



İmplant dayanımı

İmplant permanence

Ceren Pekşen, Aydın Doğan

Anadolu Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü, Eskişehir

İmplant malzemeleri metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere başlıca dört ana grupta toplanabilir. Bir implantın vücut içerisinde kullanımı malzeme özellikleri, dizaynı ve biyouyumluluğu başta olmak üzere birçok faktöre bağlıdır. En önemli malzeme özelliği biyolojik ortamda özelliklerinin bozulmadan devamlılığının sürdürülebilmesidir. Vücut içerisinde implant malzemeleri mekanik ve biyolojik olarak iki şekilde bozunuma uğrarlar. İmplantların bozunumu implantın türüne, kullanıldığı bölgeye ve bu bölgenin hareketine bağlı olarak değişmektedir. İmplant malzemelerinde bozunuma yol açan mekanizmaları mekaniksel, fizikokimyasal, elektrokimyasal ve biyokimyasal/elektrokimyasal reaksiyonlar olarak sınıflandırmak mümkündür. Bu mekanizmalardan sıklıkla karşılaşılan bozunum türleri metallerde korozyon, seramik malzemelerde degradasyon ve polimerik malzemelerde çeşitli fizikokimyasal reaksiyonlardır.

Anahtar sözcükler: Korozyon; bozunma; implant; malzeme; mekanik bozulma.

Implant materials are categorized in four main groups, namely metals, ceramics, polymers and composites. The use of an implant in the body depends on many factors, especially material features, design and biocompliance. The most important material feature is the maintainance of the material properties in biologic medium without deterioration. Implant materials undergo mechanical and biological degradation in two ways, namely mechanical and biological. The degradation of the implants varies according to the type, usage area and the movement of this area. It is possible to classify the mechanisms leading to the degradation of implant materials into mechanical, physicochemical, electrochemical and biochemical/electrochemical reactions. Of these mechanisms, the frequently encountered degradation types are corrosion in metals, degradation in ceramic materials and various physicochemical reactions in polymeric materials.

Key words: Corrosion; degradation; implant; materials; mechanical deterioration.

BİYOMALZEMELER

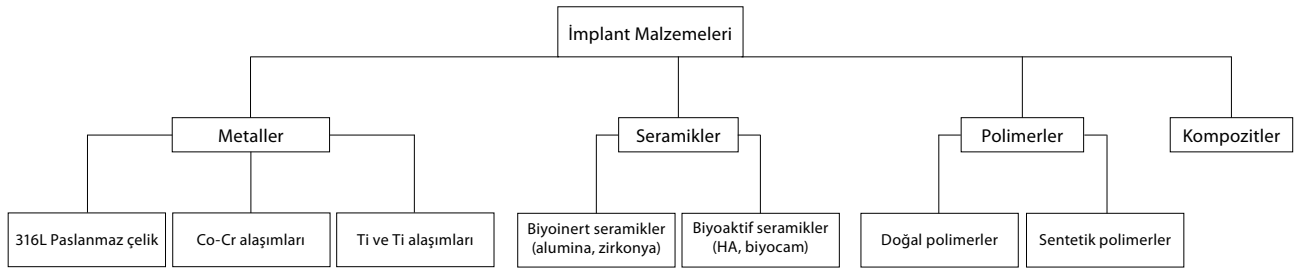
Vücut dokularının bir kısmının fonksiyonlarını yerine getiremez duruma gelmesi insanlar tarafından yapay olarak geliştirilen malzemelerin kullanımını gündeme getirmiştir. Geçici veya daimi, dahili veya harici olarak, tedavi ve onarım gibi amaçlarla vücuda dahil edilen malzemeler implant malzemeleri olarak adlandırılır. İmplant kullanımı başarısı halen tartışılmakla beraber bir hayli eskidir. Ancak malzeme bilimi ve teknolojisindeki gelişmeler, steril şartlar gibi yenilikler ile geçen asırdan itibaren başarılı implant uygulanması olarak kendini göstermiştir.^[1,2] İlk olarak 1937'de polimetilmetakrilat ve yüksek molekül ağırlıklı polietilen kalça kemiği protezi olarak kullanılmaya başlanmıştır. II. Dünya Savaşı'ndan sonra paraşüt bezi (Vinyon N adıyla bilinen poliamid) damar protezlerinde kullanılmıştır. İlk başarılı

sentetik implantlar, iskeletteki kırıkların tedavisinde kullanılan kemik plaklarıdır. Bunu 1950'lerde kan damarlarının değişimi ve yapay kalp kapaklarının geliştirilmesi, 1960'larda da kalça protezleri izlemiştir. Kalp ile ilgili cihazlarda esnek yapılı sentetik bir polimer olan poliüretan kullanılırken, kalça protezlerinde paslanmaz çelik kullanılmaktaydı. 1970'lerde ilk sentetik, biyobozunur yapıdaki ameliyat ipliği, poliglikolik asitten üretilmiştir. Sonuç olarak, son 40 yılda 40'ı aşkın metal, polimer ve seramik, vücudun 40'dan fazla değişik parçasının onarımı ve yenilenmesi için kullanılmıştır.^[1,2]

