



İmplant malzemelerinin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi

Improving the surface characteristics of the implant materials

Hasan Havitçioğlu

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İzmir

Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin kan) temas eder. Bu biyomalzemeler implant malzemesi olarak adlandırılır. İmplant malzemelerin uygulandıkları biyolojik dokularla biyouyumlu olması ve belli mekanik kuvvetlere karşı uygulanabilecek özelliklerinin yanı sıra yüzey özelliklerinin de iyileştirilmesi ile daha biyouyumlu olması için çalışmalar yapılmalıdır.

Anahtar sözcükler: Biyouyumluluk; biyomalzeme; implant.

Biomaterials are natural or synthetic materials that are used to provide or support the functions of living tissues and they continuously or at certain intervals contact body fluids (eg. blood). These biomaterials are called as implant materials. Studies must be conducted for these implant materials to be more biocompatible with the biological tissues where they are applied and to become more biocompatible by using applicable properties against certain mechanical forces as well as improving their surface characteristics.

Key words: Biocompatibility; biomaterial; implant.

Vücut içinde kullanılacak implant malzemeleri, vücudun doğal bir elemanının yerini alacağı için biyolojik olarak vücutla uyumlu (biyouyumlu) olmalıdır. Biyomedikal uygulamalarda en önemli konu implantların biyouyumluluklarının yüksek olması, vücut içerisinde (in vivo) mükemmel bir korozyon direncine sahip olması ve kemikle hızlı bir şekilde bütünleşerek (osseointegrasyon) herhangi bir katkı maddesi kullanmaksızın (kalsiyum fosfat kristalleri, hücreler, proteinler ve kollajen gibi kemik bileşenlerinin oksite bağlanması sayesinde) kalıcı bir bağlanma sağlanabilmesidir.

Biyolojik ortamlarda kullanılan malzemelerin başarısı büyük oranda yüzey özelliklerine bağlıdır. Vücuda yerleştirilen bir malzeme, vücut sıvıları ve diğer organlar ile çeşitli etkileşimlere maruz kalmaktadır. Vücuda yerleştirilen implant sonrasında hem implant hem de vücut etkileşmektedir. Biyomalzemelerin birçok faktörü bir arada bulundurması gerekmektedir. Bunlardan yüzey özellikleri büyük bir önem arz etmektedir. Biyomedikal sistemlerin üretiminde kullanılan malzemelerin yüzey özelliklerinin değiştirilmesi ve geliş-

tilmesi gereksinimi bu nedenle ortaya çıkmaktadır. Bu gereksinim implant malzemesi olarak yaygın bir biçimde kullanılan tüm metalik malzemeler, hatta en çok kullanılan titanyum ve alaşımları için de söz konusudur. Biyomedikal amaçlı kullanılan metallere ve alaşımlarına yüzey işlemlerinin uygulanmasını gerektiren değişik nedenler vardır. Bunlar, yüzey özelliklerinin optimize edilerek implant ve kemik dokusu arasında sağlıklı bir mekanik bağlanmanın gerçekleşmesi, üretim sırasında yüzeyde oluşan kirliliğin ve süreksizliklerin giderilerek yüzeyin homojenleştirilmesi, kemikle tam bütünleşme sağlayacak biçimde yüzeyin pürüzlendirilmesi, yüzeyin pasifleştirilerek korozyona karşı direncinin artırılması, sertlik artışı ile özellikle aşınma ve yorulmaya karşı direncin artırılması ve biyokimyasal olarak daha aktif bir yüzey elde edilmesi olarak sıralanabilir. Tüm bu nedenler, sonuçta, ürünün işlevselliğini artırmaya yönelik bir dizi yüzey işlemlerinin uygulanmasını gerektirir. Bu işlemler, fiziksel (sol-gel, plazma işlemleri, termal ve plazma sprey, termal oksidasyon), mekanik (taşıma, parlatma ve kumlama),

kimyasal (asit ve alkali ile dağlama, sıcak asidik ortamlarda pasifleştirme) ve elektrokimyasal (elektrolitik parlatma, anodik oksidasyon, mikro ark oksidasyon) olarak sınıflandırılmaktadır. İmplant malzemesi olarak yaygın bir şekilde kullanılan biyomalzemelerin yüzeyleri farklı yöntemlerle modifiye edilerek, optimum özelliklerin (fiziksel, mekanik ve biyouyumluluk) elde edilmesine çalışılmaktadır.

