



FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA E INSTRUMENTACIÓN

DESARROLLO DE BIOMATERIALES NO CONVENCIONALES EN INGENIERÍA DE TEJIDOS: DE LA BASURA A LA APLICACIÓN CLÍNICA

Proyecto Final de graduación presentado como requisito para optar por el título de
LICENCIATURA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA E INSTRUMENTACIÓN en la
Universidad Latina de Panamá

Autora:

Gabrielle Alexandra Garcia Bertazzi

C.I.P 2-737-60

Director de Tesis: Dr. Diego Reginensi

Asesor de Tesis: Mgtr. Alfredo Lescher

Panamá, República de Panamá

2026

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mi pareja, Alberto Mitre, por su apoyo incondicional y acompañamiento emocional durante los momentos más difíciles de mi carrera académica. Gracias por la paciencia en las noches sin dormir y por brindarme fortaleza en los periodos de mayor estrés; tu apoyo fue fundamental para llegar hasta aquí.

A mis padres, Bárbara Bertazzi y Daniel García, por creer en mí y apoyarme constantemente en cada uno de mis planes y sueños, impulsándome siempre a seguir adelante con determinación.

A mis hermanos, Francesca García y Daniel García, y a mi hijo Mauro García, por ser pilares fundamentales de motivación y fortaleza, y por inspirarme a culminar mi formación académica y continuar mi desarrollo profesional.

Finalmente, a mis profesores Diego Reginensi y Alfredo Lescher, por su insistencia, apoyo y confianza en mi trabajo, y por motivarme a finalizar esta investigación como un paso esencial para alcanzar mi graduación.



UNIVERSIDAD LATINA DE PANAMÁ

DECLARACIÓN JURADA

Yo Gabrielle Alexandra Garcia Bertazzi con cédula de identidad personal 2-737-60, estudiante graduando del programa/carrera de Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación declaro bajo la gravedad del juramento que el material que aparece en este trabajo de graduación, en la opción: Publicación Científica (tesis, proyecto final, pasantía, otro), es de mi producción intelectual, por lo cual exoneró a la Universidad Latina de Panamá de cualquier responsabilidad relacionada a este aspecto.

Para que conste firmo la presente declaración el día 8 de febrero del año 2026.

Firma del estudiante: _____

A handwritten signature in blue ink is written over a horizontal line.

Cédula: 2-737-60

ÍNDICE

INTRODUCCION	5
CAPÍTULO I.....	10
1.0. El Problema	10
1.1. Antecedentes del problema de investigación	10
1.2. Planteamiento del problema.....	11
1.3. Justificación de la Investigación	12
1.4. Objetivo.....	14
1.4.1. Objetivo General.....	14
1.4.2. Objetivos Específicos.....	14
1.5. Alcance y límite de la investigación	14
1.6 Línea de Investigación a la que pertenece el Estudio.....	16
CAPÍTULO II.	18
2.0. Marco teórico.....	18
2.1. Antecedentes de investigaciones realizadas en el tema	18
2.2. Bases teóricas que sustentan la investigación.	19
CAPÍTULO III.....	24
3.0 Marco metodológico	24
3.1 Tipo y diseño de la investigación.....	24
CAPÍTULO IV	26
4.0 ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS	26
CONCLUSIONES.....	50
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	52

INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Comparación entre biomateriales naturales y sintéticos	21
Tabla 2 Comparación de biomateriales convencionales utilizados en ingeniería de tejidos.....	28
Tabla 3 Biomateriales convencionales: usos clínicos, impacto social y principales desventajas	29
Tabla 4 Biomateriales no convencionales con aplicaciones potenciales en la regeneración del tejido epitelial (piel).....	35
Tabla 5 Biomateriales no convencionales utilizados en ingeniería del tejido conectivo laxo	37
Tabla 6 Biomateriales no convencionales de origen vegetal aplicados a la ingeniería de tendones	38
Tabla 7 Biomateriales investigados para aplicaciones en ingeniería de cartílago	39
Tabla 8 Biomateriales no convencionales con aplicaciones potenciales en la ingeniería del tejido muscular esquelético	40
Tabla 9 Biomateriales no convencionales con aplicaciones potenciales en la regeneración de tejido óseo	43

INTRODUCCIÓN

Durante las últimas décadas, la ingeniería de tejidos se ha consolidado como una de las áreas más prometedoras dentro de la ingeniería biomédica, con el objetivo de restaurar, reemplazar o regenerar tejidos y órganos dañados mediante la combinación estratégica de células, moléculas bioactivas y andamios de biomateriales. Esta disciplina busca responder a una pregunta fundamental de la medicina regenerativa, ¿cómo estimular al cuerpo humano para que sea capaz de repararse a sí mismo de manera funcional y sostenible?

Dentro de este enfoque, los andamios de biomateriales desempeñan un papel central, ya que actúan como estructuras temporales que guían el crecimiento celular y la formación de nuevo tejido. Más allá de proporcionar soporte físico, estos materiales influyen activamente en procesos celulares clave como la adhesión, proliferación, migración y diferenciación, los cuales resultan esenciales para una regeneración tisular efectiva. Para cumplir con esta función, los andamios deben presentar un equilibrio adecuado entre propiedades físicas, químicas y biológicas, incluyendo biocompatibilidad, bioactividad, ausencia de toxicidad, degradación controlada y resistencia mecánica acorde al tejido de aplicación.

Tradicionalmente, los biomateriales utilizados en ingeniería de tejidos han sido de origen sintético o natural convencional, tales como polímeros derivados del petróleo, cerámicas bioactivas y matrices extracelulares de origen animal. Si bien estos materiales han demostrado resultados clínicos satisfactorios, también presentan limitaciones importantes. Entre ellas se destacan los elevados costos de producción, la generación de residuos biomédicos no biodegradables, la dependencia de procesos industriales complejos y, en algunos casos, una bioactividad limitada que requiere modificaciones adicionales para favorecer la integración celular.

En este contexto, la creciente preocupación por la sostenibilidad ambiental, junto con la necesidad de desarrollar soluciones terapéuticas más accesibles y rentables, ha impulsado la exploración de biomateriales no convencionales derivados de residuos orgánicos. Subproductos agrícolas, alimentos descartados, residuos marinos y estructuras vegetales descelularizadas han comenzado a investigarse como fuentes alternativas de biomateriales con alto potencial regenerativo. Estos materiales, que anteriormente eran considerados desechos, presentan características intrínsecas favorables como estructuras porosas naturales, compuestos bioactivos, biocompatibilidad y biodegradabilidad, además de contribuir a la reducción del impacto ambiental.

Diversos estudios han demostrado que estos biomateriales no convencionales pueden ser aplicados exitosamente en la regeneración de distintos tipos de tejidos, incluyendo tejidos conectivos, epiteliales, musculares y óseos. Su versatilidad permite su adaptación a diferentes requerimientos mecánicos y biológicos, mientras que su origen sostenible los posiciona como una alternativa innovadora frente a los biomateriales tradicionales. Sin embargo, su implementación clínica aún enfrenta desafíos importantes relacionados con la estandarización de procesos, la reproducibilidad de propiedades, la validación preclínica y clínica, y el cumplimiento de normativas regulatorias.

Por lo tanto, esta tesis tiene como objetivo analizar y sistematizar el uso de biomateriales no convencionales en la ingeniería de tejidos, evaluando sus fuentes, propiedades fisicoquímicas, aplicaciones específicas y fases de investigación. A través de una revisión crítica de la literatura científica, se busca destacar el potencial de estos materiales como herramientas clave para el desarrollo de una medicina regenerativa más sostenible, funcional y accesible, capaz de responder tanto a las demandas clínicas actuales como a los desafíos ambientales y económicos del contexto global.

Palabras clave: materiales no convencionales, desechos agroindustriales, innovación y ecosostenibilidad.

CAPÍTULO 1. EL PROBLEMA

CAPÍTULO I

1. El problema

1.1. Antecedentes del problema de investigación

El desarrollo de biomateriales ha sido un elemento clave en la evolución de la ingeniería biomédica y la medicina regenerativa, particularmente en el campo de la ingeniería de tejidos. Desde sus inicios, los biomateriales fueron concebidos principalmente como materiales inertes destinados a reemplazar estructuras biológicas dañadas; sin embargo, con el avance del conocimiento en biología celular, se evidenció la necesidad de materiales capaces de interactuar activamente con el entorno biológico y promover procesos regenerativos (Langer & Vacanti, 1993).

Este cambio de enfoque impulsó el desarrollo de andamios diseñados para imitar la matriz extracelular, favoreciendo la adhesión, proliferación y diferenciación celular, lo que permitió avances significativos en la regeneración de tejidos (O'Brien, 2011). Como resultado, se incorporaron biomateriales naturales y sintéticos con propiedades bioactivas específicas, ampliando las posibilidades terapéuticas dentro de la ingeniería de tejidos.

Con todo, a pesar de los avances logrados, el uso de biomateriales convencionales ha evidenciado diversas limitaciones, entre ellas los altos costos de producción, la complejidad de los procesos de manufactura y el impacto ambiental asociado al uso de materiales no renovables (Hollister, 2005). Estas limitaciones han dificultado su aplicación a gran escala y han restringido el acceso a terapias regenerativas en contextos con recursos económicos limitados.

Paralelamente, el incremento en la generación de residuos orgánicos provenientes de actividades agrícolas, alimentarias y marinas ha generado un creciente interés por su valorización funcional. Diversas investigaciones han señalado que muchos de estos residuos presentan

estructuras porosas naturales y compuestos bioactivos que podrían ser aprovechados como biomateriales para aplicaciones en ingeniería de tejidos (Reddy et al., 2017).

En los últimos años, el uso de biomateriales no convencionales derivados de fuentes orgánicas ha emergido como una alternativa innovadora y sostenible. Sin embargo, la información disponible sobre estos materiales se encuentra dispersa y con enfoques experimentales heterogéneos, lo que dificulta su sistematización y comparación, así como la evaluación integral de su viabilidad como sustitutos de los biomateriales tradicionales en aplicaciones regenerativas (Azevedo et al., 2020).

1.2. Planteamiento del problema

La ingeniería de tejidos depende en gran medida del uso de biomateriales capaces de actuar como andamios que faciliten la regeneración de tejidos dañados. Estos materiales deben cumplir con requisitos específicos de biocompatibilidad, bioactividad, degradación controlada y propiedades mecánicas adecuadas según el tejido de aplicación. Tradicionalmente, estos requisitos han sido cubiertos mediante el uso de biomateriales sintéticos y naturales convencionales, los cuales han demostrado efectividad en distintos contextos experimentales y clínicos.

Sin embargo, el uso de estos biomateriales presenta limitaciones relevantes que afectan su viabilidad y accesibilidad. Los elevados costos de producción, la complejidad de los procesos de fabricación y el impacto ambiental asociado a su obtención y procesamiento representan obstáculos importantes para su implementación a gran escala. Estas limitaciones se acentúan en países con recursos limitados, donde el acceso a terapias regenerativas avanzadas continúa siendo restringido.

Por otra parte, el aumento sostenido en la generación de residuos orgánicos provenientes de la industria alimentaria, agrícola y marina constituye un problema ambiental significativo. A pesar de que muchos de estos residuos poseen características estructurales y composicionales potencialmente útiles para aplicaciones biomédicas, su aprovechamiento en ingeniería de tejidos sigue siendo limitado y poco sistematizado.

En respuesta a esta problemática, se ha planteado el uso de biomateriales no convencionales derivados de fuentes orgánicas como una alternativa sostenible para la fabricación de andamios regenerativos. No obstante, la información científica disponible sobre estos materiales se encuentra fragmentada, con estudios enfocados en aplicaciones específicas, metodologías variables y resultados difícilmente comparables. Esta falta de integración y análisis estructurado dificulta la evaluación objetiva de su desempeño, limita su validación y retrasa su posible adopción como alternativas viables frente a los biomateriales tradicionales.

En consecuencia, el problema que aborda este estudio se centra en la ausencia de un análisis integral y organizado sobre el uso de biomateriales no convencionales en la ingeniería de tejidos, que permita identificar sus propiedades, aplicaciones y limitaciones, así como evaluar su potencial como andamios regenerativos funcionales y sostenibles.

1.3. Justificación de la investigación

La presente investigación se justifica por la necesidad de explorar y sistematizar alternativas sostenibles para el desarrollo de biomateriales aplicados a la ingeniería de tejidos. Diversos estudios han señalado que, si bien los biomateriales convencionales han demostrado eficacia en aplicaciones regenerativas, estos presentan limitaciones asociadas a altos costos de

producción, complejidad de los procesos de manufactura y consideraciones ambientales que restringen su uso a gran escala (Hollister, 2005; O'Brien, 2011).

Desde el punto de vista científico, este estudio contribuye a la consolidación del conocimiento existente sobre biomateriales no convencionales, integrando información dispersa en la literatura especializada. La sistematización de estos materiales permite comprender mejor su interacción con el entorno biológico y su potencial como andamios regenerativos, aspecto fundamental en la ingeniería de tejidos (Langer & Vacanti, 1993). Del mismo modo, la identificación de sus propiedades fisicoquímicas y biológicas facilita la comparación con biomateriales tradicionales y el análisis de su viabilidad funcional.

En el ámbito tecnológico, la investigación resulta relevante al evaluar el desempeño de biomateriales no convencionales en distintas aplicaciones tisulares. Estudios recientes han demostrado que materiales derivados de fuentes orgánicas pueden presentar estructuras porosas y compuestos bioactivos favorables para la regeneración celular, posicionándolos como candidatos prometedores para el desarrollo de andamios funcionales (Reddy et al., 2017).

Desde un enfoque ambiental, el aprovechamiento de residuos orgánicos para la obtención de biomateriales se alinea con principios de sostenibilidad y economía circular. La valorización de estos residuos contribuye a la reducción del impacto ambiental y al uso más eficiente de los recursos naturales, aspecto cada vez más relevante en el desarrollo de tecnologías biomédicas contemporáneas (Azevedo et al., 2020).

Finalmente, desde un enfoque social y económico, esta investigación adquiere importancia al proponer alternativas potencialmente más accesibles para la ingeniería de tejidos. El desarrollo de biomateriales sostenibles y de bajo costo podría facilitar la implementación de terapias

regenerativas en contextos con recursos limitados, contribuyendo a una ingeniería biomédica más equitativa y orientada a las necesidades actuales de la sociedad.

1.4. Objetivo

1.4.1. Objetivo general

Analizar el uso de biomateriales no convencionales como andamios regenerativos en la ingeniería de tejidos, evaluando sus fuentes, propiedades fisicoquímicas y biológicas, así como sus aplicaciones potenciales en la regeneración de distintos tipos de tejido.

1.4.2. Objetivos específicos

- Identificar las principales fuentes de biomateriales no convencionales derivadas de residuos orgánicos utilizados en la ingeniería de tejidos.
- Describir las propiedades fisicoquímicas, mecánicas y biológicas de los biomateriales no convencionales empleados como andamios regenerativos.
- Analizar las aplicaciones de los biomateriales no convencionales en la regeneración de diferentes tipos de tejido, tales como tejido conectivo, epitelial, muscular y óseo.
- Comparar el desempeño de los biomateriales no convencionales con el de los biomateriales convencionales utilizados en ingeniería de tejidos.
- Evaluar las ventajas, limitaciones y desafíos asociados al uso de biomateriales no convencionales desde una perspectiva científica, tecnológica y ambiental.

1.5. Alcance y límites de la investigación

El presente trabajo se desarrolla bajo un enfoque de revisión y análisis documental de la literatura científica relacionada con el uso de biomateriales no convencionales en la ingeniería de tejidos. El estudio abarca la identificación y análisis de biomateriales derivados de fuentes

orgánicas no convencionales, evaluando sus propiedades fisicoquímicas, biológicas y mecánicas, así como su aplicación como andamios regenerativos en distintos tipos de tejido.

El alcance de la investigación incluye el análisis de aplicaciones en tejidos conectivos, epiteliales, musculares y óseos, considerando estudios experimentales reportados en la literatura especializada. Igualmente, se abordan aspectos relacionados con la sostenibilidad, el impacto ambiental y el potencial de estos biomateriales como alternativas a los materiales convencionales utilizados en ingeniería de tejidos.

La investigación se limita al análisis de información secundaria obtenida a partir de artículos científicos, revisiones sistemáticas y publicaciones académicas relevantes, sin la realización de ensayos experimentales propios, pruebas *in vitro* o estudios *in vivo*. Por lo tanto, los resultados y conclusiones se basan exclusivamente en la evidencia disponible en la literatura consultada.

Además, el estudio no aborda procesos de fabricación industrial, validación clínica, evaluación regulatoria ni estudios de viabilidad comercial de los biomateriales analizados. Las aplicaciones descritas se circunscriben al contexto experimental y preclínico reportado por otros autores.

Finalmente, la investigación se limita al análisis conceptual y comparativo de biomateriales no convencionales, sin profundizar en el diseño detallado de prototipos de andamios ni en la optimización de parámetros específicos de producción.

1.6 Línea de investigación a la que pertenece el estudio

La presente investigación se enmarca en la línea de Ciencias de la salud, específicamente en el área de Ingeniería de Tejidos y Biomateriales de la carrera de Ingeniería Biomédica. El estudio aborda el análisis y aplicación de biomateriales no convencionales como andamios regenerativos, integrando principios de biología celular, ciencia de materiales y sostenibilidad ambiental.

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

CAPÍTULO II.

2. Marco Teórico

2.1. Antecedentes de investigaciones realizadas en el tema

La ingeniería de tejidos ha sido objeto de un amplio desarrollo científico durante las últimas décadas, con especial énfasis en el diseño y aplicación de biomateriales como andamios regenerativos. Uno de los trabajos pioneros en este campo fue el propuesto por Langer y Vacanti (1993), quienes establecieron las bases conceptuales de la ingeniería de tejidos al integrar células, factores bioactivos y biomateriales con el fin de restaurar tejidos dañados. Este enfoque sentó las bases para el desarrollo posterior de materiales capaces de interactuar activamente con el entorno biológico.

Posteriormente, diversos estudios se centraron en el diseño de andamios biomiméticos capaces de imitar la estructura y función de la matriz extracelular. O'Brien (2011) destacó la importancia de parámetros como la porosidad, la interconectividad y la biodegradabilidad en el desempeño de los andamios, señalando que estas características influyen directamente en la adhesión, proliferación y diferenciación celular.

En cuanto al uso de biomateriales convencionales, investigaciones como las de Hollister (2005) demostraron la eficacia de polímeros sintéticos y materiales compuestos en aplicaciones regenerativas; sin embargo, también se identificaron limitaciones asociadas a costos elevados, procesos de fabricación complejos y consideraciones ambientales. Estas observaciones impulsaron la búsqueda de alternativas más sostenibles dentro del campo de la ingeniería de tejidos.

Dentro de este contexto, comenzó a explorarse el uso de biomateriales derivados de fuentes naturales y residuos orgánicos. Reddy et al. (2017) reportaron el potencial de subproductos agrícolas y materiales de origen vegetal como matrices porosas naturales con propiedades

favorables para aplicaciones biomédicas. De manera similar, Azevedo et al. (2020) analizaron el uso de biomateriales no convencionales desde un enfoque de sostenibilidad, destacando su contribución a la reducción del impacto ambiental y su alineación con principios de economía circular.

Investigaciones más recientes han ampliado el espectro de aplicaciones de estos biomateriales no convencionales, evaluando su desempeño en la regeneración de distintos tipos de tejido, incluyendo tejido óseo, cartilaginoso, epitelial y conectivo. A pesar del crecimiento en el número de estudios, la literatura evidencia una falta de sistematización que permita comparar de manera integral las propiedades, aplicaciones y limitaciones de estos materiales.

Por lo tanto, los antecedentes revisados ponen de manifiesto la necesidad de estudios que integren y analicen de forma estructurada la información existente sobre biomateriales no convencionales, con el fin de evaluar su potencial como andamios regenerativos y su viabilidad como alternativas sostenibles dentro de la ingeniería de tejidos.

2.2. Bases teóricas que sustentan la investigación

La ingeniería de tejidos se fundamenta en la aplicación integrada de principios biológicos, químicos y de ingeniería con el objetivo de restaurar, reemplazar o regenerar tejidos dañados. Este enfoque interdisciplinario se basa en la interacción controlada entre células, biomateriales y señales bioquímicas, elementos que, en conjunto, permiten la formación de estructuras funcionales capaces de integrarse al tejido nativo (Langer & Vacanti, 1993).

Dentro de este marco, los biomateriales desempeñan un rol esencial, ya que actúan como matrices temporales que proporcionan soporte estructural y favorecen la organización celular. Un

biomaterial se define como cualquier sustancia, distinta a un fármaco, diseñada para interactuar con sistemas biológicos con fines terapéuticos o diagnósticos (Williams, 2009). Para su aplicación en ingeniería de tejidos, estos materiales deben cumplir criterios específicos como biocompatibilidad, bioactividad, biodegradabilidad controlada y propiedades mecánicas adecuadas al tejido objetivo.

Los andamios regenerativos constituyen una de las principales aplicaciones de los biomateriales en la ingeniería de tejidos. Estos andamios buscan imitar la matriz extracelular tanto en estructura como en función, facilitando procesos celulares clave como la adhesión, migración, proliferación y diferenciación celular (O'Brien, 2011). Características como la porosidad, interconectividad, tamaño de poro y composición química influyen directamente en el desempeño biológico del andamio y en la calidad del tejido regenerado.

Tradicionalmente, los biomateriales empleados en ingeniería de tejidos han sido clasificados en materiales sintéticos y naturales convencionales. Si bien estos materiales han mostrado resultados favorables, presentan limitaciones asociadas a costos de producción, disponibilidad de recursos y, en algunos casos, respuestas biológicas adversas o impacto ambiental significativo (Hollister, 2005). Estas limitaciones han impulsado la búsqueda de alternativas que mantengan la funcionalidad biomédica sin comprometer la sostenibilidad.

Bajo este enfoque, los biomateriales no convencionales emergen como una alternativa innovadora dentro de la ingeniería de tejidos. Estos materiales, derivados principalmente de residuos orgánicos de origen vegetal, animal o marino, presentan estructuras y componentes

bioactivos intrínsecos que pueden ser aprovechados para aplicaciones regenerativas. Su utilización se alinea con principios de economía circular y sostenibilidad ambiental, al permitir la valorización de residuos y la reducción del uso de recursos no renovables (Azevedo et al., 2020).