İdeal bir implantın yumuşak dokular tarafından fizik olarak etkilenmemesi, yabancı cisim reaksiyonuna, enflamasyona, alerji ve hipersensitiviteye neden olmaması, kimyasal olarak inert olması, karsinojenik olmaması, yapısını ve devamlılığını koruyabilmesi,

• İletişim adresi: Aydın Doğan. Anadolu Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü, 26470 Eskişehir.
Tel: 0222 - 321 35 50 /6358 Faks: 0222 - 323 95 01 e-posta: adogan@anadolu.edu.tr

• Geliş tarihi: 05 Ağustos 2010 Kabul tarihi: 22 Ekim 2010



Şekil 1. İmplant malzemelerinin çeşitleri.

istenilen şekli alabilmesi, sterilize edilebilmesi ve yeterli mekanik özelliklere sahip olması gerekmektedir.^[3,4] İmplant malzemeleri metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere başlıca dört ana grupta toplanabilir (Şekil 1). Kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikler taşıyan metal ve metal alaşımlarının implant malzemesi olarak kullanım oranı yüksektir. En yaygın olarak kullanılan metalik malzemeler 316L paslanmaz çelik, Co-Cr alaşımları ve Ti alaşımlarıdır.^[1,3,5] Biyomalzeme alanında polimerik malzemeler yumuşak dokulara benzer fiziksel özelliklere sahip olduklarından dolayı geniş bir kullanım alanına sahiptir. Polimer; küçük, tekrarlanabilir birimlerin oluşturduğu uzun-zincirli moleküllerdir. Tekrarlanan birimler, “mer” olarak adlandırılır. Senteze başlarken kullanılan küçük molekül ağırlıklı birimlere ise “monomer” adı verilir. Polimerizasyon sırasında, monomerler doygun hale gelerek (zincir polimerizasyonu) veya küçük moleküllerin yapıdan ayrılması ile (H₂O veya HCl) değişir ve “mer” halinde zincire katılır. Polimerlerin özellikleri, yapı taşları olan monomerlerden büyük farklılık gösterir. Bu nedenle uygulama alanına yönelik olarak uygun polimer seçimi dikkatli bir şekilde yapılmalıdır. Polietilen, poliüretan, politetrafloroetilen, poliasetal, polimetilmetakrilat, polietilenteraftalat, silikon kauçuk, polisülfon, polilaktik asit ve poligliserolik asit gibi çok sayıda polimer, tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır.^[4,6]

Vücudun zarar gören veya işlevini yitiren parçalarının onarımı, yeniden yapılandırılması ya da yeri-

ni alması için özel tasarımı seramikler geliştirilmiştir. Bu amaçla kullanılan seramikler biyoseramikler olarak adlandırılmaktadır. Biyoseramikler, biyo inert ve biyoaktif olmak üzere iki grupta incelenir. (i) Biyoaktif seramik doku ve implant arasında kimyasal bağ oluşumuna izin veren seramik malzemedir. (ii) Biyoseramikler; polikristalin yapıya sahip seramik (alümina ve hidroksiapatit), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramikler veya biyoaktif kompozitler (polietilen-hidroksiapatit) şeklinde hazırlanabilmektedir.^[7] Kompozit, farklı kimyasal yapıdaki iki veya daha fazla sayıda malzemenin sınırlarını ve özelliklerini koruyarak oluşturduğu çok fazlı malzeme olarak tanımlanabilir. Dolayısıyla kompozit malzeme, kendisini oluşturan bileşenlerden birinin tek başına sahip olmadığı özelliklere sahip olur. Kompozitler, yüksek dayanıma ve düşük elastik modülüne sahip olduklarından özellikle ortopedik uygulamalarda tercih edilir. Ayrıca kompozit malzemenin bileşimi değiştirilerek, implantın vücuttaki kullanım alanlarına göre mekanik ve fizyolojik şartlara uyum sağlaması kolaylaştırılabilir.^[3]

Ortopedik implant olarak kullanılacak bir malzemenin mekanik özellikleri vücut içerisinde implante edildiği bölge ile mekanik empedansının (uyumunun) sağlanması için gerekli fiziksel koşulları sağlamalı ve aynı zamanda vücut içerisindeki kimyasal dayanımı yüksek olmalıdır. İmplant malzemelerin özellikleri ve kullanım alanları tablo 1’de özetlenmiştir. Vücudun iskeletini oluşturan sert ve yüksek yoğunluğa sahip olan kemik, içerisinde bulunduğu mekanik ortama yüksek oranda uyum gösterebilen kompozit bir malzemedir ve