Bu işlemler sonrasında üretilen yüzeyin karakterizasyonu ve bir dizi yapısal ve mekanik özellikleri değişebilmektedir. Bu özelliklerin in vitro ve in vivo biyouyumluluk deneyleriyle, yüzeylerin biyolojik aktivitesi değerlendirilmektedir. Metalik malzemelerin yüksek mukavemetini, yüksek sünekliliğini ve yüksek dayanımının avantajlarını desteklerken, biyomaterialleri biyoaktif seramiklerle veya biyoişlevi harika olan polimer malzemelerle birleştirerek yüksek biyoişlevselliği olan metalik biyomateriallerle elde edilebilir. Böylece biyoaktif malzeme haline getirilebilir. Bu işleme de Biyo-ışlevselleştirme (Biofunctionalization) denilebilir.^[1-3]

YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ

Yüzeğe uygulanan işlemin türü ve niteliğine göre işlem sonrası elde edilen pürüzlülük değerleri, geniş bir aralıkta değerşmektedir. Özellikle kumlama işleminde kullanılan kumun tane boyutu, tane şekli ve püskürtme basıncı, asitle dağlamada asit bileşim ve sıcaklığı gibi temel parametreler, ortalama yüzey pürüzlülüğünü geniş bir aralıkta değerştirir.^[4,5] Yüzey pürüzlülüğü, çoğunlukla 'Ra' simgesi ile gösterilen "ortalama yüzey pürüzlülüğü" değerleri ile ifade edilmektedir. Günümüzde titanyum ve alaşımlarından üretilen implantlara uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemleri: elektrolitik parlatma, tormalama, TiO₂ kumlama ve Al₂O₃ kumlama. Bu işlemlerden kumlama, tormalama gibi mekanik işlemler, tek başına uygulandığı gibi^[5] bu işlemlere ek olarak asitle dağlama da yapılmaktadır.^[6] Bir implantın doku ile bütünleşmesinin başarılı olduğunu gösteren değerler, implant yerleştirilirken uygulanan yerleştirme torku ile geri çıkarılırken uygulanan çıkarma torku arasındaki farkın az olmasıdır. Geri çıkarma torkunu esas alan deneysel çalışmalarda,^[7] plazma sprey, kumlama ve asitle dağlama işlemleri uygulanan yüzeylerin geri çıkarma sırasında, iyi parlatılmış yüzeylerden daha yüksek tork gerektirdiği ve kemikle bütünleşmesinin daha iyi olduğu görülmüştür.

Yüzeyi TiO₂ ile kumlanmış, TiO₂ ile kumlandıktan sonra 0.01M HCl ile dağlanmış ve TiO₂ ile kumlandıktan sonra 1M HCl ile dağlanmış üç farklı implantın kemikten çıkarma kuvvetinin ölçüldüğu çekme deneyinde, en yüksek çekme kuvveti (~25 N) sadece kumlama

yapılan implantta elde edilmiştir.^[5] İmplantın doku ile etkileşimini belirleyen öncelikli faktörler, yüzeyin kimyasal bileşimi ve implant yüzeyine etki eden çekme gerilmesidir. Asitle dağlama ise, implant yüzeyindeki oksit tabakasının kalınlığını artırarak yüzeyin fiziksel ve kimyasal özelliklerini değerştirir. Oksit tabakasının kimyasal bileşimi, implant-kemik etkileşiminde de önemli rol oynayabilir, ancak bu tabakanın kalınlığı ve mikroyapısının, implant kemik etkileşimine etkisi çok azdır.^[8] Bağlanmanın diğer bir ölçüsü olarak implant yüzeyi ile doku arasındaki yapışma mukavemeti dikkate alınmaktadır. Havyan denekler üzerinde yapılan biyolojik deneyler sonrasında, artan deney süresine ve yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak yapışma mukavemetinin arttığı görülmüştür. Biyolojik deney süreci iki kat artırıldığında yapışma mukavemeti de yaklaşık olarak iki kat artmaktadır.^[9]

