TOTBİD Derleme Dergisi 2026;25:349-357
Derleme / Review
https://doi.org/10.5578/totbid.derleme.dergisi.2026.43

Modern eklem protezlerinde biyolojik entegrasyon ve yüzey teknolojileri

Biological integration and surface technologies in modern joint prostheses

Ferdi Dırvar, Ulaş Yavuz

S.B.Ü. Baltalimanı Kemik Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul

Biyolojik entegrasyon, çimentosuz eklem protezlerinde uzun dönem klinik başarının temel belirleyicilerinden biridir ve kemik-implant arayüzünde gelişen osseoentegrasyon süreci ile doğrudan ilişkilidir. İmplant stabilitesi, cerrahi sırasında sağlanan primer mekanik stabiliteyi takiben, kemik dokusunun implant yüzeyine tutunması ve yüzey içine doğru büyümesiyle gelişen sekonder biyolojik stabiliteye bağlıdır. Osseoentegrasyon; hematom oluşumu, enflamatuvar hücre göçü, osteojenik farklılaşma ve kemik remodelingi gibi çok basamaklı biyolojik olayları içeren dinamik bir süreçtir. Bu süreçte implant yüzeyinin topografisi, kimyasal özellikleri ve poröz mimarisi, hücresel yanıtı ve biyolojik fiksasyonun kalitesini belirleyen kritik faktörlerdir. Günümüzde artroplasti implantlarında kullanılan yüzey teknolojileri; kumlanmış ve asitle aşındırılmış yüzeyler, titanyum plazma sprey kaplamalar, sinterlenmiş boncuk ve lif yapıları, biyoseramik kaplamalar, poröz metaller ve katmanlı üretim ile elde edilen 3 boyutlu (3D) basılı yüzeyler gibi geniş bir yelpazede çeşitlilik göstermektedir. Özellikle poröz mimariye sahip implantlar, kemik ingrowth ve mekanik kilitlenmeyi destekleyerek güvenilir biyolojik fiksasyon sağlamaktadır. Bununla birlikte, por çapı, porozite oranı ve mekanik dayanım arasındaki dengenin implant materyaline özgü olarak optimize edilmesi gerekmektedir. Bu derlemede, modern eklem protezlerinde kullanılan başlıca yüzey teknolojileri, osseoentegrasyon mekanizmaları ve klinik yansımaları güncel literatür ışığında ele alınmış; ayrıca biyofonksiyonel kaplamalar, nanoteknoloji ve ileri üretim teknikleri gibi gelişmekte olan yaklaşımlar tartışılmıştır.

Anahtar sözcükler: osseoentegrasyon; kemik-implant arayüzü; yüzey özellikleri; poröz yapılar; artroplasti

Biological integration is a key determinant of long-term clinical success in cementless joint arthroplasty and is directly related to the process of osseointegration at the bone-implant interface. Implant stability relies on primary mechanical fixation achieved during implantation, followed by secondary biological stability resulting from bone attachment and ingrowth onto the implant surface. Osseointegration is a dynamic and tightly regulated biological process involving hematoma formation, inflammatory cell recruitment, osteogenic differentiation, and subsequent bone remodeling. Implant surface topography, chemical composition, and porous architecture play critical roles in modulating cellular responses and determining the quality of biological fixation. Contemporary arthroplasty implants incorporate a wide range of surface technologies, including grit-blasted and acid-etched surfaces, titanium plasma-sprayed coatings, sintered bead and fiber mesh structures, bioceramic coatings, porous metals, and additively manufactured three-dimensional porous surfaces. Among these, porous architectures are particularly effective in promoting bone ingrowth and mechanical interlocking, thereby enhancing osseointegration. However, optimal biological fixation requires a careful balance between pore size, porosity, and mechanical strength, which is highly dependent on the implant material and manufacturing technique. This narrative review summarizes the current surface technologies used in modern joint prostheses, focusing on their osseointegration mechanisms and clinical implications. In addition, emerging strategies such as bioactive coatings, nanotechnology-based surface modifications, and advanced manufacturing techniques are discussed as promising approaches to further improve biological fixation and long-term implant performance.

Key words: osseointegration; bone-implant interface; surface properties; porous materials; arthroplasty

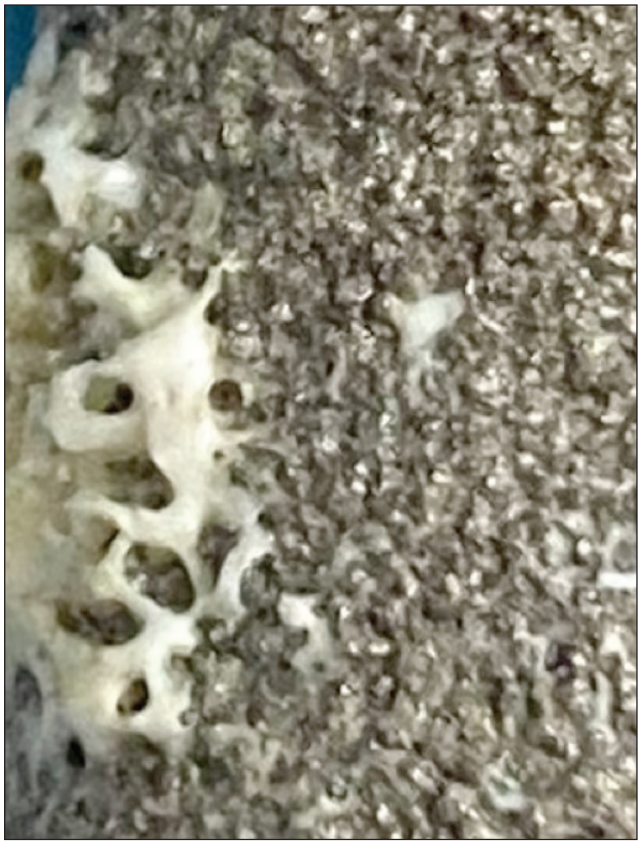
İletişim / ***Contact:*** Doç. Dr. Ferdi Dırvar • **E-posta** / ***E-mail:*** ferdidirvar@hotmail.com
ORCID iD: Ferdi Dırvar, 0000-0003-1789-3637 • Ulaş Yavuz, 0000-0001-9638-9687
Geliş / ***Received:*** 4 Mayıs 2026 • **Revizyon** / ***Revised:*** 17 Haziran 2026 • **Kabul** / ***Accepted:*** 23 Haziran 2026

Biyolojik entegrasyon, eklem protezinin yüzeyine kemiğin hücresel düzeyde tutunması ve zamanla yüzeye doğru büyüyerek doğal kemik ve implant birlikteliği oluşturmasıdır. Stabil ve kalıcı biyolojik fiksasyon, bir diğer deyişle kemik-implant osseoentegrasyonu, uzun dönem artroplasti başarısının temel belirleyicilerinden biridir.[1] Fiksasyon açısından implant stabilitesi, implantasyon esnasında sağlanan primer mekanik stabilite ve zaman içinde osseoentegrasyon ile gelişen sekonder biyolojik stabilite olarak iki bileşenden oluşur.[2] Biyolojik fiksasyonun başarısızlığı aseptik gevşemeye yol açar ve aseptik gevşeme günümüz artroplastilerinde revizyon cerrahisinin sık nedenlerinden biri olmaya devam etmektedir.[3]