Tablo 1. Vücutta kullanılan implant malzemeleri ve genel özellikleri

Malzeme	Avantajları	Dezavantajları	Kullanım alanları
Metaller	Dayanıklı, sağlam Şekillendirilebilir	Korozyona elverişli Yoğunluğu yüksek	Eklem protezleri Kemik plakları, vida Diş implantları
Polimerler	Elastik Üretimi kolay	Güçlü değil Zamanla deformasyona uğraması	Dikişler, kan damarları Kalça protezi soketi
Seramikler	Yüksek biyouyumluluk İnert	Kırılgan, elastik değil Üretimi zor	Diş, kalça protezi kafası İmplant kaplaması
Kompozitler	Dayanıklı Özel tasarım	Üretimi zor	Eklem implantları Kalp kapakları

Tablo 2. Ortopedik implantların sorunları

İmplant ile ilişkili
Korozyon
Yorulma
Kırılma
Mekaniksel uyumsuzluk
Plastik deformasyon
Yük kalkanı
Yüzey aşınması
Doku ile ilişkili
Kemik erimesi
Fibröz doku oluşumu
Enfeksiyon
Ağrı
Metal alerjisi
Arayüz ayrışması

insanın yaşına ve cinsiyetine bağlı olarak değişik mikro-yapısal özellikler gösterir. Kemığın mekanik özelliklerine ilişkin çalışmalar birkaç araştırma dışında makro düzey ile sınırlıdır.^[8,9] İskeleti oluşturan kemikler kusursuz bir iç yapıya sahiptir. Vücudun taşınması ve korunması gibi önemli bir görevi üstlenen kemiklerimiz, bu işi rahatlıkla yerine getirebilecek kapasite ve sağlamlıktadır. Örneğin uyluk kemiği, dikey durumda 1 ton ağırlığı kaldırabilecek kapasitededir. Nitekim atılan her adımda bu kemiğe, vücut ağırlığımızın üç katı kadar bir yük binmektedir. Günlük aktiviteler sırasında kemiklerimiz 4 MPa gerilime maruz kalırken, kalça eklemi için ortalama yük değeri vücut ağırlığının üç katına kadar çıkabilmektedir. Bu gerilimler oturma, koşma ve ayakta durma faaliyetleri sırasında sürekli tekrarlanırken sıçrama hareketinde vücut ağırlığının 10 katına ulaşmaktadır. Aynı zamanda, bir parça kemik, çelikten 10 kat daha esnektir. Kemığın mekanik özellikleri her tabakada farklı değerler göstermektedir. Nanoyapıda ölçülmüş bir mekanik özellik değeri bulunmama ile birlikte, makroyapıda kortikal örneklerinin Young's modulus değeri 14-20 GPa iken, bu değer mikroyapıda kortikal örnekleri için 5.4 GPa'dır.

**Şekil 2.** Mekaniksel olarak bozunmuş bir implant.

Osteon lamellar kemik örneklerinin nanoindentation ile belirlenmiş Young's modulus değeri ise 22 GPa'dır.^[9]

İMLANTLARIN BOZUNUMU

Bir implantın vücut içerisinde kullanımı malzeme özellikleri, dizaynı ve biyouyumluluğu başta olmak üzere birçok faktöre bağlıdır. Yeterli mekanik mukavemet, yorulma ve bükülme direnci istenilen en belirgin mekanik özelliklerdir. En önemli malzeme özelliği biyolojik ortamda özelliklerinin bozulmadan devamlılığının sürdürülebilmesidir. Vücut içerisinde implant malzemeleri mekanik ve biyolojik olarak iki şekilde bozunuma uğrar. Bir yabancı malzeme vücuda implante edildiğinde vücut birçok yoldan implanta yabancı madde tepkisi gösterir. Ortopedik implantlarda en sık karşılaşılan sorunlar tablo 2'de verilmiştir. İmplantların bozunumu implantın türüne, kullanıldığı bölgeye ve bu bölgenin hareketine bağlı olarak değişmektedir. Mekaniksel olarak bozunuma uğramış implant örneği Şekil 2'de verilmiştir. İmplant malzemelerinde bozunuma yol açan mekanizmaları mekaniksel, fizikokimyasal, elektrokimyasal ve biyokimyasal/elektrokimyasal reaksiyonlar olarak sınıflandırmak mümkündür (Tablo 3). Bu mekanizmalardan sıklıkla karşılaşılan bozunum türleri metallerde korozyon, seramik malzemelerde degradasyon ve polimerik malzemelerde çeşitli fizikokimyasal reaksiyonlardır.^[1,10-12]

İMLANTLARIN MEKANİK OLARAK BOZUNUMU

Malzemeler mekanik, kimyasal, termal, akustik, optik, elektriksel ve manyetik olmak üzere birçok özelliklere sahiptir. İmplant malzemesi olarak kullanılacak malzemelerde bu özelliklerden mekanik (mukavemet) ve kimyasal (reaksiyon davranışı) özellikler en önemlisidir.^[1] Metaller sağlamlıkları, şekillendirilebilir olmaları ve yıpranmaya karşı dirençli olmaları nedeniyle implant malzemesi olarak birçok uygulamada tercih edilir. Metallerin olumsuz yanları