İmplant malzemesine uygulanan yüzey işlemleri, yüzeyin pürüzlülüğünün yanı sıra yüzey enerjisini de etkilemektedir.^[10] Dolayısıyla, implantın dokuyla bağlanma derecesini belirlerken, yüzey pürüzlülüğü yanı sıra yüzey enerjisi de dikkate alınmalıdır. Literatürde,^[11] yüzey pürüzlülüğü ile yüzey enerjisi ve temas açısı arasında ilişki olduğu ileri sürülmüştür. Genel olarak, artan pürüzlülük, temas açısını azaltmaktadır. Yüzey enerjisi ve temas açısı yüzey pürüzlülüğünün yanı sıra yüzeyin kimyasal özelliklerine de bağlıdır. Dolayısıyla implant-kemik bütünleşmesini artırmak için yapılan ve özellikle yüzey bileşimini değerştiren yüzey işlemleri sonrasında, yüzey enerjisi ve temas açısı ölçülerek farklı yüzey işlemleri için bu değerlerle yüzey pürüzlülüğü arasında optimum bir ilişki kurulmalıdır.

Deney ortamı olarak vücut sıvısının simüle edildiği in vitro deneylerde, bir grup titanyum implantın yüzeyi kum püskürtme ve asitle dağlama işlemleriyle, diğer bir grubun yüzeyi ise zımparalama ile çizikler oluşturularak pürüzlendirilmiştir. Çizikli yüzeyin, kumlama ve asitle dağlama yapılan yüzeğe göre daha iyi hücre bağlanması gerçekleştirdiği belirlenmiştir.^[12] Rønold ve Ellingsen^[4] disk şekilli implantların yüzeylerine farklı tane boyutuna sahip TiO₂ tozları püskürterek yüzeyi pürüzlendirmiştir. Belirli bir aralıkta (75-220 µm) artan tane boyutuyla implant kemik bağlanmasının da arttığı, ancak bu aralığın ötesinde yüzey pürüzlülüğünün bağlanmayı olumsuz etkilediği vurgulanmıştır. Optimum bağlanma, 200 µm tane boyutunda TiO₂ ile yapılan işlemlerle elde edilmiştir ve bu yüzeyin ortalama pürüzlülüğü 3.62 µm olarak ölçülmüştür. Kumlamaya ilaveten yapılan asitle dağlama bütünleşmeyi olumsuz etkilemiştir. Vida tipi implantlar üzerinde geri çıkarma torku ölçülerek yapılan bir çalışmada ise implant kemik arasında optimum bağlanma sağlayan

yüzey pürüzlülüğünün 1.5 µm olduğu belirtilmektedir. Sonuç olarak, implant ve kemik ara yüzeyindeki bağlanma, yüzey pürüzlülüğü değiştirilerek belli bir değerde optimize edilebilir. Ancak bu optimum değer, kullanılan implant tipi ve geometrisine bağlı olarak değişmektedir.

Titanyum alaşımları, implant olarak kullanılmak üzere döküm yoluyla da üretilmektedir. Cai ve ark.,^[13] döküm ve talaşlı imalat yoluyla üretilen ticari saf titanyum alaşımlarının yüzeylerine farklı işlemler uygulanarak laktik asit/NaCl karışımı ve yapay tükürük içinde korozyon davranışı incelemiştir. Yapay vücut sıvısı içinde altı ay tutularak yapılan korozyon deneylerinde, gerek "kum püskürtme + parlatma" işlemleri uygulanmış örneklerde ve gerekse "zımparalama (oksit tabakasını kaldırılmak için) + kum püskürtme" işlemleri uygulanmış, örneklerde ölçülebilir miktarda (~3 ppm) titanyum çıkışı olmadığı görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları, ticari saf titanyumun polarizasyon davranışında yüzey pürüzlülüğünün, yüzey reaksiyon tabakasından daha önemli olduğunu ortaya çıkarmıştır.