Osseoentegrasyon; hematom oluşumu, enflamatuvar hücrelerin bölgeye göçü, mezenkimal doku gelişimi, örgü (*woven*) kemik oluşumu ve ardından olgun lameller kemiğe remodelingi içeren, sıkı biçimde düzenlenen çok basamaklı bir biyolojik süreçtir. Erken dönemde trombosit aktivasyonu ve enflamatuvar sinyalleşme, implant yüzeyinde osteojenik farklılaşmayı ve ekstrasellüler matriks birikimini yönlendiren büyüme faktörlerinin salınımını başlatır. Arayüzde kemik oluşumu, kemiğin doğrudan implant yüzeyinde oluştuğu temas osteogenezi (*ongrowth*) veya yeni kemiğin çevre konak yataktan implanta doğru ilerlediği mesafeli osteogenez (*ingrowth*) ile gerçekleşebilir.[2] Kemik; mekanik ve biyolojik uyaranlara yanıt veren dinamik bir dokudur ve kemik-implant arayüzünde adaptif remodeling sürekli devam eder. Bu nedenle arayüz, implant ömrü boyunca durağan kalmak yerine mekanik yüklenme koşulları, implant materyal özellikleri ve konak biyolojik yanıtı arasındaki dengeye bağlı olarak zaman içinde değişim gösterir.[4]

İmplant düzeyinde osseoentegrasyon, yüzey ve mimari tasarımından güçlü biçimde etkilenir. Poröz mimari, implant içerisine kemik büyümesi ve mekanik kilitlenmeyi mümkün kılar, bu sebeple biyolojik fiksasyon için temel bir gerekliliktir.[5] Optimal osseoentegrasyon; yüksek hacimsel porozite, birbirine bağlı por ağları, uygun por geometrisi, yüksek yüzey enerjisi ve primer mekanik stabiliteyi artıran yeterli sürtünme özelliklerini bir arada taşıyan poröz implantlarla sağlanır (Şekil 1).[2]

Kemik *ingrowth* için por yapısı kritik bir belirleyicidir. Deneysel çalışmalardan elde edilen veriler, por çapı için optimal aralığın 50-400 mikrometre (µm) olduğunu göstermektedir. Bu aralık en kısa sürede en yüksek fiksasyon dayanımını sağlar.[6] Daha küçük porlarda (özellikle <50 µm) hücre infiltrasyonu/vaskülarizasyon kısıtlanabildiğinden fibroz doku veya mineralize olmayan doku oluşumu eğiliminin artabileceği bildirilmektedir.[7] Bununla beraber implantlarda kemik-implant arayüzünde gelişen mikromobilitenin 150 µm'nin altında olması, fibroz doku oluşumunun engellenmesi ve



Şekil 1. Periprostetik kırık nedeniyle çıkarılan femoral stemin proksimal poröz metal yüzeyinde, implant porları içerisine doğru uzanan ve poröz yapıyı dolduran olgun kemik dokusu ile uyumlu makroskopik osseoentegrasyon görünümü. Poröz metal-kemik arayüzünde belirgin kemik tutunması ve biyolojik fiksasyon bulguları izlenmektedir.

osseoentegrasyonun sağlanması açısından kritik bir eşik değer olarak kabul edilmektedir.[8] Biyolojik-mekanik denge nedeniyle, ticari poröz kaplamalarda ve klinik tasarımlarda orta porözite bandı sık tercih edilir (örneğin; %30-50 civarı); %50 ve üzeri porozite daha fazla kemik tutunmasına alan açabilse de elastik modülü düşürerek mekanik performans güvenliğini olumsuz etkileyebilir.[5]

Poröz implantlarda osseoentegrasyon ile mekanik dayanım arasındaki denge, kullanılan metalin elastik modülü, süneklik özellikleri ve üretim tekniğine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Bu nedenle farklı implant materyalleri için bildirilen optimal porozite oranları ve por çapları birbirinden farklıdır. Örneğin, toz metalurjisi yöntemiyle üretilmiş %53 civarında poroziteye ve yaklaşık 190 µm ortalama por çapına sahip poröz titanyum yapılar, yeterli mekanik dayanımı korurken osseoentegrasyonu destekleyebilmektedir. Buna karşılık, daha düşük elastik modüle ve yüksek yüzey sürtünme katsayısına sahip poröz tantalum implantlarda, 400-600 µm aralığındaki daha geniş por çaplarının hücre adezyonu, proliferasyonu ve osteojenik farklılaşmayı artırdığı; in vivo çalışmalarda ise bu por aralığının

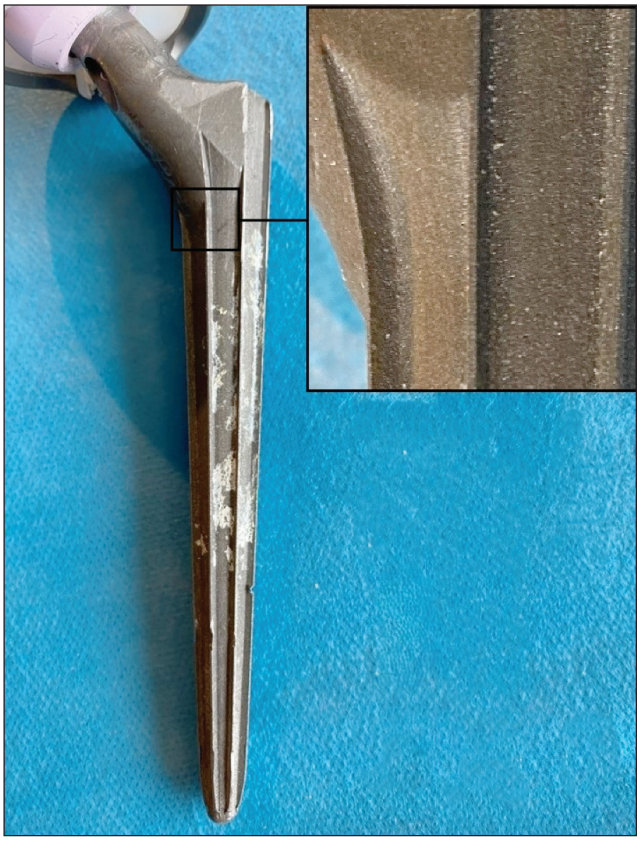
daha üstün kemik *ingrowth* ve kemik-implant entegrasyonu sağladığı gösterilmiştir. Bu bulgular, osseoentegrasyon ve mekanik stabilite açısından tek bir evrensel optimum por çapı bulunmadığını, optimal değerlerin implant materyaline özgü mekanik ve biyolojik özellikler doğrultusunda belirlenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.[9,10]

Günümüzde artroplasti implantlarında kullanılan yüzeyler, üretim yöntemleri ve kemik-implant arayüzünde oluşturdukları biyolojik yanıt açısından çeşitlilik göstermektedir. Bu yüzeyler genel olarak mekanik kilitlenme sağlayan pürüzlü yüzeyler, poröz yapılarla kemik *ingrowth*u hedefleyen yüzeyler ve biyolojik yanıtı modüle etmeye yönelik kaplama teknolojileri şeklinde sınıflandırılabilir. Bu derlemede, güncel artroplasti pratiğinde kullanılan başlıca implant yüzey tipleri; osseoentegrasyon mekanizmaları ve klinik yansımalarının yanı sıra, son yıllarda geliştirilen yenilikçi yüzey tasarımları ve ileri üretim teknolojileri bağlamında sınıflandırılarak ele alınacaktır.