Tablo 3. Biyomalzemelerin bozunumuna yol açan mekanizmalar

Mekaniksel bozunum
• Aşınma
• Gerilme
• Kırılma
• Sürünme
Elektrokimyasal bozunum
• Korozyon
Biyokimyasal/kimyasal reaksiyonlar ile bozunum
• Amine, ester bağlarının hidrolizi
• Oksidasyon, redüksiyon
• Mineral çökmesi
• Fibroz doku oluşumu
Fizikokimyasal bozunum

ise; biyoyumluluklarının düşük olması, korozyona uğramaları, dokulara göre çok sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyonu salınımıdır.^[1,3]

Seramikler, biyoyumlulukları oldukça yüksek olan ve korozyona dayanıklı malzemelerdir. Fakat bu avantajlarının yanı sıra; kırılğan, işlenmesi zor, düşük mekanik dayanıma sahip, esnek olmayan ve yüksek yoğunluğa sahip malzemelerdir.^[7] Homojen özellik gösteren ve kullanım açısından dezavantajları olan tüm bu malzeme gruplarına alternatif olarak kompozit malzemeler geliştirilmiştir. İmplant olarak kullanılan malzeme ve dokuların mekanik özelliklerinin karşılaştırılması tablo 4'de verilmiştir. Vücutta kullanılan birçok implant malzemesi deformasyona neden olacak değişik kuvvetlerin ve faktörlerin etkisi altındadır. Bunun sonucunda malzemeler zamanla aşınırlar. Özellikle kırık iyileşmesine destek veya eklem fonksiyonlarını sağlamak gibi amaçlarla kullanılan implantlarda bu aşınma, mekanik etkilerle daha fazla ön plana çıkar.^[13]

Eklem fonksiyonlarını sağlamak amacı ile kullanılan ortopedik protezler genellikle bir soket veya kap ve kemik içerisine yerleştirilen bir gövde kısmı üzerinde küre şeklinde bir başlık olacak şekilde tasarlanır.. Bu tasarım protez için kullanılacak malzemenin seçiminde önemli bir etkiye sahiptir. Protezin kullanımını esnasında soket kısmı kuvvetli basma kuvvetlerine maruz kalırsa özellikle baş ve gövde kısımları itici yükler ve eğme kuvvetlerinden dolayı çekme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bu nedenlerden dolayı soket ve gövde kısımlarının yüksek mukavemet ve yüksek sertliğe sahip olan malzemelerden yapılması gerekmektedir. Bu yüksek mekanik özellikler gövde kısmı için metalik malzemelerin kullanılması gerekliliğini ortaya koymaktadır. Soket kısmı için ise metal olmayan bir malzeme kullanılabilir.^[13]

İmplant materyallerinin en önemli özelliği çeşitli mekanik kuvvetlere karşı göstermiş oldukları mukavemet kabiliyetidir. Mukavemet malzeme biliminde bir malzemenin bozulmadan gerilime karşı dayanabil-

me yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Bu gerilimler; çekme, eğme, basma ve kayma gerilimleridir. Birçok klinik ortamda bu kuvvetler birlikte benzer şekilde hareket ederler fakat mekanik testlerin sonuçları için bu kuvvetler ayrı ayrı ölçülmelidir.^[1,6,12,14] Bir malzeme-ye bir ya da birden fazla kuvvet uygulanırsa uygulanan kuvvetin büyüklüğüne bağlı olarak malzemede bir deformasyon oluşur. Kuvvet kaldırıldığı zaman malzeme eski haline geri dönmeye eğilimlidir. Basınç altındaki bir çubuğa yük uygulandığı zaman çubuğun uzamasının veya deformasyonunun ölçülmesi yük-deformasyon eğrisi ile olur (Şekil 3). Bu eğriden yapının sertliği ve mukavemeti saptanabilmektedir. Yük deformasyon eğrisi ile yapının son mukavemeti, yorulmadan önceki son deformasyon noktası ve yorulmadan önce soğuracağı son enerji miktarı bilgilerini elde edebiliriz. Birim alana düşen yük miktarının oluşturduğu deformasyon test edilen numunelerin boyutu ve değişik malzemelerin mekanik özelliklerinin karşılaştırılmasında da etkilidir. Malzemenin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsü elastisite modülü olarak tanımlanmaktadır.^[14]

