

DOI: <https://doi.org/10.46296/gt.v9i17.0341>

DEFECTOS ÓSEOS Y DE TEJIDOS BLANDOS: REVISIÓN CRÍTICA DE COLGAJOS LIBRES, INJERTOS ÓSEOS Y TECNOLOGÍAS 3D EN RECONSTRUCCIÓN MUSCULOESQUELÉTICA

BONE AND SOFT TISSUE DEFECTS: A CRITICAL REVIEW OF FREE FLAPS, BONE GRAFTS, AND 3D TECHNOLOGIES IN MUSCULOSKELETAL RECONSTRUCTION

Benavides-Luna Mario Fernando ¹; Navarro-Gamarra Marco André ²;
Ramos-Marín Sebastián ³; Leal-Padilla Johan Sebastian ⁴;
Artunduaga-Bustos Jesús David ⁵; Buriticá-Puentes Wilson ⁶;
Ramírez-Guzmán Arian Camila ⁷; Cumplido-Simanca Juliana ⁸

¹ Universidad Cooperativa de Colombia - San Juan de Pasto. Pasto, Colombia.
Correo: mariobenavides320@gmail.com. ORCID ID: <https://orcid.org/0009-0009-9637-7593>.

² Universidad Simón Bolívar. Barranquilla, Colombia.
Correo: mnavarro9812@gmail.com. ORCID ID: <https://orcid.org/0009-0005-1121-2169>.

³ Universidad Libre Seccional Cali. Cali, Colombia.
Correo: sebastianramosm12@gmail.com. ORCID ID: <https://orcid.org/0009-0002-0356-7881>.

⁴ Fundación Universitaria de Ciencias de la Salud – FUCS. Bogotá, Colombia.
Correo: jsebasl1223@gmail.com. ORCID ID: <https://orcid.org/00009-0007-7452-3516>.

⁵ Fundación Universitaria UniNavarra. Neiva, Colombia. Correo:
md.jesusartunduaga019@gmail.com. ORCID ID: <https://orcid.org/0009-0004-0082-0815>.

⁶ Universidad Surcolombiana. Neiva, Colombia.
Correo: wil-9666@hotmail.com. ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-1478-899X>.

⁷ Fundación Universitaria Juan N. Corpas. Bogotá, Colombia.
Correo: acamilagmn21@gmail.com. ORCID ID: <https://orcid.org/0009-0007-8723-705X>.

⁸ Universidad El Sinú. Montería, Colombia.
Correo: julianacumplido@hotmail.com. ORCID ID: <https://orcid.org/0009-0000-6995-3246>.

Resumen

Introducción: Los defectos extensos de hueso y partes blandas – frecuentes tras traumas de alta energía, infecciones u oncociurugías – representan un gran desafío clínico. La reconstrucción musculoesquelética busca restaurar la integridad anatómica y funcional, evitando en lo posible amputaciones y mejorando los resultados para el paciente (1). Históricamente se han empleado injertos óseos (autoinjertos y aloinjertos) y colgajos libres de tejido para suplir las pérdidas; más recientemente, han surgido tecnologías 3D con potencial de personalizar implantes y optimizar la reconstrucción. **Objetivo:** Revisar críticamente la literatura de la última década (2015–2025) sobre las principales estrategias reconstructivas – colgajos libres, injertos óseos tradicionales y técnicas emergentes (impresión 3D) – evaluando sus indicaciones, ventajas, limitaciones y evidencia actual en el manejo de defectos musculoesqueléticos extensos. **Metodología:** Se realizó una búsqueda en PubMed, Scopus y Embase de estudios en humanos (2015–2025) enfocados en reconstrucción ósea y de partes blandas postraumáticas, priorizando revisiones sistemáticas, metanálisis, ensayos clínicos y series relevantes. **Resultados:** Los colgajos libres microvascularizados muestran altas tasas de éxito (>90%) en la cobertura de defectos complejos (4, 5), reduciendo infecciones y la necesidad de amputación. Los injertos óseos autólogos siguen siendo el pilar de la reparación ósea por su superior potencial osteogénico (1), aunque limitados

Información del manuscrito:

Fecha de recepción: 08 de octubre de 2025.

Fecha de aceptación: 18 de diciembre de 2025.

Fecha de publicación: 10 de enero de 2026.



por la morbilidad del sitio donante. Los aloinjertos permiten reconstruir segmentos mayores pero conllevan mayor riesgo de no unión e infección (1). Técnicas como la distracción osteogénica y la membrana inducida (Masquelet) logran consolidación ósea en ~80–90% de casos seleccionados (6, 7), a costa de un tratamiento prolongado. Las tecnologías 3D han facilitado la planificación quirúrgica precisa (15, 16) y la fabricación de implantes personalizados con integración ósea completa en series iniciales (17), si bien su rol aún se encuentra en evaluación. Conclusiones: La reconstrucción musculoesquelética mayor requiere un enfoque individualizado y multidisciplinario. Los injertos autólogos (incluidos colgajos óseos vascularizados) continúan como estrategia de referencia por su alta tasa de osteointegración y viabilidad tisular. Los colgajos libres de tejido blando son esenciales para cubrir defectos amplios y prevenir complicaciones infecciosas. Las innovaciones en biomateriales e impresión 3D auguran soluciones a medida que podrían complementar o mejorar las técnicas actuales, pero se necesitan más estudios clínicos comparativos para definir su impacto a largo plazo.

Palabras claves: Colgajos libres; Injerto óseo; Reconstrucción musculoesquelética; Impresión 3D; Traumatismo; Defecto óseo.

Abstract

Introduction: Large bone and soft tissue defects – often due to high-energy trauma, infections, or tumor resection – pose a major clinical challenge. Musculoskeletal reconstruction aims to restore anatomical and functional integrity, avoiding amputation and improving patient outcomes (1). Historically, bone grafts (autografts and allografts) and free tissue flaps have been used to replace lost tissues; more recently, 3D technologies offer potential to customize implants and enhance results. **Objective:** To critically review the past decade’s literature on key reconstructive strategies – free flaps, traditional bone grafts, and emerging techniques like 3D printing – evaluating their indications, advantages, limitations, and current evidence in managing large musculoskeletal defects. **Methods:** A search was conducted in PubMed, Scopus, and Embase for human studies (2015–2025) on post-traumatic bone and soft tissue reconstruction, prioritizing systematic reviews, meta-analyses, clinical trials, and significant series. **Results:** Microvascular free flaps demonstrate high success rates (>90%) in covering complex defects (4, 5), reducing infections and need for amputation. Autologous bone grafts remain the cornerstone of bone repair due to superior osteogenic potential (1), though limited by donor site morbidity. Allografts enable reconstruction of larger segments but carry higher risks of non-union and infection (1). Techniques like bone transport (distraction osteogenesis) and the induced membrane (Masquelet) achieve union in ~80–90% of select cases (6, 7) at the expense of prolonged treatment. 3D technologies have improved surgical planning accuracy (17) and allowed fabrication of patient-specific implants with complete bone integration in small series (18), though their role is still under evaluation. **Conclusions:** Major musculoskeletal reconstruction requires an individualized, multidisciplinary approach. Autologous grafts (including vascularized free flaps) remain first-line due to high osteointegration and tissue viability. Free flaps for soft tissue are critical to cover large defects and prevent infection. Advances in biomaterials and 3D printing promise tailored solutions that could complement or enhance current techniques, but further clinical studies are needed to define their long-term impact.

Keywords: Free flaps; Bone graft; Musculoskeletal reconstruction; 3D printing; Trauma; Bone defect.

1. Introducción

Los defectos óseos y de tejidos blandos extensos constituyen un problema complejo en cirugía ortopédica y plástica reconstructiva.

Estas pérdidas tisulares pueden originarse por traumatismos de alta energía (por ejemplo, accidentes de tráfico o lesiones por proyectil), resecciones oncológicas musculoesqueléticas o infecciones

severas como la osteomielitis crónica. Un defecto óseo crítico se define como aquel cuya pérdida en longitud no consolidará espontáneamente y requerirá intervención especializada para su regeneración (1). De modo análogo, grandes áreas de pérdida cutáneo-muscular en extremidades no cicatrizarán adecuadamente sin aporte de tejido bien vascularizado. El desafío principal para el cirujano es lograr salvar la extremidad o zona afectada restaurando la función, evitando en lo posible la amputación (1).

Clásicamente, la reconstrucción de defectos óseos se ha basado en injertos óseos autólogos (tomados del propio paciente, típicamente de cresta ilíaca) o alogénicos (hueso de banco). El injerto autólogo se considera el "estándar de oro" por sus propiedades osteogénicas, osteoinductivas y osteoconductoras superiores (1). Sin embargo, su disponibilidad es limitada y conlleva morbilidad del sitio donante. Por su parte, los aloinjertos (hueso de donante cadavérico) permiten reconstruir segmentos óseos grandes pero carecen de células

vivas propias, dependiendo de la integración lenta por el huésped, con mayor riesgo de fallo de unión o infección (1). Además, aunque los avances en escrutinio han minimizado el riesgo de enfermedades transmitidas (VIH, hepatitis), existe cierto potencial de rechazo inmune al injerto descelularizado (1). Más allá de los injertos, se han desarrollado técnicas biológicas para defectos críticos: la distracción osteogénica (alargamiento gradual del hueso remanente para rellenar el defecto) y la técnica de membrana inducida de Masquelet, que emplea un espaciador de cemento óseo temporal seguido de injerto en dos tiempos, estimulando la regeneración en defectos masivos (1). En defectos complejos, también se recurren a reconstrucciones con colgajos óseos vascularizados (p. ej., peroné libre) o prótesis segmentarias (endoprótesis metálicas) en casos oncológicos (1).