- Kumlanmış (*grit-blasted*) yüzeyler
- Asitle aşındırılmış yüzeyler
- Titanyum plazma sprey kaplamalar
- Boncuk/lif (*sintered bead/mesh*) kaplamalar
- Biyoseramikler
- Poröz metaller
- Üç boyutlu katmanlı baskı ile elde edilen poröz yüzeyler
- Biyoaktif kaplama
- Nanoteknoloji

KUMLANMIŞ YÜZEYLER

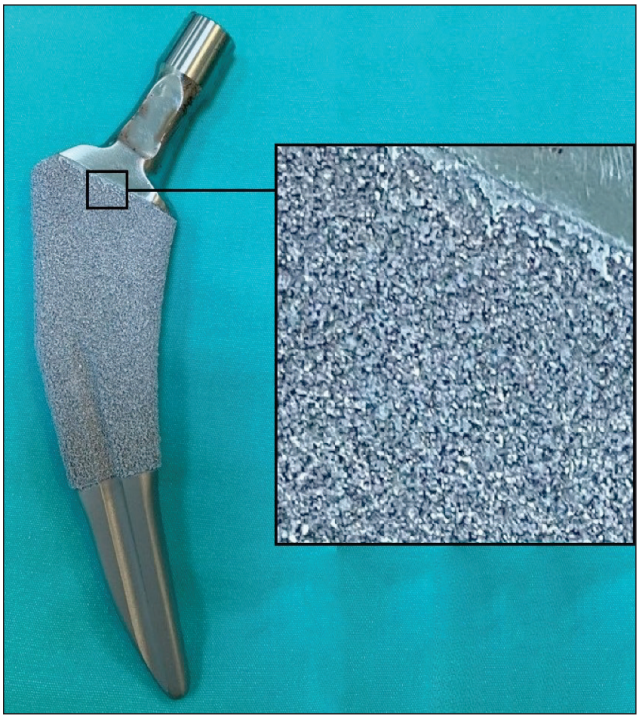
Kumlama, total kalça protezi bileşenlerinde yüzey pürüzlülüğünü artırmak amacıyla yaygın olarak kullanılan mekanik yüzey modifikasyon yöntemlerinden biridir.[6,11] Bu yöntemde, çoğunlukla alüminyum oksit partikülleri kullanılarak titanyum alaşımlı veya kobalt-krom-molibden implant yüzeyleri kontrollü biçimde aşındırılmakta ve mikro-pürüzlü bir yüzey topografisi elde edilmektedir (Şekil 2).[11,12] Elde edilen bu mikro-pürüzlülük, kemik-implant arayüzünde sürtünme katsayısını artırarak primer mekanik stabiliteye katkı sağlamaktadır. Bu yöntemle elde edilen yüzeyler *ongrowth* sağlayan yüzeylerdir. Bununla birlikte, kumlama işlemi tek başına makroporöz bir yapı oluşturmadığından, uzun dönem biyolojik fiksasyon ve bone *ingrowth* destekleme kapasitesi sınırlıdır. Bu nedenle kumlanmış yüzeyler, osseoentegrasyonu güçlendirmek amacıyla sıklıkla asitle aşındırma, titanyum plazma sprey kaplama veya poröz kaplama teknikleriyle kombine edilerek yardımcı bir yöntem olarak kullanılmaktadır.[11,13]



Şekil 2. Konik femoral stemde, kumlama ile pürüzlendirilmiş metal yüzey uygulaması. Stem yüzeyi ile kemik arasında *ongrowth* tipi osseoentegrasyon yer yer izlendiği alanlar dikkat çekmektedir. Sağ üst köşede pürüzlendirilmiş yüzey topografyasının büyütülmüş görünümü gösterilmektedir.

ASİTLE AŞINDIRILMIŞ YÜZEYLER

Asitle aşındırma (*sandblasted, large-grit, acid-etched*; SLA) yöntemi, implant yüzeyinde çok ölçekli pürüzlülük elde etmeyi amaçlayan kombine bir yüzey modifikasyon tekniğidir. Bu teknikte implant yüzeyi öncelikle büyük partiküllü alümina ile kumlanarak mikro ölçekte pürüzlendirilmekte, ardından uygulanan asidik aşındırma işlemi ile yüzeyde kalan artık partiküller uzaklaştırılarak daha homojen ve çok seviyeli (mikro-nano) bir topografi oluşturulmaktadır. Asitle aşındırılmış yüzeylerin osteoblast adezyonunu ve hücre proliferasyonunu artırdığı, kemik-implant temas oranını iyileştirdiği ve buna bağlı olarak erken dönemde mekanik stabilite ile uzun dönem biyolojik fiksasyonu desteklediği gösterilmiştir.[11,14] Özellikle titanyum alaşımlı femoral stem ve asetabular komponentlerde, SLA yüzeylerin yalnızca kumlanmış yüzeylere kıyasla daha güçlü kemik tutunması sağladığı bildirilmektedir.[11,13] Bu avantajları nedeniyle SLA yüzey işlemi, güncel çimentosuz total kalça protezi tasarımlarında yaygın olarak kullanılan standart yüzey modifikasyon yaklaşımlarından biri hâline gelmiştir.[13]



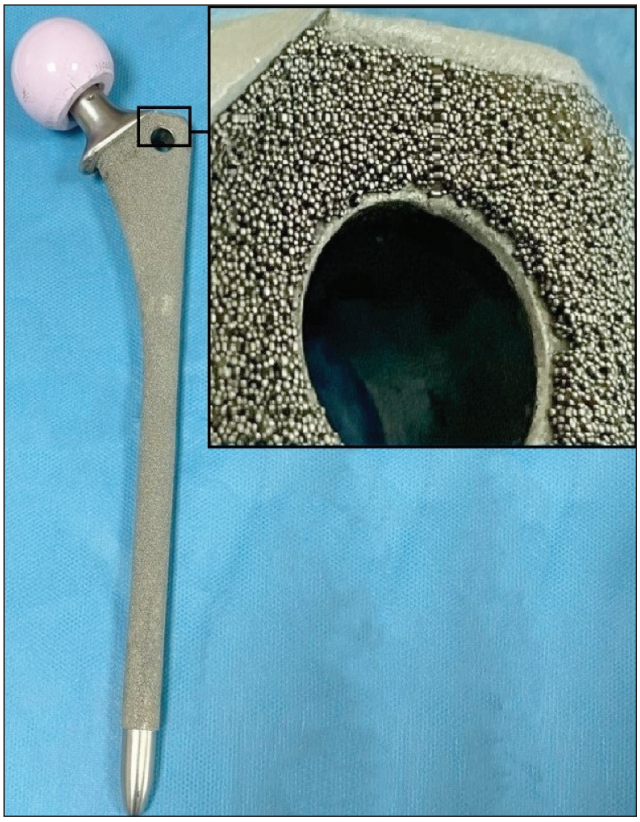
Şekil 3. Metafiz tutulumlu kısa femoral stemde proksimal bölgede, titanyum plazma sprey yöntemiyle oluşturulmuş poröz titanyum kaplama yüzey. Sağ üst köşede poröz yüzey mimarisinin büyütülmüş görünümü gösterilmektedir.

