/ijms20020391

Wang, D., Peng, Y., Li, Y., Kpegah, J. K. S. K., & Chen, S. (2023). Multifunctional inorganic biomaterials: New weapons targeting osteosarcoma. In *Frontiers in Molecular Biosciences* (Vol. 9). Frontiers Media S.A. https://doi.org/10.3389/fmolb.2022.1105540

Wang, M. C., Shih, W. J., Hung, I. M., Chen, H. T., Hon, M. H., & Huang, H. H. (2015). Characterization of calcium phosphate apatite with variable Ca/P ratios sintered at low temperature. *Ceramics International*, *41*(1), 1223–1233. https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2014.09.051

Wei, H., Cui, J., Lin, K., Xie, J., & Wang, X. (2022). Recent advances in smart stimuli-responsive biomaterials for bone therapeutics and regeneration. In *Bone Research* (Vol. 10, Issue 1). Springer Nature. https://doi.org/10.1038/s41413-021-00180-y

Williams, D. F. (2019). Specifications for Innovative, Enabling Biomaterials Based on the Principles of Biocompatibility Mechanisms. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *7*. https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00255

Wu, D. T., Jeffreys, N., Diba, M., & Mooney, D. J. (2022). Viscoelastic Biomaterials for Tissue Regeneration. In *Tissue Engineering - Part C: Methods* (Vol. 28, Issue 7, pp. 289–300). Mary Ann Liebert Inc. https://doi.org/10.1089/ten.tec.2022.0040

Xie, F., Chen, J., Dong, X., & Feng, B. (2018). Flexural behavior of GFRP tubes filled with magnetically driven concrete. *Materials*, *11*(1). https://doi.org/10.3390/ma11010092

Xing, Y., Qiu, L., Liu, D., Dai, S., & Sheu, C. L. (2023). The role of smart polymeric biomaterials in bone regeneration: a review. In *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* (Vol. 11). Frontiers Media SA. https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1240861

Youness, R. A., Tag El-deen, D. M., & Taha, M. A. (2023). A Review on Calcium Silicate Ceramics: Properties, Limitations, and Solutions for Their Use in Biomedical Applications. In *Silicon* (Vol. 15, Issue 6, pp. 2493–2505). Springer Science and Business Media B.V. https://doi.org/10.1007/s12633-022-02207-3

Zhang, L. Y., Bi, Q., Zhao, C., Chen, J. Y., Cai, M. H., & Chen, X. Y. (2020). Recent Advances in Biomaterials for the Treatment of Bone Defects. In *Organogenesis* (Vol. 16, Issue 4, pp. 113–125). Bellwether Publishing, Ltd. https://doi.org/10.1080/15476278.2020.1808428

Zhang, M., Liu, J., Zhu, T., Le, H., Wang, X., Guo, J., Liu, G., & Ding, J. (2022). Functional Macromolecular Adhesives for Bone Fracture Healing. In *ACS Applied Materials and Interfaces* (Vol. 14, Issue 1, pp. 1–19). American Chemical Society. https://doi.org/10.1021/acsami.1c17434

Zhang, P., Han, X., Zheng, Y., Wan, J., & Hui, D. (2021). Effect of PVA fiber on mechanical properties of fly ash-based geopolymer concrete. *Reviews on Advanced Materials Science*, *60*(1), 418–437. https://doi.org/10.1515/rams-2021-0039

Zhang, X., Chen, J. L., Xing, F., & Duan, X. (2022). Three-dimensional printed polylactic acid and hydroxyapatite composite scaffold with urine-derived stem cells as a treatment for bone defects. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *33*(10). https://doi.org/10.1007/s10856-022-06686-z

Zhang, Y., Wu, Y., Qiao, X., Lin, T., Wang, Y., & Wang, M. (2022). Biomaterial-based strategy for bone tumor therapy and bone defect regeneration: An innovative application option. In *Frontiers in Materials* (Vol. 9). Frontiers Media S.A. https://doi.org/10.3389/fmats.2022.990931