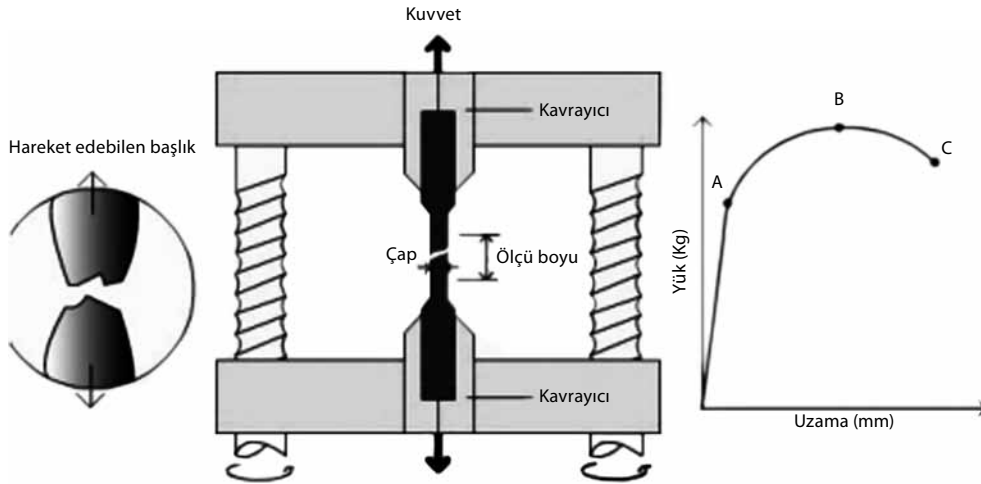
İMLANTLARIN BİYOLOJİK ORTAMDA ELEKTROKİMYASAL BOZUNUMU

Biyolojik ve fizyolojik sıvılar polimerik malzemelerin degradasyonuna, seramiklerde çözünmeye ve metalik malzemelerde korozyona neden olur. Vücut sıvısında bulunan su, çözünmüş oksijen, proteinler ve çeşitli iyonların metalik sistemlerle reaksiyonu ile kimyasal aşınmaya neden olurlar. Bu etki mekanik streslerin etkilerinin artmasına da neden olmaktadır.^[1,3,7] Biyolojik ortam ve mekanik streslerden kaynaklanan birçok mekanizma korozyon kaynaklı mekanik bozunmanın artmasına neden olmaktadır. Metal ve alaşımların kararlı halleri olan bileşik haline dönme eğilimleri yüksektir. Bunun sonucu olarak metaller içinde buldukları ortamın elemanları ile tepkimeye girerek, önce iyonik hale gelir ve daha sonra ortamdaki başka elementlerle birleşerek bileşik haline dönmeye çalışırlar; yani kimyasal değişime uğrar ve bozunurlar. Sonuçta metal ya da alaşımın

Tablo 4. Bazı implant malzemeleri ve dokuların mekanik özellikleri

	Elastik modül (GPa)	Akma mukavemeti (MPa)	Çekme mukavemeti (MPa)	Uzama miktarı (%)
Kemik (kortikal)	15-30	30-70	70-150	0-8
Kıkırdak	Viskoelastik	-	7-15	20
Co-Cr alaşımı	225	525	735	10
316 paslanmaz çelik	210	240	600	55
Ti6Al4V	120	830	900	18
Al ₂ O ₃	350	-	1000-10000	0
Polimetilmetakrilat	3.0	-	35-50	0.5
Polietilen	0.4	-	30	15-100

MPa: SI (Uluslararası birim sistemi) birim sisteminde basınç birimidir. GPa: 10³ MPa'dır.

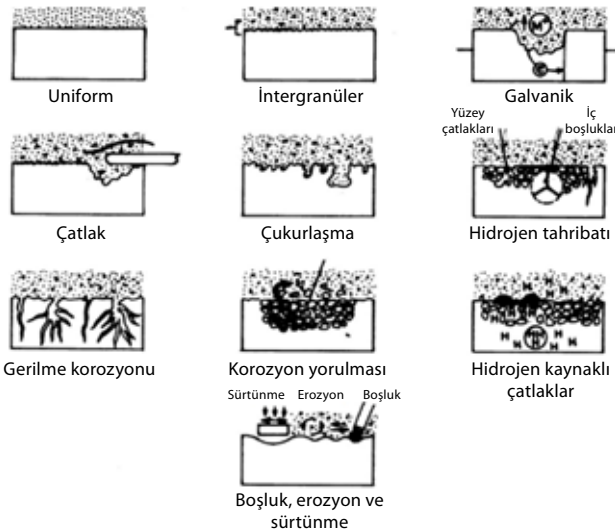


Şekil 3. Çekme deneyinin şematik olarak gösterimi.

fiziksel, kimyasal, mekanik veya elektriksel özelliği istenmeyen değişikliklere (zarara) uğrar. Korozyon, metalik malzemelerin içinde buldukları ortamlara reaksiyona girmeleri sonucu, dışardan enerji vermeye gerek olmadan, doğal olarak meydana gelen olaydır. İmplant malzemesi olarak kullanılan metalik malzemelerde sıklıkla rastlanılan bir sorun olan korozif aşınma; galvanik, yontulma, yarık, çukurlaşma ve intergranüler korozyon olarak karşımıza çıkmaktadır.^[3,15,16] İmplantlarda meydana gelen korozyon mekanizmalarının şematik gösterimi Şekil 4'de verilmiştir.