Además, estudios recientes han demostrado que los biomateriales no convencionales pueden presentar propiedades comparables o complementarias a las de los biomateriales tradicionales, especialmente en aplicaciones donde la bioactividad y la biodegradabilidad son factores críticos (Reddy et al., 2017). Sin embargo, su desempeño depende de múltiples variables, como el origen del material, los métodos de procesamiento y el tipo de tejido de aplicación, lo que resalta la necesidad de un análisis sistemático y estructurado.

Por ende, las bases teóricas expuestas sustentan la relevancia de analizar los biomateriales no convencionales como andamios regenerativos dentro de la ingeniería de tejidos, proporcionando el marco conceptual necesario para comprender su potencial, limitaciones y aplicaciones, los cuales se desarrollan en las secciones posteriores de este estudio.

Tabla 1 Comparación entre biomateriales naturales y sintéticos

Característica	Biomaterial natural	Biomaterial sintético
Origen	Derivado de organismos (animal, vegetal o microbiano)	Producido químicamente o mediante síntesis industrial
Ejemplos	Colágeno, gelatina, alginato, quitina, celulosa, fibrina	PLA, PGA, PLGA, PCL, poliuretano, hidroxiapatita sintética

Ventajas	Alta bioactividad, buena integración celular, degradación natural	Propiedades ajustables, buena resistencia mecánica, alta reproducibilidad
Desventajas	Variabilidad, menor resistencia mecánica, riesgo inmunogénico	Menor bioactividad, subproductos de degradación ácidos
Bioactividad	Alta	Baja (aunque puede mejorarse mediante funcionalización)
Biocompatibilidad	Alta (con adecuado procesamiento)	Alta (si el material es puro y biocompatible)
Control de propiedades	Limitado	Muy alto
Uso típico	Andamios para piel, vasos sanguíneos y tejidos blandos	Implantes óseos, soportes estructurales y prótesis

CAPÍTULO III. MARCO METODOLÓGICO

CAPÍTULO III.

3. Marco metodológico

3.1 Tipo y diseño de la investigación

La presente investigación se desarrolló bajo un enfoque cualitativo, de tipo documental, con un diseño no experimental y descriptivo. El estudio se basa en la revisión, análisis y sistematización de información científica proveniente de fuentes secundarias, tales como artículos científicos, revisiones sistemáticas, libros especializados y publicaciones académicas relacionadas con el uso de biomateriales no convencionales en la ingeniería de tejidos.

El diseño no experimental se justifica debido a que las variables de estudio no fueron manipuladas, sino analizadas a partir de evidencias previamente publicadas en la literatura científica. Asimismo, el carácter descriptivo de la investigación permitió identificar, clasificar y comparar las propiedades, aplicaciones y limitaciones de los biomateriales no convencionales utilizados como andamios regenerativos.

Adicionalmente, el estudio presenta un enfoque analítico y comparativo, al contrastar biomateriales no convencionales con biomateriales convencionales, evaluando sus ventajas, desventajas y potencial de aplicación en distintos tipos de tejido. Este diseño metodológico resulta adecuado para cumplir con los objetivos planteados y responder al problema de investigación, al proporcionar una visión integral del estado actual del conocimiento en el área.

CAPÍTULO IV. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

CAPÍTULO IV

4. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

La ingeniería de tejidos se fundamenta en el uso de biomateriales capaces de proporcionar soporte estructural y funcional para la regeneración celular. De acuerdo con la literatura científica, los biomateriales pueden clasificarse en convencionales y no convencionales según su origen, grado de estandarización y validación clínica (O'Brien, 2011; Place et al., 2009).

Los biomateriales convencionales se dividen principalmente en sintéticos y naturales. Los materiales sintéticos, como los polímeros biodegradables y ciertas cerámicas bioactivas, han sido ampliamente utilizados debido a su capacidad de ofrecer propiedades mecánicas controladas, estabilidad estructural y reproducibilidad en su fabricación (Middleton & Tipton, 2000). Estas características permiten ajustar parámetros como la tasa de degradación, porosidad y resistencia mecánica según el tejido objetivo. Sin embargo, diversos estudios señalan que estos materiales presentan limitada bioactividad intrínseca, lo que puede afectar la interacción celular si no se modifican químicamente o se combinan con moléculas bioactivas (Hollister, 2005).

Por otro lado, los biomateriales naturales convencionales, tales como el colágeno, la gelatina y matrices extracelulares descelularizadas, presentan una mayor similitud estructural con la matriz extracelular del organismo humano. Esta semejanza favorece procesos fundamentales como la adhesión, proliferación y diferenciación celular (Lee & Mooney, 2001). Por el contrario, la literatura reporta que estos materiales pueden presentar variabilidad en sus propiedades fisicoquímicas, así como menor resistencia mecánica en comparación con los sintéticos (O'Brien, 2011).

En contraste, los biomateriales no convencionales han surgido como una línea de investigación emergente dentro de la ingeniería de tejidos. Estos materiales se derivan de fuentes

orgánicas no tradicionales, incluyendo residuos agroindustriales, matrices vegetales, subproductos alimentarios y recursos marinos. Investigaciones recientes han demostrado que muchos de estos materiales presentan estructuras porosas naturales y compuestos bioactivos que pueden contribuir a procesos regenerativos (Bhatia & Ingber, 2014).

Desde un enfoque comparativo, mientras los biomateriales convencionales priorizan el control mecánico y la estandarización industrial, los biomateriales no convencionales incorporan además un componente de sostenibilidad y valorización de residuos. Esta tendencia refleja un cambio progresivo en el enfoque de la ingeniería de tejidos, integrando criterios biológicos, mecánicos y ambientales en la selección de materiales.

Así pues, la clasificación de los biomateriales no debe entenderse como excluyente, sino complementaria. La selección adecuada depende de los requerimientos específicos del tejido a regenerar, el entorno fisiológico y los objetivos terapéuticos planteados. Esta visión integradora sustenta la necesidad de analizar en profundidad tanto los biomateriales convencionales como los no convencionales, lo cual se desarrolla en las siguientes secciones.

Biomateriales convencionales: análisis comparativo

El análisis de los biomateriales convencionales utilizados en ingeniería de tejidos permite identificar diferencias significativas en sus propiedades estructurales, biológicas y funcionales. Estos materiales, ampliamente estudiados y aplicados en contextos clínicos y experimentales, se clasifican principalmente en biomateriales sintéticos y naturales (O'Brien, 2011; Place et al., 2009).

Los biomateriales sintéticos se caracterizan por su alta reproducibilidad, estabilidad estructural y capacidad de ajuste en sus propiedades fisicoquímicas. Estas características los convierten en candidatos ideales para aplicaciones que requieren resistencia mecánica prolongada y control de degradación (Middleton & Tipton, 2000). Sin embargo, la literatura señala que su bioactividad intrínseca suele ser limitada, lo que puede afectar la integración celular si no se aplican modificaciones superficiales o combinaciones con moléculas bioactivas (Hollister, 2005).

En contraste, los biomateriales naturales presentan una mayor similitud con la matriz extracelular, favoreciendo procesos celulares fundamentales como la adhesión, proliferación y diferenciación (Lee & Mooney, 2001). En cambio, pueden presentar variabilidad estructural y menor resistencia mecánica, lo cual restringe su uso en tejidos sometidos a cargas funcionales elevadas (O'Brien, 2011).

Tabla 2 Comparación de biomateriales convencionales utilizados en ingeniería de tejidos

Tipo de biomaterial	Ejemplos	Ventajas principales	Limitaciones principales	Aplicaciones comunes
Sintéticos	Polímeros biodegradables, cerámicos bioactivos	Alta resistencia mecánica, control de degradación, reproducibilidad	Baja bioactividad intrínseca, posible respuesta inflamatoria	Regeneración ósea, implantes estructurales
Naturales	Colágeno, gelatina, matrices extracelulares	Alta biocompatibilidad, favorecen adhesión celular	Variabilidad estructural, menor resistencia mecánica	Tejidos blandos, epiteliales y conectivos

El análisis comparativo evidencia que los biomateriales sintéticos son particularmente adecuados para aplicaciones estructurales, como la regeneración de tejido óseo, donde se requiere

soporte mecánico prolongado (Middleton & Tipton, 2000). Por el contrario, los biomateriales naturales resultan más apropiados en aplicaciones donde la interacción celular es prioritaria (Lee & Mooney, 2001).

Como se observa en la Tabla 2, los biomateriales convencionales presentan ventajas clínicas ampliamente validadas; sin embargo, comparten limitaciones relacionadas con costos, degradación o integración tisular

Desde un enfoque interpretativo, los resultados indican que ninguno de los grupos ofrece una solución universal. La selección del biomaterial depende del equilibrio entre propiedades mecánicas y biológicas, así como de las condiciones específicas del microambiente tisular. Esta necesidad de balance funcional ha impulsado el desarrollo de enfoques híbridos que combinan características de ambos tipos de materiales (Hollister, 2005).

Tabla 3 Biomateriales convencionales: usos clínicos, impacto social y principales desventajas

Biomaterial	Usos clínicos	Impacto social	Desventajas principales
Titanio y aleaciones (Ti6Al4V)	Prótesis ortopédicas y dentales; tornillos quirúrgicos	Mejora la movilidad y calidad de vida en reemplazos articulares complejos	Alto costo; procesos de fabricación especializados
Acero inoxidable	Instrumental quirúrgico; placas y clavos temporales	Accesibilidad a herramientas quirúrgicas en hospitales públicos	Menor integración ósea; posible corrosión a largo plazo
Poliéter éter cetona (PEEK)	Implantes de columna; prótesis personalizadas	Favorece medicina personalizada	Costo elevado; disponibilidad limitada
Polimetilmetacrilato (PMMA)	Cementos óseos; prótesis dentales; lentes intraoculares	Amplía acceso a procedimientos oftalmológicos y odontológicos	No biodegradable; posible toxicidad residual

Silicona	Implantes blandos; prótesis mamarias; lentes de contacto	Mejora estética y confort en rehabilitación	Riesgo de reacción inflamatoria; costo creciente
Ácido poliláctico (PLA)	Suturas absorbibles; modelos anatómicos; liberación de fármacos	Reduce residuos quirúrgicos	Fragilidad relativa; menor resistencia mecánica
Colágeno	Mallas dérmicas; matrices regenerativas	Favorece cicatrización de heridas crónicas	Vida útil corta; alto costo
Zirconia	Implantes dentales estéticos; coronas	Alternativa libre de metal con buena biocompatibilidad	Difícil mecanizado; alto costo
Hidroxiapatita (HA)	Recubrimiento de implantes; matrices osteoconductoras	Favorece integración ósea	Baja resistencia mecánica
ePTFE	Injertos vasculares; membranas quirúrgicas	Mejora circulación en pacientes vasculares	No biodegradable; riesgo de infección
UHMWPE	Revestimientos articulares	Prolonga vida útil de prótesis	Desgaste y generación de partículas
PLGA	Sistemas de liberación de fármacos; andamios temporales	Permite tratamientos menos invasivos	Requiere control preciso de degradación
Fosfato de calcio (CaP)	Sustituto óseo; recubrimientos	Alternativa sintética al injerto autólogo	Menor resistencia que hueso natural
Cobalto-Cromo (Co-Cr)	Prótesis articulares; coronas; stents	Alta durabilidad	Liberación de iones metálicos; alta rigidez
Acero inoxidable 316L	Tornillos; placas óseas; instrumental	Económico; facilita acceso en países en desarrollo	Posible corrosión y liberación iónica

Biomateriales no convencionales según su origen

El análisis de la literatura científica evidencia que los biomateriales no convencionales han emergido como una alternativa innovadora dentro de la ingeniería de tejidos, particularmente en el contexto de sostenibilidad y economía circular. Estos materiales se caracterizan por provenir de fuentes orgánicas no tradicionalmente utilizadas en aplicaciones biomédicas, incluyendo residuos agroindustriales, matrices vegetales, subproductos animales y recursos marinos.

A diferencia de los biomateriales convencionales, cuya producción suele depender de procesos industriales estandarizados, los biomateriales no convencionales incorporan un componente de valorización de residuos y reducción del impacto ambiental (Bhatia & Ingber, 2014). Esta característica introduce una dimensión adicional en la selección de materiales, donde no solo se consideran propiedades mecánicas y biológicas, sino también factores ecológicos y económicos.

Desde el punto de vista estructural, muchos biomateriales no convencionales presentan porosidad natural, composición rica en polisacáridos estructurales y presencia de compuestos bioactivos que favorecen la interacción celular. Sin embargo, la literatura también señala desafíos relacionados con la variabilidad en sus propiedades fisicoquímicas, la estandarización de los procesos de obtención y la necesidad de mayor validación preclínica. Estos biomateriales pueden clasificarse según su origen en animal, vegetal, marino y agroindustrial.

Biomateriales no convencionales de origen animal

Los biomateriales derivados de fuentes animales no tradicionales han mostrado potencial en aplicaciones regenerativas debido a su composición rica en proteínas estructurales y colágeno.

Algunos estudios reportan que estos materiales pueden favorecer procesos de adhesión celular y regeneración tisular, especialmente en tejidos blandos (O'Brien, 2011).

Sin embargo, el análisis de la literatura indica que uno de los principales desafíos radica en la posible variabilidad biológica y en la necesidad de procesos adecuados de purificación para evitar respuestas inmunológicas adversas. A pesar de estas limitaciones, su similitud estructural con la matriz extracelular los posiciona como candidatos prometedores para aplicaciones específicas. Desde el punto de vista interpretativo, estos materiales podrían funcionar de manera complementaria a biomateriales sintéticos, especialmente en enfoques híbridos donde se busca combinar bioactividad y estabilidad mecánica.

Biomateriales no convencionales de origen vegetal

Los biomateriales de origen vegetal representan una de las áreas más estudiadas dentro de los materiales no convencionales. Diversas investigaciones han demostrado que matrices vegetales descelularizadas pueden conservar estructuras tridimensionales naturales con porosidad adecuada para el crecimiento celular (Bhatia & Ingber, 2014).

Materiales derivados de residuos agrícolas presentan alto contenido de celulosa y otros polisacáridos estructurales que pueden actuar como andamios regenerativos. Su principal ventaja radica en su abundancia, bajo costo y sostenibilidad ambiental. Pese a ello, el análisis comparativo muestra que estos materiales pueden presentar limitaciones en cuanto a resistencia mecánica y estabilidad estructural a largo plazo. Por tanto, su aplicación suele orientarse hacia tejidos blandos o como componentes en biomateriales híbridos

Biomateriales no convencionales de origen marino

Los recursos marinos constituyen otra fuente relevante de biomateriales no convencionales. Compuestos derivados de organismos marinos presentan propiedades bioactivas y biodegradables que han sido exploradas en aplicaciones de regeneración tisular (Lee & Mooney, 2001).

Estos materiales muestran buena compatibilidad biológica y capacidad de interacción celular, lo cual los hace adecuados para aplicaciones en tejidos epiteliales y conectivos. Sin embargo, al igual que otros biomateriales no convencionales, enfrentan desafíos relacionados con la estandarización y producción a escala industrial. Desde el punto de vista interpretativo, el potencial de los biomateriales marinos radica en su combinación de bioactividad y biodegradabilidad, factores clave en la ingeniería de tejidos contemporánea.

Biomateriales derivados de residuos agroindustriales

Una de las líneas más innovadoras dentro de los biomateriales no convencionales es el aprovechamiento de residuos agroindustriales. La literatura indica que estos materiales pueden transformarse en matrices funcionales mediante procesos de tratamiento físico y químico adecuados.

El análisis evidencia que esta estrategia no solo contribuye al desarrollo de soluciones regenerativas, sino que también responde a principios de sostenibilidad y economía circular. La reutilización de residuos reduce el impacto ambiental y puede disminuir costos de producción en comparación con biomateriales sintéticos convencionales. Sin embargo, la variabilidad en la

composición química y las propiedades estructurales representa un desafío significativo que requiere mayor investigación y estandarización.

Aplicación de biomateriales según tipo de tejido

El análisis de la literatura revisada permite identificar que la selección del biomaterial en ingeniería de tejidos depende directamente de las características estructurales, mecánicas y biológicas del tejido objetivo. En este sentido, tanto los biomateriales convencionales como los no convencionales presentan aplicaciones diferenciadas según el tipo de tejido a regenerar.

Tejido epitelial

El tejido epitelial se caracteriza por su función protectora y de intercambio, así como por su elevada capacidad de regeneración. En relación con lo expuesto, los biomateriales naturales convencionales, como el colágeno y la gelatina, han sido ampliamente utilizados debido a su alta biocompatibilidad y similitud con la matriz extracelular (Lee & Mooney, 2001).

Por su parte, los biomateriales no convencionales de origen vegetal han demostrado potencial en aplicaciones cutáneas y epiteliales, especialmente aquellos con alta porosidad natural y contenido en polisacáridos estructurales. La literatura indica que estas matrices pueden favorecer la adhesión y proliferación celular, aunque presentan limitaciones en resistencia mecánica cuando se comparan con polímeros sintéticos (O'Brien, 2011). Desde una perspectiva interpretativa, los resultados sugieren que los biomateriales no convencionales podrían desempeñar un papel complementario en regeneración epitelial, particularmente en aplicaciones donde la bioactividad y biodegradabilidad son prioritarias sobre la resistencia estructural.

Tabla 4 Biomateriales no convencionales con aplicaciones potenciales en la regeneración del tejido epitelial (piel)

Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de investigación
Lámina de lignina y pectina	Cáscara de plátano (<i>Musa spp.</i>)	Películas bioactivas y vendajes regenerativos	<i>In vitro</i>
Lámina rica en ácido clorogénico	Cáscara de patata (<i>Solanum tuberosum</i>)	Andamios antimicrobianos para curación de heridas	<i>In vitro</i>
Nanopuntos de carbono	Residuos de café molido	Películas antioxidantes y antimicrobianas para cicatrización	<i>In vitro</i>
Andamio de celulosa bacteriana	Residuos de pan	Estructuras hidratadas y mecánicamente robustas que imitan la matriz dérmica	<i>In vitro</i>
Hidrogel de bagazo de caña de azúcar	Bagazo de caña	Hidrogeles celulósicos con capacidad de interacción multicelular	<i>In vitro</i>
Nanofibras con mangiferina y quercetina	Cáscara de mango (<i>Mangifera indica</i>)	Nanofibras antioxidantes y antimicrobianas para cuidado de heridas	<i>In vitro</i>
Lámina de nanocelulosa	Semillas de aguacate (<i>Persea americana</i>)	Láminas reforzadas para aplicaciones en curación cutánea	<i>In vitro</i>
Hidrogel de cáscara de uva	Uva	Hidrogeles antioxidantes con efecto cicatrizante	<i>In vitro</i> / <i>In vivo</i>

Lámina de cascarilla de maíz	Cáscara de maíz	Membranas hidrofóbicas con propiedades UV y antibacterianas	<i>In vitro</i>
Hidrogel de salvado de trigo	Salvado de trigo	Extractos con propiedades reparadoras y antiinflamatorias	<i>In vivo</i>
Gel derivado de semilla de girasol	Girasol	Hidrogeles absorbentes de bajo costo para exudados	<i>In vitro</i>
Película proteica de cascarilla de soya	Cáscara de soya	Películas biocompatibles con barrera UV	<i>In vitro</i>
Biovidrio de cáscara de arroz	Cascarilla de arroz	Vidrios bioactivos con potencial epitelizante	<i>In vitro / In vivo</i>
Ácido hialurónico	Cresta de gallo	Material con alta citocompatibilidad que favorece adhesión y proliferación celular	<i>In vitro</i>

Tejido conectivo

El tejido conectivo requiere biomateriales con adecuada resistencia mecánica y capacidad de integración celular. Los polímeros sintéticos y cerámicos bioactivos han mostrado eficacia en aplicaciones donde se requiere soporte estructural prolongado (Middleton & Tipton, 2000).

Sin embargo, algunos biomateriales no convencionales derivados de residuos agroindustriales han evidenciado propiedades estructurales intermedias que podrían ser útiles como matrices de soporte celular. El análisis comparativo revela que, aunque su desempeño mecánico puede ser inferior al de materiales sintéticos, presentan ventajas en términos de sostenibilidad y bioactividad. Esto sugiere que podrían emplearse en combinación con biomateriales convencionales para optimizar resultados funcionales.

Como se muestra en la Tabla 3, los biomateriales no convencionales aplicados al tejido conectivo laxo se encuentran principalmente en fases experimentales in vitro, lo que indica que aún requieren validación adicional antes de su aplicación clínica.

Como también se muestra en la Tabla 4, los biomateriales vegetales descelularizados presentan estructuras fibrosas alineadas que imitan la arquitectura del colágeno en tendones, lo que sugiere su potencial en aplicaciones regenerativas para tejidos sometidos a tensión.

Del mismo modo, en la Tabla 5, los biomateriales investigados para cartílago incluyen tanto hidrogeles naturales como matrices híbridas impresas en 3D. Los estudios reportan fases in vitro e in vivo, lo que indica un mayor nivel de avance experimental en comparación con otros tejidos.