TİTANYUM PLAZMA SPREY KAPLAMALAR

Titanyum plazma sprey yöntemi, metal tozlarının inert bir gaz ortamında basınçlandırılarak iyonize edilmesi ve yüksek enerjili bir plazma alevi oluşturulmasına dayanan bir yüzey kaplama tekniğidir. Bu süreçte erimiş titanyum partikülleri yüksek hızla implant yüzeyine, özellikle femoral stem üzerine püskürtülerek mikroporöz ve pürüzlü bir yüzey topografisi oluşturulmaktadır (Şekil 3).[15] Elde edilen bu yüzey yapısı, kemik dokusunun implant yüzeyine tutunmasını ve yüzey içine doğru ilerlemesini kolaylaştırarak kemik *ingrowth* mekanizmasını desteklemektedir. Klinik ve deneysel çalışmalar, titanyum plazma sprey ile kaplanmış femoral stemlerin yeterli primer stabilite sağladığını ve zamanla gelişen biyolojik fiksasyon sayesinde uzun dönem stabiliteyle ilişkili klinik olarak olumlu sonuçlar ortaya koyduğunu göstermiştir.[16]

SİNTERLENMİŞ BONCUK/LİF KAPLAMALAR

Bone ingrowth desteklemek amacıyla klinik uygulamada en yaygın kullanılan yüzey kaplama yöntemlerinden biri sinterlenmiş boncuk kaplamadır. Bu teknikte, ticari saf titanyum (*commercially pure titanium*, CPTi) veya Ti-6Al-4V alaşımından üretilmiş ve çapları 250-650 µm arasında değişen titanyum boncuklar, yaklaşık 150-250 µm aralığında optimal por boyutu oluşturacak şekilde titanyum alaşımlı



Şekil 4. Tam poröz kaplama femoral stemde, sinterlenmiş boncuk tekniği ile oluşturulmuş poröz yüzey. Sağ üst köşede boncuk temelli poröz yapının büyütülmüş görünümü gösterilmektedir.

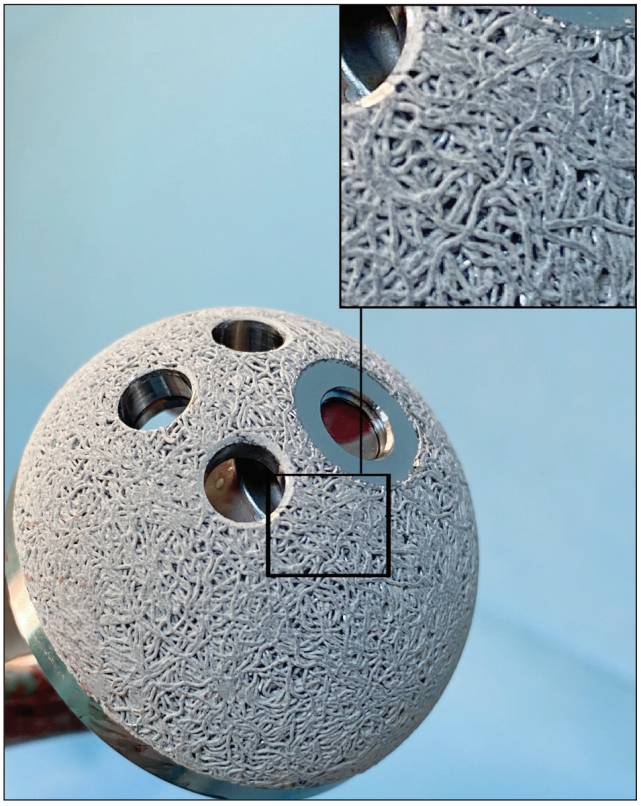
implant yüzeyine bir-dört katman hâlinde uygulanmaktadır (Şekil 4). Boncuklar, implant yüzeyine başlangıçta geçici olarak sabitlendikten sonra, boncuklar ile altlık yüzey arasında ve boncukların kendi aralarında kalıcı metalürjik bağların oluşmasını sağlamak amacıyla kontrollü atmosferli fırınlarda ısıl işleme tabi tutulmaktadır. Bu işlem sonucunda yaklaşık %35-40 porozite oranı elde edilmekte ve osseoentegrasyon için uygun bir biyolojik mikroçevre sağlanmaktadır. İmplant yüzeyinde boncukların yanı sıra titanyum tel/liflerden oluşturulan *mesh* yapıların sinterizasyon yoluyla implant gövdesine entegre edildiği poröz yüzey tasarımları mevcuttur.[17,18]

BİYOSERAMİKLER

Metalik alaşımlar eklem artroplastisinde en sık kullanılan materyaller olmaya devam etse de, uzun dönem implant performansı yetersiz osseoentegrasyon, aşınmaya bağlı debris oluşumu, korozyon ve stres kalkanı gibi faktörlerle sınırlanabilir. Bu nedenle biyoseramik kaplamalar, yük taşıyan metalik materyallerin mekanik bütünlüğünü korurken kemik-implant etkileşimini güçlendiren önemli bir yüzey teknolojisi hâline gelmiştir.[19]



Şekil 5. Proksimal tutulumlu femoral stemin proksimalinde, titanyum plazma sprey yöntemiyle oluşturulan poröz yüzey ve bunun üzerine uygulanan hidroksiapatit kaplama; sağ üst köşede yüzey mimarisinin büyütülmüş görünümü gösterilmektedir.



Şekil 6. Asetabular komponentte, titanyum fiber *mesh* sinterleme yöntemiyle oluşturulan poröz yüzey üzerine uygulanan hidroksiapatit kaplama gösterilmekte; sağ üst köşede ise yüzey mimarisinin büyütülmüş görünümü sunulmaktadır.