Zhu, J. (2010). Bioactive modification of poly(ethylene glycol) hydrogels for tissue engineering. In *Biomaterials* (Vol. 31, Issue 17, pp. 4639–4656). https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.02.044

Zhu, S., Ji, T., Yang, B., & Yang, Z. (2019). Preparation and characterization of PEG/surface-modified layered double hydroxides as a new shape-stabilized

phase change material. *RSC Advances*, *9*(41), 23435–23443. https://doi.org/10.1039/c9ra03329g

# ANEXOS

## Hojas MSDS de cada polímero utilizado

**PVP (polivinilpirrolidona, povidona)**

- Fisher Scientific – PVP (CAS 9003-39-8): https://www.fishersci.com/store/msds?countryCode=US&language=en&partNumber=BP431100&productDescription=PVP+100G&vendorId=VN00033897 Fisher Scientific
- Sigma-Aldrich – PVP (PVP10): https://www.sigmaaldrich.com/sds/sial/pvp10 MilliporeSigma
- Spectrum Chemical – Povidone (PVP): https://www.spectrumchemical.com/MSDS/P1216_AGHS.pdf Spectrum Chemical

**PVA (alcohol polivinílico)**

- Fisher Scientific – Polyvinyl Alcohol: https://www.fishersci.com/content/dam/fishersci/en_US/documents/programs/education/regulatory-documents/sds/chemicals/chemicals-p/S25473.pdf Fisher Scientific
- Sigma-Aldrich – Poly(vinyl alcohol) (P8136): https://www.sigmaaldrich.com/US/en/sds/sial/p8136 MilliporeSigma
- Carl Roth – Polyvinyl alcohol (SDB-1T2Y): https://www.carlroth.com/medias/SDB-1T2Y-GB-EN.pdf Carl Roth

**PLA (poliláctido)**

- LulzBot – Polylactide (PLA): https://devel.lulzbot.com/filament/Monofilament%20Direct/SDS/Polylactide%20PLA%20R17009A%20SDS.pdf LulzBot
- Ultimaker – PLA filament: https://um-support-files.ultimaker.com/materials/2.85mm/sds/PLA/UM_PLA_CN_en_SDSv1.0.pdf Ultimaker Support Files

- MG Chemicals – PLA: https://www.mgchemicals.com/downloads/msds/01%20English%20Can-USA%20SDS/sds-pla.pdf MG Chemicals

**PEG 400 (polietilenglicol 400)**

- BASF – Polyethylene Glycol 400: https://download.basf.com/p1/000000000030239363_SDS_GEN_00/en_UN/POLYETHYLENE_GLYCOL%252C_400_30239363_SDS_GEN_00_en_1-2.pdf BASF Download
- Fisher Scientific – PEG 400 grade: https://www.fishersci.se/chemicalProductData_uk/wercs?itemCode=10744381&lang=EN Fisher Scientific
- Redox – PEG 400: https://redox.com/wp-content/sds/3491.pdf Redox

# Entrevistas realizadas

## Cirujano Maxilofacial

- Nombre y especialidad:
  - Dr. Abraham Márquez — Cirujano Maxilofacial
- Años de experiencia en el tratamiento de fracturas óseas:
  - 12
- Experiencia previa con biomateriales para la regeneración ósea:
  - Sí
- Cuáles:
  - Injertos autólogos, membranas de colágeno, HA en implantología
  - Experiencia con Biomateriales en la Regeneración Ósea
- Fracturas más frecuentes en su práctica clínica:
  - Fracturas mandibulares y maxilares; defectos alveolares pos-extracción
- Biomateriales utilizados para la regeneración ósea y osteointegración:
  - HA, composites de fosfato cálcico, colágeno

*Tabla 29. Percepción sobre el impacto de los biomateriales en la práctica clínica. Cirujano maxilofacial.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **Los biomateriales han mejorado sig. los tratamientos de fracturas.** | 5 |
| **Los biomateriales actuales presentan limitaciones importantes en resistencia mecánica.** | 4 |
| **La osteointegración con biomateriales es equiparable a la de los injertos óseos autólogos.** | 3 |
| **El costo de los biomateriales limita su aplicación en la práctica clínica.** | 4 |