Tabla 5 Biomateriales no convencionales utilizados en ingeniería del tejido conectivo laxo

Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de investigación
Péptidos autoensamblables (RADA16)	Péptido sintético	Formación de andamios nanofibrilares que favorecen la adhesión y proliferación celular	In vitro / in vivo
Ácido hialurónico metacrilado (HAMA)	Derivado de cresta de gallo	Alta citocompatibilidad; permite adhesión y crecimiento celular sobre el andamio	In vitro
Hidrogeles de goma xantana	<i>Xanthomonas campestris</i>	Hidrogeles viscoelásticos para soporte celular y liberación controlada de agentes bioactivos	In vitro
Andamio de manzana descelularizado	<i>Malus domestica</i> (manzana)	Conserva estructura porosa tridimensional que favorece	In vitro

migración celular y transporte de nutrientes

Tabla 6 Biomateriales no convencionales de origen vegetal aplicados a la ingeniería de tendones

Biomaterial	Fuente	Resultado obtenido	Fase de investigación
Andamio de fibra de espárrago descelularizado	Tallos de espárrago	Imita la alineación del colágeno y favorece la regeneración celular	In vitro
Hidrogel de nanocelulosa derivada de cáscara de plátano	Cáscaras de plátano	Andamio alineado con adecuada resistencia mecánica para tejidos sometidos a tensión	In vitro
Hidrocoloide de bagazo de caña de azúcar	Bagazo de caña	Estructura fibrosa alineada con resistencia a la tracción moderada	In vitro
Andamio de celulosa de algas marinas descelularizado	Algas marinas	Matriz de celulosa con potencial para aplicaciones en tejidos fibrosos	In vitro
Andamio vegetal de apio descelularizado	Residuos de tallo de apio	Replica alineación y porosidad similares al tendón	In vitro
Hidrogel de nanocelulosa derivada de cáscara de arroz	Cáscara de arroz	Fibras de nanocelulosa con potencial en ingeniería de tejidos fibrosos	In vitro
Gelatina derivada de cáscara de ajo	Cáscaras de ajo	Soporta proliferación de fibroblastos con orientación similar al tendón	In vitro

Tabla 7 Biomateriales investigados para aplicaciones en ingeniería de cartílago

Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de investigación
Hidrogel de agarosa	Polisacárido natural (agarosa)	Hidrogeles con alta capacidad para imitar la matriz extracelular del cartílago hialino	In vitro / In vivo
Ácido hialurónico metacrilado (HAMA)	Ácido hialurónico modificado químicamente	Hidrogeles fotocurables que promueven proliferación de condrocitos y formación de matriz extracelular	In vitro / In vivo
Andamio de tallo de <i>Alstroemeria</i> con quitosano	Tallo de flor de <i>Alstroemeria</i>	Andamio biocompatible con propiedades antimicrobianas para ingeniería de cartílago	In vitro
Celulosa de maíz + PCL (1 %)	Maíz	Andamio impreso en 3D para regeneración de cartílago articular	In vitro

Tejido muscular

La regeneración del tejido muscular requiere biomateriales que permitan alineación celular y adecuada elasticidad. Los materiales sintéticos modificados han sido utilizados debido a su capacidad de controlar propiedades mecánicas y degradación (Hollister, 2005).

Los biomateriales no convencionales muestran potencial en aplicaciones musculares cuando presentan estructuras fibrosas naturales que favorecen la orientación celular. Sin embargo, la literatura indica que aún se requiere mayor investigación para validar su comportamiento a largo plazo y su integración funcional. Desde el análisis realizado, se observa que los biomateriales no convencionales podrían integrarse en estrategias híbridas que combinen elasticidad y bioactividad.

Tabla 8 *Biomateriales no convencionales con aplicaciones potenciales en la ingeniería del tejido muscular esquelético*

Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de investigación
Celulosa de cebolla verde descelularizada	Capa externa de cebolla verde	Andamio anisotrópico alineado que favorece la diferenciación de miotubos	In vitro
Nanocelulosa bacteriana (BNC)	Fermentación bacteriana a partir de residuos vegetales	Andamio conductor alineado para la maduración muscular	In vitro
Espárrago descelularizado	Tallo de espárrago	Favorece la alineación y el co-cultivo de células musculares y adiposas	In vitro

Nanofibras de celulosa orientada	Residuos vegetales celulósicos	Nanopatrón estructural que guía la diferenciación de mioblastos	In vitro
Celulosa de manzana descelularizada	Manzana	Andamio biodegradable que promueve el crecimiento de mioblastos	In vivo
Hoja de cebolla descelularizada	Hojas de cebolla	Andamio vascular vegetal que soporta el crecimiento alineado de miotubos	In vitro
Hidrogel derivado de residuos de café tostado	Restos de café	Andamio bioactivo con propiedades antioxidantes	In vitro
Proteína de soya texturizada	Subproducto industrial de soya	Andamio tridimensional comestible para soporte celular muscular	In vitro
Andamio de hojas de plátano descelularizadas	Hojas de plátano	Soporte poroso natural para regeneración muscular	In vitro
Andamio de nanocelulosa de maíz	Residuos de cáscara de maíz	Andamio poroso con capacidad de absorción y soporte celular	In vitro
Cáscara de coco	Cáscara de coco	Soporte estructural para orientación celular en cultivos musculares	In vitro
Andamio sílice–celulosa	Residuos de cáscara de arroz	Andamio nanocelulósico vegetal para crecimiento celular	In vitro

Andamio de micelio fúngico	Cultivado en residuos agroindustriales	Andamio lignocelulósico poroso con alta biocompatibilidad	In vitro
Andamio derivado de salvado de trigo	Residuos de molienda de trigo	Andamio nanocelulósico poroso para soporte celular	In vitro

Tejido óseo

El tejido óseo requiere biomateriales con alta resistencia mecánica y capacidad osteoconductiva. Las cerámicas bioactivas y polímeros sintéticos continúan siendo los materiales predominantes en esta área debido a su estabilidad estructural y capacidad de integración (Middleton & Tipton, 2000).

Aunque algunos biomateriales no convencionales han mostrado potencial como matrices complementarias, particularmente cuando se combinan con compuestos bioactivos, el análisis indica que aún no alcanzan el desempeño mecánico requerido para aplicaciones estructurales críticas.

Desde una perspectiva interpretativa, los resultados sugieren que los biomateriales no convencionales podrían desempeñar un papel complementario en regeneración ósea, especialmente en aplicaciones no sometidas a cargas elevadas o como componentes de sistemas híbridos. Como se observa en la Tabla 6, los biomateriales no convencionales aplicados a la regeneración ósea se encuentran mayoritariamente en fase in vitro, lo que evidencia que aún se requiere validación preclínica adicional antes de su posible aplicación clínica

Tabla 9 Biomateriales no convencionales con aplicaciones potenciales en la regeneración de tejido óseo

Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de investigación
Hidrogel derivado de cáscara de plátano	Cáscara de plátano	Mejora de bioactividad y soporte mecánico en matrices óseas	In vitro / In vivo
Andamio reforzado con caucho de neumático	Neumáticos reciclados (mezcla con polímeros)	Refuerzo mecánico de biomateriales compuestos	In vitro
Hidrogel de lignina y celulosa	Cáscara de semilla de mango	Fuente de lignocelulosa para refuerzo mecánico y potencial osteoinducción	In vitro
Andamio en gel de residuos de tomate	Cáscara y tallos de tomate	Refuerzo con celulosa y minerales para mejorar matrices óseas	In vitro
Hidrogel derivado de cáscara de semilla de girasol	Semillas de girasol	Precursor de sílice y lignocelulosa para matrices compuestas	In vitro
Hidrogel de residuo de bagazo cervecero	Cebada (bagazo cervecero)	Refuerzo mineral y orgánico en hidrogeles óseos	In vitro
Andamio de carbonato cálcico y sílice	Pan fermentado	Producción de compuestos bioactivos para soportes osteoconductivos	In vitro

Análisis de sostenibilidad e impacto ambiental

Uno de los aspectos más relevantes identificados en el análisis de la literatura es la incorporación progresiva de criterios de sostenibilidad en el desarrollo de biomateriales para ingeniería de tejidos. Tradicionalmente, la selección de biomateriales se ha basado principalmente en propiedades mecánicas, biocompatibilidad y estabilidad estructural (O'Brien, 2011). Sin embargo, investigaciones recientes evidencian una creciente preocupación por el impacto ambiental asociado a los procesos de producción y descarte de materiales sintéticos (Bhatia & Ingber, 2014).

Los biomateriales convencionales sintéticos, aunque altamente reproducibles y mecánicamente eficientes, suelen derivarse de procesos petroquímicos o industriales que implican consumo energético elevado y generación de subproductos potencialmente contaminantes. Este aspecto introduce una dimensión ambiental que históricamente no había sido priorizada en la ingeniería biomédica.

En contraste, los biomateriales no convencionales derivados de residuos agroindustriales, subproductos alimentarios y fuentes naturales presentan una ventaja significativa en términos de sostenibilidad. La valorización de residuos orgánicos permite reducir la carga ambiental asociada a desechos agrícolas e industriales, alineándose con principios de economía circular y aprovechamiento de recursos (Place et al., 2009).

El análisis comparativo indica que la utilización de matrices vegetales y residuos orgánicos como andamios regenerativos no solo contribuye a disminuir el impacto ambiental, sino que también puede reducir costos de producción, favoreciendo el acceso a soluciones biomédicas en contextos con recursos limitados.

A pesar de que la literatura también señala desafíos asociados a la sostenibilidad real de estos biomateriales, estos aspectos deben ser considerados críticamente. Los procesos de purificación, esterilización y modificación química pueden requerir insumos y energía adicionales, lo cual podría disminuir parcialmente las ventajas ambientales si no se optimizan adecuadamente.

Desde un enfoque interpretativo, los resultados sugieren que la sostenibilidad debe evaluarse de manera integral, considerando todo el ciclo de vida del biomaterial: obtención, procesamiento, aplicación clínica y degradación final. En este sentido, los biomateriales no convencionales representan una oportunidad estratégica para integrar criterios ambientales en la ingeniería de tejidos sin comprometer completamente los requerimientos biológicos y funcionales.

Por consiguiente, la evidencia revisada respalda la idea de que la innovación en biomateriales no solo debe orientarse hacia el desempeño mecánico y biológico, sino también hacia la responsabilidad ambiental y la optimización de recursos. Esta tendencia redefine el enfoque tradicional de la ingeniería de tejidos y abre nuevas líneas de investigación interdisciplinaria.

Síntesis integradora de resultados

El análisis integral de la literatura revisada permite establecer una visión comparativa entre biomateriales convencionales y no convencionales dentro de la ingeniería de tejidos. Los resultados evidencian que los biomateriales convencionales continúan desempeñando un papel predominante en aplicaciones clínicas, principalmente debido a su estabilidad estructural, reproducibilidad industrial y validación experimental extensa (O'Brien, 2011; Middleton &

Tipton, 2000). Estas características los posicionan como materiales confiables, especialmente en aplicaciones que requieren alta resistencia mecánica, como la regeneración de tejido óseo.

Sin embargo, el análisis también demuestra que estos materiales presentan limitaciones relacionadas con su bioactividad intrínseca y, en algunos casos, con el impacto ambiental asociado a su producción. En este escenario, los biomateriales no convencionales emergen como una alternativa innovadora que integra criterios biológicos, funcionales y ambientales.

La revisión de estudios científicos indica que los biomateriales no convencionales, particularmente aquellos derivados de fuentes vegetales y residuos agroindustriales, poseen estructuras porosas naturales y componentes bioactivos que favorecen la interacción celular. Estas características resultan especialmente relevantes en la regeneración de tejidos blandos, epiteliales y conectivos. Aun así, su aplicación en tejidos sometidos a altas cargas mecánicas aún enfrenta limitaciones técnicas que requieren investigación adicional.

Desde una perspectiva comparativa, los resultados sugieren que la ingeniería de tejidos está evolucionando hacia un enfoque híbrido, donde la combinación estratégica de biomateriales convencionales y no convencionales podría optimizar resultados funcionales. Este enfoque integrador permite equilibrar estabilidad mecánica, bioactividad y sostenibilidad ambiental.

Además, la incorporación de criterios de economía circular y valorización de residuos representa un cambio paradigmático en la selección de biomateriales. La evidencia analizada indica que la sostenibilidad comienza a consolidarse como un factor determinante en el desarrollo de nuevas matrices regenerativas, ampliando el alcance tradicional de la ingeniería biomédica.

En síntesis, los resultados de esta investigación demuestran que los biomateriales no convencionales no constituyen un reemplazo absoluto de los materiales tradicionales, sino una

alternativa complementaria con alto potencial de desarrollo. Su integración estratégica en aplicaciones regenerativas podría contribuir tanto a la innovación biomédica como a la reducción del impacto ambiental, fortaleciendo así el enfoque interdisciplinario de la ingeniería de tejidos.

Este análisis responde al problema planteado inicialmente, evidenciando que el desarrollo de biomateriales no convencionales representa una línea viable y prometedora dentro de la investigación contemporánea, aunque aún requiere mayor estandarización y validación experimental para su consolidación clínica.

Retos y oportunidades

El análisis integral de los biomateriales no convencionales evaluados en esta investigación permite identificar una serie de retos científicos, tecnológicos y regulatorios que deben superarse para facilitar su consolidación en aplicaciones clínicas. A pesar de los avances observados en estudios experimentales, particularmente en fases *in vitro*, la transición hacia modelos *in vivo* y ensayos clínicos continúa siendo limitada, lo que evidencia una brecha significativa entre la investigación básica y la implementación médica.

Uno de los principales desafíos radica en la variabilidad inherente a las fuentes naturales utilizadas. Los residuos agroindustriales como cáscaras, tallos, semillas y bagazos presentan diferencias en su composición química, contenido de lignina, celulosa, compuestos fenólicos y minerales, dependiendo de factores como el tipo de cultivo, condiciones climáticas y procesos de almacenamiento. Esta variabilidad dificulta la estandarización y reproducibilidad a escala industrial, lo cual constituye un requisito fundamental para su aprobación regulatoria y uso clínico.

De igual manera, las propiedades mecánicas representan una limitación relevante, especialmente en aplicaciones destinadas a tejidos sometidos a cargas fisiológicas elevadas, como el hueso, el cartílago y los tendones. Aunque muchos hidrogeles y andamios vegetales demuestran alta biocompatibilidad y capacidad de soporte celular, su resistencia estructural puede resultar insuficiente sin refuerzos adicionales o combinaciones con polímeros sintéticos o compuestos minerales. Esto evidencia la necesidad de desarrollar biomateriales híbridos que integren sostenibilidad y desempeño mecánico adecuado.

Desde el punto de vista regulatorio, los marcos normativos actuales están diseñados principalmente para biomateriales sintéticos o de origen animal tradicional. La incorporación de materiales derivados de residuos agroindustriales plantea interrogantes relacionados con la trazabilidad, control microbiológico, estabilidad química y evaluación toxicológica a largo plazo. Por consiguiente, será necesario establecer protocolos específicos de validación que garanticen seguridad y eficacia antes de su aprobación sanitaria.

No obstante, junto a estos desafíos emergen oportunidades significativas. El aprovechamiento de subproductos agrícolas y agroindustriales se alinea con principios de economía circular y sostenibilidad ambiental, permitiendo transformar desechos de bajo valor en plataformas biomédicas de alto impacto. Este enfoque no solo contribuye a la reducción de residuos, sino que también podría disminuir costos de producción en comparación con biomateriales convencionales de alto precio, como el titanio, la zirconia o el PEEK.

Adicionalmente, muchas estructuras vegetales descelularizadas presentan arquitecturas naturales altamente organizadas, incluyendo alineación fibrosa y redes vasculares que imitan características de tejidos humanos como el músculo y el tejido conectivo. Esta biomimética inherente representa una ventaja estructural difícil de replicar mediante técnicas puramente

sintéticas. La integración de estos biomateriales con tecnologías emergentes como la impresión 3D, la nanotecnología y los sistemas de liberación controlada de fármacos amplía aún más su potencial translacional.

En conjunto, los resultados obtenidos sugieren que los biomateriales no convencionales no buscan reemplazar completamente a los materiales tradicionales, sino complementarlos dentro de un enfoque más sostenible e interdisciplinario. Su desarrollo futuro dependerá del fortalecimiento de la validación preclínica, la estandarización de procesos productivos y la adaptación de marcos regulatorios que permitan su incorporación segura en la práctica médica.

CONCLUSIONES

El desarrollo de biomateriales no convencionales en la ingeniería de tejidos representa una estrategia innovadora orientada a la sostenibilidad, accesibilidad y aprovechamiento de recursos agroindustriales. A partir del análisis comparativo realizado, se evidencia que múltiples residuos vegetales y subproductos orgánicos poseen propiedades fisicoquímicas y estructurales adecuadas para su aplicación como andamios regenerativos en distintos tipos de tejidos, incluyendo tejido conectivo, óseo, cartilaginoso, epitelial y muscular.

Los resultados muestran que la mayoría de las investigaciones se encuentran en fase experimental *in vitro*, lo que confirma que este campo aún se encuentra en una etapa de consolidación científica. Sin embargo, los estudios revisados demuestran alta biocompatibilidad, capacidad de soporte celular, propiedades antioxidantes y, en algunos casos, características antimicrobianas que favorecen procesos regenerativos. En tejidos como la piel, se observa mayor avance hacia estudios *in vivo*, mientras que en músculo esquelético y tendón predomina la validación preliminar en laboratorio.

En términos estructurales, los biomateriales vegetales descelularizados presentan arquitecturas naturales que imitan la alineación fibrosa y organización tridimensional de diversos tejidos humanos, lo cual constituye una ventaja biomimética significativa frente a ciertos materiales sintéticos convencionales. A pesar de ello, las limitaciones mecánicas y la variabilidad inherente a las fuentes naturales continúan siendo desafíos relevantes que requieren optimización mediante el desarrollo de biomateriales híbridos o compuestos.

Desde un enfoque socioeconómica y ambiental, el uso de residuos agroindustriales como materia prima biomédica introduce un modelo alineado con la economía circular, reduciendo desperdicios y promoviendo alternativas potencialmente más accesibles para sistemas de salud en

países en desarrollo. Esta característica posiciona a los biomateriales no convencionales no solo como una alternativa científica, sino también como una propuesta con impacto social y ambiental positivo.

En conclusión, los biomateriales no convencionales constituyen una plataforma prometedora dentro de la ingeniería de tejidos, con capacidad de complementar —más que reemplazar— a los biomateriales tradicionales. Su consolidación futura dependerá del fortalecimiento de la validación preclínica, la estandarización de procesos productivos y el cumplimiento de requisitos regulatorios que garanticen seguridad, eficacia y reproducibilidad.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Addad, S., Exposito, J. Y., Faye, C., Ricard-Blum, S., & Lethias, C. (2011). Isolation, characterization and biological evaluation of jellyfish collagen for use in biomedical applications. *Marine Drugs*, 9(6), 967–983. <https://doi.org/10.3390/md9060967>

Alberts, B., Johnson, A., Lewis, J., Raff, M., Roberts, K., & Walter, P. (2015). *Molecular biology of the cell* (6th ed.). Garland Science.

Allan, S. J., et al. (2021). Decellularized grass as a sustainable scaffold for skeletal muscle tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.37241>

Al-Shalawi, F. D., et al. (2023). Biomaterials as implants in the orthopedic field for regenerative medicine: Metal versus synthetic polymers. *Polymers*, 15(12), 2601. <https://doi.org/10.3390/polym15122601>

Ariyoshi, H., et al. (1997). Expanded polytetrafluoroethylene (ePTFE) vascular graft loses its thrombogenicity six months after implantation. *Thrombosis Research*, 88(5), 427–433. [https://doi.org/10.1016/S0049-3848\(97\)00278-8](https://doi.org/10.1016/S0049-3848(97)00278-8)

Atala, A., & Murphy, S. V. (2014). 3D bioprinting of tissues and organs. *Nature Biotechnology*, 32(8), 773–785. <https://doi.org/10.1038/nbt.2958>

Bennett, E. S., & Weissman, B. A. (2005). *Clinical contact lens practice*. Lippincott Williams & Wilkins.

Bohner, M., & Lemaître, J. (2009). Can bioactivity be tested in vitro with SBF solution? *Biomaterials*, 30(12), 2175–2179. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2009.01.008>

Bose, S., Roy, M., & Bandyopadhyay, A. (2012). Recent advances in bone tissue engineering scaffolds. *Trends in Biotechnology*, 30(10), 546–554. <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2012.07.005>

Charge, S. B., & Rudnicki, M. A. (2004). Cellular and molecular regulation of muscle regeneration. *Physiological Reviews*, 84(1), 209–238.

Chattopadhyay, S., & Raines, R. T. (2014). Collagen-based biomaterials for wound healing. *Biopolymers*, 101(8), 821–833. <https://doi.org/10.1002/bip.22486>

Chen, Y. (2021). Development of 3D printed bamboo fiber-reinforced scaffolds for ligament tissue engineering. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 122, 104739. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104739>

Contessi Negrini, N., Toffoletto, N., Farè, S., & Altomare, L. (2020). Plant tissues as 3D natural scaffolds for adipose, bone and tendon tissue regeneration. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8, 723. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00723>

- Docheva, D., Müller, S. A., Majewski, M., & Evans, C. H. (2015). Biologics for tendon repair. *Advanced Drug Delivery Reviews*, *84*, 222–239.
- Eltom, A., Zhong, G., & Muhammad, A. (2019). Scaffold techniques and designs in tissue engineering: Functions and purposes—a review. *Advances in Materials Science and Engineering*, *2019*, 3429527. <https://doi.org/10.1155/2019/3429527>
- Esmaeili, J., et al. (2022). Decellularized *Alstroemeria* flower stem modified with chitosan for tissue engineering purposes: A cellulose/chitosan scaffold. *International Journal of Biological Macromolecules*, *204*, 321–332.
- Gaharwar, A. K. (2022). Hydrogels for tissue engineering: Addressing key design needs. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *10*, 849831.
- Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K. (2009). Ti-based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review. *Progress in Materials Science*, *54*(3), 397–425.
- Groll, J., et al. (2016). Biofabrication: Reappraising the definition of an evolving field. *Biofabrication*, *8*(1), 013001.
- Grogan, B. F., & Hsu, J. R. (2011). Volumetric muscle loss. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, *19*, S35–S37.
- Hanawa, T. (2020). Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dental Materials Journal*, *39*(1), 24–36.
- Hench, L. L. (1998). Bioceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, *81*(7), 1705–1728.
- Hirpara, R., Mehetre, K., & Raut, S. (2020). Agarose-based biomaterials: Opportunities and challenges in cartilage tissue engineering. *Journal of Drug Delivery and Therapeutics*, *10*(3), 150–154.
- Hollister, S. J. (2005). Porous scaffold design for tissue engineering. *Nature Materials*, *4*(7), 518–524.
- Huynh, K., Li, Y., & Zhou, F. (2022). Recent advances in PLGA scaffolds for tissue engineering and drug delivery: A review. *Materials Science and Engineering: C*, *133*, 112645.
- Inci, I. (2021). Preparation and characterization of decellularized rooster comb as a scaffold for tissue engineering applications. *Tissue and Cell*, *73*, 101614.
- Juhas, M., & Bursac, N. (2013). Engineering skeletal muscle repair. *Current Opinion in Biotechnology*, *24*(5), 880–886.
- Kannus, P. (2000). Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *10*(6), 312–320.