YÜZEYİ MODİFİYE ETMEK İÇİN KULLANILAN OKSİDASYON YÖNTEMLERİ

Termal oksidasyon

Termal oksidasyon (TO) son yıllarda titanyum ve alaşımlarının yüzey özelliklerinin geliştirilmesi için uygulanabilecek etkin yöntemlerden biri olarak kabul görmektedir. Bu yöntemle yüzey özelliklerinin gelişimi temel olarak titanyumun yüksek sıcaklık oksidasyon özelliklerine dayanmaktadır. Titanyum, reaktif bir metal olması nedeniyle kolayca oksitlenir ve yüzeyinde ince bir koruyucu oksit tabakası oluşur. Yüksek sıcaklıklarda gerçekleştirilen oksidasyon işlemi sırasında oluşan oksit tabakasının kalınlığı artarken, reaksiyona giren oksijenin bir kısmı da metal içerisine yayılır. Oksijen atomlarının metal içinde yayılması ile oluşan katı eriyik tabakası (oksijen difüzyon zonu, ODZ), yüzey altında sertlik artışına neden olmaktadır. Yüzeyde oluşan kalın ve kimyasal etkilere karşı dirençli sert oksit tabakası, ODZ tarafından desteklenmektedir. Oksijen difüzyon zonunda yayılan oksijen miktarına bağlı olarak sertlik, yüzeyden iç bölgelere doğru kademeli olarak düşmektedir. Bu nedenle TO, yüzeyde sertlik artışı sağlayan diğer yüzey modifikasyon tekniklerine göre daha avantajlıdır. Örneğin fiziksel buhar biriktirme (physical vapor deposition; PVD) ve TO sonucu yüzeyde oluşan tabaka kalınlığı (~1-8 µm) ve yüzey sertliği (~1000-3000 HV) aynı olmasına rağmen, TO uygulanan örnekte, oksit tabakasının altında bulunan ODZ sert dış yüzeye bir destek görevi

yapmaktadır. Bu sayede, Hertz basıncı gibi noktasal basınçlar (pek çok ortopedik implantta eklem yerlerinde söz konusudur) sonucu oluşan hasarların oluşma ihtimali azalmaktadır. Öte yandan, PVD yöntemi, yüzeyden altlık malzemeye doğru keskin bir sertlik geçişine neden olmakta ve yüzeyi destekleyecek bir yüzey altı tabakası üretememektedir.

Normal atmosferik koşullarda yüksek sıcaklıkta gerçekleştirilen TO işlemi, uygulamanın basitliği ve işlem maliyetinin düşük olması nedeniyle diğer yüzey modifikasyon işlemleri arasında öne çıkmaktadır. Bu basit işlem, korozyon ve aşınmanın birlikte etkin olduğu biyomedikal uygulamalarda (özellikle ortopedik implantlar) kullanılan titanyum ve alaşımları için umut vaat etmektedir. Literatürde TO işleminin titanyumun korozyon direncini önemli miktarda geliştirdiği belirtilmiştir.^[14] Garcia-Alonso ve ark.,^[15] TO işleminin titanyum alaşımlarının biyoyoumluluğunu da artırdığını belirtmişlerdir. Komotori ve ark.,^[16] yaptıkları çalışmada yüzeydeki mekanik etkiler sonucunda gelişen korozyon davranışı incelenmiş ve termal oksitlenmiş titanyum yüzeylerinin korozyona karşı oldukça dirençli olduğunu bildirmişlerdir. Dearnley,^[17] termal oksitlenmiş titanyumun korozif ortam içindeki aşınma davranışını inceleyerek korozyonlu aşınma direncinin arttığını gözlemlemiştir. Gülerüz ve Çimenoglu,^[18] termal oksidasyon işlem parametrelerinin biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılan Ti6Al4V alaşımının yüzey özelliklerine (sertlik, pürüzlülük, oksit yapısı), korozyon ve korozyonlu aşınma direncine etkisini araştırmışlar ve işlemin nispeten düşük sıcaklıklarda uzun sürede gerçekleştirilmesi ile başarılı olduğu sonucuna varmışlardır.^[18-21]