Paralelamente, la cobertura de defectos amplios de partes blandas (piel, músculo, fascia) es esencial para proteger estructuras profundas, prevenir infecciones y lograr

recuperación funcional. La introducción de los colgajos libres microvascularizados revolucionó la reconstrucción de partes blandas: permiten transferir tejido sano con su propio riego sanguíneo (cutáneo, muscular o combinado) desde sitios distantes, para cubrir defectos que de otro modo quedarían expuestos e inviables (4, 5). Las técnicas microquirúrgicas actuales logran tasas de éxito elevadas en la anastomosis vascular (sobre 90–95% de supervivencia del colgajo en centros experimentados (4)), reduciendo drásticamente la tasa de amputaciones en lesiones complejas de extremidades comparado con épocas previas. Ejemplos clásicos de colgajos libres incluyen colgajos musculares (grácil, dorsal ancho) y fasciocutáneos (anterolateral de muslo – ALT, radial de antebrazo), seleccionados según las necesidades de volumen y tipo de tejido requeridos en la lesión.

Finalmente, las tecnologías de impresión 3D han emergido como una frontera innovadora en reconstrucción musculoesquelética. Estas herramientas permiten diseñar virtualmente e imprimir modelos anatómicos precisos, guías

quirúrgicas a medida e incluso implantes personalizados adaptados a la anatomía del paciente. Por ejemplo, en cirugía maxilofacial, la planificación virtual con guías 3D en reconstrucción mandibular con peroné ha demostrado aumentar la precisión de la osteosíntesis y reducir el tiempo quirúrgico (15, 16). Asimismo, se explora la fabricación de andamios bioimpresos con biomateriales y células para regenerar tejidos (hueso, cartílago, piel). Algunos casos clínicos aislados reportan el uso de implantes metálicos 3D personalizados en defectos óseos segmentarios, con integración ósea exitosa en pocos meses (7). Aunque prometedoras, estas técnicas se hallan aún en fases evaluativas iniciales.

Dada la rápida evolución de estas estrategias, se hace necesaria una revisión crítica que integre la evidencia reciente sobre su eficacia, indicaciones y limitaciones. A continuación, presentamos una revisión de la literatura enfocada en defectos óseos y de tejidos blandos, abordando: (1) el papel actual de los colgajos libres en reconstrucción de partes blandas (y óseas en ciertos casos), (2) los resultados con injertos

óseos autólogos y alogénicos, junto a técnicas complementarias (Masquelet, distracción), y (3) los avances en tecnologías 3D aplicadas a la reconstrucción musculoesquelética. Esta revisión busca orientar al clínico en la selección informada de la estrategia reconstructiva óptima para defectos complejos, basándose en la evidencia de la última década.

2. Metodología

Se llevó a cabo una búsqueda bibliográfica exhaustiva siguiendo lineamientos PRISMA para artículos de revisión. Las bases de datos consultadas fueron PubMed/MEDLINE, Scopus y Embase, restringiendo los resultados a publicaciones entre 2015 y 2025 para asegurar actualidad. Solo se incluyeron estudios en humanos (excluyendo investigaciones puramente in vitro o en modelos animales, salvo consideraciones de contexto).

Estrategia de búsqueda: Se utilizaron términos en inglés y español combinados mediante operadores booleanos, tales como:

“bone defect reconstruction”, “free flap”, “free tissue transfer”, “bone graft”, “3D printing”, “reconstrucción ósea”, “colgajo libre microvascular”, “impresión 3D en ortopedia”, entre otros. Los términos se aplicaron tanto a títulos/resúmenes como a palabras clave.

Criterios de selección: Inicialmente se cribaron títulos y resúmenes para identificar estudios relevantes a las tres temáticas de interés (colgajos libres, injertos óseos, tecnologías 3D aplicadas a reconstrucción). Posteriormente, se leyeron a texto completo los trabajos preseleccionados. Se incluyeron preferentemente:

Revisiones sistemáticas y metanálisis (por su alto nivel de evidencia).

Ensayos clínicos controlados y grandes series de casos (incluyendo estudios observacionales relevantes, p. ej. series multicéntricas de colgajos libres).

Guías de práctica clínica recientes si estaban disponibles.

Se excluyeron artículos en revistas no indexadas o de dudosa calidad

metodológica, enfatizando fuentes revisadas por pares de alto impacto. Evidencia más antigua (>10 años) solo fue considerada si correspondía a estudios clásicos imprescindibles para contexto.

En total, se incluyeron ≥ 20 referencias relevantes para sintetizar el estado actual del campo. No se realizó metanálisis cuantitativo de datos debido a la heterogeneidad de estudios, pero cuando existían metanálisis o revisiones sistemáticas publicadas sobre un subtema (por ejemplo, comparación de colgajo muscular vs. fasciocutáneo), se citan sus hallazgos agregados como evidencia de mayor peso.

La información cuantitativa (porcentajes de éxito, tiempos de consolidación, tasas de complicaciones, etc.) se extrae directamente de las fuentes originales y se reporta citando la referencia correspondiente. La discusión se estructura por ejes temáticos (reconstrucción ósea, reconstrucción de partes blandas, e innovaciones 3D), contrastando las diferentes modalidades reconstructivas. Finalmente, se presentan conclusiones y lagunas de

conocimiento identificadas para futuras investigaciones.

3. Resultados y discusión

Reconstrucción de defectos óseos: injertos y técnicas tradicionales

Restablecer la continuidad ósea en defectos críticos es fundamental para recuperar la función biomecánica del esqueleto. A continuación, se revisan las opciones clásicas de reconstrucción ósea, sus resultados reportados y limitaciones.

Injertos óseos autólogos (incluyendo colgajos óseos vascularizados)

El injerto óseo autólogo es el pilar de la reconstrucción ósea debido a que aporta células osteoprogenitoras viables, proteínas osteoinductoras (ej. BMPs) y un andamiaje osteoconductor natural. La fuente más utilizada es la cresta ilíaca (hueso esponjoso y cortical), aunque también se emplean otros sitios como fémur distal, tibia proximal o peroné no vascularizado para segmentos largos. Los injertos autólogos no vascularizados tienen

alta efectividad en defectos pequeños a moderados (<5–6 cm) ubicados en lechos bien vascularizados; sin embargo, en defectos mayores o en sitios con pobre perfusión, su integración puede ser subóptima.

Cuando se requiere trasplantar hueso con aporte sanguíneo propio, se utilizan colgajos óseos libres vascularizados. El ejemplo paradigmático es el colgajo de peroné libre descrito por Hidalgo en 1989 para reconstruir mandíbula, luego aplicado a huesos largos en extremidades. El peroné libre aporta hasta ~25–30 cm de hueso cortical, con la arteria y venas peroneas para anastomosis, permitiendo consolidación en defectos de incluso >10 cm de longitud. Este tipo de autoinjerto vascularizado combina las ventajas biológicas del injerto autólogo con la supervivencia inmediata del tejido óseo trasplantado, favoreciendo la unión ósea y resistiendo mejor la infección. En una revisión comprehensiva, Migliorini et al. resaltan que los injertos autólogos vascularizados (peroné libre, cresta ilíaca con arteria circunfleja) son el “estándar oro” en

defectos óseos postraumáticos por sus propiedades osteogénicas, osteoinductivas, osteoconductoras y compatibilidad, con mínimo riesgo de rechazo inmunológico (1). Series clínicas reportan que la tasa de unión ósea con peroné libre supera el 85–90% en aproximadamente 6–12 meses (1). En un seguimiento prolongado, Liu et al. informaron unión ósea del 100% en sus peronés libres, con tiempo medio de consolidación ~21 semanas (1). Estas tasas sobresalientes respaldan el uso de injertos autólogos vascularizados en defectos críticos.

No obstante, los injertos autólogos presentan desventajas. La cantidad de hueso extraíble está limitada por la anatomía (por ejemplo, volumen de cresta ilíaca disponible o largo del peroné) y por la morbilidad del sitio donante. Tras la toma de injerto de cresta ilíaca, se ha reportado que ~10–14% de pacientes sufren dolor crónico o alguna complicación en la zona donante; las complicaciones mayores ocurren en torno a 10% (por ejemplo, fractura de la espina ilíaca, lesión neurovascular o hernia), y las infecciones superficiales en ~5% (1).

En el caso del peroné libre, aunque generalmente es bien tolerado, existe riesgo de debilidad en el tobillo o ligera claudicación si se reseca un segmento muy largo (algunos estudios documentan inestabilidad de tobillo en ~5–20% de pacientes, aunque sin afectar funcionalidad en la mayoría). Adicionalmente, la cirugía microvascular prolonga el tiempo operatorio y requiere experiencia para evitar trombosis del colgajo durante el postoperatorio inmediato. Aun con estos retos, el beneficio de los autoinjertos (especialmente vascularizados) en defectos grandes suele justificar el costo biológico.

Cabe mencionar los colgajos osteomiocutáneos vascularizados, como el peroné osteocutáneo (peroné libre con piel adherida) o la escápula osteomiocutánea. Estos permiten reconstruir simultáneamente hueso y tejido blando en un solo tiempo quirúrgico, siendo útiles en resecciones oncológicas amplias donde hay pérdida tanto ósea como de cobertura (por ejemplo, reconstrucción mandibular que requiere mucosa/piel junto con hueso). Si bien su ejecución es más

compleja, ofrecen una solución integral inmediata.