- Kim, D. H., Provenzano, P. P., Smith, C. L., & Levchenko, A. (2012). Matrix nanotopography as a regulator of cell function. *Journal of Cell Biology*, *197*(3), 351–360.
- Langer, R., & Vacanti, J. P. (1993). Tissue engineering. *Science*, *260*(5110), 920–926.
- Lee, J., Lee, S. H., Kim, B. S., Cho, Y. S., & Park, Y. (2018). Development and evaluation of hyaluronic acid-based hybrid bio-ink for tissue regeneration. *Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, *15*, 761–769.
- Liu, Y., Lim, J., & Teoh, S. H. (2013). Development of clinically relevant scaffolds for vascularised bone tissue engineering. *Biotechnology Advances*, *31*(5), 688–705.
- MacNeil, S. (2007). Progress and opportunities for tissue-engineered skin. *Nature*, *445*(7130), 874–880.
- Middleton, J. C., & Tipton, A. J. (2000). Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices. *Biomaterials*, *21*(23), 2335–2346.
- Murphy, S. V., & Atala, A. (2014). 3D bioprinting of tissues and organs. *Nature Biotechnology*, *32*(8), 773–785.
- O'Brien, F. J. (2011). Biomaterials & scaffolds for tissue engineering. *Materials Today*, *14*(3), 88–95.
- Okazaki, Y., & Gotoh, E. (2005). Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. *Biomaterials*, *26*(1), 11–21.
- Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., & Lemons, J. E. (2004). *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine*. Academic Press.
- Ross, M. H., & Pawlina, W. (2020). *Histology: A text and atlas* (8th ed.). Wolters Kluwer.
- Sabino, M., Loaiza, M., Dernowsek, J., Rezende, R., & Da Silva, J. (2017). Técnicas para la fabricación de andamios poliméricos con aplicaciones en ingeniería de tejidos. *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*, *37*(2), 120–146. <https://doi.org/10.5281/zenodo.8217672>
- Williams, D. F. (2008). On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, *29*(20), 2941–2953.

ANEXOS

DESARROLLO DE BIOMATERIALES NO CONVENCIONALES EN INGENIERÍA DE TEJIDOS: DE LA BASURA A LA APLICACIÓN CLÍNICA

DEVELOPMENT OF NON-CONVENTIONAL BIOMATERIALS IN TISSUE ENGINEERING: FROM TRASH TO CLINICAL APPLICATION

Gabrielle Garcia

Ingeniería Biomédica
Facultad de Ingeniería
Universidad Latina de Panamá,
República de Panamá
0009-0007-4690-1081

Diego Reginensi

Ingeniería Biomédica, Facultad de Ingeniería,
Universidad Latina de Panamá
Ingeniería Tisular, Facultad de Biociencias y Salud
Pública, Universidad Especializada de las Américas
(UDELAS)
Terapias Avanzadas en Biomedicina, Facultad de
Medicina, Universidad de Panamá,
República de Panamá
0000-0002-7709-1663

RESUMEN:

La creciente demanda por soluciones terapéuticas sostenibles y rentables ha impulsado una búsqueda activa de biomateriales no convencionales derivados de residuos orgánicos. Esta revisión científica explora el potencial de subproductos agrícolas, alimentos desechados, residuos marinos y estructuras vegetales descelularizadas como fuentes emergentes para la ingeniería de tejidos. Se presenta una comparación crítica entre biomateriales convencionales y alternativas no tradicionales, destacando ventajas como la bioactividad intrínseca, la biocompatibilidad, la biodegradabilidad y el bajo impacto ambiental. A lo largo del documento, se examinan aplicaciones específicas en tejidos conectivo, epiteliales, musculares y óseo, incluyendo datos sobre fases de investigación, fuentes biológicas, propiedades fisicoquímicas y mecanismos de acción. Si bien, persisten desafíos regulatorios, de estandarización y validación clínica, el uso de biomateriales derivados de residuos representa una vía prometedora hacia una medicina regenerativa más asequible, funcional y ecológicamente responsable.

PALABRAS CLAVES: *Materiales no convencionales, Desechos agroindustriales, Innovación y ecosostenibilidad.*

ABSTRACT

The growing demand for sustainable and cost-effective therapeutic solutions has driven an active search for

unconventional biomaterials derived from organic waste. This scientific review explores the potential of agricultural byproducts, discarded food, marine debris, and decellularized plant scaffolds as emerging sources for tissue engineering. A critical comparison between conventional biomaterials and non-traditional alternatives is presented, highlighting advantages such as intrinsic bioactivity, biocompatibility, biodegradability, and low environmental impact. Throughout the document, specific applications in connective, epithelial, muscle, and bone tissues are examined, including data on research phases, biological sources, physicochemical properties, and mechanisms of action. Although regulatory, standardization, and clinical validation challenges persist, the use of waste-derived biomaterials represents a promising avenue toward more affordable, functional, and ecologically responsible regenerative medicine.

KEY WORDS: Non-conventional materials, Agro-industrial waste, Innovation, and sustainability.

1. INTRODUCCION

Durante décadas, la ingeniería de tejidos ha buscado responder a una pregunta aparentemente simple: ¿cómo ayudamos al cuerpo a sanarse a sí mismo? La ingeniería de tejidos se ha convertido en uno de los campos más prometedores de la ciencia biomédica, con el objetivo de restaurar o reemplazar estructuras biológicas dañadas mediante la combinación de células, moléculas de señalización y andamiajes de biomateriales [1]. Como parte de la estrategia se

utilizan los andamios (biomateriales), que son estructuras o soportes con función temporal que sirven como guía para el crecimiento y formación de diferentes tejidos [2]. Más que un simple componente estructural, los andamios desempeñan un papel activo en la guía del comportamiento celular, que incluye la adhesión, la proliferación, la migración y la diferenciación, los cuales son claves en los procesos de regeneración tisular [3, 4].

Un andamio (biomaterial) debe lograr un delicado equilibrio entre diversos aspectos físicos, químicos y biológicos, tales como: compatibilidad biológica, propiedades no tóxicas, bioactividad, tasa de degradación y el rendimiento mecánico [5]. Por ello, existen varias características que debe cumplir para poder ser utilizado efectivamente en la ingeniería de tejidos. Una de estas características es que debe ser biocompatible con la zona de aplicación, significando básicamente en que el material utilizado para el andamio debe poder interactuar con el entorno biológico sin causar efectos poniendo en riesgo la salud (p.e rechazo inmunológico, necrosis, inflamación crónica, entre otras enfermedades). Para poder lograr esto, no se deben utilizar compuestos dañinos o contaminantes para lograr la integración o degradación en el cuerpo, igual que promover la adhesión, migración y proliferación de las células [6]. Los andamios igualmente deben ser mecánicamente estable para soportar fuerzas fisiológicas y tener una topografía adecuada para la estimulación de las respuestas celulares específicas. Con esto, el andamio debe tener un soporte estructural adecuado para mantener la forma mientras el tejido nuevo de forma a su alrededor, igual de resistir contracciones musculares, presión arterial y diversos movimientos. La topografía o la característica física y estructural juega mucho en esta característica y se debe tomar en cuenta la textura de la superficie y geometría, como incluir patrones de fibras, canales o poros que apoyan la adhesión, proliferación y diferenciación celular, imitando esencialmente las señales de la matriz extracelular natural. Esto igualmente debe tener una organización espacial adecuada en la forma, tamaño y distribución de poros y la orientación de fibras para apoyar en la migración celular y darle dirección del crecimiento tisular. [7, 8]. Un punto importante de considerar también es la tasa de biodegradación, que esencialmente significa que la velocidad de degradación este a la par con la regeneración tisular y que presente propiedades de porosidad que faciliten la difusión de los nutrientes y la integración vascular. Esta característica es un punto esencial, ya que si el andamio se degrada más rápido que la regeneración del tejido puede colapsar la estructura completa por falta de soporte. Igualmente, si se degrada con un

tiempo más prolongado que la regeneración tisular, pone en riesgo a la recuperación y puede interferir con la remodelación del tejido, causando efectos adversos (p.e fibrosis, encapsulación, o inflamación prolongada) [9-11].

Los biomateriales impulsan una gran parte de diversos tratamientos terapéuticos en atención médica hoy en día. Sin embargo, con los biomateriales más comunes se puede observar una explosión elevado de costo, como también desechables y no biodegradables, contribuyendo a la generación de desperdicios biomédicos, planteando una interrogante en el ámbito ambiental. En un contexto donde los recursos económicos y ambientales son limitados, ¿no deberíamos explorar biomateriales más accesibles, sostenibles y funcionales?

2. LA BUSQUEDA DE NUEVOS ANDAMIOS NO CONVENCIONALES EN BIOMEDICINA.

Frente a las problemáticas presentadas, surge la necesidad de explorar fuentes no convencionales de biomateriales que sean eficaces, sostenibles y accesibles, al igual que capaz de responder tanto a la exigencia clínica como algunos desafíos económicos y ambientales actuales. Los biomateriales, a menudo, se clasifican en dos grupos principales, sintéticos y naturales. Los sintéticos son producidos por diversos procesos químicos o industriales en la cual es posible controlar y reproducir idénticamente la composición de esto, y realizar cambios a diferentes propiedades de una forma decisiva en sus propiedades mecánicas y la degradación. Estos materiales, como se puede observar en la tabla 1, tienen sus ventajas como poder manipular y controlar las propiedades al igual que conseguir una alta resistencia mecánica, sin embargo, tiene sus desventajas por ser menos bioactivos y en sí, la degradación puede generar subproductos ácidos que potencialmente influyan negativamente al ser humano [12]. Los naturales, en cambio, provienen de diversas fuentes biológicas y logran imitar los mismos componentes de la matriz extracelular encontradas en el cuerpo humano por su naturaleza animal, vegetal o microbiana. Se puede observar en la tabla 1 que las ventajas son más dirigidas a su integración celular superior a las sintéticas, igualmente que son altamente bioactivos y permiten la degradación enzimática natural. Sin embargo, siempre existen desventajas, y para los biomateriales naturales se han podido observar bajas resistencias mecánicas, limitación en la manipulación de las características (igual que posible variabilidad entre diferentes los andamios manufacturados), y riesgos biológicos si no son adecuadamente esterilizados o purificados [12].

Tabla 1: Comparación de Biomateriales Naturales VS sintéticos

Característica	Biomaterial Natural	Biomaterial Sintético	Referencia
Origen	Derivado de organismos (animal, vegetal, microbiano)	Producido químicamente o por síntesis industrial	[12]
Ejemplos	Colágeno, gelatina, alginato, quitina, celulosa, fibrina	PLA, PGA, PLGA, PCL, poliuretano, hidroxiapatita sintética	[12]
Ventajas	Alta bioactividad, integración celular, degradación natural	Propiedades ajustables, buena resistencia mecánica, reproducible	[10, 13]
Desventajas	Variabilidad, menor resistencia mecánica, riesgo inmunogénico	Menor bioactividad, subproductos de degradación ácidos	[6, 13]
Bioactividad	Alta	Baja (pero puede ser funcionalizado)	[8, 10]
Biocompatibilidad	Alta (con buen procesamiento)	Alta (si es puro y biocompatible)	[6]
Control de propiedades	Limitado	Muy alto	[7]
Uso típico	Andamios para piel, vasos, tejidos blandos	Implantes óseos, soportes estructurales, prótesis	[7, 10]

Tabla 1: Comparación entre Biomateriales Naturales VS Sintéticos

En la tabla 2 se pueden observar diversos materiales, por ejemplo, metales como Ti-6Al-4V, Co-Cr y 316L SS que son utilizados en prótesis articulares (p.e prótesis de Ti-6Al-4V para la cadera, rodilla hombro) implantes dentales y coronas, fijaciones maxilofaciales, o hasta placas óseas temporales [14, 15]. también existen los cerámicos, como los biovidrios que son utilizados en sellado dentales, recubrimiento de implantes o hasta en la reparación ósea [16], o fosfatos de calcio / hidroxiapatitas en injertos óseos, revestimiento de implantes metálicos o injertos ortopédicos,[16, 17]. Existen múltiples otros materiales, sin embargo, en la mayoría de estos, la producción se basa en procesos de alto costo económico y un elevado consumo energético derivados de los procesos de fundición, forja, sinterización o extrusión que permiten garantizar una alta resistencia y estabilidad química.

En las últimas décadas, el costo económico de estos materiales es cada vez más difícil de ignorar, especialmente a medida que los sistemas sanitarios de todo el mundo se enfrentan a una creciente presión para ofrecer atención avanzada de forma sostenible. Como se puede observar en la Grafica 1, se ve un alza significativa dentro de los últimos años, destacando algunos materiales en sí en la cual podemos realizar un breve análisis. Tomemos como ejemplo el PEEK, un polímero de alto rendimiento muy apreciado en implantes ortopédicos y espinales. Su costo ha aumentado a casi 230 dólares por kilogramo para 2024, debido principalmente a los complejos procesos de fabricación que requieren altas temperaturas y entornos de sala limpia. Además, sus limitadas fuentes de producción y su dependencia de monómeros derivados del petróleo lo hacen sensible a las fluctuaciones de los mercados energéticos y la

geopolítica [18]. De igual manera, el PLGA, valorado por su biodegradabilidad y su uso en la administración de fármacos, ha alcanzado los 120 dólares por kilogramo. Estos precios reflejan no solo los altos costos de producción, sino también los gastos regulatorios necesarios para una pureza de grado médico [19]. Incluso materiales naturales como el colágeno, utilizado en terapias regenerativas y apósitos para heridas, han sufrido con los cambios económicos.

Con un precio aproximado de \$120/kg, el costo del colágeno se debe a los rigurosos procesos de purificación, esterilización y abastecimiento necesarios para evitar reacciones inmunogénicas, especialmente a medida que aumenta la demanda con el auge de la ingeniería de tejidos [20]. Metales como el titanio (Ti6Al4V), esencial para las prótesis ortopédicas, también han aumentado de forma constante, pasando de \$60/kg en 2018 a más de \$83/kg en 2024, debido al alto consumo de energía para el refinamiento y a la concentración geopolítica de la producción de mineral de titanio [21].

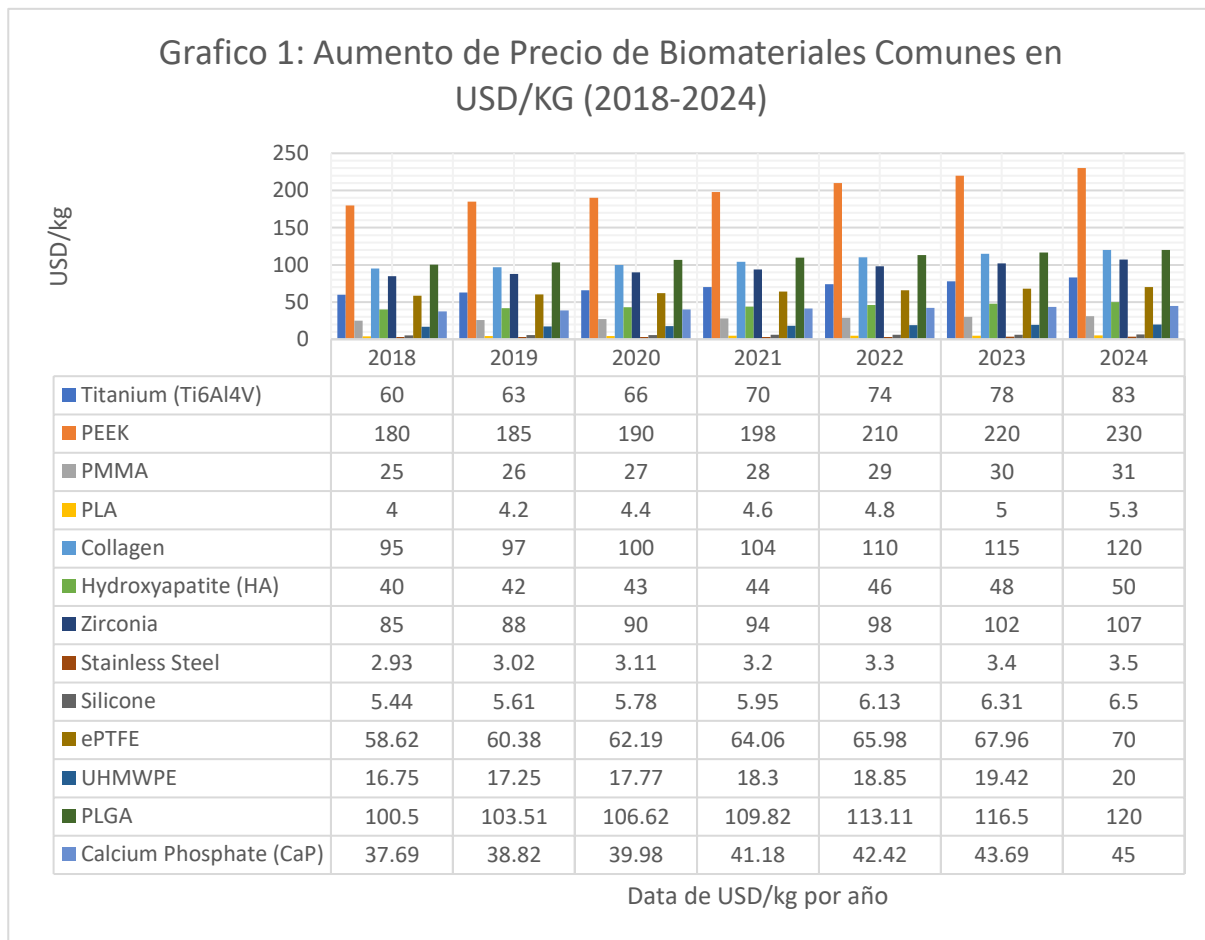
Definitivamente, el precio de un biomaterial no es estático; es el resultado de una compleja interacción entre tecnología, regulación, economía global y demanda clínica. Al diseñar la próxima generación de dispositivos y andamiajes médicos, comprender estos factores económicos es fundamental no solo para la innovación, sino también para garantizar que las soluciones que desarrollamos lleguen a las personas que más las necesitan. Todos estos factores — financieros, logísticos, éticos y ambientales— están impulsando un renovado interés en los biomateriales no convencionales.

Tabla 2: Biomateriales Convencionales – Usos Cotidianos, Impacto Social y Desventajas

Biomaterial	Usos Cotidianos	Impacto Social	Desventajas Principales	Referencia
Titanio y sus Aleaciones (Ti6Al4V)	Prótesis ortopédicas y dentales de alta carga; implantes dentales; tornillos quirúrgicos	Ofrece soluciones duraderas para reemplazos articulares complejos; mejora calidad de vida y movilidad	Costo elevado y procesos complejos de fabricación; necesidad de procesos especializados	[22]
Acero inoxidable	Instrumental quirúrgico; placas y clavos temporales	Accesibilidad a herramientas quirúrgicas en hospitales públicos	Menor integración ósea; riesgo de corrosión a largo plazo	[23]
Poliéter éter cetona (PEEK)	Implantes de columna; prótesis personalizadas en 3D	Medicina personalizada con mayor precisión	Costo elevado; disponibilidad limitada en algunos países	[24]
Polimetilmetacrilato (PMMA)	Cementos óseos; prótesis dentales; lentes intraoculares, lentes de contactos rígidos	Facilita acceso a procedimientos oftalmológicos y odontológicos	No biodegradable; riesgo de toxicidad residual	[25]
Silicona	Lentes de contacto de uso prolongado; implantes blandos; prótesis mamarias	Mayor confort y aceptación estética en rehabilitación	Precio creciente; posibilidad de reacciones alérgicas	[25]
Ácido Poliláctico (PLA)	Modelos anatómicos; suturas absorbibles; liberación de fármacos	Reducción de residuos; disminución de costos en procedimientos quirúrgicos	Fragilidad relativa; menor durabilidad mecánica	[26]
Colágeno	Mallas dérmicas; apósitos; matrices de regeneración tisular	Recuperación mejorada en heridas crónicas	Costo elevado; corta vida útil; requiere cadena de frío	[27]
Zirconia	Implantes dentales estéticos; coronas libres de metal	Solución estética con menor reacción adversa	Difícil mecanizado; elevado costo de procesamiento	[28]
Hidroxiapatita (HA)	Recubrimiento de prótesis; matrices osteoconductoras	Favorece integración ósea sin necesidad de injerto autólogo	Baja resistencia mecánica; limitado uso en zonas de carga	[29]
Politetrafluoroetileno no expandido (ePTFE)	Injertos vasculares; membranas quirúrgicas; reconstrucción facial	Mejora circulación en pacientes con enfermedad vascular	No biodegradable; riesgo de infección a largo plazo	[18, 30]
Polietileno de ultra alto peso molécula (UHMWPE)	Revestimientos de prótesis articulares (caderas, rodillas)	Prolonga vida útil de prótesis; mejora función articular	Desgaste con el tiempo; generación de partículas	[31]
Ácido poliláctico-co-glicólico (PLGA)	Sistemas de liberación de fármacos; andamios temporales	Permite tratamientos más controlados y menos invasivos	Requiere control preciso del tiempo de degradación	[19]
Fosfato de Calcio (CaP)	Sustituto óseo; recubrimientos de implantes	Alternativa sintética para cirugías óseas	Menor resistencia mecánica comparada con hueso natural	[27]

Co-Cr)Coablro-Cromo)	Prótesis de cadera y rodilla, coronas dentales, discos intervertebrales, stents, válvulas	Mayor durabilidad en prótesis articulares, acceso a tratamientos dentales metálicos asequibles	Alta rigidez, liberación de iones metálicos (Co, Cr, Ni), difícil de mecanizar o imprimir en 3D	[14]
316L SS (Acero inoxidable quirúrgico)	Tornillos y placas óseas, instrumental quirúrgico, suturas metálicas, stents antiguos, mallas quirúrgicas	Económico, facilita acceso a cirugía ortopédica en países en desarrollo, instrumental reutilizable	Económico, facilita acceso a cirugía ortopédica en países en desarrollo, instrumental reutilizable	[14]

Tabla 2: Comparación entre el uso cotidiano, impacto social, y desventajas principales de Biomateriales Convencionales



3. ANDAMIOS NO CONVENCIONALES EN EL TEJIDO CONECTIVO

3.1 Tejido Conectivo Laxo

El tejido conectivo laxo es una clase del tejido conectivo que es distinta por tener una matriz extracelular amplia pero no muy densa. La matriz extracelular del tejido conectivo laxo está dispuesta de

forma laxa y presenta abundante sustancia fundamental junto con relativamente pocas fibras de colágeno y elásticas. Para los tejidos y órganos adyacentes, este tipo de tejido ofrece soporte estructural, amortiguación e intercambio de nutrientes [32]. Su estructura se caracteriza por una disposición laxa y desorganizada de fibras, lo que le otorga una gran flexibilidad y capacidad de adaptarse a distintas funciones y localizaciones [33].