Anodik oksidasyon

Anodik oksidasyon (AO), iletkenliği bir elektrolitik ortamda elektrotlar üzerinde oluşan reaksiyonlar sonucunda, anot yüzeyinde oksit filminin oluşmasıdır. Sisteme uygulanan elektrik alan etkisiyle anot yüzeyinde yayılan metal ve oksijen iyonları oksit tabakasının oluşmasını sağlar. Metal yüzeylerinde koruyucu oksit tabakası oluşturmak amacıyla uzun zamandır uygulanmaktadır. Bu işlem sırasında elektrolit olarak seyreltik asit (H₂SO₄, H₃PO₄, asetik asit vb.) çözeltileri kullanılmaktadır. Titanyum yüzeylerinin anodik olarak oksitlenmesinin en önemli avantajı, oluşan oksitin metal yüzeyine kuvvetli bir şekilde bağlanıyor olmasıdır. Anodik oksidasyon, metal yüzeyinde kalın bir oksit tabakası oluşturarak korozyon direncini artırmak, metali renklendirmek ve gözenekli/pürüzlü yüzeyler elde etmek amacıyla uygulanmaktadır. Anodik oksitlenmiş yüzeylerin yapısal ve kimyasal özellikleri

potansiyel, akım, elektrolit bileşimi ve sıcaklık gibi işlem parametrelerine bağlı olarak değişmektedir.

MİKRO ARK OKSİDASYON (MAO)

Anodik oksidasyonda uygulanan voltaj belirli bir değerin üzerine çıkarsa oksit tabakasının direnci kırılır ve sistemden yeniden akım geçmeye başlar. Yüksek voltaj değerlerinde çalışıldığında sistemden gaz çıkışı hızlanır ve anot yüzeyinde kıvılcıklar görülür. Bu tip anodik oksidasyon, MAO olarak adlandırılır ve gözenekli, düzgün olmayan bir oksit tabakası oluşur. Bu teknik ile metal yüzeyine Al, Ti, Mg, Ta ve Zr metallerinin alaşımlarını ve bileşiklerini içeren seramik tabakalar biriktirmek mümkündür.^[2,22,23] Mikro ark oksidasyon işlemiyle üretilen kaplamalar, klasik anodik oksidasyon yöntemine göre daha yüksek mikrosertlik (>1300 kg/mm²), aşınma ve korozyon direnci ile mekanik dayanıma sahip olmanın yanı sıra, kaplandıkları metalin yalıtıklığını da artırır.

Titanyumun H₂SO₄ çözeltisinde farklı voltajlar uygulanarak gerçekleştirilen AO sonrasında oluşan oksit yapısının ve morfolojisinin yüzeyde apatit oluşumu üzerinde etkili olduğu görülmüştür.^[24] Mikro ark oksidasyon koşullarında oluşan oksit yapısının (anataz/rutil) ve morfolojisinin apatit oluşumunu teşvik ettiği fakat düşük voltajda oluşan oksit (anataz) üzerinde apatit birikmediği belirlenmiştir. Ayrıca AO sonrası gerçekleştirilen TO ile apatit oluşumunu teşvik eden yapının daha fazla geliştiği tespit edilmiştir. Anodik oksidasyon ve TO bileşiminden oluşan bir işlemin, titanyum implant yüzeyine biyoaktif özellik kazandırdığı sonucuna varılmıştır.^[24] Titanyum implant yüzeylerinde kalsiyum (Ca) ve fosfor (P) iyonlarının bulunması biyoaktiviteyi artırmakta ve implant yüzeyinde kemik dokusu hücrelerinin büyümesini teşvik etmektedir. Kalsiyum asetat ve beta gliserofosfat içeren elektrolitik çözeltilerde yapılan anodik oksidasyon ile Ca ve P iyonlarının zengin bir oksit yapısı elde edilmektedir.^[25] Benzer çözeltiler içerisinde gerçekleştirilen MAO uygulamaları sonucunda, CaTiO₃, β-Ca₂P₂O₇, ve α-Ca₃(PO)₂ gibi titanyum bazlı yüzey tabakaları elde edilmektedir. Nanokristalin ve gözenekli yapıda olan tabakaların biyoaktivitesi oldukça iyidir ve MAO sonrasında gerçekleştirilen hidrotermal işlemlerle hidroksiapatit oluşumu sağlanmaktadır. Uygulanan MAO işleminde artan voltaja bağlı olarak gözenek boyutu artmakta ve oluşan titanyum oksit yapısı anatazdan rutila dönmektedir.^[26,27] Sonuç olarak, MAO titanyum ve alaşımlarının biyoyumluluğunu ve biyoaktivitesini artırmak için uygulanabilecek temel ve etkin bir yöntem olup, bu yöntemle üretilen yüzey, implant uygulamalarını başarılı kılacak çok önemli özellikler sunarken, bu özellikler işlem para-

metrelerine bağlı olarak geniş bir aralıkta değiştirilebilmektedir.