Biyoseramikler; kimyasal stabilite, yüksek aşınma direnci, korozyona karşı koruma ve uygun biyolojik yanıt özellikleri nedeniyle kaplama materyali olarak cazip seçeneklerdir. Kırılgan doğaları nedeniyle kütlesel yük taşıyan implantlar olarak kullanılmazlar alttaki metalin dayanımı korunurken kemik-implant arayüzünde amaca uygun şekilde biyoaktif veya biyoinert özellikler kazandırırlar. Biyoseramiklerin femoral stemler üzerinde kaplama olarak uygulanmaları biyolojik avantajlar sağlar. Biyoseramik yüzey biyofonksiyonelleştirmesi, kemik tutunumunu artırır ve arayüzde lokal biyolojik yanıtı iyileştirir.[19]

Hidroksiapatit (HA) ve diğer kalsiyum fosfat bileşikleri, kemikle doğrudan ve güçlü bağlanma oluşturabilme yetenekleri sayesinde hızlı osseoentegrasyonu destekleyen, yüksek biyouyumluluk ve biyoaktiviteye sahip materyaller olarak ortopedide yaygın biçimde tercih edilmektedir.[20] Hidroksiapatit, artroplastide en yaygın kullanılan biyoseramik kaplamadır (Şekil 5,6). Kemiğin mineral fazına yakın bir kalsiyum fosfat bileşiği olan HA; çözünme-çökelme mekanizmaları ve ardından osteoblastik aktivite aracılığıyla direkt kemik bağlanmasını destekler.[19]

Hidroksiapatit kaplamanın radyografik olarak daha hızlı kemik tutunması sağladığı gösterilmiştir.[21] Bununla birlikte kaplama kalınlığı, kristalinite oranı, kaplamanın implant yüzeyine bağlanma gücü ve adezyon dayanımı osseoentegrasyon ve arayüz stabilitesini etkileyerek uzun dönem performansı belirleyen kritik faktörlerdir; yetersiz bağlanma durumunda kaplama delaminasyonu ve partikül salınımı görülebilmektedir.[19,22] Güncel tasarımlarda HA kaplama sıklıkla poröz titanyum yüzeylerle kombine edilerek hem mekanik kilitlenme hem de biyolojik entegrasyon birlikte hedeflenmektedir.[23]

Biyoseramik kaplamaların klinik performansı, kaplama yönteminden de etkilenebilir. Termal sprey, özellikle plazma sprey yeterli kalınlık ve bağ dayanımına sahip HA kaplamalarını üretmek için yaygın biçimde kullanılmaktadır.[19]

PORÖZ METALLER

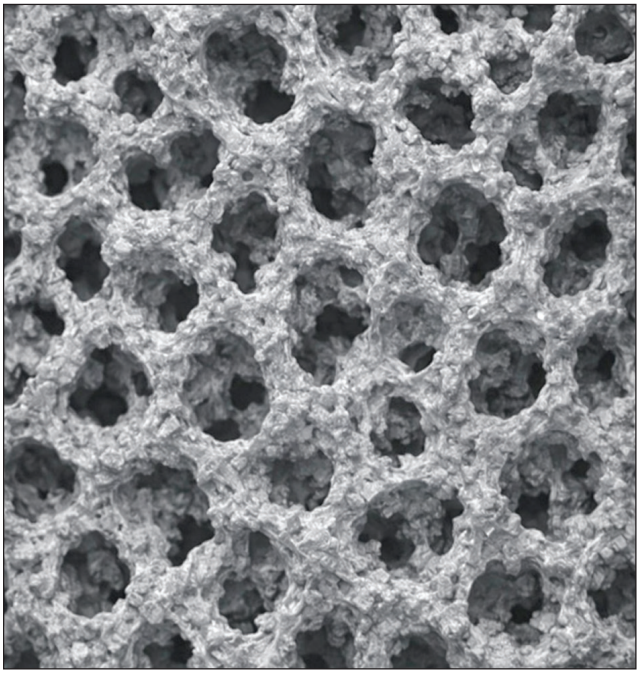
Artroplastide Poröz Yüzeyler

Konvansiyonel solid metal implantlar yeterli yapısal dayanım sağlar ancak rijidite uyumsuzluğu ve hücre tutunması için sınırlı yüzey alanı stres kalkanı etkisine

sebep olur ve uzun dönem biyolojik fiksasyonu olumsuz etkileyebilir. Poröz metaller, üç boyutlu birbirine bağlı poroziteyle efektif implant rijiditesini azaltarak ve kemik-implant etkileşimini artırarak bu sınırlamaları gidermek üzere geliştirilmiştir. Poröz metallerin elastik modülünün kemiğe daha yakın olması, fizyolojik yük transferini iyileştirir ve stres kalkanı etkisini azaltır. Aynı zamanda açık poröz ağlar implant içine kemik büyümesi için bir iskelet sağlayarak zaman içinde kalıcı biyolojik fiksasyonu destekler. Poröz implant yüzeyleri, kemik-implant temas alanını artırmayı ve implant yapısı içine kemik büyümesini mümkün kılmayı amaçladıkları için çimentosuz artroplasti stratejilerinde önemli rol oynar.[24]

Poröz Ortopedik İmplantlarda Kullanılan Materyaller

Tantal ve titanyum, uygun mekanik özellikleri ve iyi biyouyumlulukları nedeniyle ortopedide en yaygın kullanılan poröz metallerdir.[24] Poröz tantal güçlü osteojenik uyumluluğa sahiptir ve 2000'li yılların başından itibaren kullanılmaya başlanmıştır.[24] Düşük elastik modül, yüksek porozite, trabeküler benzeri mimari ve iyi biyouyumluluk özellikleri nedeniyle, özellikle konak kemik stokunun bozulduğu kompleks primer ve revizyon artroplastilerinde yaygın biçimde kullanılmaktadır (Şekil 7).[25] Titanyum ve alaşımları -Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-7Nb ile Ti-24Nb-4Zr-8Sn gibi yeni vanadyum içermeyen kompozisyonlar- daha düşük elastik modül ve ileri üretim teknikleriyle uyumluluk nedeniyle yaygın biçimde kullanılmaktadır. Titanyumda



Şekil 7. Trabeküler metalin, yüksek porozite ve üç boyutlu mimariyi gösteren büyütülmüş illüstratif görünümü.

porozitenin eklenmesi rijiditeyi daha da azaltır ve biyolojik fiksasyonu güçlendirir; bu da poröz titanyumu artroplastide görülen siklik yüklenme ortamları için özellikle uygun kılar.[24]

Poröz Metal İmplantlarda Üretim Teknikleri

Üretim yöntemi; por morfolojisini, interkonektiviteyi ve implantların anatomik ve biyomekanik gereksinimlere göre uyarlanabilirliğini belirler.[26]

Katmanlı üretim (*additive manufacturing*) herhangi bir implanta ait bilgisayar destekli tasarım modelinin mikron düzeyinde katmanlara ayrılarak malzemenin katman katman eklenmesiyle nihai ürünün oluşturulduğu bir üretim yöntemidir.[26] Katmanlı üretim, por çapı, porozite ve yapısal gradyanların hasta anatomisine ve lokal kemik kalitesine göre hassas biçimde ayarlanmasına olanak tanır.[2] Katmanlı üretim hem makroskopik implant geometrisi hem de mikroskopik por mimarisi üzerinde hassas kontrol sağlayarak biyolojik entegrasyonun arttırılması açısından önemli bir teknoloji hâline gelmiştir. Katmanlı üretim, poröz geometri ve topolojinin hassas kontrolünün sağlandığı, por parametrelerinin mekanik ve biyolojik hedeflere göre ayarlanabildiği ortopedik poröz titanyum implant üretiminde kullanılmaktadır.[24]