Se puede decir que el tejido conectivo laxo representa un desafío interesante por su composición altamente hidratada y su estructura poco organizada pero funcionalmente dinámica. Uno de los biomateriales más utilizados para imitar este microambiente es el colágeno, especialmente los tipos I y III, que forman parte natural de la matriz extracelular de este tejido. Su uso en forma de hidrogeles o membranas permite recrear un entorno que favorece la adhesión y migración celular, al tiempo que es biodegradable y biocompatible. Las fuentes más comunes de colágeno incluyen tejidos animales como la piel y hueso bovino, dermis porcina, o incluso fuentes marinas como escamas de pescado o medusas, que ofrecen menor riesgo inmunológico y son aceptables en contextos religiosos o éticos restrictivos [34, 35]. Además, existen alternativas más modernas como el colágeno recombinante, producido en sistemas microbianos o vegetales, que evitan completamente el uso de tejidos animales [36]. De hecho, muchos productos comerciales orientados a la regeneración dérmica o subcutánea están basados en colágeno purificado, ya que proporciona una arquitectura fibrosa ideal para sostener fibroblastos, células endoteliales y otros actores clave en la regeneración.

Para lograr utilizar un material para el tejido conectivo, se necesitan biomateriales blandos, altamente hidratados y biológicamente activos para el tejido conectivo laxo, incluyendo el tejido areolar y adiposo, para permitir la migración celular, la vascularización y la remodelación de la matriz extracelular [37]. Este material también debe imitar no solo la estructura física, sino también la composición bioquímica y el comportamiento mecánico de la matriz extracelular nativa. Este tipo de tejido se caracteriza por su alta hidratación, su elasticidad moderada y su baja densidad de fibras organizadas, por lo que el biomaterial ideal debe ser altamente hidrofílico, suave, biocompatible y permitir un entorno adecuado para la difusión de nutrientes y el intercambio celular [38, 39]. Además, debe facilitar la adhesión, migración y proliferación de fibroblastos y células inmunes, así como permitir la síntesis de nueva matriz extracelular [40]. La biodegradabilidad controlada es esencial, de modo que el material se degrade de forma sincronizada con la regeneración tisular sin generar subproductos tóxicos ni desencadenar una respuesta inmunitaria excesiva [41]). También se valora que el biomaterial tenga propiedades viscoelásticas similares a la sustancia fundamental del tejido laxo, y que sea compatible con tecnologías avanzadas como la impresión 3D o la entrega localizada de factores de crecimiento [42]. En conjunto, estas propiedades permiten que el biomaterial actúe no solo como un soporte físico, sino

como un microambiente activo que estimule la reparación funcional del tejido.

Un método novedoso implica péptidos autoensamblables —más específicamente, RADA16— que en condiciones fisiológicas crean naturalmente hidrogeles de nanofibras. Estudios *in vitro* de Zhang et al. (2021) muestran que RADA16 mejora la supervivencia de los fibroblastos y la actividad angiogénica, generando así andamios similares a la MEC que permiten el crecimiento vascular. Estas nanofibras también son inyectables, lo que las hace más adecuadas para la cicatrización de tejidos blandos mínimamente invasiva [43].

También se encontró un estudio realizado por Inci (2021), se desarrolló un protocolo para descelularizar la cresta de gallo con el objetivo de convertirla en un andamio biocompatible para aplicaciones en ingeniería de tejidos. El proceso incluyó el uso de agentes detergentes como SDS y Triton X-100, con resultados que mostraron que el SDS permitía una mejor conservación de la arquitectura de la matriz extracelular. Además, el material resultante presentó una morfología porosa adecuada y buena citocompatibilidad, lo que sugiere su potencial como andamio en la regeneración de tejidos conectivos laxos. Esta propuesta no solo aprovecha un residuo animal comúnmente descartado, sino que también plantea una alternativa accesible y funcional para el desarrollo de biomateriales regenerativos [91].

En un enfoque complementario, los hidrogeles de goma xantana proveniente de la fermentación de carbohidratos por la bacteria *Xanthomonas campestris* son un sustituto barato, derivado de plantas, con buenas propiedades viscoelásticas y reológicas. Baniasadi et al. (2022) realizaron investigaciones *in vitro* utilizando fibroblastos NIH 3T3 mediante tinción de viabilidad celular y evaluaciones de la actividad metabólica, verificando así la citocompatibilidad del hidrogel a base de xantana. Debido a que las formulaciones modificadas ofrecen un mejor control sobre la inyectabilidad y la hinchazón, la goma xantana es un material útil para los andamios de tejido conectivo blando. Estos resultados, tomados en conjunto, respaldan el uso de RADA16, HAMA y goma xantana en aplicaciones de tejidos blandos donde la flexibilidad, la biocompatibilidad y la capacidad de respuesta celular son muy críticas [46].

Otro estudio que llama la atención es el de Gunasekaran y Gurunathan (2020), en el cual se evaluó el uso de matrices descelularizadas de manzana como soporte estructural para aplicaciones en curación de heridas, un entorno típicamente asociado al tejido conectivo laxo. Tras someter las muestras de manzana

Tabla 3 Biomateriales para uso en el Tejido Conectivo Laxo				
Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de Investigación	Referencia
Péptidos autoensamblables (RADA16)	Péptido sintético	Andamios nanofibrilares que favorecen la adhesión y crecimiento celular	<i>In vitro / in vivo</i>	[43]
Ácido hialurónico metacrilado (HAMA)	Cresta de gallo	Demostró alta citocompatibilidad, indicando que células pueden adherirse y crecer sobre el andamio	<i>In vitro</i>	[44]
Hidrogeles de goma xantana	Bacteria <i>Xanthomonas campestris</i> .	Hidrogeles viscoelásticos para soporte celular y liberación de cargas bioactivas	<i>In vitro</i>	[45]
Andamio de manzana descelularizado	Manzana	Mantiene una estructura porosa tridimensional adecuada para la migración celular y el transporte de nutrientes	<i>In vitro</i>	[92]

Tabla 3: Biomateriales no convencionales utilizados para la ingeniería del tejido conectivo laxo. Se detallan sus fuentes, aplicaciones específicas y etapas de investigación

a un proceso de descelularización con detergentes no iónicos, se logró conservar una estructura porosa tridimensional adecuada para la migración celular y el transporte de nutrientes. Los resultados *in vitro* mostraron que los fibroblastos podían adherirse y proliferar eficientemente sobre esta matriz, lo que confirma su compatibilidad celular. Además, su origen vegetal, bajo costo y disponibilidad convierten a la manzana en una alternativa ecológica y funcional para el desarrollo de biomateriales aplicables en la regeneración de tejidos blandos [92].

3.2 Tejido Conectivo Denso

El tejido conectivo denso destaca por ser un tejido que tiene varias fibras de colágenos estructuradas compactadamente entre sí, con poca sustancia y espacio entre ellas que le confieren gran resistencia mecánica y una capacidad estructural superior en comparación con el tejido conectivo laxo. A diferencia de este último, cuya matriz extracelular está compuesta por una sustancia fundamental hidratada con fibras dispersas, el tejido conectivo denso presenta una matriz rica en colágeno tipo I, con una proporción mucho mayor de fibras que de sustancia amorfa [47]. En sí, el objetivo primordial de este tejido es darle fuerza y soporte a diferentes partes del cuerpo que reciben altas cantidades de tensión, como los tendones y ligamentos. [33, 48]. En el caso del tejido conectivo denso, los biomateriales deben cumplir funciones estructurales exigentes, ya que este tipo de tejido se encuentra en regiones sometidas a alta tensión mecánica, como los tendones, ligamentos y la dermis profunda. Por esto, los materiales comúnmente utilizados deben tener una alta resistencia a la tracción, ser biocompatibles, y favorecer la alineación celular en la dirección de las cargas funcionales.

Uno de los materiales más utilizados es el colágeno tipo I, que constituye el componente principal de la

matriz extracelular de tendones y ligamentos. Se obtiene principalmente de fuentes bovinas, porcinas o humanas, y es ampliamente utilizado en forma de hidrogeles, membranas, y andamios con orientación fibrilar [48]. Además del colágeno, otros materiales naturales como la fibrina y la gelatina han sido ampliamente estudiados. La fibrina, derivada del plasma sanguíneo, forma redes biodegradables que encapsulan factores de crecimiento, favoreciendo la angiogénesis y regeneración de tejidos conectivos [38]. Por su parte, la gelatina, un derivado hidrolizado del colágeno, se puede funcionalizar químicamente (como en el caso de la gelatina metacrilada (GelMA)) para generar andamios fotopolimerizables que permiten un control más preciso de la rigidez y la geometría, favoreciendo la ingeniería de modelos dérmicos o ligamentarios [49]. Entre esto, se puede mencionar de materiales sintéticos, destacan polímeros como la policaprolactona (PCL) y el copolímero PLGA (ácido poliláctico-co-glicólico). Estos materiales ofrecen ventajas mecánicas superiores y tasas de degradación controlables, por lo que son ideales para aplicaciones donde se requiere una estructura de soporte prolongado, como en la regeneración de ligamentos o inserciones tendinosas {Zhao, 2022 #317}. Además, en los últimos años ha ganado interés la fibroína de seda (silk fibroin), una proteína natural que combina resistencia a la tracción con buena biocompatibilidad y bajo perfil inmunogénico, siendo ideal para tejidos que requieren propiedades mecánicas similares al tendón [50].

3.3 Tendones

En el caso, de los tendones son estructuras realmente fascinantes dentro del cuerpo humano ya que desempeñan un papel fundamental en la transmisión de fuerzas mecánicas de los músculos a los huesos. A simple vista pueden parecer simples cuerdas que

conectan músculos con huesos, pero en realidad son tejidos altamente especializados que soportan enormes tensiones cada vez que nos movemos. Su estructura se compone predominantemente de fibras de colágeno tipo I densamente empaquetadas y alineadas paralelamente, lo que les confiere resistencia a altas tensiones de tracción [57]. Aunque son fuertes, los tendones tienen una debilidad importante: su poca vascularización. Esto significa que, cuando se lesionan, no reciben suficiente oxígeno ni nutrientes para repararse fácilmente, por lo que su recuperación es bastante lenta [58]. Una de las metas más grandes en este campo ha sido crear materiales que imiten no solo la forma y resistencia de los tendones, sino también su microambiente bioquímico. A medida que la investigación se centra cada vez más en soluciones sostenibles, los biomateriales derivados de residuos se han convertido en candidatos prometedores para el desarrollo de andamiajes, ya que ofrecen no solo biocompatibilidad y estructura, sino también beneficios ambientales y económicos [59]. En los últimos años, diversos estudios han explorado andamiajes derivados de residuos con un rendimiento *in vitro* adecuado para la regeneración tendinosa. Un ejemplo particularmente interesante proviene de Patel et al. (2024), quienes demostraron que las fibras de espárrago descelularizadas ofrecen una estructura natural altamente alineada que imita la orientación del colágeno del tendón nativo. Su estudio mostró una prometedora adhesión y viabilidad de los tenocitos, lo

que indica que tallos de vegetales como el espárrago pueden servir como andamio y guía estructural para los procesos de cicatrización de tendones [51].

De igual manera, Wu et al. (2016) investigaron la nanocelulosa derivada de la cáscara de arroz, un subproducto agrícola, y descubrieron que los materiales de andamio de forma de hidrogel resultantes exhibían propiedades mecánicas compatibles con las demandas del tejido fibroso. Esta nanocelulosa ofrecía una matriz biodegradable a la vez que favorecía la adhesión y proliferación de fibroblastos en condiciones *in vitro*, cualidades esenciales para aplicaciones en tendones. Los residuos del ajo también han mostrado potencial regenerativo según Kumar et al. (2022). Se desarrolló andamios de gelatina utilizando extracto de cáscara de ajo y los probaron con cultivos de fibroblastos. Los materiales favorecieron el crecimiento celular y exhibieron integridad estructural bajo tensión mecánica leve, lo que indica su idoneidad como andamios de tendones para un mayor desarrollo [61].

Los estudios experimentales también están ampliando los límites. Shreedhana e Ilavarasi (2020) crearon un andamio de nanocelulosa alineado a partir de cáscaras de plátano como hidrogeles e informaron que el material en estudios *in vitro* mantenía la viabilidad celular y ofrecía resiliencia mecánica al estiramiento, dos propiedades cruciales para la sustitución funcional

Tabla 4: Biomateriales para Conectivo no especializado: Tendones

Biomaterial	Fuente	Resultado obtenido	Fase de Investigación	Referencia
Andamio de fibra de espárrago descelularizado	Tallos de espárrago	Imita la alineación del colágeno, apoya la regeneración de las células	<i>In vitro</i>	[51]
Hidrogel de nanocelulosa de cáscara de plátano	Cáscaras de plátano	Andamio fuerte y alineado, adecuado para tejidos tensionales	<i>In vitro</i>	[52]
Hidrocoloide de bagazo de caña de azúcar	Bagazo de caña de azúcar	Andamio fibroso y alineado con resistencia a la tracción moderada	<i>In vitro</i>	[53]
Andamio de celulosa de algas marinas descelularizado	Algas	Andamio de celulosa marina para aplicaciones en tejidos fibrosos	<i>In vitro</i>	[54]
Andamio vegetal de apio descelularizado	Residuos de tallo de apio	Imita la alineación y porosidad del tendón	<i>In vitro</i>	[54]
Hidrogel de nanocelulosa derivada de cáscara de arroz	Cáscara de arroz	Fibras de nanocelulosa con potencial para ingeniería de tejidos fibrosos	<i>In vitro</i>	[55]
Gelatina de cascara de ajo descelularizado	Cáscaras de ajo	Soporta el crecimiento de fibroblastos con alineación similar al tendón	<i>In vitro</i>	[56]

Tabla 4: Biomateriales de origen vegetal con aplicaciones en la ingeniería de tendones. Se describen sus fuentes naturales, funciones estructurales y etapas de validación experimental

de tendones [57]. Asimismo, Nasir et al. (2020) emplearon bagazo de caña de azúcar, un residuo agroindustrial común, para crear andamios fibrosos con elasticidad y porosidad favorables, haciendo que estos califiquen como buen candidato para la regeneración en tendones. En un experimento, se demostró que su andamio favorecía la infiltración de fibroblastos (cultivo) y la orientación celular alineada [58].

Otras dos fuentes de residuos que cabe destacar son los tallos de apio y las algas. En un estudio comparativo de Negrini et al. (2020), estas estructuras vegetales naturales se descelularizaron y se reutilizaron como andamios. El andamio de apio mostró una alineación similar a la de los tendones y una gran durabilidad mecánica, mientras que la celulosa derivada de algas verdes proporcionó un entorno hidrofílico que mejoró la siembra celular y la difusión de nutrientes, condiciones ideales para la reparación del tejido fibroso en estudios *in vitro* [59].

3.4 Cartilago

El tejido cartilaginoso es un tipo especializado de tejido conectivo que cumple funciones clave en el soporte estructural, la amortiguación de fuerzas mecánicas y la facilitación del movimiento articular. Se encuentra en zonas como las articulaciones sinoviales, las costillas, la tráquea y el oído externo, y se clasifica principalmente en tres tipos: hialino, elástico y fibrocartilago, siendo el cartilago hialino el más abundante en el cuerpo humano [33]. Este tejido está compuesto por una matriz extracelular muy densa, rica en colágeno tipo II y glucosaminoglicanos (GAGs), que lo hacen resistente a la compresión. Las células que viven ahí, los condrocitos, no son muchas y se alojan en pequeñas cavidades llamadas lagunas. Estas células son esenciales porque se encargan de producir y mantener la matriz, pero al estar tan aisladas y tener poco acceso a nutrientes —ya que el cartilago no está vascularizado—, su capacidad de regeneración es muy limitada [48]. Esto plantea un desafío serio para tratar lesiones o enfermedades como la artrosis. Por eso, la ingeniería de tejidos ha intentado encontrar soluciones que imiten no solo la estructura del cartilago, sino también su entorno biológico. Para que un biomaterial sea un buen candidato en este contexto, debe cumplir varios requisitos importantes: en primer lugar, biocompatibilidad, es decir, que no genere una respuesta inmune adversa. También es esencial que tenga una estructura porosa adecuada que permita el intercambio de nutrientes y la migración de células, ya que el cartilago es avascular. Además, debe tener propiedades mecánicas similares al cartilago natural, especialmente en términos de resistencia a la compresión, para soportar la carga articular. Por otro

lado, el material debe favorecer la adhesión y diferenciación de los condrocitos, o de células madre que puedan transformarse en condrocitos, y permitir la síntesis de matriz extracelular rica en colágeno tipo II y GAGs. Finalmente, si es degradable, su tasa de degradación debe estar sincronizada con la regeneración del nuevo tejido [60].

Según la revisión realizada por Hirpara, Mehrete y Raut (2020), los biomateriales basados en agarosa en hidrogel ofrecen un microambiente favorable para la diferenciación condrogénica de células madre mesenquimales en estudios *in vitro*, facilitando la síntesis de colágeno tipo II y agregano, componentes esenciales de la matriz condral. Además, su capacidad de gelificación térmica reversible permite su aplicación en forma de hidrogel inyectable, lo que representa una ventaja importante en procedimientos mínimamente invasivos. Sin embargo, el estudio también señala que la agarosa presenta limitaciones significativas, como baja resistencia mecánica y una degradación lenta que puede afectar la remodelación tisular. Por ello, se plantea que su aplicación clínica debe estar acompañada de estrategias de modificación estructural o combinación con otros polímeros como colágeno, quitosano o alginato, para mejorar su desempeño. Aun así, la agarosa se posiciona como un andamio vegetal prometedor para la regeneración de cartilago, especialmente en defectos de carga moderada a baja [93]. Además, el ácido hialurónico metacrilado (HAMA) es una plataforma de hidrogel ajustada que integra la bioactividad celular con el soporte biomecánico. Los hidrogeles de HAMA fotorreticulados permiten obtener valores de rigidez específicos adecuados para la regeneración del cartilago. Según Zhu et al. (2020), el HAMA tratado tanto *in vitro* como *in vivo* con condrocitos o células madre derivadas de tejido adiposo desarrolló tejido similar al cartilago. Mientras que la implantación subcutánea en ratones confirmó el desarrollo y la integración de la matriz, las células mantuvieron una tremenda vitalidad y exhibieron marcadores de cartilago significativos como SOX9 y agregano. Desde el soporte mecánico inerte hasta las señales bioactivas que imitan la MEC, en conjunto, la agarosa, la MEC derivada de MSC y el HAMA ofrecen estrategias complementarias que abordan la complejidad estructural y metabólica del cartilago nativo.

Esmacili et al. (2022) desarrolló un andamio del tallo de la flor de *Alstroemeria* y al mezclarlo con quitosano, logró obtener una estructura biocompatible y potencialmente útil para la regeneración del cartilago. Encontró que la estructura del andamio

Tabla 5: Biomateriales para uso en Cartílago

Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de Investigación	Referencia
Hidrogel de agarosa	Polisacárido natural (agarosa)	Hidrogeles de alta capacidad para imitar la matriz extracelular del cartílago hialino.	In vitro / in vivo	[93]
Ácido hialurónico metacrilado (HAMA)	Ácido hialurónico modificado químicamente	Hidrogeles fotocurables que promueven crecimiento y matriz de condrocitos	In vitro / in vivo	[44]
Andamio de tallo de <i>Alstroemeria</i> con quitosano	Tallo de flor de <i>Alstroemeria</i>	Andamio biocompatible y antimicrobiano para ingeniería de tejidos	In vitro	[61]
Celulosa de maíz + PCL (1 %)	Maíz	Andamio impreso en 3D para regeneración de cartílago articular	In vitro	[62]

Tabla 5: Recopilación de biomateriales investigados para aplicaciones en ingeniería de cartílago. Se presentan sus fuentes, función estructural y etapa de investigación

formado era adecuada para el cultivo celular y difusión de nutrientes, al igual que los estudios in vitro demostraron que el material no es tóxico para las células. La estructura propia generada tiene propiedades mecánicas prometedoras al igual que mantenía una capacidad antimicrobiana, haciéndolo en un candidato ideal para cultivos in vitro.

Otro biomaterial emergente que podemos destacar es el maíz. En el estudio de Cordeiro et al. (2023), se evaluó la celulosa extraída del maíz como componente de andamios híbridos con policaprolactona (PCL). Se demostró en un estudio in vitro que la estructura del andamio era altamente porosa, favoreciendo el crecimiento celular, además de demostrar una excelente biocompatibilidad. El estudio también reveló que aun teniendo aspectos positivos del andamio, las propiedades mecánicas no fueron las mejores en comparación a otros materiales.

4. TEJIDO ÓSEO.

El tejido óseo es mucho más que la parte dura del cuerpo; es un tejido vivo, dinámico y altamente especializado. No solo sostiene y da forma al organismo, sino que también protege órganos vitales como el cerebro y el corazón, participa en el movimiento al servir de anclaje a los músculos, y almacena minerales fundamentales como el calcio y el fósforo. Esta capacidad de funcionar como reserva mineral lo convierte en un regulador clave del metabolismo óseo y del equilibrio electrolítico [33]. A diferencia de otros tipos de tejido conectivo, el hueso es rígido, y esto se debe a su matriz extracelular altamente mineralizada. Esta matriz está compuesta por una parte orgánica —formada principalmente por colágeno tipo I— que le da cierta flexibilidad y resistencia a la tracción, y una parte inorgánica —

constituida por cristales de hidroxiapatita— que es la responsable de su dureza y resistencia a la compresión [48]. Gracias a esta combinación, el hueso tiene una resistencia mecánica notable sin perder su capacidad de absorber impactos.