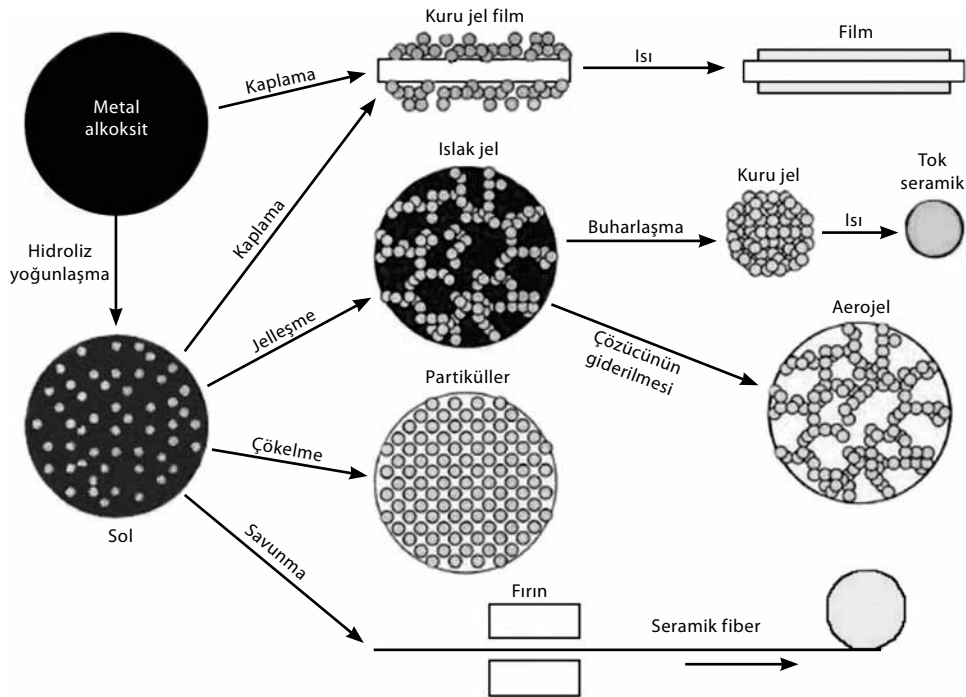
ANTİBAKTERİYEL ÖZELLİK DENEYLERİ

Mikro ark oksidasyon işlemiyle oluşan poröz yüzey, osseointegrasyon açısından olumlu olmasına rağmen, aynı zamanda bakteri oluşumunu teşvik edici de olabilmektedir. Bu açıdan söz konusu yüzeye antibakteriyel özellik kazandırılabilmesi, implant malzemesi olarak kullanılabilirliğini artırabilecektir. Bu nedenle antibakteriyel özelliği yıllardır bilinen gümüşün, mikro ark oksidasyon işleminin yapıldığı elektrolit bileşimine katılması ve yüzeye antibakteriyel özellik kazandırıp kazandırmadığını anlamaya yönelik deneyler yapılmıştır. Bu amaçla, (CH₃COO)₂Ca.H₂O + Na₃PO₄ bileşiminde hazırlanan elektrolite belirli miktar Ag(NO)₃ ilavesi yapılarak Cp-Ti numunelere 500V'da MAO işlemleri uygulanmıştır. Mikro ark oksidasyon işleminin orijinal elektrolitle gerçekleştirilmesi halinde, MAO sonrası tipik yüzey morfolojisi elde edilmiş, yüzeyde, rutil ve anataz formunda TiO₂ ile birlikte CaTiO₃ fazının varlığı belirlenmiştir. Elektrolite gümüş ilavesiyle, işlem sonunda son derece pürüzlü (Ra: 7.6 µm) bir yüzey elde edilmiştir. Bu sonuç, MAO işleminin gümüş katkılı bir elektrolit ile yapıldığında yüzeyin antibakteriyel özellik kazandığını göstermektedir.