İmplant malzemesi olarak kullanılan iki metal arasında bir potansiyel farkı varsa yüksek potansiyelde olandan düşük potansiyelde olana iyon akışı olur ve böylelikle galvanik korozyon oluşur. Bu nedenle farklı

metaller bir arada kullanılmamalıdır. Aynı metalden yapılmış implantlar arasında dahi üretim işlemlerine bağlı farklı potansiyeller olabilir ve galvanik korozyon ortaya çıkabilir. Aynı metal alaşımından yapılmış bir plak ile vida arasında alaşımı oluşturan metal yüzdele farklılığı potansiyel farka ve dolayısıyla da galvanik korozyona neden olabilir.^[17,18] İmplant uygulamalarında en sık rastlanan aşınma mekanizmalarını yapışma, bilenme, yorulma ve korozif olmak üzere dört grupta incelemek olasıdır. Eklem protez yüzeylerinde olduğu gibi birbirine sürtünen iki yüzeyden daha dayanıklı olanı diğerinden partiküller alır. Kaçınılması zor olan bu durum zamanla yüzeylerde düzensizliğe yol açar. Bu tip aşınma yapışma aşınması olarak tanımlanırken, birbiri ile temas halindeki iki yüzey arasında olan minimal hareket mikro düzeyde de olabilir.^[1,17]



Şekil 4. İmplantlarda meydana gelen korozyon mekanizmalarının şematik gösterimi.

Günümüze kadar birçok malzeme ortopedik protez için kullanılmış ve bu malzemeler tercih edilirken özellikle yüksek sertlik ve aşınma direncine sahip malzemeler tercih edilmiştir. Polimer/metal, metal/metal ve metal/seramik sistemler protez uygulamaları için denenmiş kombinasyonlardır. Kalça ve diz protezlerinde son yıllara kadar en çok tercih edilen sistem ise metal soket üzerine polimerik bir malzeme olan çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (ultra high molecular weight polyethylene; UHMWPE) kombinasyonudur. Çok yüksek moleküler ağırlığına sahip polietilenin aşınma direnci yüksektir, diğer polimerik malzemelere oranla daha

Tablo 5. Kalça protezi olarak kullanılan malzemelerin aşınma hızları

Malzeme	Aşınma hızı (µm)
Co-Cr-Mo alaşımı/UHMWPE	200
Alumina	20-130
Alumina/alumina	2

UHMWPE: Çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen.

Tablo 6. Seramik implant malzemeler için mekanik özellikler

	Alumina	TZP	Mg-PSZ
Yoğunluk (g/cm ³)	3.98	6.05	5.72
Tane boyutu (µm)	3.6	0.2-0.4	0.42
Bükülme mukavemeti (MPa)	595	1000	800
Basma mukavemeti (MPa)	4250	2000	1850
Elastiklik modülü (GPa)	400	150	208
Sertlik (HV)	2400	1200	1120
Kırılma tokluğu K _{1c} (MN/m ^{3/2})	5	7	8

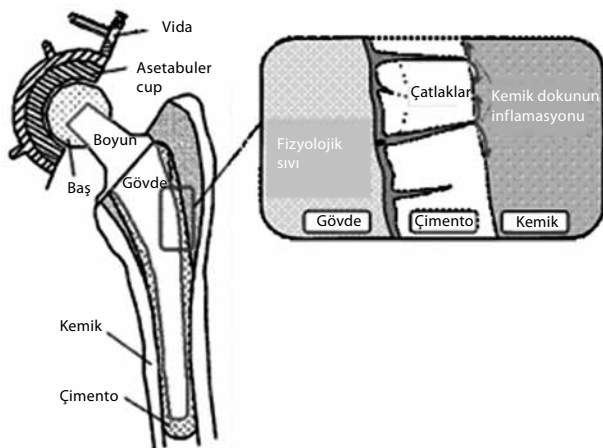
TZP: İtiryumoksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya; Mg-PSZ: Magnezyum oksit ile stabilize edilmiş zirkonya; HV: Vickers sertlik, kg/mm²; K_{1c}: Metalik malzemelerin düzlem deformasyon durumundaki kırılma tokluğudur; MN/m^{3/2}: Kırılma tokluğunun birimidir; MPA: SI: (Uluslararası birim sistemi) birim sisteminde basınç birimidir. GPa: 103 MPa'dır.

tok ve korozyona karşı daha dirençlidir. Gövde ve soket yapımında ise kobalt, vanadyum ve titanyum alaşımları başta olmak üzere metaller tercih edilmiştir. Bu metallerin tercih edilme nedenleri yüksek mukavemet ve korozyon direncine sahip olmalarının yanı sıra toksik etkilerinin düşük olmasıdır.^[7,19] Protezler için alumina, zirkonya ile toklaştırılmış alumina gibi mühendislik seramikleri metal gövdeler üzerine kap ya da screw-on soketler olarak kullanılmıştır. Alumina yüksek kimyasal stabilitesi ve toksik etkisinin olmamasından dolayı tercih edilmektedir. Saf zirkonya kullanışlı bir malzeme olmamakla birlikte yüksek mukavemet sağlamak için diğer seramikler ile birlikte kullanılabilir. Kalça protezi olarak kullanılan malzemelerin aşınma hızları tablo 5'de verilmiştir. İtiryum oksit ile toklaştırılmış zirkonya polikristalin malzeme bu amaç doğrultusunda kullanım alanı bulmuştur.^[7,20] Aşınma ve sürtünme kontrolünün sağlanması için seramik malzemelerin kullanılması önemli yer tutmaktadır (Tablo 6). Zirkonya tek başına kullanıldığı zaman düşük aşınma ve sürtünme dayanımına sahip olduğundan dolayı en uygun seramik sistemi alumina-alumina kombinasyonudur. Hareket halinde birbiriyle temas halinde olan iki yüzeyden daha sert (keskin) olanı diğerinden keserek parça ayırır ve sürtünme halindeki

iki yüzey arasında bulunan bir partikül bu tip aşınmaya neden olursa, bu tip aşınma "bilenme aşınması" olarak tanımlanmaktadır. Bu tip aşınmada, aşınma başladıktan sonra yüzeyler arasında biriken aşınma ürünleri de yeni aşınmalara neden olmaktadır.^[7,21]