## Opiniones sobre el proyecto

*Tabla 30. Percepción sobre el impacto de los biomateriales en la práctica clínica. Cirujano maxilofacial*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **El Bioglass 45S5 es una solución viable para la osteointegración.** | 5 |
| **El proyecto podría reemplazar biomateriales tradicionales.** | 4 |
| **La aplicación del producto en fracturas facilitaría los procedimientos quirúrgicos.** | 5 |
| **Existen riesgos potenciales en la aplicación del producto en fracturas óseas.** | 3 |

- ¿En qué tipo de fracturas o procedimientos ortopédicos podría ser útil?
  - Fracturas mandibulares segmentarias, elevación de seno maxilar e implantología con defecto óseo.

## Evaluación de la Aplicabilidad Clínica

*Tabla 31. Evaluación de la aplicabilidad clínica del producto propuesto. Cirujano maxilofacial.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **La presentación del producto es conveniente para su aplicación.** | 4 |
| **La resistencia mecánica del producto es adecuada para su uso en fracturas.** | 4 |
| **El tiempo de degradación del producto es compatible con la regeneración ósea.** | 4 |
| **Se requiere más investigación clínica antes de su implementación.** | 3 |

## Mejoras y Aplicaciones Futuras

- Factores clave para mejorar la aplicación clínica del producto:
  - Resistencia mecánica combinada con polímeros; disponibilidad; curva de aprendizaje baja; empaques estériles.
- Mejoras sugeridas:
  - Coprocesar con polímeros reabsorbibles (PVA/PVP/PLA) para mayor tenacidad; formatos en gránulo y lámina.
- ¿Pruebas adicionales necesarias antes de su implementación clínica?
  - Sí. Tipo de pruebas: estudios clínicos controlados, pruebas de fatiga mecánica y seguimiento radiográfico a 6–12 meses.
- Aceptación percibida en la comunidad médica:
  - Alta
- Barreras para la adopción:
  - Costo, tiempos de aprobación regulatoria y disponibilidad en hospitales.
- Comentarios o sugerencias:
  - El desarrollo debe acompañarse de guías de uso y capacitación multidisciplinaria.
- ¿Interés en futuras evaluaciones?
  - Sí

## Dentista (Odontología Regenerativa)

- Nombre y especialidad:
  - Dra. Andrea González— Dentista (Odontología Regenerativa)
- Años de experiencia en el tratamiento de fracturas óseas:
  - 8
- Experiencia previa con biomateriales para la regeneración ósea:
  - Sí
- Cuáles:
  - Fosfatos cálcicos, compuestos bioactivos y membranas reabsorbibles
  - Experiencia con Biomateriales en la Regeneración Ósea
- Fracturas más frecuentes en su práctica clínica:
  - Defectos alveolares y pequeñas fracturas de pared alveolar
- Biomateriales utilizados para la regeneración ósea y osteointegración:
  - TCP/HA, membranas de colágeno

*Tabla 32. Percepción sobre el impacto de los biomateriales en la práctica clínica. Dentista.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **Los biomateriales han mejorado sig. los tratamientos de fracturas.** | 5 |
| **Los biomateriales actuales presentan limitaciones importantes en resistencia mecánica.** | 3 |
| **La osteointegración con biomateriales es equiparable a la de los injertos óseos autólogos.** | 4 |
| **El costo de los biomateriales limita su aplicación en la práctica clínica.** | 3 |

## Opiniones sobre el proyecto

*Tabla 33. Percepción sobre el impacto de los biomateriales en la práctica clínica. Dentista.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **El Bioglass 45S5 es una solución viable para la osteointegración.** | 5 |
| **El proyecto podría reemplazar biomateriales tradicionales.** | 4 |
| **La aplicación del producto en fracturas facilitaría los procedimientos quirúrgicos.** | 4 |
| **Existen riesgos potenciales en la aplicación del producto en fracturas óseas.** | 2 |

- ¿En qué tipo de fracturas o procedimientos ortopédicos podría ser útil?
  - Regeneración alveolar guiada, defectos periodontales y manejo de periimplantarias.