SOL JEL KAPLAMA

Sıvı fazdan (koloidal "sol") katı faza ("jel") geçiş sistemini içeren bu işlem ile oldukça değişik özelliklere sahip malzemeler üretilebilmektedir. Sol-jel teknikleri ve ürünleri Şekil 1'de özetlenmiştir. Sol-jel kaplama işlemi ile ince oksit filmler oluşturulabilmektedir. Bu amaçla sıvı fazdaki malzeme altlık üzerinde biriktirilir ve düşük sıcaklıklara ısıtılarak kuru jel filmi elde edilir. Kurutma sonrası yüksek sıcaklıklara çıkılarak film yoğunluğu artırılır. Literatürde titanyum oksit içerikli biyoseramik kaplamalar konusunda ilginç ve umut verici sonuçlar bildirilmiştir.^[27-29]

Kuru ortamda yapılan aşınma deneylerinde, gerek sol jel işlemi uygulanmamış gerekse sol jel işlemi ile kaplanmış numuneler içinde en düşük aşınma direnci 400 °C'de tavlanan Cp-Ti numunede, en yüksek aşınma direnci ise 500 °C'de tavlanan Ti6Al7Nb numunede elde edilmiştir. Yapay vücut sıvısı içinde yapılan aşınma deneylerinde ise gerek işlemsiz gerekse sol jel kaplama uygulanmış halde en düşük aşınma direnci yine Cp-Ti numunede, en yüksek aşınma direnci ise Ti6Al4V numunede elde edilmiştir. Gerek kuru ortam gerekse yapay vücut sıvısı içinde yapılan aşınma deneylerinde sol jel kaplanmış numunelerin yüzeyinde işlemsiz duruma göre daha dar bir aşınma izi oluşmuştur.



Şekil 1. Sol-jel yöntemleri ve ürünleri. Available from: <http://www.chemat.com/html/solgel.html>

Sol jel yöntemiyle TiO_2 kaplandıktan sonra $400\text{ }^\circ\text{C}$ 'de tavlanan Cp-Ti ile $500\text{ }^\circ\text{C}$ 'de tavlanan $Ti6Al4V$ ve $Ti6Al7Nb$ numunelerin biyouyumluluk özellikleri, numunelerin yapay vücut sıvısı içerisinde yedi gün süreyle bekletildiği ve sonrasında yüzeyde apatit oluşumunun denetlendiği in vitro deneylerle incelenmiştir. $400\text{ }^\circ\text{C}$ 'de tavlanan Cp, Ti'nin yüzeyinde homojen ve yoğun kalsiyum ve fosfor açısından zengin bileşik oluşumu görülmüştür. Yüzeyde oluşan yapı lifli olup, bu yapının Ca/P oranı 1.22'dir. $500\text{ }^\circ\text{C}$ 'de tavllanmış $Ti6Al7Nb$ alaşımının yüzeyinde ise daha az yoğunlukta ve küresel morfolojide lifli yapı oluşumu görülmüştür. $Ti6Al7Nb$ numunesinin yüzeyinde oluşan bileşiğin Ca/P oranı 1.1.8'dir. $500\text{ }^\circ\text{C}$ 'de tavllanmış $Ti6Al4V$ numune yüzeyinde ise kalsiyum ve fosfor açısından zengin bir bileşik görülmemiştir. Titanyum ve alaşımlarından sol-jel işlemiyle mikro ark işlemi kadar iyi biyouyumluk elde edilememiştir.

Sonuç olarak, biyomalzemelerin geleceği özellikle implantların dokulara biyoaktif olarak sabitlenmesi, ortopedik protezlerin ömrünün uzamasında çok etkili olmuştur. Gelecek için ise şöyle bir mesaj vardır: Biyomalzeme konusundaki araştırmalar, vücudun kendini yenileme kapasitesini kullanacak ya da artıracak yöne kaymalıdır.^[30] Böylelikle doğal dokuların yeniden yapılanmasını sağlayacak biyomalzemelerle üretilebilecek protezlerin kullanım süresi artırılabilir.