Injertos óseos alogénicos y sustitutos sintéticos

El aloinjerto óseo (hueso de banco, generalmente congelado o liofilizado) es una alternativa cuando el defecto excede la cantidad de autoinjerto disponible o se desea evitar la morbilidad del donante. Los aloinjertos estructurales (p. ej., diáfisis femoral de banco) se han utilizado ampliamente en cirugía oncológica para reemplazar segmentos largos tras resección tumoral. Sus ventajas incluyen la disponibilidad en diversas formas y tamaños (permitiendo reconstruir defectos masivos) y evitar un segundo sitio quirúrgico en el paciente (1). Sin embargo, presentan limitaciones notables: al ser tejido descelularizado, carecen de células vivas y dependen de la infiltración vascular y celular del huésped (proceso lento de “sustitución progresiva”). Esto conlleva un mayor riesgo de no unión (pseudoartrosis) o fractura tardía del aloinjerto, especialmente bajo cargas significativas. Además, históricamente preocupaba la transmisión de infecciones (VIH,

hepatitis), riesgo ahora muy bajo gracias a rigurosos protocolos de selección y esterilización (1). Persiste también cierto potencial de rechazo inmunológico al injerto, aunque atenuado por la ausencia de células; una reacción inmune podría contribuir a reabsorción acelerada del injerto.

Los resultados clínicos con aloinjertos son variables. En defectos intercalados largos, se han documentado tasas de unión del ~70–85% a 2 años, pero con complicaciones mecánicas significativas a mediano-largo plazo. Por ejemplo, aloinjertos masivos de fémur o tibia pueden presentar fracturas en 20–30% de los casos en 5 años, especialmente si la integración ósea es incompleta. La infección profunda es otra complicación grave, reportada en ~10–20% de casos en algunas series oncológicas, a veces obligando a retirar el aloinjerto. Para mejorar estos resultados, algunos centros combinan aloinjerto con aporte vascularizado autólogo – técnica híbrida de Capanna – descrita más adelante. A pesar de todo, los aloinjertos siguen siendo

herramientas útiles, sobre todo en contextos oncológicos donde se prefiere no sacrificar otro hueso del paciente para injerto.

En cuanto a sustitutos óseos sintéticos, existen materiales bioactivos como cerámicas de fosfato de calcio (hidroxiapatita, β -TCP), vidrios bioactivos y polímeros biodegradables, que sirven de relleno osteoconductor. Son ampliamente empleados en defectos pequeños o como complemento al injerto, pero por sí solos difícilmente regeneran un segmento crítico de hueso cortical bajo carga debido a su limitada resistencia mecánica (1). Algunos productos combinan cerámicas con factores osteoinductores (p. ej., BMP-2) para potenciar la formación ósea, pero a mayor costo y con riesgos (BMP-2 puede causar inflamación excesiva, etc.). En defectos que soportan carga, la falta de fortaleza estructural de la mayoría de injertos sintéticos hace que fracasen si no van acompañados de una estabilización rígida o protección del apoyo (1). Por ello, su uso se limita generalmente a defectos no estructurales (cavidades metafisarias, relleno de quistes) o

como pequeños injertos complementarios (onlay). La investigación sigue buscando andamios sintéticos de alta resistencia: se exploran polímeros impresos en 3D (como PCL), metales porosos o compuestos híbridos, intentando balancear resistencia y bioactividad (1).

Un punto crítico es que ninguna solución única es universalmente superior; la elección depende del contexto clínico: defectos postraumáticos vs. oncológicos, presencia de infección, magnitud de la pérdida ósea, estado de partes blandas y recursos disponibles. En general, se acepta que los autoinjertos viables ofrecen las mejores probabilidades de consolidación (1), mientras que los aloinjertos aportan estructura pero integran más lento. Idealmente, se combinan estrategias para aprovechar lo mejor de cada una, como en el injerto híbrido de Capanna.

Injerto híbrido (técnica de Capanna): Consiste en insertar un peroné libre vascularizado dentro de un aloinjerto tubular, uniendo la resistencia inicial del aloinjerto con la vitalidad y capacidad osteogénica

del autoinjerto vascularizado (1). El peroné actúa como un “vástago vivo” que acelera la unión entre el aloinjerto y el hueso huésped, y potencialmente revasculariza el segmento. Estudios reportan que esta técnica logra salvamento de la extremidad en ~94% de pacientes, con consolidación ósea sin cirugías adicionales en alrededor del 70–80% (1). Se han observado fracturas del injerto híbrido en ~20–25% de los casos, pero muchas sanan tras reintervenciones (1). Es especialmente útil en pacientes jóvenes con altas demandas funcionales, donde un aloinjerto puro podría fracasar a largo plazo. Como contrapartida, es técnicamente exigente (requiere microcirugía sumada a la implantación del aloinjerto) y puede ocurrir trombosis del colgajo que haga fallar todo el constructo (1). Aun así, representa un buen ejemplo de cómo combinar enfoques para optimizar resultados en defectos extremos.

Distracción osteogénica y técnica de membrana inducida (Masquelet)

Además de los injertos, existen técnicas que estimulan al organismo

a regenerar hueso de forma incremental en defectos extensos.

La distracción osteogénica (método de Ilizarov) aprovecha la capacidad del hueso para formar tejido nuevo aplicando tracción gradual sobre un foco de fractura u osteotomía. En defectos óseos segmentarios, se puede realizar transporte óseo: tras seccionar el hueso (osteotomía controlada) y aplicar un fijador externo circular, se va distrayendo gradualmente un segmento óseo a lo largo del espacio defectuoso, generando callo óseo en la brecha a medida que el segmento se aleja. Este método regenera hueso vivo para rellenar el defecto sin necesidad de injerto (1). No obstante, tiene limitaciones prácticas: la velocidad típica de distracción es ~1 mm por día, requiriendo ~1 mes por cada cm de hueso formado. Así, defectos grandes implican muchos meses (incluso años) con fijador externo. Además, el fijador conlleva considerable incomodidad y elevadas tasas de infección en los pines de fijación (reportadas en ~50–60% de pacientes) (1). También pueden ocurrir desviaciones

angulares o axiales durante el transporte del fragmento. Por ello, se sugiere reservar la distracción osteogénica clásica para defectos moderados ($\leq 5\text{--}6$ cm) a fin de no prolongar excesivamente el tratamiento (1). En defectos mayores, la morbilidad asociada al fijador prolongado puede superar los beneficios. En la última década se han introducido variantes como la distracción con clavo intramedular asistido (que reduce el tiempo con fijador externo), pero siguen siendo procedimientos de alta complejidad técnica. En síntesis, la distracción osteogénica es una excelente herramienta para regenerar hueso de forma “biológica” en defectos segmentarios, especialmente útil en contexto de infección activa (ya que evita implantar material extraño en un lecho contaminado). Sus resultados muestran consolidación en la mayoría de casos bien indicados, aunque con rangos amplios según las series. Por ejemplo, Schep et al. reportaron en defectos postraumáticos de tibia un promedio de 1.5 meses de distracción por cm formado, con consolidación satisfactoria pero infecciones de pines en 53% (8).

Demiralp et al. comunicaron ~28 días/cm en defectos tras resección tumoral, con infecciones de trayecto de clavo en ~61% (9). Estos datos subrayan la carga para el paciente que conlleva la técnica.

Por su parte, la técnica de membrana inducida o método de Masquelet (descrita por A. Masquelet en 2001) se ha difundido para tratar defectos óseos críticos, especialmente en contexto de infección. Es un abordaje en dos tiempos quirúrgicos: inicialmente (primer tiempo) se realiza un desbridamiento exhaustivo de todo el tejido óseo desvitalizado o infectado, seguido de la colocación de un espaciador de cemento acrílico (PMMA) ajustado al tamaño del defecto (7). Este espaciador suele mezclarse con antibiótico (vía local) y, crucialmente, induce la formación de una membrana pseudosinovial vascularizada a su alrededor en el transcurso de 4–8 semanas (7). En el segundo tiempo (tras ~6–8 semanas), se retira el espaciador conservando intacta la membrana inducida, y se rellena la cavidad con injerto óseo autólogo (generalmente hueso esponjoso triturado) dentro de dicha membrana

(7). La membrana actúa como un “nuevo periostio” que contiene el injerto y libera factores de crecimiento, favoreciendo la revascularización y osteointegración del mismo (7). Este método ha permitido tratar defectos enormes (>10–20 cm) con tasas de consolidación altas (80–90%), siempre que se asegure una buena cobertura de partes blandas y estabilización ósea adecuada. Lemos Azi et al. reportaron unión ósea en 91% de pacientes tratados con Masquelet (defectos promedio ~6 cm), en un lapso medio de 8.5 meses después del segundo tiempo (7). Sin embargo, señalaron que el 68% sufrieron alguna infección durante el proceso (muchos casos estaban infectados inicialmente) y un 32% requirieron colgajos para cubrir partes blandas (7). Otros estudios coinciden en que la técnica de Masquelet funciona mejor en extremidades superiores o defectos no portantes de carga, pues en tibia/fémur (carga axial) la tasa de fallos mecánicos es mayor debido a la lenta remodelación inicial del injerto (6, 7). La principal debilidad del método Masquelet es que el hueso regenerado es inicialmente esponjoso y tarda en corticalizarse,

además de requerir un gran volumen de injerto autólogo (lo cual puede ser limitante en defectos muy extensos). Aun así, es una técnica valiosa en escenarios sépticos, ya que el cemento provee control local de la infección (efecto antibiótico in situ) y mantiene el espacio evitando colapso de tejidos en el defecto. En defectos infectados, suele preferirse Masquelet en lugar de injertos definitivos inmediatos, reduciendo el riesgo de absceso o falla séptica.