Kuvvet etkisi altında kalarak elastik deformasyon gösteren malzemelerde zamanla oluşan çatlaklar birleşerek kırıkları oluşturur ve yüzeyden kopmalar meydana gelir. Kemiklerde kırık tespitinde kullanılan malzemelerde ve protez yüzeylerinde sıklıkla karşılaşılan bu tip aşınma "yorulma aşınması" olarak tanımlanmaktadır. Sürtünen iki yüzey arasında vücut sıvısı bulunması, ve bu esnasında sıvının oluşan çatlaklar arasına girerek tekrarlayan kuvvet uygulaması, kuvvetin çatlak içine daha kolay iletilmesine ve olayın hızlanmasına neden olmaktadır (Şekil 5).^[22] Mikroorganizmalar da metallerin korozyonunu etkiler ve korozyonu artırarak mikrobiyolojik korozyona neden olurlar. Mikroorganizmalar vücutta pH ve lokal ortamın oksijen miktarını etkilerken korozif metabolik oluşumların salınımına neden olurlar. Örneğin bir bakteri türü olan *Thiobacillus ferrooxidans*, sülfürik asit üretmekte ve sülfür içerecek şekilde kolonize olmaktadır. Bu durum metalik implant tarafında korozyonu artırmaktadır. Benzer şekilde bir mantar türü olan *Clad Ospirium Resinae* oksijen konsantrasyonunu artırmakta ve böylelikle korozyona yol açmaktadır.^[1]

İmplant malzemesi olarak kullanılan metalik malzemelerde mekanik özellikler kadar yüksek korozyon direncine sahip olmaları da önemli bir faktördür. En yaygın olarak kullanılan metalik implant malzemesi 316L paslanmaz çeliktir.^[23] Burada "316" malzemenin östenit yapıda olduğunu, "L" ise karbon miktarının düşük olduğunu temsil etmektedir. Karbon miktarının

**Şekil 5.** Sürtünme korozyonunun şematik gösterimi.**Tablo 7.** Metalik implant malzemeleri için korozyon hızları

Malzeme	Korozyon hızı (mils/yıl)
316L paslanmaz çelik	0.17
Co-Cr alaşımı	0.056
Ti6Al4V	0.007

düşük tutulması ile korozyon direncinin düşmesine neden olan tane sınırlarında karbit (krom-karbon) birikimi engellenmektedir. 316L alaşımına molibden (Mo) ilavesi tane sınırlarında korozyon dayanımını artırmaktadır, Cr ilavesi ise metal yüzeyinde kromoksit tabakasının oluşumuna neden olmaktadır. Paslanmaz çelik, Ti ve Co-Cr-Mo alaşımları ile karşılaştırıldığında biyouyumluluk ve korozyon direnci olarak zayıf kalmaktadır. Co-Cr implant alaşımları nikel içeren ve içermeyen olarak iki ana grupta toplamak mümkündür. En yaygın olarak kullanılan alaşımlar ise Co-Ni-Cr-Mo ve Co-Cr-Mo alaşımlarıdır. Co-Ni-Cr-Mo alaşımı ağırlıkça %25-27 oranlarında nikel içermektedir, yüksek korozyon direncinin yanı sıra toksik etki ve immünojenik etkilere de sahiptir. Aynı zamanda bu alaşım düşük aşınma dayanımından dolayı eklem protezlerinde tercih edilmez. Co-Cr-Mo alaşımının kullanımı daha yaygındır.^[24]

Ti6Al4V saf titanyuma oranla çok daha iyi mekanik özelliklere sahip olmasından dolayı kalça protezi olarak yaygın kullanıma sahiptir. Ti6Al4V alaşımı hekzagonal sıkı paket (HSP) ve yüzey hacim merkezli kübik (HMK) yapıda bulunmaktadır. Alüminyum (ağırlıkça %5.5-6.5) HSP yapıyı stabilize ederken, vanadyum (ağırlıkça %3.5-4.5) ise HMK yapıyı stabilize etmektedir. Alaşımın mikroyapısı ve mekanik özellikleri termomekaniksel sürecin şartlarına bağlı olarak değişmektedir. Eğer alaşım yavaşça HMK yapı belirgin hale gelmekte ve korozyon direnci ve mukavemeti kötü yönde etkilenmektedir.