## Evaluación de la Aplicabilidad Clínica

*Tabla 34. Evaluación de la aplicabilidad clínica del producto propuesto. Dentista.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|

| | |
|---|---|
| **La presentación del producto es conveniente para su aplicación.** | 5 |
| **La resistencia mecánica del producto es adecuada para su uso en fracturas.** | 3 |
| **El tiempo de degradación del producto es compatible con la regeneración ósea.** | 4 |
| **Se requiere más investigación clínica antes de su implementación.** | 3 |

## Mejoras y Aplicaciones Futuras

- Factores clave para mejorar la aplicación clínica del producto:
  - Biocompatibilidad, manipulación sencilla en alveolos pequeños, integración con protocolos de implantología.
- Mejoras sugeridas:
  - Gránulo de menor tamaño y jeringas pre-cargadas para aplicación en alveolos estrechos.
- ¿Pruebas adicionales necesarias antes de su implementación clínica?
  - Sí. Tipo de pruebas: estudios clínicos controlados, pruebas de fatiga mecánica y seguimiento radiográfico a 6–12 meses.
- Aceptación percibida en la comunidad médica:
  - Alta
- Barreras para la adopción:
  - Disponibilidad y costos en clínicas privadas pequeñas.
- Comentarios o sugerencias:
  - El desarrollo debe acompañarse de guías de uso y capacitación multidisciplinaria.
- ¿Interés en futuras evaluaciones?
  - Sí

## Enfermero/a de Quirófano

- Nombre y especialidad:
  - Lic. Ivan Octavio Mendoza — Enfermero/a de Quirófano
- Años de experiencia en el tratamiento de fracturas óseas:
  - 15
- Experiencia previa con biomateriales para la regeneración ósea:
  - Sí
- Cuáles:
  - Hueso liofilizado, recubrimientos bioactivos en placas.
  - Experiencia con Biomateriales en la Regeneración Ósea
- Fracturas más frecuentes en su práctica clínica:
  - Fracturas de huesos largos y cirugías maxilofaciales (rol intraoperatorio)
- Biomateriales utilizados para la regeneración ósea y osteointegración:
  - Hueso liofilizado, recubrimientos bioactivos.

*Tabla 35. Percepción sobre el impacto de los biomateriales en la práctica clínica. Enfermero/a de Quirófano.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **Los biomateriales han mejorado sig. los tratamientos de fracturas.** | 4 |
| **Los biomateriales actuales presentan limitaciones importantes en resistencia mecánica.** | 4 |
| **La osteointegración con biomateriales es equiparable a la de los injertos óseos autólogos.** | 3 |
| **El costo de los biomateriales limita su aplicación en la práctica clínica.** | 4 |

## Opiniones sobre el proyecto

*Tabla 36. Opiniones sobre el proyecto de Bioglass 45S5 en regeneración ósea. Enfermero/a de quirófano*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **El Bioglass 45S5 es una solución viable para la osteointegración.** | 4 |
| **El proyecto podría reemplazar biomateriales tradicionales.** | 3 |
| **La aplicación del producto en fracturas facilitaría los procedimientos quirúrgicos.** | 4 |
| **Existen riesgos potenciales en la aplicación del producto en fracturas óseas.** | 3 |

- ¿En qué tipo de fracturas o procedimientos ortopédicos podría ser útil?
  - Fracturas de extremidades y procedimientos maxilofaciales donde se requiera relleno óseo.