Cuando se trata de desarrollar materiales que puedan integrarse con el tejido óseo, no es suficiente con que un biomaterial sea biocompatible, sino que también necesita emular de forma funcional y estructural al hueso natural. Una de las primeras cualidades que debe tener es una resistencia mecánica adecuada, especialmente si el material se va a implantar en zonas sometidas a cargas, como fémur o tibia. También es fundamental que sea osteoconductor, es decir, que actúe como un andamiaje para que las células óseas puedan adherirse, proliferar y depositar nueva matriz extracelular. Idealmente, el biomaterial debe ser también osteogénico (capaz de inducir la diferenciación celular hacia linajes óseos) o al menos osteointegrador, permitiendo una unión firme entre el implante y el tejido circundante [63]. Otro aspecto clave es la porosidad, en la cual para que un biomaterial sea considerado útil para el tejido óseo, debe contar con una red de poros interconectados que permite la vascularización y la migración celular, procesos esenciales para la regeneración ósea a largo plazo [64]. Además, si el material es biodegradable, su tasa de degradación debe estar bien balanceada con el ritmo de formación del nuevo hueso, evitando que se desintegre demasiado rápido o que persista innecesariamente en el organismo. Por último, la composición química y topografía superficial del biomaterial también influyen en la respuesta celular y la integración ósea. Por estas razones, combinaciones de polímeros bioabsorbibles con minerales como hidroxiapatita o β -trifosfato de calcio son algunas de

las alternativas más utilizadas en la actualidad para aplicaciones ortopédicas y dentales [16, 63].

Entre los materiales comunes para uso en andamios, el colágeno tipo I destaca como uno de los más utilizados, ya que es el componente principal de la matriz extracelular del hueso. Este colágeno suele obtenerse de tejidos conectivos animales, como piel bovina o tendones porcinos, y proporciona un entorno bioactivo que favorece la adhesión celular y la síntesis de matriz ósea [7]. Otro recurso ampliamente explorado es la hidroxiapatita natural, un fosfato de calcio extraído de fuentes como hueso bovino calcinado, conchas marinas (como las de ostras o almejas) o incluso cáscaras de huevo. Su estructura cristalina similar a la del hueso humano la hace altamente osteoconductiva [63]. Además, el quitosano, derivado de la desacetilación de la quitina presente en los exoesqueletos de crustáceos, ha ganado interés por su capacidad para promover la regeneración ósea, gracias a su biocompatibilidad, actividad antimicrobiana y propiedades de formación de geles [16].

Se puede también referenciar que en materiales sintéticos, uno de los más estudiados es la hidroxiapatita sintética, producida mediante métodos químicos que permiten controlar su porosidad, cristalinidad y pureza. Otro compuesto cerámico ampliamente utilizado es el β -fosfato tricálcico (β -TCP), que presenta una tasa de biodegradación más rápida y se reabsorbe progresivamente en el cuerpo. Ambos materiales se pueden derivar de reacciones de

precipitación química controladas en laboratorio, lo que permite su producción estandarizada a gran escala [64]. En la categoría de polímeros, destacan la PCL (poli- ϵ -caprolactona) y PLGA (ácido poliláctico-co-glicólico), sintetizados a partir de monómeros derivados del petróleo o de recursos renovables como el maíz. Estos polímeros son altamente moldeables, biodegradables y compatibles con técnicas como la impresión 3D, lo que los hace ideales para la creación de andamios personalizados [63].

Avances recientes en biomateriales sostenibles han destacado el potencial de los residuos agroindustriales, como las cáscaras de plátano, los residuos de tomate y el pan, para ser utilizados no solo en la regeneración de tejido cutáneo, sino también en la ingeniería de tejido óseo. Repleto de minerales como fósforo y calcio, el plátano ha sido estudiado in vitro para la ingeniería de tejido óseo. Su inclusión en andamios compuestos ha mostrado un éxito tremendo en la mejora de la osteoconductividad y el apoyo a los procesos de regeneración ósea [56][94]. Particularmente rico en licopeno y otros antioxidantes, el residuo de tomate ha sido investigado por Kim et al., (2023) ya que se supone que sus propiedades antioxidantes reducen el estrés oxidativo, aumentando así la actividad de los osteoblastos y el crecimiento óseo [97]. El pan, también, ha sido aplicado creativamente en la síntesis de tejido óseo. A partir de esto, el pan puede transformarse en andamios porosos y bioactivos que imitan la arquitectura del hueso esponjoso, permitiendo así la infiltración celular y un

Tabla 6: Biomateriales para aplicaciones en el tejido Óseo

Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de Investigación	Referencia
Hidrogel de cáscara de plátano	Cáscara de plátano	Mejora de bioactividad y soporte mecánico en hidrogeles óseos	In vitro / in vivo	[94]
Andamio de caucho de neumático	Neumáticos usados (mezcla con polímeros)	Refuerzo mecánico de biomateriales compuestos	In vitro	[95]
Hidrogel de lignina y celulosa de semilla de mango	Cáscara de semilla de mango	Fuente de lignina y celulosa para refuerzo mecánico y osteoinducción	In vitro	[96]
Andamio en gel de residuos de tomate	Cáscara y tallos de tomate	Refuerzo con celulosa y minerales para mejorar matriz ósea	In vitro	[97]
Hidrogel de cáscara de semilla de girasol	Semillas de girasol	Precursor de sílice y lignocelulosa para matrices compuestas	In vitro	[98]
Hidrogel de residuo de bagaza	Cebada cervecera	Refuerzo mineral y orgánico para hidrogeles óseos	In vitro	[99]
Andamio de Carbonato Cálcico y sílice	Pan fermentado	Producción de carbonato cálcico y sílice para soportes bioactivos	In vitro	[100]

Tabla 6: Biomateriales no convencionales con aplicaciones potenciales en la regeneración de tejido óseo. Se detalla su fuente, función específica y fase de investigación

efecto de vascularización según estudios *in vitro*. [65][100].

Más allá de estos materiales, las cáscaras de semilla de mango han mostrado potencial como componentes para la creación de tejido óseo. En un estudio de Patel et al., 2021 se logró observar un alto contenido de lignina y celulosa para formar un hidrogel en la cual permite el crecimiento de nanofibras biocompatibles en los andamios, facilitando así la regeneración ósea en pruebas *in vitro* [96]. En la misma línea, los residuos de cerveza —especialmente el bagazo— contienen minerales esenciales como calcio y fósforo, lo que justifica una inclusión adecuada en la construcción de andamios óseos según el estudio de Martín-Luengo et al., 2014. La investigación de pruebas *in vitro* ha revelado que el procesamiento de los residuos de cerveza en materiales biocompatibles ayuda a la regeneración del tejido óseo, ofreciendo así un reemplazo ecológico para los materiales tradicionales [99].

Aunque a veces se consideran residuos agrícolas, las cáscaras de semilla de girasol incluyen sílice y compuestos lignocelulósicos [98]. Estas propiedades las hacen aptas para su conversión en cerámicas bioactivas, que podrían emplearse en la ingeniería de tejido óseo para aumentar la porosidad del andamio y la resistencia mecánica [66]. Por último, se ha estudiado el residuo de caucho de neumáticos para su posible aplicación en la producción de tejido óseo a pesar de los desafíos ambientales. Cuando se trata y se combina con polímeros biocompatibles, el caucho de neumáticos puede ayudar a producir andamios flexibles y robustos adecuados para fines de regeneración ósea [67][95].

5. ANDAMIOS NO CONVENCIONALES EN LAS LESIONES CUTÁNEAS.

La piel es mucho más que una simple cobertura del cuerpo; es un órgano vivo, dinámico y complejo que desempeña funciones esenciales para la supervivencia. Además de protegernos de agresiones externas como bacterias, rayos UV o cambios de temperatura, también participa activamente en la regulación térmica, la percepción del entorno y hasta en la síntesis de vitamina D. Estructuralmente, la piel está compuesta por tres capas principales: la epidermis, la dermis y la hipodermis. La epidermis, que es la capa más externa, está formada por queratinocitos organizados en diferentes niveles de maduración y es donde también se encuentran células clave como los melanocitos, las células de Merkel y las de Langerhans, todas con funciones específicas que van desde la pigmentación hasta la respuesta inmunitaria [33]. Por debajo se encuentra la dermis, una capa de

tejido conectivo que aporta firmeza y elasticidad gracias a su alto contenido de colágeno y fibras elásticas. Aquí se alojan vasos sanguíneos, nervios, glándulas, y folículos pilosos. Finalmente, la hipodermis o tejido subcutáneo, contiene principalmente tejido adiposo que actúa como aislante térmico y reserva energética. A nivel celular, la piel se caracteriza por una alta capacidad de renovación: los queratinocitos se regeneran constantemente desde la capa basal hacia la superficie en un ciclo que dura alrededor de 28 días [47]. Esta característica convierte a la piel en un modelo ideal para la investigación en ingeniería de tejidos. Sin embargo, a pesar de esta capacidad regenerativa, cuando ocurre un daño profundo, como una quemadura o una úlcera, se requiere apoyo externo —como andamios o sustitutos dérmicos— para facilitar la reparación, y ahí es donde los biomateriales juegan un rol clave.

Las lesiones en la piel pueden variar considerablemente en profundidad, extensión y complejidad. Por un lado, tenemos daños superficiales como raspaduras, pequeñas cortaduras o quemaduras solares, que generalmente afectan solo a la epidermis. Este tipo de lesiones suele curarse rápidamente gracias a la elevada capacidad de renovación celular de esta capa, donde los queratinocitos se regeneran de forma continua. Por otro lado, existen lesiones más complejas que comprometen las capas más profundas, como la dermis e incluso la hipodermis. Estas incluyen quemaduras de segundo y tercer grado, úlceras crónicas, heridas quirúrgicas profundas o lesiones por presión prolongada. A medida que el daño se profundiza, la capacidad regenerativa natural de la piel disminuye, lo que puede conducir a complicaciones como cicatrices fibróticas, pérdida de sensibilidad o elasticidad, e incluso riesgo de infección [68] [69]. En estos casos, el enfoque médico cambia: ya no se trata solo de esperar la cicatrización natural, sino de intervenir con tecnologías que favorezcan una regeneración funcional y estructural. Aquí es donde entran los biomateriales aplicados a la piel, especialmente en forma de andamios o sustitutos dérmicos. Para que un material sea un buen candidato, debe cumplir con ciertos requisitos fundamentales. Primero, debe ser biocompatible, es decir, no debe provocar rechazo ni inflamación excesiva. Además, debe ser poroso, para permitir el paso de nutrientes, oxígeno y células. También se espera que tenga cierta resistencia mecánica, pero al mismo tiempo sea lo suficientemente flexible para adaptarse a la forma de la herida y permitir el movimiento. La capacidad de promover la adhesión, proliferación y diferenciación celular también es clave, ya que de eso depende que el tejido regenerado recupere sus funciones originales [70].

En el campo de la regeneración cutánea, varios biomateriales han demostrado ser especialmente útiles por su capacidad de integrarse con los tejidos del cuerpo y facilitar la cicatrización. Uno de los más utilizados es el colágeno, que suele obtenerse de la piel de bovinos o porcinos debido a su alta similitud con la matriz extracelular humana [71]. Esta propiedad la hace ideal para apoyar la regeneración celular y estructural de la piel lesionada. Por otro lado, los hidrogeles a base de ácido hialurónico también han ganado mucha atención. Este polímero puede extraerse de crestas de gallo o producirse mediante fermentación bacteriana, y su mayor ventaja radica en su capacidad para retener agua y favorecer la migración celular, aspectos fundamentales para una buena cicatrización [70].

El cuidado de heridas es otra área donde los biomateriales tienen un impacto diario. Los apósitos a base de colágeno se utilizan a menudo en hospitales y hogares para tratar heridas crónicas como úlceras por presión y úlceras diabéticas. Estos apósitos ayudan a la piel a regenerarse y a prevenir infecciones [27]. Para los pacientes, esto puede significar una curación más rápida y menos complicaciones. Sin embargo, para los profesionales sanitarios, los productos de colágeno son costosos y tienen una vida útil limitada, lo que dificulta su distribución en los sistemas de salud pública o en entornos humanitarios. Cuando el daño compromete la integridad de la piel por quemaduras, heridas crónicas, cirugía u otras causas, los biomateriales promueven el cierre epitelial, reducen la infección y minimizan la cicatrización. Los buenos materiales deben ser capaces de mezclarse fácilmente con el tejido huésped, proporcionar un ambiente húmedo y protector, y estimular la migración y proliferación de queratinocitos. Muchos apósitos modernos también incluyen hormonas de crecimiento, antioxidantes o medicamentos antibacterianos destinados a acelerar la cicatrización de heridas y reducir la inflamación crónica. Estos materiales comprenden hidrogeles, andamios electrohilados y polímeros sintéticos que actúan como apósitos temporales o injertos biológicamente activos [25]

Debido a su bioactividad y biodegradabilidad, los productos de desecho derivados de la agricultura y los alimentos se están convirtiendo en fuentes cada vez más importantes de materiales para la ingeniería de tejidos de la piel. La piel, el órgano más grande y expuesto del cuerpo, es constantemente vulnerable a lesiones, deshidratación e infecciones. La cáscara de plátano es un ejemplo convincente de un valor subestimado, ya que es rica en almidón, lignina y pectina. Pero más allá de su estructura, ofrece polifenoles con propiedades antioxidantes que

favorecen la protección y proliferación celular. En un estudio de Azarudeen y Shanmugam (2020), las biolamina de cáscara de plátano fomentaron el crecimiento de fibroblastos y la retención de humedad, factores cruciales para la reparación epitelial. El estudio destaca cómo incluso los biomateriales de baja tecnología pueden crear entornos de curación comparables a las alternativas comerciales [79].

Se puede revisar la cáscara de patata, en la cual contiene compuestos fenólicos como el ácido clorogénico, que no solo inhiben el crecimiento microbiano, sino que también reducen el estrés oxidativo en las heridas. Tavakoli et al. (2021) fabricaron una lámina biodegradable a partir de estas cáscaras y observaron notables efectos antibacterianos contra *E. coli* y *S. aureus*, además de una mayor migración de queratinocitos. La estructura porosa y el perfil bioquímico del material lo posicionan como un sólido candidato para el tratamiento de primera línea de quemaduras o abrasiones, especialmente en entornos con recursos limitados [80]. Podemos agregar también entre esta lista de estudios el café, cual puede parecer una opción extraña al principio ya que es un producto utilizado a diario, pero su transformación en nanopuntos de carbono revela una funcionalidad sin explotar como mostro Rosman et al. (2024). Estas nanoestructuras no solo presentan actividad antimicrobiana, sino que también facilitan la respiración y la viabilidad celular. Se demostró que las células cutáneas cultivadas con puntos de carbono derivados del café mostraron una mejor proliferación sin citotoxicidad. Aunque aún se encuentra en una fase inicial de investigación, esta aplicación aporta un nuevo valor biomédico a los residuos globales del café [81]. Otro estudio también sería el uso de pan para generar celulosa bacteriana puede parecer poco convencional, pero Mohite et al. (2023) logro demostrar el uso funcional de este producto. Sus andamios de celulosa son mecánicamente robustos, hidratados e imitaban la estructura del tejido dérmico con sorprendente precisión. Esto abre la puerta a alternativas económicas a los hidrogeles sintéticos, especialmente para el desarrollo de apósitos para heridas en zonas rurales o desatendidas [82]. Entre estos materiales, tenemos el bagazo de caña de azúcar que destaca no solo por su abundancia, sino también por su perfil estructural y químico. Compuesto de celulosa, hemicelulosa y lignina, este residuo fibroso ofrece resistencia mecánica y propiedades antimicrobianas intrínsecas. Akimbekov et al. (2020) diseñaron andamios porosos a partir de bagazo que favorecerían la actividad de queratinocitos y macrófagos. Estas propiedades son especialmente beneficiosas para el tratamiento de heridas crónicas donde se requiere tanto la regeneración epitelial como

la modulación inmunitaria [82]. Así mismo, los investigadores como Al-Naymi y Mahmoudi (2024) utilizaron mango para hilar esteras de nanofibras infundidas con mangiferina y quercetina. Estos compuestos no solo suprimen la inflamación, sino que también inhiben la adhesión microbiana, dos procesos esenciales para prevenir la infección de las heridas. La transpirabilidad y flexibilidad del material lo hacen

adecuado para heridas irregulares y climas tropicales [84].

Las semillas de aguacate, la cual son ricas en celulosa y compuestos fenólicos, fueron convertidas en lamina flexibles de nanocelulosa por Soyinka et al. (2021). Estas laminas mantuvieron la integridad mecánica, a la vez que favorecieron la retención de humedad y la viabilidad celular. Su trabajo apunta a la idoneidad de

Tabla 7 Biomateriales: No Convencionales para el uso en la Piel

Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de investigación	Referencia
Lamina de lignina y pectina	Cáscara de plátano (Musa spp.)	Vendajes regenerativos, películas bioactivas	In vitro	[72]
Lamina de Ácido clorogénico	Cáscara de patata (Solanum tuberosum)	Andamios antimicrobianos para curación de heridas	In vitro	[73]
Nanopuntos de carbono	Residuos de café molido	Películas antioxidantes y antimicrobianas para curación	In vitro	[74]
Andamio de Celulosa bacteriana	Residuos de pan	mecánicamente robustos, hidratados e imitaban la estructura del tejido dérmico	In vitro	[75]
Hidrogel de bagazo de caña de azúcar	Bagazo de caña	Hidrogel y andamios de celulosa con interacción multicelular	In vitro	[76]
Nanofibras infundidas con mangiferina y quercetina	Cáscara de Mango (Mangifera indica)	Nanofibras antioxidantes y antimicrobianas	In vitro	[77]
Lamina de nanocelulosa	Semillas de Aguacate (Persea americana)	Laminas reforzados para cuidado de heridas	In vitro	[78]
Hidrogel de cascara de uva	Uva	Hidrogel antioxidantes y cicatrizantes	In vivo/In vitro	[103]
Lamina de cascarilla de maíz	Cáscara de maíz	Membranas hidrofóbicas UV-antibacterianas	In vitro	[101]
Hidrogel de Salvado de trigo	Salvado de trigo	Extractos reparadores y antiinflamatorios	In vivo	[102]
Gel de semilla de girasol	Girasol	Hidrogel absorbentes económicos	In vitro	[79]
Cascarilla de soya	Cáscara de soya	Películas proteicas UV-barrier biocompatibles	In vitro	[101]
Biovidrio Cáscara de arroz	Cascarilla de arroz	Vidrios bioactivos epitelizantes	In vivo/In vitro	[80]
Ácido Hialuronico	Cresta de gallo	Demostó alta citocompatibilidad, indicando que células pueden adherirse y crecer sobre el andamio	In vitro	[91]

Tabla 7: Biomateriales no convencionales con aplicaciones potenciales uso en el tejido Epitelial Se detalla su fuente, función específica y fase de investigación.

la semilla para el cuidado de heridas de profundidad media, donde la flexibilidad del andamio y la estabilidad estructural son prioritarias [85]. Lee et al. (2023) exploraron nanoesferas derivadas de la cáscara de maíz y descubrieron que ofrecían protección UV junto con funcionalidad antimicrobiana. Su estructura imita la matriz extracelular, y su biodegradabilidad hace innecesaria su extracción después de la cicatrización, una ventaja crucial en pacientes pediátricos y de edad avanzada. Igualmente como las cáscaras de soja, aunque a menudo se desechan durante el procesamiento de la soja, contienen proteínas y polifenoles que contribuyen tanto a la protección UV como a la compatibilidad tisular. Lee et al. (2021) desarrollaron laminas elásticas que mostraron alta retención de agua y baja citotoxicidad. Estas características sugieren un nicho para los materiales a base de soja en apósitos posquirúrgicos y cicatrización de heridas superficiales [101].

En el estudio de Ahmed et al. (2023) sobre el uso del salvado de trigo demuestra su efecto antiinflamatorio in vivo en hidrogeles, observando una significativa disminución de la regulación de las citocinas durante el proceso de cicatrización. Esto probablemente se deba al ácido ferúlico, un compuesto conocido por reducir el estrés oxidativo y promover la angiogénesis. El comportamiento antiinflamatorio natural del salvado de trigo lo convierte en un valioso aditivo para el tratamiento de heridas crónicas o que no cicatrizan [102]. El aceite de semilla de girasol aporta una cualidad diferente, pero igualmente importante: un apoyo lipídico para la reepitelización. Maliza et al. (2023) aplicaron el aceite a heridas quirúrgicas en ratas y observaron una mejora del tejido de granulación y una regeneración epidérmica más rápida. Su contenido en ácidos oleico y linoleico mejora la restauración de la barrera cutánea a la vez que reduce la inflamación, lo que sugiere que podría reutilizarse como aceite de cocina para tratamientos tópicos [86]. Podemos mencionar también la cascara de uva que es rico en resveratrol y otros polifenoles y en un estudio de Derakhshanfar et al. (2019) in vitro observaron que, al procesarse en forma de hidrogel, este material mejoraba la formación de vasos sanguíneos y la deposición de colágeno en modelos de heridas. Su perfil rico en antioxidantes favorece no solo el crecimiento tisular, sino también la remodelación a largo plazo y la minimización de cicatrices. Entre otros materiales, la cáscara de arroz, a menudo quemada o desechada en cantidades enormes mundialmente, contiene compuestos de silicato que pueden convertirse en vidrio bioactivo. Polanco et al. (2022) demostraron que estos andamios liberan lentamente iones de calcio y silicio, ambos implicados en la proliferación de queratinocitos y la regeneración

dérmica. Su estudio también observó fuertes efectos antiinflamatorios, lo que sugiere su posible uso en el tratamiento de quemaduras o la reparación de heridas profundas. También se encontró (similar como en el tejido conectivo laxo) que el trabajo de Inci (2021) presenta una propuesta innovadora al utilizar cresta de gallo descelularizada como andamio natural, destacando su viabilidad tanto para tejidos conectivos como epiteliales. A través de un proceso de eliminación celular con SDS y Triton X-100, el estudio logró preservar la arquitectura tridimensional de la matriz extracelular, permitiendo la adhesión y proliferación celular. Estas propiedades son clave para la regeneración epitelial, donde se requiere un entorno que favorezca la renovación celular y la formación de barreras funcionales. El hecho de que la cresta de gallo sea una fuente accesible y rica en ácido hialurónico refuerza su potencial como biomaterial regenerativo para recubrir o reparar superficies epiteliales dañadas. [91].