Katmanlı üretimin sağladığı bir diğer fayda, bölgesel olarak ayarlanabilir mekanik özelliklere sahip tamamen poröz implantların geliştirilmesidir. Tamamen poröz femoral stemler, solid bir çekirdek üzerine poröz kaplama yerine implant hacmi boyunca sürekli üç boyutlu bir kafes mimarisi içerir ve rijiditenin çevre kemik özelliklerine daha yakın olacak şekilde ayarlanmasına olanak tanır. Stem boyunca göreceli yoğunluk ve por mimarisi değiştirilerek, stres kalkanı etkisinin en belirgin olduğu proksimal bölgede rijidite azaltılırken distalde yeterli yoğunluk ve dayanıklılık korunabilir. Bu kademeli tasarım konsepti, fizyolojik yük transferini korumayı ve kemik rezorpsiyonunu azaltmayı hedefler. Poröz tantal ve diğer trabeküler metallerin çoğunlukla solid substratlar üzerine yüzey kaplaması olarak kullanıldığı düşünüldüğünde, kademeli mimariye sahip tamamen poröz titanyum stemler rijidite modülasyonunu implant hacmi boyunca sağlayarak stres kalkanı etkisini daha kapsamlı biçimde ele alırken mekanik dayanıklılığı da korur.[27]

Katmanlı üretim dışında farklı üretim yöntemleri de mevcuttur. Selektif lazer ergitme ve elektron ışını ergitme gibi teknikler; ayarlanabilir poroziteye ve doğal kemiğe yaklaşan elastik modüle sahip poröz metal yapıların üretilmesine olanak tanır. Kimyasal buhar biriktirme yöntemi de, poröz tantal üretiminde sık kullanılan yöntemdir; implant içine kemik büyümesi için elverişli por çaplarına

sahip, yüksek poroziteli ve yüksek derecede birbirine bağlı por yapıları üretir.[24]

Poröz implantlarda por çapı ve toplam porozite biyolojik entegrasyonun kritik belirleyicileridir. Daha yüksek porozite implant içine kemik büyümesi için yüzey alanını artırır ancak materyal dayanımını belirgin biçimde azaltabilir.[28] Poröz implant tasarımında biyolojik fiksasyon ile yapısal dayanıklılık arasındaki denge önemli bir konseptir. Bu dengeyi sağlamak için kortikal kemikten spongiyöz kemiğe geçişi taklit eden fonksiyonel olarak kademeli poröz yapılar tarif edilmiştir.[24] Bu nedenle fiksasyon performansı, genel implant mimarisi ile yüzey durumunun birlikte etkisine bağlıdır.

Poröz mimari, osseoentegrasyonu optimize etmek için sıklıkla kaplama stratejileriyle birleştirilir. Kaplama aracılı yüzey mühendisliği, poröz implantlarda kemik yanıtını artıran tamamlayıcı bir stratejidir.[29] Bu yaklaşımda, poröz mimarinin implant içine kemik büyümesi için yapısal çerçeveyi oluşturması, yüzey kimyası ve mikro/nano topografinin ise biyolojik yanıtın kalitesini ve temposunu belirlemesi temel hedeftir.[30] Nano ölçekli topografi, oksit nanotüp oluşumu ve biyofonksiyonel kaplamalar gibi yüzey modifikasyon stratejileri; özellikle katmanlı üretimle üretilmiş poröz substratlar üzerinde osteoblast aktivitesini ve kemik-implant temasını daha da artırır.[24]

Kalça artroplastisinde, poröz yüzey teknolojileriyle üretilen implantlar sık kullanılmaktadır. Sistematik derleme verileri hem primer hem revizyon total kalça artroplastisinde poröz tantal asetabular kapların yaygın kullanımını göstermektedir.[31] Büyük gözlemsel kayıt analizlerinde, trabeküler metal asetabular komponentler primer total kalça artroplastisi sonrası revizyon riskinde azalmayla ilişkilendirilmiş; bu ilişki yüksek porozite, kemik benzeri elastik modül, yüksek sürtünme ve osteointegrasyon potansiyeli gibi materyal özelliklerine bağlanmıştır.[32] Bu bulgular, modern çimentosuz kalça artroplastisinde poröz asetabular fiksasyonun temel bir tasarım stratejisi olduğunu göstermektedir.

Total diz artroplastisinde de poröz metal teknolojileri özellikle kemik kaybı yönetiminde giderek daha fazla kullanılmaktadır. Revizyon total diz artroplasti (TDA)'de poröz metal konların (özellikle tantal konların) Anderson Orthopaedic Research Institute Tip IIB-III defektlerde sık endike olduğu ve kısa-orta dönem takiplerde iyi klinik/radyolojik sonuçlarla ilişkili olduğu gösterilmiştir.[33] Primer TDA'da tibial defektlerde kullanılan poröz metal augmentlerin ise en az iki yıllık takipte iyi klinik sonuçlar verdiği ve gevşeme ya da revizyon gerektirmediği gösterilmiştir.[34]

ÜÇ BOYUTLU BASILI KOMPONENTLER

Yakın zamanda, özellikle revizyon cerrahisinde olmak üzere total kalça artroplastisinde 3 Boyutlu (3D) basılı, katmanlı üretimle üretilmiş asetabular komponentlerin klinik kullanımı hızla artmıştır. Bu dönüşümün temel motivasyonu, doğal spongiyöz kemiğe daha yakın, hassas biçimde tasarlanmış poröz mimariler aracılığıyla biyolojik fiksasyonun iyileştirilebilmesidir. Üç boyutlu basılı komponentlerde katmanlı üretim tekniğiyle elde edilen poröz kaplamalar, konvansiyonel yöntemlerin aksine porozite, por çapı, por interkonektivitesi ve poröz tabaka kalınlığının bilinçli şekilde kontrol edilmesine olanak tanır; bu parametreler osseoentegrasyon ve uzun dönem implant stabilitesinin belirleyicileridir. Üç boyutlu basılı asetabular komponentlerin önemli bir avantajı, artmış primer stabilite ile birlikte güvenilir sekonder biyolojik fiksasyonun birlikte sağlanabilmesidir.[35]

BİYOAKTİF KAPLAMA

Modern artroplasti yüzey teknolojileri, kemik-implant arayüzünde iki temel hedefi aynı anda karşılamayı amaçlamaktadır; güvenilir osseoentegrasyon sağlamak ve erken dönemde bakteriyel kolonizasyon ile biyofilm oluşumu riskini azaltmaktır. Bu çift hedef, osteojenik destek ile lokal antibakteriyel korumayı birleştiren kaplamaların ve arayüz sistemlerinin geliştirilmesine yol açmıştır.[25,36]