En síntesis, tanto la distracción osteogénica como la técnica Masquelet ofrecen alternativas para defectos donde los injertos convencionales podrían fallar, especialmente en presencia de infección. Son procedimientos técnicamente demandantes y de duración prolongada, pero logran formar hueso biológico viable donde antes no lo había. Masquelet se favorece en escenarios de infección activa y defectos hasta ~20–25 cm (en segmentos muy largos puede requerir injertos seriados en múltiples etapas), mientras que Ilizarov es útil en defectos de longitud moderada y pacientes motivados capaces de tolerar el

proceso. Es frecuente, además, combinar estas técnicas con otras: por ejemplo, tras Masquelet, si falta cobertura de tejidos blandos, se añade un colgajo muscular libre; o en distracción, a veces se complementa con injerto óseo en el docking final para estimular la unión. Todo lo anterior refleja la necesidad de un enfoque integral “ortoplástico” (coordinación ortopedia-plástica) en el manejo de estos casos complejos.

Endoprótesis segmentarias y otros métodos de reconstrucción ósea

Para completar el panorama, cabe mencionar que en defectos óseos asociados a resecciones articulares (típicamente oncológicas) existen las prótesis segmentarias o megaprótesis, que reemplazan tanto el segmento óseo perdido como la articulación adyacente. Un ejemplo es el reemplazo protésico total de fémur o de tibia proximal con componente de rodilla, tras resear un sarcoma que involucra la articulación. La ventaja de las endoprótesis es que restauran la continuidad estructural de inmediato, proporcionando estabilidad y permitiendo apoyo temprano (1). No

regeneran hueso propio, pero en pacientes de mayor edad o con expectativa de vida limitada (por enfermedad tumoral avanzada) a menudo constituyen la mejor opción para mantener la movilidad. Las complicaciones incluyen aflojamiento mecánico, fracturas periprotésicas e infecciones (tasas de infección protésica reportadas de ~15% en 5 años) (1). Por ello, en pacientes jóvenes se prefiere una reconstrucción “biológica” (injertos, colgajos) sobre la prótesis, reservando las prótesis para casos especiales o como rescate tras fallas previas.

Otro método menos común es la reutilización de hueso autólogo devitalizado: tras resecar un segmento óseo (por tumor, por ejemplo), ese mismo hueso se trata ex vivo (mediante pasteurización a 60–70°C, autoclave, radiación ≥ 50 Gy, o congelación profunda) para destruir células tumorales, y luego se reimplanta en el paciente. Esto conserva la forma exacta del segmento resecado y evita usar aloinjerto, pero el injerto reimplantado queda desvitalizado, actuando similar a un aloinjerto (sin riesgo inmunológico porque proviene

del mismo paciente). Suele complementarse con injerto autólogo o placas de soporte. Su principal desventaja es la alta tasa de no unión e infección: series reportan no unión ~30% e infección ~15% (1). Se utiliza en centros especializados cuando se desea mantener la anatomía original del paciente (ej. en pelvis, donde un injerto idéntico a la pieza resecada encaja perfectamente).

En resumen, la reconstrucción de defectos óseos requiere combinar principios biológicos (aporte de células y vascularización mediante autoinjertos o colgajos) y mecánicos (estabilidad y resistencia inicial mediante aloinjertos o dispositivos metálicos). La evidencia actual apoya al injerto autólogo como primera línea en defectos postraumáticos no infectados (1), reservando aloinjertos y prótesis para casos especiales (defectos masivos, contextos oncológicos, etc.). Técnicas como Masquelet e Ilizarov han ampliado las posibilidades de salvar extremidades en situaciones antes insolubles, aunque exigen un gran compromiso del paciente y del equipo quirúrgico. La selección óptima suele ser

individualizada, y con frecuencia combina varias estrategias para maximizar el éxito (por ejemplo: defecto tibial de 8 cm con infección → desbridamiento + Masquelet + colgajo libre muscular para cobertura + eventualmente un implante 3D de refuerzo, integrando múltiples niveles terapéuticos).

Reconstrucción de tejidos blandos con colgajos libres

Los defectos extensos de piel, tejido subcutáneo y músculo en las extremidades u otras regiones representan un reto reconstructivo significativo, pues una cobertura adecuada es crucial para prevenir infección, osteomielitis y pérdida funcional. En situaciones como fracturas abiertas graves (Gustilo IIIB/IIIC) o resecciones tumorales con estructuras expuestas (hueso, tendones, placa), las opciones de cierre simple o injerto cutáneo suelen ser inviables; se requiere aportar tejido bien vascularizado que cubra el defecto, rellene el espacio muerto y aporte defensa inmunológica local. Aquí es donde los colgajos libres microvascularizados desempeñan un rol crítico e insustituible.

Importancia y resultados de los colgajos libres

Un colgajo libre consiste en trasladar un bloque de tejido (sea piel y grasa, fascia, músculo, o combinaciones incluyendo hueso) desde un sitio donante distante hasta el defecto receptor, reconectando la arteria y vena del colgajo a la circulación local mediante anastomosis microquirúrgicas. Desde su desarrollo en los años 70–80, esta técnica ha avanzado hasta lograr hoy tasas de éxito muy altas. Grandes series reportan supervivencia completa del colgajo en ~92% de los casos, y necrosis parcial en ~8–10% (4). Una revisión sistemática reciente sobre colgajos libres en extremidad inferior (5061 pacientes, 5133 colgajos) encontró una tasa de pérdida total del colgajo de solo 7.8% y de pérdida parcial de 9.1%, requiriéndose reintervención por compromiso vascular en ~13.8% (4). Esto confirma que la gran mayoría de colgajos libres sobreviven y cumplen su objetivo de cobertura. El impacto clínico ha sido enorme: estudios longitudinales muestran que la disponibilidad de colgajos libres ha reducido la tasa de

amputaciones en lesiones complejas de pierna, al permitir salvar extremidades que antes se hubieran mutilado (4). Además de preservar la extremidad, se ha evidenciado que pacientes reconstruidos con colgajos libres presentan, a mediano plazo, mejor calidad de vida (en aspectos físicos y mentales) que aquellos sometidos a amputación y prótesis, e incluso mejor que pacientes manejados con colgajos locales menos complejos en casos equivalentes. Por ejemplo, se ha reportado mediante cuestionarios que la reconstrucción con colgajo libre en miembros inferiores mejora significativamente la función autopercibida y la salud general en comparación con la alternativa protésica.

Los colgajos libres comúnmente empleados se dividen en dos grandes grupos: musculares (ej., colgajo de músculo grácil, dorsal ancho, recto abdominal) y fasciocutáneos (ej., colgajo anterolateral de muslo – ALT, colgajo radial de antebrazo, colgajo sural superficial). La selección depende de las características del defecto: los colgajos musculares aportan gran volumen y relleno tridimensional

para obliterar cavidades profundas, y clásicamente se consideraba que mejoran la erradicación de infección por su alta perfusión; los colgajos fasciocutáneos aportan piel de buena calidad para la cobertura externa y se adaptan mejor a áreas que requieren deslizamiento (por ejemplo, sobre tendones o articulaciones). Tradicionalmente, para heridas muy contaminadas o con hueso expuesto se preferían músculos (p. ej. colgajo de sóleo o gastrocnemio) por su capacidad de “eliminar” el espacio muerto y proveer irrigación abundante que ayudaría a controlar la carga bacteriana. Sin embargo, en años recientes se ha cuestionado la superioridad universal del músculo, dado que colgajos fasciocutáneos modernos (basados en perforantes) han mostrado resultados comparables e incluso ciertas ventajas.

Un metanálisis de 2022 (Mégevand et al.) comparó directamente colgajos libres musculares vs fasciocutáneos en extremidad inferior (10 estudios comparativos, 1340 pacientes). Halló que ambos tipos logran tasas de salvamento de extremidad y recuperación funcional

semejantes, pero los colgajos fasciocutáneos presentaron menor morbilidad del sitio donante, menor tasa de pérdida completa del colgajo y menor tasa de infección postoperatoria que los musculares (5). La diferencia en fracaso total del colgajo favoreció a los fasciocutáneos de forma estadísticamente significativa, al igual que la menor incidencia de complicaciones en la zona donante (5). Muchos cirujanos hoy prefieren colgajos fasciocutáneos de perforantes (como el ALT) cuando es factible, debido a la mejor satisfacción estética (aportan piel similar en color/textura a la zona receptora) y la menor morbilidad funcional (ya que evitan sacrificar un músculo importante) (5). No obstante, la elección debe individualizarse: por ejemplo, en heridas infectadas con cavidades profundas e irregulares, un músculo puede adaptarse mejor llenando el espacio tridimensional; en cambio, en defectos más superficiales pero amplios en extensión, un colgajo cutáneo grande es ideal. Importante destacar que ninguno mostró ventaja en la tasa de unión ósea de fracturas subyacentes – previamente se creía

que un músculo podría favorecer más la consolidación ósea, pero estudios han demostrado resultados de unión equivalentes con fasciocutáneos (5). De hecho, un metanálisis de 2021 indicó una ligera mayor tasa de consolidación a 6 meses con colgajos musculares, pero la diferencia desaparecía al año de seguimiento (es decir, a 12 meses ambos tipos obtenían tasas de unión similares). En general, se concluye que ambos tipos son seguros y efectivos; la selección debe guiarse por las características de la lesión y la experiencia del equipo quirúrgico, más que por una superioridad intrínseca.