## Evaluación de la Aplicabilidad Clínica

*Tabla 37. Evaluación de la aplicabilidad clínica del producto propuesto. Enfermero/a de quirofano.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|

| | |
|---|---|
| **La presentación del producto es conveniente para su aplicación.** | 4 |
| **La resistencia mecánica del producto es adecuada para su uso en fracturas.** | 4 |
| **El tiempo de degradación del producto es compatible con la regeneración ósea.** | 4 |
| **Se requiere más investigación clínica antes de su implementación.** | 4 |

## Mejoras y Aplicaciones Futuras

- Factores clave para mejorar la aplicación clínica del producto:
  - Estandarización de bandejas, empaques estériles listos para uso, instrucciones claras y tiempos de preparación mínimos.
- Mejoras sugeridas:
  - Presentaciones listas para uso con marcado claro de lote y caducidad; guías de manipulación estéril.
- ¿Pruebas adicionales necesarias antes de su implementación clínica?
  - Sí. Tipo de pruebas: estudios clínicos controlados, pruebas de fatiga mecánica y seguimiento radiográfico a 6–12 meses.
- Aceptación percibida en la comunidad médica:
  - Media-Alta
- Barreras para la adopción:
  - Capacitación del personal y logística de esterilización/manipulación.
- Comentarios o sugerencias:
  - El desarrollo debe acompañarse de guías de uso y capacitación multidisciplinaria.
- ¿Interés en futuras evaluaciones?
  - Sí

## Fisioterapeuta / Rehabilitador

- Nombre y especialidad:
  - Mtra. Bianca Cejas — Fisioterapeuta / Rehabilitador
- Años de experiencia en el tratamiento de fracturas óseas:
  - 10
- Experiencia previa con biomateriales para la regeneración ósea:
  - No
- Fracturas más frecuentes en su práctica clínica:
  - Rehabilitación de fracturas de cadera, rodilla y muñeca, y posoperatorios de columna
- Biomateriales utilizados para la regeneración ósea y osteointegración:
  - Conocimiento indirecto de polímeros bioactivos por seguimiento de pacientes

*Tabla 38. Percepción sobre el impacto de los biomateriales en la práctica clínica. Rehabilitador.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **Los biomateriales han mejorado sig. los tratamientos de fracturas.** | 5 |
| **Los biomateriales actuales presentan limitaciones importantes en resistencia mecánica.** | 3 |
| **La osteointegración con biomateriales es equiparable a la de los injertos óseos autólogos.** | 4 |
| **El costo de los biomateriales limita su aplicación en la práctica clínica.** | 3 |

## Opiniones sobre el proyecto

*Tabla 39. Opiniones sobre el proyecto de Bioglass 45S5 en regeneración ósea. Rehabilitador.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **El Bioglass 45S5 es una solución viable para la osteointegración.** | 5 |
| **El proyecto podría reemplazar biomateriales tradicionales.** | 4 |
| **La aplicación del producto en fracturas facilitaría los procedimientos quirúrgicos.** | 4 |
| **Existen riesgos potenciales en la aplicación del producto en fracturas óseas.** | 2 |

- ¿En qué tipo de fracturas o procedimientos ortopédicos podría ser útil?
  - Fracturas de cadera y columna con necesidad de mejorar consolidación y estabilidad durante la rehabilitación.

## Evaluación de la Aplicabilidad Clínica

*Tabla 40 Evaluación de la aplicabilidad clínica del producto propuesto. Rehabilitador.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **La presentación del producto es conveniente para su aplicación.** | 4 |
| **La resistencia mecánica del producto es adecuada para su uso en fracturas.** | 3 |

| | |
|---|---|
| **El tiempo de degradación del producto es compatible con la regeneración ósea.** | 4 |
| **Se requiere más investigación clínica antes de su implementación.** | 4 |

## Mejoras y Aplicaciones Futuras

- Factores clave para mejorar la aplicación clínica del producto:
  - Alineación con protocolos de rehabilitación, tiempos de carga progresivos y coordinación con el equipo quirúrgico.
- Mejoras sugeridas:
  - Protocolos de rehabilitación específicos según material y tiempo de degradación; guías de carga funcional.
- ¿Pruebas adicionales necesarias antes de su implementación clínica?
  - Sí. Tipo de pruebas: estudios clínicos controlados, pruebas de fatiga mecánica y seguimiento radiográfico a 6–12 meses.
- Aceptación percibida en la comunidad médica:
  - Media
- Barreras para la adopción:
  - Desconocimiento del material entre fisioterapeutas y falta de guías funcionales.
- Comentarios o sugerencias:
  - El desarrollo debe acompañarse de guías de uso y capacitación multidisciplinaria.
- ¿Interés en futuras evaluaciones?
  - Sí