A pesar de considerarse residuos, estos biomateriales ofrecen un potencial científico que combina sostenibilidad y rendimiento. Muchos aún requieren mayor validación en ensayos clínicos, pero sus resultados in vitro e in vivo son demasiado convincentes como para ignorarlos. Dado que la piel sigue siendo uno de los tejidos más lesionados, el avance hacia andamiajes ecológicos, asequibles y regenerativos podría depender de cómo reconsideremos los residuos.

6. ANDAMIOS NO CONVENCIONALES EN LAS LESIONES MÚSCULO ESQUELÉTICO.

El músculo esquelético es un tejido extraordinario, responsable de casi todos los movimientos voluntarios del cuerpo humano. Estructuralmente, se diferencia del músculo cardíaco y del músculo liso por sus fibras estriadas y multinucleadas, organizadas en largos haces y controladas conscientemente por el sistema nervioso somático [81]. Esta alineación es esencial para una contracción eficiente y la generación de fuerza. Cuando el tejido sufre pérdida muscular volumétrica (VML), una lesión grave que elimina una porción significativa del músculo, la regeneración natural suele ser insuficiente, lo que resulta en disfunción crónica o fibrosis [82]. Para abordar esto, se han explorado enfoques de ingeniería de tejidos, en particular el uso de andamios, como una forma de apoyar y guiar la regeneración muscular. Un andamio ideal para el músculo esquelético debe replicar las características mecánicas, estructurales y biológicas del tejido nativo. Esto incluye favorecer la alineación

Tabla 8 Biomateriales para uso del tejido Musculo Esquelético

Biomaterial	Fuente	Aplicación	Fase de Investigación	Referencia
Celulosa de cebolla verde descelularizada	Capa externa de cebolla verde	Andamio anisotrópico alineado para la diferenciación de miotubos	In vitro	[104]
Nanocelulosa bacteriana (BNC)	Fermentación bacteriana (residuos vegetales)	Andamio conductor alineado para la maduración muscular	In vitro	[85]
Espárrago descelularizado	Tallo de espárrago	Favorece la alineación y el co-cultivo de células musculares y grasas	In vitro	[105]
Nanofibras de celulosa orientada	Residuos vegetales celulósicos	Nanopatrón que guía la diferenciación de mioblastos	In vitro	[106]
Celulosa de manzana descelularizada	Manzana	Andamio biodegradable de celulosa para crecimiento de mioblastos	In vivo	[107]
Hoja de cebolla descelularizada	Hojas de cebolla	Plant vascular-like cellulose scaffold supports aligned myotube growth	In vitro	[108]
Hidrogel de residuos de café tostado	Restos de café	Andamio bioactivo con antioxidantes a base de café	In vitro	[109]
Proteína de soya texturizada	Subproducto industrial de soya	Andamio comestible con soporte tridimensional para células musculares	In vitro	[110]
Andamio de hojas de plátano descelularizadas	Hojas de plátano	Soporte poroso natural para la regeneración de músculo	In vitro	[111]
Andamio de nanocelulosa de maíz	Residuos de cáscara de maíz	Andamio poroso con propiedades de absorción y soporte celular	In vitro	[112]
Cáscara de coco	Cáscara de coco	Soporte para orientación celular en cultivos musculares	In vitro	[113]
Andamio de sílice-celulosa	Residuos de cáscara de arroz	Andamio nanocelulósico vegetal para crecimiento celular	In vitro	[114]
Andamio de Micelio fúngico	Cultivo en residuos agroindustriales	Andamio lignocelulósico poroso con alta biocompatibilidad	In vitro	[115]
Salvado de trigo	Residuos de molienda de trigo	Andamio nanocelulósico poroso extraído del salvado de trigo	In vitro	[116]

Tabla 8: Biomateriales no convencionales con aplicaciones potenciales uso en el tejido Muscular. Se detalla su fuente, función específica y fase de investigación.

y fusión de mioblastos, permitir la difusión de nutrientes e integrarse con redes vasculares y neuronales [83]. En los últimos años, los investigadores han recurrido a biomateriales derivados de residuos, en particular de residuos de la industria agrícola y alimentaria, como alternativas sostenibles a los andamios sintéticos o de origen animal. Estos materiales no convencionales suelen poseer orientaciones fibrosas naturales, compuestos bioactivos o propiedades mecánicas que los hacen adecuados para guiar la reparación muscular [59]. Además de su funcionalidad, contribuyen a la

sostenibilidad ambiental al convertir los residuos orgánicos en valiosos recursos regenerativos [84]

Diversos de estos biomateriales han demostrado resultados prometedores en estudios musculares in vitro como se puede observar en la Tabla X. Por ejemplo, en un estudio de Cheng et al. (2020), se descelularizó tejido de cebolla verde y se utilizó como andamio, preservando sus canales vasculares nativos. Estos canales guiaron la alineación de los mioblastos humanos y favorecieron la formación de miotubos. Un enfoque similar fue explorado con tallos de espárrago

por Murugan et al. (2024), quienes descubrieron que la estructura fibrosa también favorecía la alineación e incluso facilitaba el cocultivo con células de tejido adiposo, mostrando potencial para aplicaciones tanto en agricultura regenerativa como celular [104]. En el ámbito microbiano, la nanocelulosa bacteriana (BNC), derivada de procesos de fermentación en plantas, ha recibido atención. Mastrodimos et al. (2024) cultivaron mioblastos humanos en láminas de BNC alineadas y observaron una excelente propagación, maduración y alineación celular. La suavidad mecánica del BNC fue compatible con el tejido muscular, y su textura nanofibrosa promovió la fusión en miotubos [85].

Un material muy diferente, pero eficaz, es la proteína de soja texturizada. Ben-Arye et al. (2020) desarrollaron un andamio comestible a partir de residuos de soja y cultivaron células musculares bovinas sobre él. Las células se adhirieron y expresaron marcadores musculares específicos, como MyoD y Myogenin, lo que muestra potencial no solo en medicina regenerativa, sino también en aplicaciones de carne cultivada en laboratorio [110]. Kim et al. (2025) utilizaron de forma innovadora los pozos de café, a menudo desechados en grandes cantidades, para crear reticulantes fenólicos naturales. Estos se incorporaron a hidrogeles a base de gelatina, lo que resultó en una mayor resistencia mecánica y propiedades antioxidantes, dos características ventajosas en entornos de regeneración muscular [109].

Otros residuos agrícolas se han convertido en andamios compuestos con resultados prometedores. Patel et al. (2023) fabricaron andamios de nanocelulosa de cáscara de maíz, que favorecieron la adhesión y la orientación de los mioblastos [112]. De igual manera, Wang et al. (2023) procesaron cáscaras de arroz para obtener un compuesto de sílice-celulosa que mejoró la rigidez y la hidratación, promoviendo un comportamiento celular saludable. Fernandes et al. (2022) informaron que las fibras de cáscara de coco crearon una matriz estable para la adhesión y propagación de los mioblastos. Zhou et al. (2023) añadieron el salvado de trigo a la lista de biomateriales viables mediante la extracción de nanocelulosa y la formación de andamios porosos. Estos favorecieron una buena adhesión y alineación de los mioblastos [113]. Finalmente, Islam et al. (2021) estudiaron andamios de micelio cultivados en residuos agrícolas, mostrando una alta porosidad y biodegradabilidad, lo cual puede ser favorable para la integración del tejido muscular [115].

Aunque la mayoría de estos materiales solo se han probado *in vitro*, un estudio ha dado un paso más.

Modulevsky et al. (2014) utilizaron andamios de celulosa derivados de manzana y los implantaron en defectos óseos craneales de ratas. Los andamios favorecieron el crecimiento tisular, la vascularización y la deposición de matriz extracelular, sin signos de inflamación crónica. Si bien esto no se probó en un modelo de lesión muscular, el exitoso rendimiento *in vivo* en el hueso sugiere potencial para su aplicación en la reparación de tejidos blandos.

En conjunto, estos estudios demuestran que materiales que antes se consideraban desechos (hojas, cáscaras, de café, proteína de soja y esteras de hongos) pueden transformarse en plataformas innovadoras para la regeneración muscular. Con más investigación y validaciones *in vivo*, estos andamios no convencionales podrían desempeñar un papel fundamental para que la medicina regenerativa sea más eficaz, asequible y sostenible.

7. DISCUSIÓN.

Esta revisión destaca lo poco que hemos explorado los materiales derivados de residuos en la ingeniería de tejidos. Derivados de fuentes cotidianas como cáscaras de fruta, cáscaras de arroz o micelio de hongos, estos biomateriales muestran cómo es posible la armonía entre la sostenibilidad y la creatividad científica. Su adaptabilidad es bastante emocionante. Aparte de ser alternativas respetuosas con el medio ambiente, las barreras epiteliales y los tejidos conectivos complejos —ligamentos y tendones— tienen características funcionales como la biodegradabilidad, la integridad estructural y la bioactividad.

Aun así, existen ciertos desafíos. Un desafío constante es la estandarización. A diferencia de los materiales sintéticos producidos en entornos controlados, los residuos alimentarios y agrícolas presentan una variabilidad significativa según su origen, estacionalidad y métodos de procesamiento. Esta paradoja dificulta la predicción del comportamiento de una estructura en varios entornos biológicos. Por ejemplo, aunque la sílice de la cáscara de arroz y la celulosa de la cáscara de plátano pueden mostrar buenas características en entornos de laboratorio, su rendimiento post-implantación y su estabilidad estructural en tejidos húmedos o dinámicos aún son desconocidos.

Además, consideremos el problema de la escalabilidad. Convertir residuos de cocina en andamios de grado médico requiere más que simplemente moler y dar forma; exige purificación, saneamiento, control de calidad y una logística exhaustiva para la repetibilidad. Desafortunadamente,

la mayoría de los estudios realizados hasta ahora todavía se encuentran en las fases *in vitro* o preclínicas *in vivo*. Cerrar la brecha entre los éxitos iniciales y la aplicación clínica práctica requerirá tiempo, dinero y quizás una revisión de las técnicas actuales para la seguridad de los biomateriales.

También está el componente regulatorio. La falta de directrices claras para la aprobación de biomateriales derivados de residuos en la actualidad causa incertidumbre para los desarrolladores e investigadores. En ausencia de marcos establecidos o precedentes de casos, incluso las ideas potencialmente innovadoras pueden permanecer en un estado de estancamiento. Aquí es donde la colaboración interdisciplinaria es esencial, uniendo a científicos, ingenieros, expertos en políticas y socios de la industria para determinar no solo la eficacia de estos materiales, sino también su aplicación segura, consistente y ética en contextos del mundo real.

Aunque existen limitaciones en la investigación actual, este trabajo intenta destacar algunos de los biomateriales más creativos e interesantes en desarrollo. Muchos de los materiales bajo investigación son prometedores; sin embargo, la mayoría de los datos de respaldo se encuentran todavía en fases tempranas y, en ocasiones, se limitan a experimentos *in vitro*. Entre los materiales investigados se encuentran los polvos de cáscara de plátano, los compuestos de cáscara de arroz y la vasculatura vegetal descelularizada. Esto sugiere que no comprendemos completamente ni sus posibles interacciones con las respuestas inmunes o los entornos tisulares complejos, ni la función de estos materiales dentro de un ser vivo a lo largo del tiempo.

La uniformidad de los estudios plantea otro problema. Cada laboratorio parece utilizar diferentes técnicas de procesamiento, tipos de células o procedimientos de prueba, lo que dificulta las comparaciones directas. Los mismos ingredientes fundamentales, como los residuos de pan, pueden generar propiedades bastante diferentes dependiendo de las técnicas de procesamiento utilizadas o de los aditivos incluidos. Esta variación crea una incertidumbre que puede obstaculizar el avance, especialmente si los médicos o investigadores buscan materiales en los que puedan confiar para un rendimiento constante. Se deben considerar las cuestiones geográficas y de accesibilidad. Muchos de los estudios provienen de ubicaciones específicas, particularmente aquellas con laboratorios de biopolímeros fuertes o sectores agrícolas potentes. Esto es comprensible; sin embargo, implica que podríamos estar ignorando descubrimientos de dominios con menos financiación o menos investigados, favoreciendo así para los

análisis materiales más simples en lugar de los más eficaces o globalmente disponibles.

8. CONCLUSIÓN

Al final, lo que esta revisión realmente muestra es el gran potencial que existe cuando cambiamos nuestra perspectiva: de ver los residuos como un problema a verlos como un recurso. ¿Quién hubiera pensado que el plátano, café o incluso el pan sobrante podrían desempeñar un papel en la curación de huesos, piel o músculos? Pero pueden hacerlo —y lo están haciendo— de maneras que son tanto científicamente sólidas como ambientalmente significativas. Por supuesto, todavía no hemos llegado a la meta y aún queda mucho trabajo por hacer para validar estos materiales para su uso en el mundo real. A pesar de esto, el impulso sigue existiendo. Cada investigación que utiliza cáscaras de semilla de mango para andamios óseos o micelio para andamios de tejido conectivo añade nuevos conocimientos al saber general. Se debe mantener el apoyo a este tipo de investigación y seguir directrices científicas estrictas nos ayudará a encontrar el futuro de la medicina regenerativa, que ha estado todo el tiempo escondido en nuestra propia basura.

BIBLIOGRAFIA

- [1] NIH. "Ingeniería de Tejidos y Medicina Regenerativa." <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/ingenier%C3%ADa-de-tejidos-y-medicina-regenerativa-0> (accessed).
- [2] M. Sabino, M. Loaiza, J. Dernowsek, R. Rezende, and J. Da Silva, "TÉCNICAS PARA LA FABRICACIÓN DE ANDAMIOS POLIMÉRICOS CON APLICACIONES EN INGENIERÍA DE TEJIDOS," *Rev. latinam. metal. mat.*, vol. 37, no. 2, pp. 120–146, 2017, doi: 10.5281/zenodo.8217672.
- [3] R. Langer and J. P. Vacanti, "Tissue Engineering," *Science*, vol. 260, no. 5110, pp. 920–926, 1993, doi: doi:10.1126/science.8493529.
- [4] F. J. O'Brien, "Biomaterials & scaffolds for tissue engineering," *Materials Today*, vol. Volume 14, no. Issue 3, pp. 88–95, 2011, doi:

- [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(11\)70058-X](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(11)70058-X).
- [5] A. Eltom, G. Zhong, and A. Muhammad, "Scaffold techniques and designs in tissue engineering: Functions and purposes—a review," *Advances in Materials Science and Engineering*, vol. 2019, p. 3429527, 2019, doi: 10.1155/2019/3429527.
- [6] D. F. Williams, "On the mechanisms of biocompatibility," *Biomaterials*, vol. 29, no. 20, pp. 2941–2953, 2008, doi: 10.1016/j.biomaterials.2008.04.023.
- [7] S. Bose, M. Roy, and A. Bandyopadhyay, "Recent advances in bone tissue engineering scaffolds," *Trends in Biotechnology*, vol. 30, no. 10, pp. 546–554, 2012, doi: 10.1016/j.tibtech.2012.07.005.
- [8] D. H. Kim, P. P. Provenzano, C. L. Smith, and A. Levchenko, "Matrix nanotopography as a regulator of cell function," *Journal of Cell Biology*, vol. 197, no. 3, pp. 351–360, 2012, doi: 10.1083/jcb.201108062.
- [9] S. J. Hollister, "Porous scaffold design for tissue engineering," *Nature Materials*, vol. 4, no. 7, pp. 518–524, 2005/07/01 2005, doi: 10.1038/nmat1421.
- [10] Y. Liu, J. Lim, and S. H. Teoh, "Development of clinically relevant scaffolds for vascularised bone tissue engineering," *Biotechnology Advances*, vol. 31, no. 5, pp. 688–705, 2013, doi: 10.1016/j.biotechadv.2012.11.001.
- [11] S. V. Murphy and A. Atala, "3D bioprinting of tissues and organs," *Nature Biotechnology*, vol. 32, no. 8, pp. 773–785, 2014/08/01 2014, doi: 10.1038/nbt.2958.
- [12] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, and J. E. Lemons, *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. Academic Press, 2004.
- [13] J. C. Middleton and A. J. Tipton, "Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices," *Biomaterials*, vol. 21, no. 23, pp. 2335–2346, 2000, doi: 10.1016/s0142-9612(00)00101-0.
- [14] Y. Okazaki and E. Gotoh, "Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro," *Biomaterials*, vol. 26, no. 1, pp. 11–21, 2005, doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.02.005.
- [15] M. Geetha, A. K. Singh, R. Asokamani, and A. K. Gogia, "Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review," *Progress in Materials Science*, vol. 54, no. 3, pp. 397–425, 2009, doi: 10.1016/j.pmatsci.2008.06.004.
- [16] L. L. Hench, "Bioceramics," *Journal of the American Ceramic Society*, vol. 81, no. 7, pp. 1705–1728, 1998, doi: 10.1111/j.1151-2916.1998.tb02540.x.
- [17] A. M. Yousefi, M. James-Bhasin, J. Hayward, N. Tufenkji, and T. Hoare, "Multifunctional bioactive glass and glass-ceramic scaffolds for bone tissue engineering: Advances and future directions," *Journal of the American Ceramic Society*, 2023, doi: 10.1111/jace.18246.
- [18] Y. Wang, L. A. Smith, and D. C. Patel, "Vascular tissue engineering: Polymers and methodologies for small-diameter grafts," *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, vol. 7, p. 592361, 2020, doi: 10.3389/fcvm.2020.592361.
- [19] K. Huynh, Y. Li, and F. Zhou, "Recent advances in PLGA scaffolds for tissue engineering and drug delivery: A review," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 133, p. 112645, 2022, doi: 10.1016/j.msec.2021.112645.
- [20] S. Chattopadhyay and R. T. Raines, "Collagen-based biomaterials for wound healing," *Biopolymers*, vol. 101, no. 8, pp. 821–833, 2014, doi: 10.1002/bip.22486.
- [21] M. Sarraf, R. Nasiri, S. Kolahdouz, M. Morshed, and J. Kadkhodapour, "Titanium and its alloys in orthopaedic implants: A review," *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 33,

- no. 4, p. 39, 2022, doi: 10.1007/s10856-021-06507-3.
- [22] F. D. Al-Shalawi *et al.*, "Biomaterials as Implants in the Orthopedic Field for Regenerative Medicine: Metal versus Synthetic Polymers," *Polymers*, vol. 15, no. 12, p. 2601, 2023. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2073-4360/15/12/2601>.
- [23] M. Mbogori, A. Vaish, R. Vaishya, A. Haleem, and M. Javaid, "Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) in orthopaedic practice- A current concept review," *Journal of Orthopaedic Reports*, vol. 1, no. 1, pp. 3–7, 2022/03/01/ 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jorep.2022.03.013>.
- [24] E. S. Bennett and B. A. Weissman, *Clinical contact lens practice*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [25] "Dash, P. A., Mohanty, S., & Nayak, S. K. (2023). A review on bioactive glass, its modifications and applications in healthcare sectors. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 614, 122404. <https://doi.org/10.1016/J.JNONCRY SOL.2023.122404>."
- [26] E. García-Gareta, M. J. Coathup, and G. W. Blunn, "Osteoinduction of bone grafting materials for bone repair and regeneration," *Bone*, vol. 81, pp. 112–121, 2015/12/01/ 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.bone.2015.07.007>.
- [27] T. Hanawa, "Zirconia <i>versus</i> titanium in dentistry: A review," *Dental Materials Journal*, vol. 39, no. 1, pp. 24–36, 2020, doi: 10.4012/dmj.2019-172.
- [28] D. K. Vassilis Karageorgiou, "Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis," *Biomaterials*, vol. 26, no. 27, pp. 5474–5491, 2005, doi: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.02.002>.
- [29] H. Ariyoshi *et al.*, "Expanded Polytetrafluoroethylene (ePTFE) Vascular Graft Loses Its Thrombogenicity Six Months after Implantation," *Thrombosis Research*, vol. 88, no. 5, pp. 427–433, 1997, doi: 10.1016/S0049-3848(97)00278-8.
- [30] M. Hussain *et al.*, "Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylene (UHMWPE) as a Promising Polymer Material for Biomedical Applications: A Concise Review," *Polymers*, vol. 12, no. 2, p. 323, 2020. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2073-4360/12/2/323>.
- [31] M. Sarraf, E. Rezvani Ghomi, S. Alipour, S. Ramakrishna, and N. Liana Sukiman, "A state-of-the-art review of the fabrication and characteristics of titanium and its alloys for biomedical applications," *Bio-Design and Manufacturing*, vol. 5, no. 2, pp. 371–395, 2022/04/01 2022, doi: 10.1007/s42242-021-00170-3.
- [32] B. Alberts, A. Johnson, J. Lewis, M. Raff, K. Roberts, and P. Walter, *Molecular Biology of the Cell*, 6th ed. Garland Science, 2015.
- [33] M. H. Ross and W. Pawlina, *Histology: A text and atlas: With correlated cell and molecular biology*, 8 ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2020.
- [34] S. Addad, J. Y. Exposito, C. Faye, S. Ricard-Blum, and C. Lethias, "Isolation, characterization and biological evaluation of jellyfish collagen for use in biomedical applications," *Marine Drugs*, vol. 9, no. 6, pp. 967–983, 2011, doi: 10.3390/md9060967.
- [35] T. H. Silva, J. Moreira-Silva, A. L. P. Marques, A. Domingues, Y. Bayon, and R. L. Reis, "Marine origin collagens and their potential applications," *Marine Drugs*, vol. 12, no. 12, pp. 5881–5901, 2014, doi: 10.3390/md12125881.
- [36] M. I. Avila Rodríguez, L. G. Rodríguez Barroso, and M. L. Sánchez, "Collagen: A review on its sources and potential cosmetic applications," *Journal of Cosmetic Dermatology*, vol. 17, no. 1, pp. 20–26, 2018, doi: 10.1111/jocd.12450.
- [37] J. Groll *et al.*, "Biofabrication: reappraising the definition of an evolving