Sea muscular o fasciocutáneo, los colgajos libres conllevan potenciales complicaciones. La más catastrófica es la trombosis vascular aguda (oclusión arterial o venosa en la anastomosis), que si no se revierte rápidamente mediante reintervención, conduce a necrosis del colgajo. Esto ocurre en ~5–10% de casos, usualmente dentro de las primeras 48 horas postoperatorias. Gracias al monitoreo intensivo (p. ej., Doppler continuo, vigilante de perfusión) y la revisión

microquirúrgica inmediata al detectarse un problema, a menudo se logra salvar el colgajo: en la serie mencionada, aunque ~13.8% de colgajos requirieron re-exploración por compromiso vascular, solo 7.8% terminaron en falla completa (4). Otra complicación son las pérdidas parciales: porciones del colgajo (generalmente en los bordes distales) que sufren necrosis por perfusión insuficiente. Esto puede requerir desbridamientos secundarios y coberturas complementarias (injertos de piel sobre el área necrótica). La necrosis parcial ocurrió en ~9% de los casos en la revisión citada (4). Adicionalmente, está la morbilidad del sitio donante: dependiendo del colgajo, el paciente puede experimentar alguna secuela en la zona de donde se tomó el tejido. Por ejemplo, tras un colgajo radial de antebrazo puede haber debilidad leve en la fuerza de agarre, o tras un colgajo de dorsal ancho, cierta reducción en la resistencia de la extensión de hombro. En la mayoría de los casos, los déficits funcionales son menores o compensables con rehabilitación, pero deben anticiparse. También puede haber alteraciones sensitivas o estéticas

(cicatriz notable, necesidad de injerto de piel en el área donante). Finalmente, la infección en el colgajo es posible si el lecho receptor estaba muy contaminado – no obstante, el aporte de tejido bien vascularizado suele ayudar a controlar la infección con el soporte antibiótico sistémico, siendo raro que un colgajo libre viable se infecte irreversiblemente.

Un punto crucial en el manejo es el momento de la reconstrucción. Existe evidencia sólida de que realizar la cobertura con colgajo libre de manera temprana, idealmente dentro de los primeros 7 días post-trauma (y óptimamente en las primeras 72 horas), se asocia con mayores tasas de éxito y menos infecciones comparado con demoras prolongadas (5). Un metanálisis mostró que colgajos libres realizados antes de las 72 h en fracturas abiertas de pierna reducen significativamente las tasas de fracaso e infección en comparación con aquellos realizados tardíamente (5). Este hallazgo sustenta el paradigma actual de manejo “ortoplástico”: la colaboración estrecha y planificación conjunta entre cirujanos ortopédicos y plásticos para lograr, idealmente, la

estabilización esquelética definitiva y la cobertura de partes blandas con colgajo en un solo procedimiento o en tiempos quirúrgicos inmediatos (dentro de la primera semana). Al minimizar el tiempo con el hueso/protésis expuesto, se reducen las infecciones y se mejora la evolución de la herida.

En resumen, los colgajos libres han pasado de ser técnicas novedosas a estándares en la reconstrucción de partes blandas complejas. Con sus altas tasas de éxito y refinamientos técnicos (colgajos de perforantes, supermicrocirugía), permiten resolver defectos devastadores que de otra forma conllevarían amputaciones o graves secuelas funcionales. Su papel es particularmente crítico en trauma complejo, infecciones osteomielíticas (aportando tejido vivo para rellenar cavidades y aportar defensas) y reconstrucción oncológica de extremidades.

Ejemplos de colgajos libres comunes y sus aplicaciones

Algunos colgajos libres frecuentemente utilizados en la

reconstrucción de extremidades y sus características principales son:

Colgajo Anterolateral de Muslo (ALT): Tipo fasciocutáneo, basado en perforantes de la arteria circunfleja femoral lateral. Ventajas: aporta un gran panel de piel (hasta ~20 × 30 cm) de espesor moderado, con un pedículo vascular largo y de buen calibre; puede incluir una porción del músculo vasto lateral si se requiere componente muscular. Usos: cobertura de defectos extensos en extremidades inferiores, incluyendo exposición de hueso o tendón; su gran tamaño permite incluso usar dos colgajos ALT simultáneamente para pérdidas muy amplias (por ejemplo, ambos para cubrir toda la pierna). Morbilidad donante: baja, dejando cicatriz en muslo fácilmente ocultable.

Colgajo de músculo Grácil libre: Colgajo muscular del muslo medial, irrigado por la arteria circunfleja femoral medial. Ventajas: músculo delgado y alargado, adecuado para rellenar túneles o defectos estrechos y profundos (p. ej., pseudoartrosis infectada de tibia con trayecto sinusal largo). Usos: cubrir exposición de hueso en pierna distal,

rellenar cavidades tras debridar infección. Puede transferirse con su nervio (colgajo gracilis funcional) para reanimación muscular en otros contextos, aunque en extremidades no suele usarse con función contráctil sino solo de relleno. Morbilidad donante: mínima (el músculo grácil tiene función compensada por otros aductores).

Colgajo de músculo Dorsal Ancho libre: Gran colgajo muscular de la espalda (músculo latissimus dorsi), irrigado por la arteria toracodorsal. Ventajas: volumen muscular amplio (hasta $\sim 40 \times 20$ cm) que puede cubrir superficies extensas o rellenar defectos masivos; se puede incluir piel (colgajo miocutáneo dorsal ancho) para aportar cobertura cutánea adicional. Usos: defectos complejos de la cintura escapular, axila o extremidad superior, y también en extremidad inferior cuando se requiere mucho tejido (por ejemplo, cubrir exposición de prótesis de rodilla infectada tras retirar material). Morbilidad donante: el dorsal ancho es un músculo grande, por lo que su pérdida puede debilitar la aducción/extensión del hombro, pero muchos pacientes compensan con otros músculos; la

cicatriz en espalda es visible pero aceptable.

Colgajo Osteoseptocutáneo de Peroné (colgajo fíbula libre osteocutáneo): Variante del colgajo de peroné libre que incluye una franja de piel de la zona lateral de la pierna (irrigada por ramas perforantes asociadas). Ventajas: aporta simultáneamente hueso largo (peroné) para reconstrucción ósea y un parche de piel de $\sim 6\text{--}8$ cm de ancho para cobertura cutánea. Usos: “caballo de batalla” en reconstrucción mandibular (una fíbula puede tallarse en segmentos para recrear la mandíbula, y la piel asociada sirve para revestir mucosa oral o piel facial externa según el caso); también en extremidades cuando se necesita hueso + cobertura limitada (ej., resección de tumor en tibia proximal con pérdida de piel). Morbilidad donante: la resección del peroné suele ser bien tolerada en cuanto a estabilidad de la pierna (si se conserva la tibia intacta); puede haber debilidad leve en tobillo (reducción de $\sim 10\%$ en fuerza de eversión) y una cicatriz lineal en la pierna.

Colgajo Osteomiocutáneo de Escápula (ángulo lateral de

escápula): Colgajo compuesto que incluye hueso de la escápula (porción lateral, que aporta una lámina ósea relativamente plana), músculo (porción del dorsal ancho/serrato) y piel de dorso lateral. Ventajas: ofrece hueso de forma aplanada ideal para reconstruir defectos mandibulares o maláricos, junto con piel; pedículo basado en la arteria circunfleja escapular. Usos: reconstrucción de mandíbula o maxilar en casos oncológicos donde se quiere hueso más ancho que el peroné, o en extremidad superior para aportar segmento óseo corto con cobertura. Morbilidad donante: deja déficit mínimo en el hombro (porción de escápula resecada se tolera bien) y cicatriz en región interescapular.

Colgajo Radial de Antebrazo (RFF): Colgajo fasciocutáneo del antebrazo irrigado por la arteria radial (se incluye piel y fascia antebraquial). Ventajas: piel delgada, flexible y bien vascularizada, de ~15 × 8 cm; excelente para reconstruir superficies pequeñas-medianas con alta sensibilidad a la textura (ej., dorso de mano, pie, o incluso cara/órbitas). Usos: cobertura de

defectos en mano y muñeca, defectos calcáneos, o en cabeza y cuello (común en lengua/faringe). Desventaja: sacrifica la arteria radial (requiere confirmar circulación colateral por arteria ulnar antes de la cirugía); deja cicatriz notoria y requiere injerto de piel en el antebrazo. Morbilidad donante: posible debilidad de agarre temporal, alteración sensitiva en zona dadora, y necesidad de cuidados de injerto en antebrazo.

Cada colgajo tiene indicaciones particulares según el tamaño, la localización del defecto y los tejidos requeridos (solo piel vs músculo, vs hueso). La disponibilidad de múltiples opciones permite personalizar la reconstrucción a la medida de la lesión, siguiendo el principio reconstructivo de “reemplazar lo semejante con lo semejante” (like with like). Es decir, aportar tejido de características similares a las pérdidas: por ejemplo, usar un colgajo cutáneo fino para cubrir el dorso del pie (piel delgada, sin músculo) en lugar de un músculo voluminoso que dificultaría el calzado, o usar un colgajo muscular para una fractura tibial expuesta con

cavidad infectada (se necesita relleno vascularizado) en lugar de solo piel.