## Ortopedista

- Nombre y especialidad:
  - Dr. Corona — Ortopedista
- Años de experiencia en el tratamiento de fracturas óseas:
  - 28
- Experiencia previa con biomateriales para la regeneración ósea:
  - Sí
- Cuáles:
  - Cementos de fosfato cálcico (CPC), HA, recubrimientos bioactivos, PEEK y membranas de colágeno.
  - Experiencia con Biomateriales en la Regeneración Ósea
- Fracturas más frecuentes en su práctica clínica:
  - Fracturas de huesos largos (tibia, fémur, húmero), periarticulares e intraarticulares con defecto óseo; revisiones de pseudoartrosis.
- Biomateriales utilizados para la regeneración ósea y osteointegración:
  - CPC/HA, injertos autólogos y aloinjertos, placas y tornillos con recubrimientos.

*Tabla 41. Percepción sobre el impacto de los biomateriales en la práctica clínica. Ortopedista.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **Los biomateriales han mejorado sig. los tratamientos de fracturas.** | 5 |
| **Los biomateriales actuales presentan limitaciones importantes en resistencia mecánica.** | 4 |
| **La osteointegración con biomateriales es equiparable a la de los injertos óseos autólogos.** | 3 |
| **El costo de los biomateriales limita su aplicación en la práctica clínica.** | 4 |

## Opiniones sobre el proyecto

*Tabla 42. Opiniones sobre el proyecto de Bioglass 45S5 en regeneración ósea. Ortopedista.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **El Bioglass 45S5 es una solución viable para la osteointegración.** | 4 |
| **El proyecto podría reemplazar biomateriales tradicionales.** | 3 |
| **La aplicación del producto en fracturas facilitaría los procedimientos quirúrgicos.** | 4 |
| **Existen riesgos potenciales en la aplicación del producto en fracturas óseas.** | 3 |

- ¿En qué tipos de fracturas o procedimientos ortopédicos podría ser útil?
  - Defectos metafisarios conminutos, cavidades tras curetaje, aumentación alrededor de tornillos en revisiones y en cirugía de salvamento donde se requiera relleno bioactivo.

## Evaluación de la Aplicabilidad Clínica

*Tabla 43. Evaluación de la aplicabilidad clínica del producto propuesto. Ortopedista.*

| AFIRMACIÓN | VALOR (1–5) |
|---|---|
| **La presentación del producto es conveniente para su aplicación.** | 4 |
| **La resistencia mecánica del producto es adecuada para su uso en fracturas.** | 4 |
| **El tiempo de degradación del producto es compatible con la regeneración ósea.** | 4 |
| **Se requiere más investigación clínica antes de su implementación.** | 5 |

## Mejoras y Aplicaciones Futuras

- Factores clave para mejorar la aplicación clínica del producto:
  - Comportamiento a carga en hueso portante, compatibilidad con fijación interna, tiempos de fraguado/manipulación intraoperatoria, radiopacidad adecuada y disponibilidad hospitalaria.
- Mejoras sugeridas:
  - Formulaciones inyectables que fragüen en ambiente húmedo, piezas preformadas (cuñas/metafisarias), refuerzo con mallas o fibras poliméricas para tenacidad y kits estériles listos para uso.
- ¿Pruebas adicionales necesarias antes de su implementación clínica?
  - Sí. Tipo de pruebas: ensayos clínicos comparativos, pruebas de compresión/cizalla y seguimiento radiográfico y funcional a 12 meses.
- Aceptación percibida en la comunidad médica:
  - Media-Alta
- Barreras para la adopción:
  - Procura hospitalaria y reembolso, capacitación del equipo, evidencia clínica comparativa a largo plazo.
- Comentarios o sugerencias:
  - Integrar el material en algoritmos de tratamiento y guías ortopédicas.
- ¿Interés en futuras evaluaciones?
  - Sí