Öne çıkan bir yaklaşım, poröz titanyumun yapısal avantajlarını kontrollü lokal ilaç salınımı sağlayabilen biyolojik olarak aktif yumuşak materyallerle birleştiren hidrojel-entegre protez arayüzleridir. Bu hidrojeller, sentetik veya doğal polimerlerden biyouyumluluk, biyobozunurluk ve uyarlanabilir mekanik davranış sağlayacak şekilde tasarlanabilir. Titanyumun birbirine bağlı porlarına entegre edildiklerinde implant stabilitesini korurken lokal terapötik rezervuar işlevi görürler. Antibakteriyel etkinlik gümüş nanoyapıları gibi ajanlarla kazandırılarak, sistemik antibiyotiklere tam bağımlı kalmadan Periprostetik Enfeksiyon (PPE) ile ilişkili patojenlerin lokal baskılanması hedeflenebilir. Taşıyıcı rolün ötesinde, biyoaktif hidrojel sistemleri osteojenik hücre fonksiyonunu destekleyecek şekilde tasarlanabilir ve arayüzde osteoblast farklılaşmasını ile mineralizasyonu artırabilir.[36]

Geçici intraoperatif antibakteriyel kaplamalar en yüksek riske sahip olan erken ameliyat sonrası dönemde bakteriyel adezyonu önlemeye yönelik gelişmekte olan bir stratejidir. Bu kaplamalara örnek olarak cerrahi sırasında implant yüzeyine uygulanabilen, rezorbe olabilen hidrojeller verilebilir; bu hidrojel yapıdaki materyaller kısa süreli bir bariyer oluşturur, zamanla rezorbe olur ve alttaki implant yüzeyini osseoentegrasyona açık bırakır. Bu yaklaşımın önemli bir avantajının, çimentosuz fiksasyon-

da uzun dönem başarının biyolojik entegrasyona bağlı olması nedeniyle, kemik iyileşmesini bozmaması olduğu düşünülmektedir.[37]

Daha geniş çerçevede anti-enfektif yüzey stratejileri; antibakteriyel adezyonu azaltan antiadezif yüzeyler, temasla mikroorganizmaları öldüren bakterisidal kaplamalar ve lokal antimikrobiyal salınım sistemleri olarak sınıflandırılabilir ancak bu uygulamaların kemik bağlanmasını bozabileceği göz önünde bulundurularak konak doku entegrasyonuyla dengelenmeleri gerekir. Bu kaplamalar önleyici araçlar olarak umut verici olmakla birlikte, antibakteriyel etkileri zamanla sınırlıdır, yerleşik enfeksiyon yönetimi prensiplerinin yerini almaz ve yaygın kullanım öncesinde uzun dönem sonuçlar ile maliyet-etkinlik verileri dikkatle değerlendirilmelidir.[37]

NANOTEKNOLOJİ

Nanoteknoloji, özellikle implant yüzeylerinin ve fiksasyon materyallerinin nano ölçekte modifikasyonu yoluyla hem osseoentegrasyonun hem de enfeksiyonun önlenmesinin optimize edilmesinde artroplastide giderek artan bir önem kazanmaktadır.[38] Kemik-implant arayüzünde nano ölçekte yüzey özellikleri klinik açıdan anlamlıdır; çünkü olgun kemik doğası gereği nanometrik pürüzlülük içerirken, birçok konvansiyonel implant yüzeyi bu ölçekte göreceli olarak daha düz kalmaktadır. Bu uyumsuzluk fibroz doku oluşumunu kolaylaştırabilir ve aseptik gevşemeye katkıda bulunabilirken, nano ölçekte doku oluşturma (*nanotexturing*) osteoblast aktivitesini destekleyerek ve fibroblast yanıtı sınırlayarak daha osteojenik bir arayüz oluşturabilir. Pratikte nano ölçekte doku oluşturma ile yapılmış tasarımlar, nano ölçekte doku oluşturulma ile hazırlanmış HA kaplamalar veya titanyum ve kobalt-krom-molibden alaşımları gibi nano-mühendislik uygulanmış metalik substratlar olarak elde edilebilir.[39]

İmplant yüzeyi düzeyinde, nanofaz metalik materyallerin konvansiyonel metal yüzeylere kıyasla daha yüksek osteoblast adezyonu ile ilişkili olduğu bildirilmiştir; bu durum nano-mühendislik uygulanmış implantların biyolojik fiksasyonu iyileştirebileceği fikrini destekler.[39]

Nanoteknoloji, osteojenik hedeflerin ötesinde implant modifikasyon stratejilerini de etkilemiştir. Elmas benzeri karbon (*diamond-like carbon*, DLC) kaplamalar, mekanik sertlik ve aşınma direnciyle birlikte antibakteriyel etkileri nedeniyle ilgi görmektedir; bu özellikler biyofilm oluşumunu azaltarak periprostetik eklem enfeksiyonu riskini düşürmeye katkıda bulunabilir. Elmas benzeri karbonun gümüş veya bakır gibi antibakteriyel elementlerle *doping* edilmesi bu konsepti genişletmekte ancak antibakteriyel etkinlik ile kaplama dayanıklılığı arasındaki dengenin korunması temel bir tasarım gerekliliği olmaya devam etmektedir.[39]

İmplant yüzeylerinin yanı sıra nanoteknoloji temelli yaklaşımlar, özellikle polimetil metakrilat gibi kemik çimentolarının performansını iyileştirmeye yönelik olarak da araştırılmaktadır. Konvansiyonel antibiyotikli çimentolarda antibiyotik salınımı sıklıkla kısa sürelidir; lipid nanopartiküller, silika ve kil nanotüpler gibi nano-taşıyıcı sistemlerin ilaç salınım profilini uzatabileceği öne sürülmektedir. Antibiyotik dışı antimikrobiyal katkılar (kitosan, gümüş, dendrimerler) da günümüzde periprostetik eklem enfeksiyonunun önlenmesi amacıyla araştırılmaktadır. Buna ek olarak, radyoopasite sağlamak için kullanılan seramik dolgu partiküllerinin ve diğer katkıların nano ölçekte modifikasyonu hücre uyumluluğunu artırabilir ve mekanik bozulmayı azaltabilir; bu durum nanoteknolojinin çimentolu konstrüksiyonlarda hem biyolojik hem mekanik davranışı iyileştirme potansiyelini desteklemektedir.[38]