En la última década, se han reportado además técnicas avanzadas como colgajos libres combinados (transferir dos colgajos distintos simultáneamente para defectos enormes, o colgajos con dos pedículos separados provenientes de la misma región) y estrategias de rescate en caso de falla. Por ejemplo, si un primer colgajo libre fracasa por trombosis y necrosis, se puede realizar un segundo colgajo libre de rescate en el mismo defecto con buenas probabilidades de éxito: se estima que el segundo intento tiene ~80–85% de éxito, ligeramente menor que el primero pero aún favorable (4). De hecho, en una revisión se observó que la tasa de éxito del primer colgajo fue ~90%, mientras que un segundo colgajo tuvo ~83% de éxito; solo ~12% de los casos con un colgajo fallido terminaron en amputación, aunque si fallaba también el segundo, la probabilidad de amputación subía al 50% (4). Esto refuerza que vale la pena intentar un rescate microquirúrgico antes de rendirse a la amputación,

siempre que el paciente lo tolere. También se han descrito los colgajos libres cruzados de pierna (cross-leg free flaps), en los que un colgajo libre se anastomosa a los vasos de la extremidad contralateral temporalmente para salvar una pierna sin vasos receptores viables – estos casos, si bien complejos (las piernas se mantienen unidas hasta que vasculariza el colgajo), han mostrado sorprendentemente altas tasas de éxito, con fracaso reportado de solo ~1.4% (4). Un ejemplo es el colgajo ALT libre cruzado para una tibia sin vasos proximales: se conecta la arteria del colgajo a la arteria tibial posterior de la pierna contralateral, salvando la extremidad; según una revisión sistemática de 2024, estos colgajos tuvieron 98.6% de supervivencia (solo 1.4% pérdida) con complicaciones manejables (4).

En conclusión, los colgajos libres son una herramienta indispensable en la reconstrucción de partes blandas musculoesqueléticas. Su aplicación correcta – en el momento oportuno y seleccionando el tipo adecuado para las necesidades del defecto – ofrece al paciente la mejor oportunidad de recuperar la forma y función tras

lesiones devastadoras. La evidencia apoya fuertemente su uso temprano en trauma complejo para disminuir complicaciones e infecciones (4), así como su rol combinado con técnicas óseas (por ejemplo, cubrir un injerto Masquelet con un colgajo muscular) para alcanzar el éxito global del tratamiento. La evolución continua en la técnica microquirúrgica, junto con la posibilidad de diseñar colgajos a medida (flujogramas de perforantes, colgajos compuestos), augura que los colgajos libres mantendrán y ampliarán su papel protagónico en la reconstrucción de extremidades.

Tecnologías 3D aplicadas a la reconstrucción musculoesquelética

El advenimiento de la impresión 3D y las herramientas digitales de planificación ha abierto nuevas posibilidades en cirugía reconstructiva musculoesquelética, permitiendo un grado de personalización previamente imposible. Estas tecnologías abarcan desde la planificación quirúrgica virtual hasta la fabricación de implantes a medida e incluso la bioimpresión de tejidos. A continuación, se revisan sus

principales aplicaciones actuales y el estado de la evidencia:

Planificación virtual y guías quirúrgicas impresas en 3D

La planificación quirúrgica virtual asistida por computadora consiste en usar imágenes del paciente (TAC, RM) para recrear modelos 3D precisos de la anatomía y ensayar digitalmente la reconstrucción antes de la cirugía real. Por ejemplo, en una reconstrucción mandibular con peroné libre, se puede obtener un modelo 3D del cráneo y simular en la computadora los cortes óseos de la mandíbula, así como la segmentación y encaje de la fíbula en el defecto mandibular. Una vez optimizado el plan virtual, se fabrican guías de corte personalizadas mediante impresión 3D, que el cirujano coloca sobre el hueso durante la operación, asegurando que las osteotomías se realicen con la forma y ángulos exactamente planificados (3). También se pueden imprimir modelos anatómicos en tamaño real para servir de referencia o para precontornear placas de fijación antes de ingresarlos al quirófano.

Diversos estudios han demostrado los beneficios de esta técnica. Ren et al. (2018) compararon 15 pacientes con reconstrucción mandibular con peroné libre de modo convencional vs 15 pacientes con planificación virtual e impresión de guías 3D (3). Los resultados fueron elocuentes: el grupo asistido por 3D tuvo tiempos quirúrgicos notablemente menores – la reconstrucción mandibular duró en promedio ~1 hora menos respecto al grupo convencional (3). El tiempo operatorio total también se redujo (~6.5 h convencional vs ~5.5 h con asistencia digital). Además, la precisión de la reconstrucción fue superior: midiendo en imágenes postoperatorias, las diferencias entre la forma planificada y el resultado real fueron significativamente menores en el grupo con planeación virtual (diferencias en distancias y ángulos mandibulares de apenas ~3 mm/3° vs ~5 mm/6° en el grupo convencional) (3). En otras palabras, la mandíbula reconstruida con asistencia 3D se asemejó más a la forma original, lo cual es crucial para la función masticatoria y la estética facial. Los autores concluyen que esta tecnología aumenta la exactitud y reduce el tiempo quirúrgico, por lo que vaticinan que se volverá cada

vez más utilizada en este tipo de procedimientos (3).

Fuera del ámbito maxilofacial, principios similares se han aplicado en ortopedia de extremidades: por ejemplo, en osteotomías correctivas complejas o en la unión de segmentos óseos en trasplantes, las guías 3D aseguran que los cortes encajen perfectamente, disminuyendo el error humano en la alineación. Esto redundará en mejoras en la alineación y posiblemente en la consolidación ósea, al tener superficies de contacto óptimas. Además, la preadaptación de placas de osteosíntesis sobre modelos impresos reduce el tiempo de isquemia de los colgajos óseos: en la reconstrucción de tibia con peroné libre, se puede precontornear la placa sobre un modelo 3D de la tibia con su defecto, de modo que en quirófano la fijación sea más rápida y precisa. En general, la planeación virtual con impresión de guías 3D mejora la eficiencia quirúrgica y la precisión de la reconstrucción, factores que a largo plazo pueden traducirse en mejores resultados funcionales y estéticos. También es valiosa como herramienta de comunicación: los modelos 3D

ayudan a explicar al paciente el plan quirúrgico y sirven para entrenamiento del equipo.

Implantes metálicos personalizados impresos en 3D

La fabricación aditiva (impresión 3D) de implantes permanentes en materiales biocompatibles, especialmente metales como titanio, es otra área de avance. Tradicionalmente, los implantes ortopédicos vienen en tamaños estándar, que no siempre se ajustan perfectamente a defectos con geometrías irregulares. Con la impresión 3D metálica, es posible crear una prótesis o injerto sintético exactamente con la forma del defecto del paciente. Esto es sumamente útil en regiones complejas como la pelvis, escápula o defectos óseos con formas no convencionales, donde lograr un encaje estable es difícil con placas o injertos convencionales.

Un análisis sistemático reciente (Schick et al., 2025) recopiló 19 reportes de pacientes tratados con implantes de titanio personalizados impresos en 3D para defectos de tibia distal (no oncológicos,

principalmente trauma e infección) (17). Los hallazgos fueron prometedores: los defectos oscilaban entre 3 y 8.5 cm de longitud, incluyendo casos de pseudoartrosis infectadas. En todos los casos se logró osteointegración completa del implante (tasa de unión ósea 100%) y el tiempo medio hasta la consolidación fue de 5.3 meses (17). La tasa global de complicaciones fue 16%, incluyendo algunas infecciones tratables o necesidad de ajuste quirúrgico, y no se reportó ninguna falla catastrófica del implante en seguimientos ≥ 12 meses (17). Aunque el número de pacientes es pequeño, demuestran que la tecnología puede ser efectiva y segura a corto plazo. Un caso ilustrativo independiente (Liang et al., 2018) reportó la reconstrucción exitosa de un defecto segmentario de ~9 cm en fémur usando un implante 3D de titanio poroso (similar a una "jaula" o cage) colocado junto con la técnica Masquelet: a los 3 meses post-implante ya había unión ósea radiográfica en ese segmento (18). Este enfoque híbrido (implante 3D para soporte + membrana inducida e injerto para osteogénesis) es una línea innovadora que

combina estabilidad inmediata con estimulación biológica.

Las ventajas de un implante 3D personalizado incluyen: forma anatómica precisa que maximiza el contacto hueso-implante, porosidad controlada que facilita la integración ósea (los implantes 3D suelen diseñarse con una estructura porosa interna que permite el crecimiento de hueso dentro de ellos, a modo de andamiaje integrado), y la posibilidad de incorporar elementos específicos como canales para tornillos en ubicaciones optimizadas o fijaciones adicionales. Incluso se pueden imprimir en el implante guías integradas o encajes para componentes modulares, facilitando la cirugía. Otra aplicación ha sido en columna y pelvis: se han fabricado cuerpos vertebrales o hemipelvis a medida tras resecciones tumorales, permitiendo encaje perfecto entre las superficies remanentes y fijación con tornillos en posiciones exactas. Los resultados iniciales en estas reconstrucciones oncológicas personalizadas muestran buena función y menor tiempo quirúrgico, al no tener que moldear o ajustar intraoperatoriamente un implante genérico.