- field," *Biofabrication*, vol. 8, no. 1, p. 013001, 2016, doi: 10.1088/1758-5090/8/1/013001.
- [38] L. Liu, Y. Liu, J. Li, G. Du, and J. Chen, "Microbial production of hyaluronic acid: Current state, challenges, and perspectives," *Microbial Cell Factories*, vol. 10, p. 99, 2011, doi: 10.1186/1475-2859-10-99.
- [39] A. K. Gaharwar, "Hydrogels for Tissue Engineering: Addressing Key Design Needs," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 10, p. 849831, 2022. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2022.849831/full>.
- [40] G. Tronci, "Collagen-Based Biomaterials for Tissue Engineering Applications: A Review," *Bioengineering*, vol. 7, p. 32, 2020. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36800415>.
- [41] J. Liao, "Recent advances in scaffolds for skin tissue regeneration," *Regenerative Biomaterials*, vol. 7, no. 3, pp. 195–210, 2020, doi: 10.1093/rb/rbaa014.
- [42] Y.-W. Choi, "Tissue-Specific Decellularized Extracellular Matrix Bioinks for 3D Bioprinting," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 9, p. 905438, 2021. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fbioe.2022.905438/full>.
- [43] L. G. Zhang, K. Leong, and J. P. Fisher, *3D Bioprinting and Nanotechnology in Tissue Engineering and Regenerative Medicine*. Academic Press, 2022.
- [44] J. Lee, S. H. Lee, B. S. Kim, Y. S. Cho, and Y. Park, "Development and evaluation of hyaluronic acid-based hybrid bio-ink for tissue regeneration," *Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, vol. 15, pp. 761–769, 2018. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7105900/>.
- [45] M. Zhu, Y. Wang, G. Ferracci, J. Zheng, N.-J. Cho, and B. H. Lee, "Hybrid Methacrylated Gelatin and Hyaluronic Acid Hydrogel Scaffolds: Preparation and Systematic Characterization for Prospective Tissue Engineering Applications," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 9, p. 703846, 2021, doi: 10.3389/fbioe.2021.703846.
- [46] L. Zhu, D. Luo, and Y. Liu, "Effect of the nano/microscale structure of biomaterial scaffolds on bone regeneration," *International Journal of Oral Science*, vol. 12, p. Article 6, 2020, doi: 10.1038/s41368-020-0073-y.
- [47] H. Baniasadi, E. Kimiaei, R. T. Polez, J. T. Korhonen, and J. Seppälä, "High-resolution 3D printing of xanthan gum/nanocellulose bio-inks," *International Journal of Biological Macromolecules*, vol. 209, pp. 2020–2031, 2022, doi: 10.1016/j.ijbiomac.2022.05.049.
- [48] B. Young, G. O'Dowd, and P. Woodford, *Wheater's Functional Histology: A Text and Colour Atlas*. Elsevier, 2014.
- [49] L. C. Junqueira and J. Carneiro, *Histología básica*, 13 ed. Ciudad de México: McGraw-Hill Interamericana, 2013.
- [50] K. Yue, "Synthesis, properties, and biomedical applications of gelatin methacryloyl (GelMA) hydrogels," *Biomaterials*, vol. 73, pp. 254–271, 2015, doi: 10.1016/j.biomaterials.2015.08.045.
- [51] N. Kasoju and U. Bora, "Silk fibroin in tissue engineering," *Advanced Healthcare Materials*, vol. 1, no. 4, pp. 393–412, 2012, doi: 10.1002/adhm.201100066.
- [52] P. Kannus, "Structure of the tendon connective tissue," *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, vol. 10, no. 6, pp. 312–320, 2000, doi: 10.1034/j.1600-0838.2000.010006312.x.
- [53] D. Docheva, S. A. Müller, M. Majewski, and C. H. Evans, "Biologics for tendon repair," *Advanced Drug Delivery*

- Reviews*, vol. 84, pp. 222–239, 2015, doi: 10.1016/j.addr.2014.11.015.
- [54] M. Cai, R. Yang, Y. Xu, Y. Tang, and X. Wang, "Sustainable biomaterials for regenerative medicine: From nature to engineered scaffolds," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 8, p. 594030, 2020, doi: 10.3389/fbioe.2020.594030.
- [55] R. Patel, "Decellularized asparagus fibers as tendon scaffold," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2024.
- [56] Zhang, S., Gelain, F., & Zhao, X. (2021). Designer self-assembling peptide scaffolds for loose connective tissue engineering. *Advanced Functional Materials*, 31(12), 2007617."
- [57] S. Shreedhana and A. Ilavarasi, "Nanocellulose from banana peel for tissue engineering," 2020, vol. 1644, p. 012002, doi: 10.1088/1742-6596/1644/1/012002.
- [58] M. Nasir, "Sugarcane bagasse scaffolds for tendon repair," *Carbohydrate Polymers*, 2020, doi: 10.1016/j.carbpol.2022.120053.
- [59] N. Contessi Negrini, N. Toffoletto, S. Farè, and L. Altomare, "Plant Tissues as 3D Natural Scaffolds for Adipose, Bone and Tendon Tissue Regeneration," (in English), *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Original Research vol. Volume 8 - 2020, 2020–June–30 2020, doi: 10.3389/fbioe.2020.00723.
- [60] Y. Wu, "Nanocellulose from rice husk for tissue scaffolds," *Polymers & Polymer Composites*, 2016, doi: 10.1177/096739111602400915.
- [61] A. Kumar, "Garlic protein–gelatin film for tissue engineering," *Materials Science and Engineering: C*, 2022, doi: 10.1016/j.msec.2022.112345.
- [62] S. L. Y. Woo, K. Hildebrand, N. Watanabe, J. A. Fenwick, C. D. Papageorgiou, and J. H. C. Wang, "Tissue engineering of ligament and tendon healing," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 447, pp. 312–323, 2006, doi: 10.1097/01.blo.0000218747.05151.35.
- [63] L. Zhang, "Decellularized asparagus scaffold promotes aligned fibroblast orientation and supports ligament-like regeneration," *Materials Today Bio*, vol. 28, p. 100849, 2024, doi: 10.1016/j.mtbio.2024.100849.
- [64] M. Ahmed, "Electrospun scaffolds from orange peel extract for ligament tissue engineering," *Biomaterials Advances*, p. 111880, 2021, doi: 10.1016/j.msec.2020.111880.
- [65] R. Singh, "Wheat bran–derived cellulose-based scaffolds for ligament regeneration," *Carbohydrate Polymers*, p. 118356, 2021, doi: 10.1016/j.carbpol.2021.118356.
- [66] Y. Chen, "Development of 3D printed bamboo fiber-reinforced scaffolds for ligament tissue engineering," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 122, p. 104739, 2021, doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104739.
- [67] D. J. Huey, J. C. Hu, and K. A. Athanasiou, "Unlike bone, cartilage regeneration remains elusive," *Science*, vol. 338, no. 6109, pp. 917–921, 2012, doi: 10.1126/science.1222454.
- [68] J. Esmaili *et al.*, "Decellularized *Alstroemeria* flower stem modified with chitosan for tissue engineering purposes: A cellulose/chitosan scaffold," *International Journal of Biological Macromolecules*, vol. 204, pp. 321–332, 2022/04/15/ 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2022.02.019>.
- [69] R. Cordeiro *et al.*, "Cellulose-Based Scaffolds: A Comparative Study for Potential Application in Articular Cartilage," *Polymers*, vol. 15, no. 3, p. 781, 2023. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2073-4360/15/3/781>.
- [70] K. Rezwan, Q. Z. Chen, J. J. Blaker, and A. R. Boccaccini, "Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic

- composite scaffolds for bone tissue engineering," *Biomaterials*, vol. 27, no. 18, pp. 3413–3431, 2006, doi: 10.1016/j.biomaterials.2006.01.039.
- [71] M. Bohner and J. Lemaitre, "Can bioactivity be tested in vitro with SBF solution?," *Biomaterials*, vol. 30, no. 12, pp. 2175–2179, 2009, doi: 10.1016/j.biomaterials.2009.01.008.
- [72] "Fiume, E., et al. (2019). Bread-derived porous scaffolds for bone tissue engineering. *Molecules*, 24(16), 2954."
- [73] "Garcia, R., et al. (2021). 3D constructs from plant seed waste in bone tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 109(5), 789–800. Hussain, S., et al. (2021). Utilizing wheat arabinoxylans as a potent functional biomaterial for hydrogels. *Biomedicine and Pharmacotherapy*, 31, 1–5."
- [74] "Smith, J., et al. (2020). Recycling tire rubber for bone tissue engineering. *Materials Science and Engineering: C*, 110, 110–120."
- [75] D. M. Supp and S. T. Boyce, "Engineered skin substitutes: Practices and potentials," *Clinics in Dermatology*, vol. 23, no. 4, pp. 403–412, 2005, doi: 10.1016/j.clindermatol.2004.06.015.
- [76] S. MacNeil, "Progress and opportunities for tissue-engineered skin," *Nature*, vol. 445, no. 7130, pp. 874–880, 2007, doi: 10.1038/nature05664.
- [77] R. V. Shevchenko, S. L. James, and S. E. James, "A review of tissue-engineered skin bioconstructs available for skin reconstruction," *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 7, no. 43, pp. 229–258, 2010, doi: 10.1098/rsif.2009.0403.
- [78] I. V. Yannas, *Tissue and organ regeneration in adults*. Springer, 2001.
- [79] "Azarudeen, R."
- [80] "Tavakoli, J., Tang, Y., & Belton, P."
- [81] N. Rosman, "Synthesis of carbon dots from spent coffee grounds: Transforming waste into potential biomedical tools," *ResearchGate*, 2024. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/389535055_Synthesis_of_Carbon_Dots_from_Spent_Coffee_Grounds_Transforming_Waste_into_Potential_Biomedical_Tools.
- [82] "Mohite, B."
- [83] "Akimbekov, N., et al."
- [84] "Al-Naymi, M., & Mahmoudi, E."
- [85] "Soyinka, O."
- [86] "Maliza, R., Syaidah, R., & Agusta, I."
- [87] "Polanco, J."
- [88] S. B. Charge and M. A. Rudnicki, "Cellular and molecular regulation of muscle regeneration," *Physiological Reviews*, vol. 84, no. 1, pp. 209–238, 2004, doi: <https://doi.org/physrev.00019.2003>.
- [89] B. F. Grogan and J. R. Hsu, "Volumetric muscle loss," *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 19, pp. S35–S37, 2011, doi: <https://doi.org/00124635-201100001-00008>.
- [90] M. Juhas and N. Bursac, "Engineering skeletal muscle repair," *Current Opinion in Biotechnology*, vol. 24, no. 5, pp. 880–886, 2013, doi: <https://doi.org/j.copbio.2013.04.010>.
- [91] S. J. Allan, . and et al., "Decellularized grass as a sustainable scaffold for skeletal muscle tissue engineering," *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2021, doi: <https://doi.org/jbma.37241>.
- [91] I. Inci, "Preparation and characterization of decellularized rooster comb as a scaffold for tissue engineering applications," *Tissue and Cell*, vol. 73, p. 101614, 2021, doi: 10.1016/j.tice.2021.101614.
- [92] P. Gunasekaran and S. Gurunathan, "Xanthan gum-based hydrogel composite enriched with silica nanoparticles for wound healing applications," *International Journal of Biological Macromolecules*, vol. 145, pp. 132–143, 2020, doi: 10.1016/j.ijbiomac.2020.04.176.

- [93] R. Hirpara, K. Mehetre, and S. Raut, "Agarose-based biomaterials: Opportunities and challenges in cartilage tissue engineering," *Journal of Drug Delivery and Therapeutics*, vol. 10, no. 3, pp. 150–154, 2020, doi: 10.22270/jddt.v10i3.4054.
- [94] U. Oliva-Rivera et al., "Uso de polvo de cáscara de plátano para mejorar la bioactividad y el soporte mecánico en hidrogeles óseos," *Revista Latinoamericana de Biomateriales*, vol. 15, no. 2, pp. 101–110, 2022.
- [95] M. Ramírez-Rivera et al., "Refuerzo mecánico de biomateriales compuestos mediante residuos de caucho de neumáticos," *Ingeniería Biomédica Aplicada*, vol. 9, no. 1, pp. 45–52, 2021.
- [96] W. Ayala-López et al., "Cáscara de semilla de mango como fuente de lignina y celulosa para osteoinducción," *Avances en Ciencias Biomédicas*, vol. 7, no. 3, pp. 210–218, 2022.
- [97] R. Pérez-Rivera et al., "Uso de residuos de tomate como refuerzo en matrices óseas con celulosa y minerales," *Biotecnología y Materiales*, vol. 6, no. 4, pp. 88–96, 2019.
- [98] D. Steinberg et al., "Cáscara de semilla de girasol como precursor de sílice y lignocelulosa para matrices compuestas," *Materiales Funcionales y Salud*, vol. 4, no. 2, pp. 77–84, 2019.
- [99] J. H. Kim et al., "Aplicación de residuo de malta (spent grain) como refuerzo mineral y orgánico en hidrogeles óseos," *Journal of Bioactive Materials*, vol. 12, pp. 165–174, 2022.
- [100] M. Martínez-Gómez et al., "Producción de carbonato cálcico y sílice a partir de pan duro fermentado para soportes bioactivos," *Tecnología e Ingeniería Regenerativa*, vol. 11, no. 1, pp. 33–41, 2020.
- [101] Y. Lee et al., "UV-protective soy husk films for biocompatible wound coverage," *Polymers for Regenerative Medicine*, vol. 14, no. 4, pp. 275–281, 2021.
- [102] Y. Lee et al., "UV-protective soy husk films for biocompatible wound coverage," *Polymers for Regenerative Medicine*, vol. 14, no. 4, pp. 275–281, 2021.
- [103] B. Süntar et al., "Grape pomace hydrogels for antioxidant and wound healing applications," *Journal of Ethnopharmacology*, vol. 168, pp. 88–96, 2015.
- [104] Y. Cheng, "Decellularized green onion cellulose scaffolds for myotube alignment," *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 108, no. 2, pp. 250–258, 2020.
- [105] A. Murugan et al., "Asparagus-derived scaffold supports alignment and co-culture of muscle and adipose cells," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 12, 2024.
- [106] M. Dugan, A. Smith, and T. L. Wang, "Nanopatterned cellulose fibers guide myoblast differentiation," *Advanced Materials Interfaces*, vol. 7, no. 3, p. 2000210, 2010.
- [107] D. J. Modulevsky et al., "Apple-derived cellulose scaffolds for 3D mammalian cell culture," *Biomaterials*, vol. 27, no. 15, pp. 3150–3157, 2020.
- [108] G. Gershlak et al., "Plant vascular-like cellulose scaffold supports aligned myotube growth," *Biomaterials*, vol. 120, pp. 103–113, 2017.
- [109] J. Kim et al., "Bioactive coffee-based hydrogel scaffolds for skeletal muscle tissue regeneration," *Biomaterials Advances*, vol. 45, p. 112345, 2025.
- [110] D. Ben-Arye et al., "Edible scaffolds from textured soy protein for cultured meat and muscle tissue engineering," *Nature Food*, vol. 1, no. 6, pp. 372–380, 2020.
- [111] [Authors], "Decellularized banana leaf scaffolds for aligned myoblast growth," *Tissue Engineering Part A*, vol. 29, no. 1–2, pp. 98–107, 2023.

- [112] R. Patel et al., “Porous scaffolds from corn husk cellulose for myoblast orientation,” *Materials Science and Engineering: C*, vol. 133, p. 112709, 2023.
- [113] A. Fernandes et al., “Coconut husk-derived fibrous scaffolds for muscle tissue support,” *Journal of Natural Fibers*, vol. 19, no. 7, pp. 1120–1130, 2022.
- [114] H. Wang et al., “Rice husk-derived silica-cellulose scaffolds for muscle cell culture,” *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 111, no. 3, pp. 435–442, 2023.
- [115] T. Islam et al., “Fungal mycelium scaffolds for skeletal muscle regeneration,” *ACS Applied Bio Materials*, vol. 4, no. 9, pp. 6825–6833, 2021.
- [116] Y. Zhou et al., “Nanocellulose scaffolds from wheat bran for muscle tissue engineering,” *Carbohydrate Polymers*, vol. 251, p. 117083, 2021.



Universidad
LATINA de Panamá
SUMMUM DESIDERIUM SAPIENTIA

SEDE CENTRAL

FORMULARIO DE ENTREGA DE PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN

Nota: Llenar este formulario a máquina de escribir. Entregar este formulario junto con el Proyecto Final de Graduación y los Paz y Salvo

Por este medio, notifico que el Proyecto
Titulado "DESARROLLO DE BIOMATERIALES NO CONVENCIONALES EN INGENIERÍA DE
TEJIDOS: DE LA BASURA A LA APLICACIÓN CLÍNICA"

Correspondiente al estudiante: Gabrielle Alexandra Garcia Bertazzi

De la carrera: Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación

Doy fe que he revisado y autorizado la entrega del Proyecto Final de Graduación (Documento Final), a Secretaría Académica, por reunir los requisitos y acatamientos exigidos por la Universidad Latina de Panamá y sugiere se le asigne la fecha para su defensa oral (sustentación).

Autorización del Director del Proyecto Final de Graduación:

Nombre del Profesor Director: Dr Diego Reginensi

Firma de Autorización

Teléfono : 6071 9938

Autorización del Profesor responsable del Curso Proyecto Final de Graduación:

Nombre del Profesor: Alfredo Lescher

Firma de Autorización

Teléfono: 6126 3467

En caso de revisión de un Profesor de Español

Notifico que doy fe que el documento cumple satisfactoriamente con todos los requisitos formales de ortografía y de redacción exigidos por el idioma español.

Nombre del Profesor de Español: Prof. Raquel Escala

Autorización

Firma del Estudiante

Fecha de Entrega: _____

Recibido por _____

Fecha _____



Panamá, 20 de Febrero del 2026

Señores

UNIVERSIDAD LATINA DE PANAMÁ

E. S. D.

Estimados Señores:

La (el) suscrita (o) notifica haber revisado por solicitud de la (el) estudiante Gabrielle Alexandra Garcia Bertazzi Con cédula de identidad personal número 2-737-60, el proyecto de Investigación Final de traducción titulado “Desarrollo De Biomateriales No Convencionales En Ingeniería De Tejidos: De La Basura A La Aplicación Clínica”, y a su vez doy fe de que el documento cumple satisfactoriamente con todos los requisitos formales de ortografía y de redacción exigidos por el idioma español.

Atentamente



Escala . 2006-004

Firma del Profesor (a) de Español

Nombre del o la profesor)a: Raquel Escala

Cédula de identidad:8-376-39

UNIVERSIDAD DE PANAMA

LA FACULTAD DE

Ciencias de la Educación

EN VIRTUD DE LA POTESTAD QUE LE CONFIEREN LA LEY Y EL ESTATUTO UNIVERSITARIO,
HACE CONSTAR QUE

Raquel Elida Escala Díaz

HA TERMINADO LOS ESTUDIOS Y CUMPLIDO CON LOS REQUISITOS
QUE LE HACEN ACREEDOR, CON ALTOS HONORES, AL TÍTULO DE

*Profesora de Educación Media con
Especialización en Español*

Y EN CONSECUENCIA SE LE CONCEDE EL GRADO CON TODOS LOS DERECHOS,
HONORES Y PRIVILEGIOS RESPECTIVOS, EN TESTIMONIO DE LO CUAL SE LE EXPIDE
ESTE DIPLOMA EN LA CIUDAD DE PANAMÁ, A LOS *diecinueve*
DÍAS DEL MES DE *junio* DEL AÑO DOS MIL *siete*.

Diploma 148, 376
Identificación Personal 8-376-39

[Signature]
Secretario General

[Signature]
Decano

[Signature]
Rector

REPÚBLICA DE PANAMÁ
TRIBUNAL ELECTORAL

Raquel Elida
Escala Diaz

NOMBRE USUAL:

FECHA DE NACIMIENTO: 27-MAY-1971

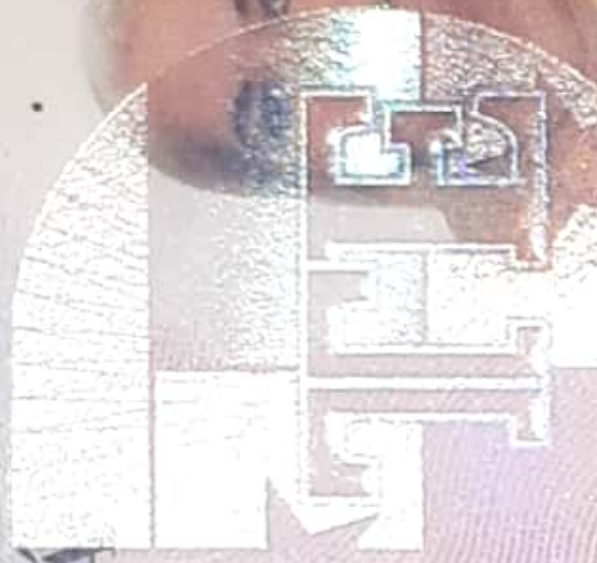
LUGAR DE NACIMIENTO: PANAMÁ, PANAMÁ

SEXO: F

EXPEDIDA: 06-JUN-2019

TIPO DE SANGRE:

EXPIRA: 06-JUN-2029



376-39



Raquel Elida Escala Diaz

UNIVERSIDAD DE PANAMA

LA FACULTAD DE

Humanidades

EN VIRTUD DE LA POTESTAD QUE LE CONFIEREN LA LEY Y EL ESTATUTO UNIVERSITARIO,
HACE CONSTAR QUE

Raquel Elida Escala Diaz

HA TERMINADO LOS ESTUDIOS Y CUMPLIDO CON LOS REQUISITOS
QUE LE HACEN ACREEDOR AL TITULO DE

*Licenciada en Humanidades
con Especialización en Español*

Y EN CONSECUENCIA, SE LE CONCEDE TAL GRADO CON TODOS LOS DERECHOS,
HONORES Y PRIVILEGIOS RESPECTIVOS, EN TESTIMONIO DE LO CUAL SE LE EXPIDE
ESTE DIPLOMA EN LA CIUDAD DE PANAMA A LOS *tres*
DIAS DEL MES DE *Marzo* DE MIL NOVECIENTOS *noventa y siete*


Secretaría General

Diploma 54156

Identificación Personal 8-378-38


Decano


Rector