Titanyum alaşımları, 316L paslanmaz çelik ve Co-Cr-Mo alaşımları ile karşılaştırıldığında yüksek korozyon direncine sahiptir (Tablo 7). Ti6Al4V alaşımı ve saf titanyumu yüzeyde oluşan pasif oksit tabaka korumaktadır. Bu stabil ve yapışık pasif oksit film implantı, çukurlaşma korozyonu, intergranüler korozyon ve çukurlaşma korozyonuna karşı korumakta ve biyouyumluluk kazandırmaktadır. Aynı zamanda Ti alaşımlarının mekanik özellikleri kemiğin mekanik özelliklerine yakın olduğu için yaygın kullanım alanı bulmuştur.^[25,27]

KAYNAKLAR

1. Ratner BD, Hoffman AS, Lemons JE, Schoen FJ. Biomaterials science: an introduction to materials in Medicine. California: Academic Press; 1996.
2. Üçışık HA. Klinik gelişim. İstanbul Tabip Odası 1994;12:3375-8.
3. Park BJ, Bronzino JD. Biomaterials: principles and applications. New York: CRC Press; 2003.
4. Altıntaş M. Klinik gelişim. İstanbul Tabip Odası 1994; 12:3408-12.
5. Silver HF, Christiansen LD. Biomaterials science and biocompatibility. 1st ed. New York: Springer; 1999.
6. Silver F, Doillon C. Biocompatibility: interactions of biological and implantable materials. Vol. 1, New York: VCH Publishers; 1989.
7. Hench LL, Wilson J. An introduction to bioceramics. 31st ed. Singapore: World Scientific Publishing; 1993.
8. Olszta MJ, Cheng X, Jee SS, Kumar R, Kim YY, Michael J, et al. Bone structure and formation: a new perspective. Materials Science & Engineering R-Reports 2007;58:77-116.
9. Rho JY, Kuhn-Spearing L, Zioupos P. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. Med Eng Phys 1998;20:92-102.
10. Wise DL, Trantolo DJ, Altobelli DE, Yaszemski MJ, Gresser DJ, Schwartz ER. Encyclopedic handbook of biomaterials and bioengineering. New York: Marcel Dekker; 1995.
11. Hench LL. Biomaterials: a forecast for the future. Biomaterials 1998;19:1419-23.
12. Sudhakar KV. Metallurgical investigation of a failure in 316L stainless steel orthopaedic implant. Engineering Failure Analysis 2005;12:249-56.
13. Batchelor AW, Chandrasekaran M. Service characteristics of biomedical materials and implants. Singapore: Imperial Collage Press; 2004.
14. Smith WF. Principles of materials science and engineering. 3rd ed. New York: McGraw-Hill; 1996.
15. Fleck C, Eifler D. Corrosion, fatigue and corrosion resistance behaviour of metal implants materials, especially titanium alloys. International Journal of Fatigue 2010;32:929-35.
16. Aziz-Kerrzo M, Conroy KG, Fenelon AM, Farrell ST, Breslin CB. Electrochemical studies on the stability and corrosion resistance of titanium-based implant materials. Biomaterials 2001;22:1531-9.
17. Serhan H, Slivka M, Albert T, Kwak SD. Is galvanic corrosion between titanium alloy and stainless steel spinal implants a clinical concern? Spine J 2004;4:379-87.
18. Gurappa I. Characterization of different materials for corrosion resistance under simulated body fluid conditions. Materials Characterization 2002;49:73-9.
19. Tritschler B, Forest B, Rieu J. Fretting corrosion of materials for orthopaedic implants: a study of a metal/polymer contact in an artificial physiological medium. Tribology International 1999;32:587-96.
20. Chlopek J, Rosol P, Morawska-Chochol A. Durability of polymer-ceramic composite implants determined in creep tests. Composites Science and Technology 2006;66:1615-22.
21. Teoh SH. Fatigue of biomaterials: a review. International Journal of Fatigue 2000;22:825-37.
22. Geringer J, Forest B, Combrade P. Wear analysis of materials used as orthopaedic implants. Wear 2006;269:971-9.
23. Walczak J, Shahgaldi F, Heatley F. In vivo corrosion of 316L stainless-steel hip implants: morphology and elemental compositions of corrosion products. Biomaterials 1998;19:229-37.
24. Hsu R, Yang CC, Huang C, Chen Y. Electrochemical corrosion properties of Co-Cr-Mo implant alloy in the biological environment. Materials Chemistry & Physics 2005;93:531-8.
25. Yaszemski MJ, Trantolo DJ, Lewndrowski KU, Hasirci V, Altobelli DE, Wise DL. Biomaterials in orthopedics. New York: Marcel Dekker; 2004.
26. Reclaru L, Lurf R, Eschler PY, Meyer JM. Corrosion behavior of a welded stainless-steel orthopedic implant. Biomaterials 2001;22:269-79.
27. Hsu RWW, Yang CC, Huang CA, Chen YS. Electrochemical corrosion properties of Ti-6Al-4V implant alloy in biological environment. Mater Sci Eng 2004;A 380:100-9.