Sin embargo, hay desafíos y limitaciones. Primero, el costo y la logística: diseñar e imprimir un implante específico toma tiempo (días a semanas) y requiere acceso a tecnología de impresión metal (ej. impresoras de sinterizado láser de titanio), lo cual no está disponible en todos los centros. En un trauma agudo no se puede esperar tanto, por lo que su uso se ha dado más en cirugías planificadas diferidas (pseudoartrosis, defectos crónicos, tumores). Segundo, aunque los metales como titanio son fuertes, replicar la biomecánica natural del hueso es complejo; si el implante es demasiado rígido, puede producirse “stress shielding” (el hueso circundante pierde estímulo y se debilita). No obstante, la impresión 3D permite ajustar la porosidad para acercar la rigidez global a la del hueso (implantes más porosos = más flexibles, dentro de ciertos límites). Tercero, cualquier implante metálico permanente conlleva el riesgo de infección tardía; en casos infectados se debe tener cautela de erradicar bien la infección antes de colocar un implante 3D definitivo. Schick et al. advierten que aunque los resultados iniciales son buenos, aún son insuficientes para emitir

guías definitivas; se requieren estudios comparativos entre implantes 3D y técnicas tradicionales para definir las indicaciones ideales (17).

En síntesis, los implantes 3D personalizados representan una frontera muy prometedora donde la ingeniería colabora con la cirugía para resolver defectos difíciles. Es previsible que su uso se expanda a medida que más cirujanos se familiaricen con la tecnología y bajen los costos. Quizá no reemplacen al injerto autólogo en todos los casos, pero sí ofrecen una solución cuando éste falla o no es factible (por ejemplo, en un paciente ya operado múltiples veces sin sitios donantes disponibles). Combinados con factores biológicos (células madre, factores de crecimiento colocados en la porosidad), podrían convertirse en “injertos óseos sintéticos vivos” en el futuro (7).

Bioingeniería de tejidos e impresión 3D de biomateriales

Más allá de imprimir guías o implantes metálicos, la tecnología 3D está incursionando en la ingeniería de tejidos, con el objetivo

de fabricar tejidos vivos de reemplazo en laboratorio. En entornos de investigación se han impreso andamios (scaffolds) porosos de materiales biodegradables (ácido poliláctico, policaprolactona, hidrogeles de colágeno, etc.) con formas complejas adaptadas al defecto, que luego se “siembran” con células (p. ej., células madre mesenquimales, osteoblastos) para generar un injerto bioactivo. Algunas compañías y centros han desarrollado injertos óseos 3D con arquitectura trabecular biomimética impregnados de proteínas osteoinductores (BMP-7, por ejemplo). Hasta el momento, las aplicaciones clínicas de esto han sido muy limitadas: por ejemplo, se reportó un caso de sustitución de un segmento mandibular con un injerto cerámico 3D personalizado impregnado con BMP-7, mostrando integración parcial en meses. La mayoría de la evidencia en bioimpresión 3D está en fase preclínica (animales): se han logrado imprimir fragmentos de hueso que consolidan en modelos ovinos, o cartílago articular funcional en conejos, etc.

Una revisión (Vidal et al., 2020) destaca que la impresión 3D de biocerámicas permite un control directo de la microarquitectura (porosidad, canales internos) y de la macroforma del injerto, ventaja enorme para personalizar injertos que se ajusten perfectamente al defecto del paciente (19). Sin embargo, también señalan los obstáculos actuales: las cerámicas impresas son frágiles y no aptas para soportar carga significativa (no se pueden usar solas en un fémur, por ejemplo) (19); imprimir un scaffold grande puede ser lento y costoso; y lograr la vascularización interna de un injerto grande sigue siendo el talón de Aquiles (19). Para esto último, la bioimpresión busca imprimir no solo el material estructural sino también células y factores de crecimiento integrados, e incluso patrones de vasculatura. Se han hecho avances imprimiendo hidrogeles con células endoteliales y factores angiogénicos que, tras implantarse en un animal, generaron redes capilares más rápidamente. Otra estrategia es la de constructos pre-vascularizados: por ejemplo, imprimir un pequeño injerto óseo poroso con canales, implantarlo primero debajo de la piel o en el

músculo del paciente para que desarrolle vasos (usando el propio cuerpo como “biorreactor”), y luego trasplantarlo al defecto mayor conectado a su pedículo vascular. Esto simularía un colgajo óseo cultivado artificialmente, combinando bioingeniería con técnicas microquirúrgicas tradicionales (7).

En cuanto a tejidos blandos, la impresión 3D también tiene aplicaciones en desarrollo. Se han impreso matrices de colágeno para generar dermis artificial, o injertos cutáneos con combinación de queratinocitos/fibroblastos en patrones multicapa, aunque la complejidad de la piel (con sus anexos) está lejos de reproducirse por completo. Incluso existen prototipos de bioimpresoras portátiles de piel que depositan directamente células en una herida como si fuera una “impresora sobre la herida”, investigadas en el ámbito de quemaduras extensas. Para músculo, se han impreso constructos con células musculares en hidrogeles, pero lograr un músculo funcional con innervación y vascularización adecuada está aún muy distante.

Si bien es un campo emergente, es válido mencionar que en el horizonte de 10–20 años podríamos ver injertos óseos bioimpresos personalizados listos para implantar, o parches de piel y cartílago impresos para trasplante directo. Esto podría reducir la necesidad de sacrificar tejido sano para colgajos, disminuyendo morbilidad. No obstante, al 2025, su uso clínico rutinario es más visión que realidad. Por ahora, la impresión 3D ya ha revolucionado la etapa preoperatoria (planificación) y la posibilidad de implantes a medida, y va camino a impactar la fase regenerativa (andamios celulares). Es importante recalcar que incluso con los avances 3D, el colgajo vascularizado autólogo sigue siendo el estándar actual para defectos grandes (7). Los propios expertos en bioingeniería reconocen que, hoy por hoy, la reconstrucción con hueso vivo del paciente (ej. peroné libre) aporta células, factores y un lecho vascular que ninguna impresión puede igualar todavía (7). Sin embargo, las tecnologías 3D podrían suplir algunas desventajas: por ejemplo, crear injertos personalizados sin necesidad de obtener gran volumen

de hueso autólogo, o mezclar implantes sintéticos con componentes biológicos para mejorar su integración.

Como ejemplo reciente, investigadores de la Universidad de Waterloo (Canadá) en 2025 desarrollaron un nuevo material nanocompuesto imprimible en 3D con propiedades mecánicas similares al hueso humano. Este material combina una resina polimérica con nanopartículas de hidroxiapatita, logrando simultáneamente resistencia y bioactividad. La visión es imprimir con este material injertos óseos “a la medida” que encajen perfectamente en el defecto, eliminando (en ciertos casos) la necesidad de placas metálicas y tornillos, y reduciendo rechazo al integrarse gradualmente con el hueso huésped. Aunque aún en fase de pruebas de laboratorio, ilustra el rápido progreso en este ámbito.

En conclusión, la aplicación de tecnologías 3D en reconstrucción musculoesquelética puede dividirse en tres niveles: (1) Planificación y guías quirúrgicas, ya una realidad que optimiza resultados al mejorar la

exactitud y reducir tiempos operatorios (15, 16); (2) Implantes customizados (metálicos o cerámicos), entrando en la práctica para casos seleccionados con resultados iniciales alentadores (ej., cages 3D en defectos tibiales con unión ósea completa en ~5 meses) (7); y (3) Bioimpresión de tejidos, todavía en etapa experimental pero con potencial de revolucionar a futuro la necesidad de injertos autólogos, permitiendo soluciones verdaderamente a medida y con menor morbilidad. El objetivo final es lograr reconstrucciones más precisas, personalizadas y menos invasivas, manteniendo o mejorando las tasas de éxito actuales.

4. Conclusiones

La reconstrucción musculoesquelética de grandes defectos óseos y de tejidos blandos requiere la convergencia de múltiples disciplinas y técnicas, aplicadas según la situación clínica particular. De esta revisión se desprenden varios puntos clave:

Injertos autólogos vs alternativas:

El consenso actual mantiene al injerto autólogo (ya sea como injerto

no vascularizado tradicional o en forma de colgajo libre vascularizado) como la opción de primera línea para defectos óseos críticos postraumáticos, debido a sus incomparables propiedades biológicas y altas tasas de consolidación (1). Ningún sustituto sintético o aloinjerto ha igualado todavía la capacidad osteogénica del hueso vivo del propio paciente. Los aloinjertos, si bien útiles para aportar estructura en defectos masivos (p. ej., tras resecciones oncológicas), presentan mayor riesgo de complicaciones – principalmente falta de unión e infección – y típicamente terminan requiriendo complementarse con algún componente autólogo o adyuvante (injerto adicional, factores de crecimiento) para consolidar (1). Las técnicas como Masquelet y distracción osteogénica han surgido como soluciones ingeniosas en casos donde obtener suficiente autoinjerto es problemático (por ejemplo, en presencia de infección extensa). Estas han logrado salvar extremidades que anteriormente habrían terminado en amputación, aunque a costa de un proceso largo y meticuloso. La tasa de éxito de Masquelet en defectos de varios

centímetros con infección es alta (~80–90% unión), pero demanda abundante injerto autólogo y a menudo apoyo de colgajos para cubrir el sitio (1). La distracción, por su parte, genera hueso de excelente calidad pero el tiempo de tratamiento y la morbilidad del fijador limitan su uso a defectos moderados y pacientes dispuestos a un seguimiento prolongado (1). En casos oncológicos, donde la curación biológica puede verse comprometida por radioterapia o donde se busca una rehabilitación rápida, las endoprótesis siguen jugando un rol importante para restaurar función de inmediato (1). En general, la reconstrucción ósea debe individualizarse combinando métodos: por ejemplo, usar un colgajo libre osteocutáneo para aportar hueso vascularizado + cobertura simultánea en una pierna con fractura expuesta e infección; o un injerto híbrido aloinjerto+peroné en un joven con resección femoral, para darle soporte inmediato y vitalidad a largo plazo.