KAYNAKLAR

1. Vajapey SP, Shah VM, Li M, Estok DM 2nd. Cementless fixation in total joint arthroplasty: Factors impacting osseointegration. J Clin Orthop Trauma 2024;61:102871. **Crossref**
2. Grzeskowiak RM, Schumacher J, Dhar MS, Harper DP, Mulon PY, Anderson DE. Bone and cartilage interfaces with orthopedic implants: A literature review. Front Surg 2020;7:601244. **Crossref**
3. Feng X, Gu J, Zhou Y. Primary total hip arthroplasty failure: Aseptic loosening remains the most common cause of revision. Am J Transl Res 2022;14(10):7080-9.
4. Gao X, Fraulob M, Haïat G. Biomechanical behaviours of the bone-implant interface: A review. J R Soc Interface 2019;16(156):20190259. **Crossref**
5. Tennyson J, Sohn M, Movva A, Mitra K, O'Neill C, Anastasio A, et al. Porous structures, surface modifications, and smart technologies for total ankle arthroplasty: A narrative review. Bioengineering 2025;12(9):955. **Crossref**
6. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. Clin Orthop Relat Res 1980;(150):263-70. **Crossref**
7. Mour M, Das D, Winkler T, Hoenig E, Mielke G, Morlock MM, Schilling AF. Advances in porous biomaterials for dental and orthopaedic applications. Materials 2010;3:2947-74. **Crossref**
8. Jasty M, Bragdon C, Burke D, O'Connor D, Lowenstein J, Harris WH. In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions. J Bone Joint Surg Am. 1997;79(5):707-14. **Crossref**
9. Yao YT, Yang Y, Ye Q, Cao SS, Zhang XP, Zhao K, Jian Y. Effects of pore size and porosity on cytocompatibility and osteogenic differentiation of porous titanium. J Mater Sci Mater Med 2021;32(6):72. **Crossref**

10. Luo C, Wang C, Wu X, Xie X, Wang C, Zhao C, et al. Influence of porous tantalum scaffold pore size on osteogenesis and osteointegration: A comprehensive study based on 3D-printing technology. Mater Sci Eng C 2021;129:112382. **Crossref**
11. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. Clin Oral Implants Res 2009;20(Suppl 4):172-84. **Crossref**
12. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. J Biomed Mater Res 1991;25(7):889-902. **Crossref**
13. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys. JOM 2008;60(3):46-9. **Crossref**
14. De Oliveira BJS, Campanelli LC, Oliveira DP, de Bribean Guerra AP, Bolfarini C. Surface characterization and fatigue performance of a chemical-etched Ti-6Al-4V femoral stem for cementless hip arthroplasty. Surf Coat Technol 2017;309:1126-34. **Crossref**
15. Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2011;93(5):500-9. **Crossref**
16. Alexander JS, Lombardi AV Jr, Berend KR, Houserman DJ, Adams JB, Crawford DA. Minimum 25-year results of a tapered titanium porous plasma spray-coated femoral component. J Arthroplasty 2023;38(9):1802-07. **Crossref**
17. Amigó V, Salvador MD, Romero F, Solves C, Moreno JF. Microstructural evolution of Ti-6Al-4V during the sintering of microspheres of Ti for orthopedic implants. J Mater Process Techno 2009;209(12-13):5547-54.
18. Della Valle CJ, Berger RA, Rosenberg AG, Galante JO. Cementless acetabular reconstruction in revision total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2004;(420):96-100. **Crossref**
19. Rafiq NM, Wang W, Liew SL, Chua CS. Multifunctional bioceramic coatings in hip implants for osteointegration enhancement: A review. Appl Surf Sci Adv 2023;13:100353. **Crossref**
20. Costa-Pinto AR, Lemos AL, Tavaria FK, Pintado M. Chitosan- and hydroxyapatite-based biomaterials to circumvent periprosthetic joint infections. Materials 2021;14:804. **Crossref**
21. Bloebaum RD, Beeks D, Dorr LD. Complications with hydroxyapatite particulate separation in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1994;(298):19-26. **Crossref**
22. Sun L, Berndt CC, Gross KA. Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxyapatite coatings. J Biomed Mater Res 2001;58(5):570-92. **Crossref**
23. Kim WT, Woodruff R, Kalore NV, Vallem MM, Cyrus JW, Krumme JW, et al. Hydroxyapatite-coated femoral stems in primary total hip arthroplasty: An updated meta-analysis. J Arthroplasty 2024;39:846-850.e2. **Crossref**
24. Han Q, Wang C, Chen H, Zhao X, Wang J. Porous tantalum and titanium in orthopedics: A review. ACS Biomater Sci Eng 2019;5:5798-824. **Crossref**
25. Campoccia D, Montanaro L, Arciola CR. Biomaterials technologies for infection-resistant surfaces: A review. Biomaterials 2013;34:8533-54. **Crossref**
26. Narra SP, Mittwede PN, DeVincent Wolf S, Urish KL. Additive manufacturing in total joint arthroplasty. Orthop Clin North Am 2019;50:13-20. **Crossref**
27. Arabnejad S, Johnston B, Tanzer M, Pasini D. Fully porous 3D-printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty. J Orthop Res 2017;35:1774-83. **Crossref**
28. Yao C, Chen D, Zheng Z, Wang Q, Fu K. Research on porous titanium implants and its animal experiments. Rapid Prototyp J 2021;27:13-23. **Crossref**
29. Bose S, Robertson SF, Bandyopadhyay A. Surface modification of biomaterials and biomedical devices using additive manufacturing. Acta Biomater 2018;66:6-22. **Crossref**
30. Watanabe R, Takahashi H, Matsugaki A, Uemukai T, Kogai Y, Imagama T, et al. Novel nano-hydroxyapatite coating of additively manufactured three-dimensional porous implants improves bone ingrowth and initial fixation. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2023;111:453-62. **Crossref**
31. Ma K, Ma Z, Cheng L, Zhao D. Progress in the application of porous tantalum metal in hip joint surgery. Orthop Surg 2024;16:2877-86. **Crossref**
32. Matharu GS, Judge A, Murray DW, Pandit HG. Trabecular metal acetabular components reduce the risk of revision following primary total hip arthroplasty: A propensity score-matched study from the National Joint Registry for England and Wales. J Arthroplasty 2018;33:447-52. **Crossref**
33. Divano S, Cavagnaro L, Zanirato A, Basso M, Felli L, Formica M. Porous metal cones: Gold standard for massive bone loss in complex revision knee arthroplasty? A systematic review. Arch Orthop Trauma Surg 2018;138:851-63. **Crossref**
34. Tang Q, Guo S, Deng W, Zhou Y. Using novel porous metal pillars for tibial bone defects in primary total knee arthroplasty. BMC Musculoskelet Disord 2023;24:829. **Crossref**
35. Dall'Ava L, Hothi H, Henckel J, Di Laura A, Tirabosco R, Eskelinen A, et al. Osseointegration of retrieved 3D-printed, off-the-shelf acetabular implants. Bone Joint Res 2021;10:388-400. **Crossref**
36. Li Z, Zhao Y, Wang Z, Ren M, Wang X, Liu H, et al. Engineering multifunctional hydrogel-integrated 3D-printed bioactive prosthetic interfaces for osteoporotic osseointegration. Adv Healthc Mater 2022;11:e202102535. **Crossref**
37. Franceschini M, Sandiford NA, Cerbone V, Araujo LCT, Kendoff D. Defensive antibacterial coating in revision total hip arthroplasty: New concept and early experience. HIP Int 2020;30:7-11. **Crossref**
38. Smith WR, Hudson PW, Ponce BA, Manoharan SR. Nanotechnology in orthopedics: A clinically oriented review. BMC Musculoskelet Disord 2018;19:67. **Crossref**
39. Grayson W, Brown NM. Recent advances in the application of nanotechnology in joint arthroplasty: A narrative review. Ann Joint 2025;10:13. **Crossref**