Colgajos libres en partes blandas:

La evidencia de la última década reafirma que los colgajos libres son

el estándar de oro para la cobertura de defectos complejos de tejidos blandos en extremidades. Presentan consistentemente altas tasas de éxito (>90% supervivencia) y han mejorado los resultados funcionales al permitir conservar miembros que antes se amputaban (4). Un hallazgo relevante es que los colgajos fasciocutáneos perforantes han ganado terreno sobre los musculares en muchas situaciones, gracias a ventajas en menor morbilidad y resultados equivalentes en curación (5). No obstante, ambos tipos son seguros y efectivos; la selección depende de las necesidades específicas del defecto (profundidad, infección, requerimiento de volumen vs. piel fina). Un aspecto fundamental es la colaboración ortopedia-plástica y el timing adecuado: múltiples estudios demuestran que la cobertura temprana (dentro de la primera semana post-trauma, ideal <72 h) con colgajo libre reduce significativamente infecciones y fracasos (5). Por ello, la planificación conjunta desde el inicio y la intervención oportuna (en un solo tiempo o en tiempos cercanos) es hoy considerada buena práctica en

trauma abierto grave. En cuanto a complicaciones, aunque existen (trombosis ~5–10%, necrosis parcial ~10%), la mayoría pueden manejarse con reintervenciones (revisión microvascular, injertos de piel) y no empañan el resultado final. Incluso ante la pérdida completa de un colgajo, es posible un segundo intento exitoso en ~80% de casos (4), evitando la amputación en muchos pacientes. En suma, los colgajos libres ofrecen soluciones versátiles y confiables para aportar tejido donde se necesita, y continuarán siendo un pilar de la reconstrucción musculoesquelética compleja.

Tecnología 3D y futuro: La incorporación de la impresión 3D ya es una realidad en la fase de planificación quirúrgica, aportando precisión y personalización que optimizan las técnicas existentes (15, 16). Asimismo, los implantes a medida han comenzado a llenar nichos donde las técnicas convencionales son subóptimas – por ejemplo, en defectos con geometrías complejas o tras múltiples cirugías fallidas. Los primeros resultados clínicos de implantes 3D (como los cages de

titanio poroso en tibia con pseudoartrosis) son muy alentadores: se ha logrado 100% de osteointegración y consolidaciones en ~5 meses, con baja tasa de complicaciones (7). Aún se debe evaluar su costo-efectividad y resultados a largo plazo (¿mantienen su integridad a 10-15 años? ¿cómo responden ante cargas sostenidas durante años?), pero es plausible que su uso se extienda conforme la tecnología se haga más accesible. Por otro lado, la bioimpresión de tejidos permanece mayormente en investigación; sin embargo, su potencial a largo plazo podría revolucionar el campo al crear “colgajos” o “injertos” cultivados en laboratorio sin las penalidades de morbilidad donante. Por ejemplo, se vislumbra la posibilidad de imprimir un fragmento de hueso vivo con su sistema vascular preformado, listo para implantar – conceptualmente un colgajo óseo autólogo fabricado ex vivo. Aunque suene futurista, los avances en angiogénesis y biomateriales sugieren que es una meta científicamente plausible en las próximas décadas. Por ahora, no obstante, lo impreso complementa pero no sustituye a lo vivo: las tecnologías 3D son herramientas

que ayudan a sacar mayor provecho de los injertos y colgajos (ej., guías que hacen encajar perfecto un peroné libre, implantes 3D que junto con un colgajo aportan estabilidad extra).

En conclusión, el manejo de defectos óseos y de tejidos blandos extensos debe apoyarse en un arsenal terapéutico amplio. Los injertos autólogos (incluyendo colgajos óseos vascularizados) siguen siendo la piedra angular, proporcionando las mejores tasas de osteointegración y cicatrización en la mayoría de escenarios (1). Los colgajos libres de tejidos blandos son indispensables para lograr cobertura y un entorno biológico propicio para la curación, especialmente en trauma severo e infecciones (donde aportan tejido bien perfundido que reduce la carga bacteriana). Las técnicas adyuvantes como Masquelet e Ilizarov amplían las posibilidades de salvar extremidades en situaciones complejas, combinándose frecuentemente con las anteriores (por ejemplo, un defecto tratado con Masquelet usualmente requerirá un colgajo para cobertura). Finalmente, las innovaciones 3D están

emergiendo como aliadas valiosas para personalizar y potencialmente mejorar las reconstrucciones, aunque todavía no reemplazan a las técnicas consolidadas.

La elección óptima para cada paciente suele implicar la combinación estratégica de métodos: por ejemplo, un defecto tibial expuesto de 8 cm con infección podría manejarse con desbridamiento + Masquelet + colgajo libre muscular para cobertura + eventual implante 3D para refuerzo estructural, integrando cuatro niveles terapéuticos. Este abordaje multimodal ejemplifica la dirección hacia la que evoluciona el campo: reconstrucciones personalizadas, basadas en evidencia y soportadas por tecnología avanzada, con el objetivo primordial de restaurar la función y la forma con la menor morbilidad posible para el paciente.

Por último, muchos estudios revisados enfatizan la necesidad de futuras investigaciones. Aún faltan ensayos comparativos directos (por ejemplo, colgajo libre vs. Masquelet en ciertos defectos), debido a dificultades éticas y logísticas. Gran parte de las recomendaciones

actuales se apoyan en series de casos y en la experiencia acumulada de expertos; si bien esto es válido, siempre puede optimizarse con mayor rigor científico. También se deben vigilar los resultados a largo plazo de las nuevas tecnologías (implantes 3D, bioimpresión) antes de su adopción masiva, pues cualquier innovación debe demostrar beneficios sostenidos que superen sus costes o riesgos. Con la información disponible a 2025, los clínicos pueden estar confiados en que las herramientas actuales – injertos, colgajos y un toque de impresión 3D – permiten abordar con éxito la mayoría de defectos óseos y de tejidos blandos, cumpliendo el objetivo primordial de salvar extremidades y recuperar la función con la menor secuela posible.

Bibliografía

1. Migliorini F, et al. Strategies for large bone defect reconstruction after trauma, infections or tumour excision: a comprehensive review. *Eur J Med Res.* 2021;26(118):1-15
2. Migliorini F, et al. Ibid. (Referencia 1)
3. Ren W, et al. Virtual planning and 3D printing modeling for mandibular reconstruction with fibula free flap. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2018;23(3):e359-66
4. Serra PL, et al. Rate of free flap failure and return to the operating room in lower limb reconstruction: a systematic review. *J Clin Med.* 2024;13(15):4295
5. Mégevand V, et al. Muscle vs fasciocutaneous microvascular free flaps for lower limb reconstruction: a meta-analysis. *J Clin Med.* 2022;11(6):1557
6. Fung B, et al. The induced membrane technique for management of long bone defects. *Bone Joint J.* 2020;102-B(12):1723-34
7. Lemos-Azi ML, et al. Masquelet technique for massive bone loss: clinical outcomes. *Injury.* 2016;47(Suppl 6):S62-S67
8. Schep NW, et al. Outcome of distraction osteogenesis for non-union after septic diaphyseal bone defects. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2009;4(3):123-7
9. Demiralp B, et al. Treatment of large bone defects with distraction osteogenesis after tumor resection. *Arch Orthop*

- | | | | |
|-----|---|-----|---|
| | Trauma Surg.
2014;134(10):1419-25 | 15. | Tarsitano A, et al. Mandibular reconstruction using CAD/CAM: a systematic review of a defect-based algorithm. J Craniomaxillofac Surg. 2015;43(9):1785-91 (uso de planeación virtual en mandíbula). |
| 10. | Tarchala M, et al. Timing of free flap reconstruction in open tibia fractures: a meta-analysis. J Reconstr Microsurg. 2019;35(8):606-21 | 16. | Yu Y, et al. Three-dimensional accuracy of virtual planning and navigation for mandibular reconstruction with fibula flap. J Oral Maxillofac Surg. 2016;74(7):1503.e1-1503.e8 (precisión aumentada con planificación 3D). |
| 11. | Godina M. Early microsurgical reconstruction of complex trauma of the extremities. Plast Reconstr Surg. 1986;78(3):285-92 (estudio clásico sobre tiempo óptimo). | 17. | Schick VD, et al. Custom-made 3D-printed titanium implants for distal tibial defects: a systematic review. J Clin Med. 2025;14(6):1796 |
| 12. | Yazar S, et al. Outcome comparison between free muscle and free fasciocutaneous flaps for reconstruction of distal leg and ankle trauma. Plast Reconstr Surg. 2006;117(7):2468-75 (serie comparativa inicial). | 18. | Liang H, et al. Three-year follow-up of a 3D-printed titanium cage combined with Masquelet for a large femoral defect. JBJS Case Connect. 2018;8(3):e68. |
| 13. | Momoh AO, et al. A systematic review of muscle versus fasciocutaneous flaps in lower extremity open fractures. J Plast Reconstr Aesthet Surg. 2012;65(9):1231-9 (evidencia de no diferencia significativa en unión ósea). | 19. | Vidal L, et al. Reconstruction of large skeletal defects: current strategies and future directions using 3D printing. Front Bioeng Biotechnol. 2020;8:61 |
| 14. | Tzioupis CC, et al. The muscle versus fasciocutaneous flap and bone healing: a systematic review. J Plast Reconstr Aesthet Surg. 2010;63(12):1743-51 (otro meta-análisis sobre unión ósea, mostrando equivalencia a largo plazo). | 20. | Basu B, et al. 3D printing of biomaterials for musculoskeletal applications. Acta Biomater. 2019;101:1-22. |