KAYNAKLAR

1. Kim HM, Miyaji F, Kokubo T, Nakamura T. Effect of heat treatment on apatite-forming ability of Ti metal induced by alkali treatment. *J Mater Sci Mater Med* 1997;8:341-7.
2. Nie X, Leyland A, Song HW, Yerokhin AL, Dowey SJ, Matthews A. Thickness effects on the mechanical properties of micro-arc discharge oxide coatings on aluminium alloys. *Surface and Coatings Technology* 1999;116-9:1055-60.
3. Niinomi M. Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods. *Sci Technol Adv Mater* 2003;4:445-54.
4. Rønold HJ, Ellingsen JE. Effect of micro-roughness produced by TiO_2 blasting-tensile testing of bone attachment by using coin-shaped implants. *Biomaterials* 2002;23:4211-9.
5. Rønold HJ, Lyngstadaas SP, Ellingsen JE. Analysing the optimal value for titanium implant roughness in bone attachment using a tensile test. *Biomaterials* 2003;24:4559-64.
6. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J. Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25- and 75-microns-sized particles of Al_2O_3 . *J Biomed Mater Res* 1996;30:251-60.
7. Confort E, Aronsson BO, Salito A, Crestou C, Caillard D. Rough surfaces of titanium and titanium alloys for implants and prostheses. *Materials Science & Engineering C* 2004;24:611-8.
8. Larsson C, Thomsen P, Lausmaa J, Rodahl M, Kasemo B, Ericson LE. Bone response to surface modified titanium implants: studies on electropolished implants with different oxide thicknesses and morphology. *Biomaterials* 1994;15:1062-74.
9. Breme J, Eisenbarth E. Titanium and its alloys for biomedical applications. In: Leyens C, Peters M, editors. *Titanium*

- and titanium alloys: fundamentals and applications. 1st ed. College Park: John Wiley & Sons; 2003. p. 423-51.
10. Bathomarco RV, Solorzano G, Elias CN, Prioli R. Atomic force microscopy analysis of different surface treatments of Ti dental implant surfaces. *Applied Surface Science* 2004;233:29-34.
 11. Kilpadi D, Weimer J, Lemons J. Effect of passivation and dry heat-sterilization on surface energy and topography of unalloyed titanium implants. *Colloid Surf A* 1998;135:89-101.
 12. Jayaraman M, Meyer U, Bühner M, Joos U, Wiesmann HP. Influence of titanium surfaces on attachment of osteoblast-like cells in vitro. *Biomaterials* 2004;25:625-31.
 13. Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M, Okabe T. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials* 1999;20:183-90.
 14. Lopez MF, Jimenez JA, Gutierrez A. Corrosion study of surface-modified vanadium-free titanium alloys. *Electrochimica Acta* 2003;48:1395-401.
 15. García-Alonso MC, Saldaña L, Vallés G, González-Carrasco JL, González-Cabrero J, Martínez ME, et al. In vitro corrosion behaviour and osteoblast response of thermally oxidised Ti6Al4V alloy. *Biomaterials* 2003;24:19-26.
 16. Komotori J, Lee BJ, Dong H, Dearnley PA. Corrosion response of surface engineered titanium alloys damaged by prior abrasion. *Wear* 2001;251:1239-49.
 17. Dearnley PA. A brief review of test methodologies for surface-engineered biomedical implant alloys. *Surface and Coatings Technology* 2005;198:483-90.
 18. Gülyüz H, Cimenoglu H. Effect of thermal oxidation on corrosion and corrosion-wear behaviour of a Ti-6Al-4V alloy. *Biomaterials* 2004;25:3325-33.
 19. Günyüz M. Titanyum ve alaşımlarının mikro ark oksidasyon işlemi ile kaplanması. [Yüksek Lisans Tezi], İstanbul: İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü; 2007.
 20. Özler FB. Titanyum ve alaşımlarının sol-jel daldırma yöntemiyle yüzey modifikasyonu. [Yüksek Lisans Tezi], İstanbul: İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü; 2007.
 21. Sıcakyüz Ö. Titanyum ve titanyum alaşımlarının anodik oksidasyon davranışı ve karakterizasyonu. [Yüksek Lisans Tezi] İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü; 2007.
 22. Sun X, Jiang Z, Xin S, Yao Z. Composition and mechanical properties of hard ceramic coating containing α -Al₂O₃ produced by microarc oxidation on Ti-6Al-4V alloy. *Thin Solid Films* 2004;471:194-9.
 23. Wei T, Yan F, Tian J. Characterization and wear-and corrosion-resistance of microarc oxidation ceramic coatings on aluminum alloy. *Journal of Alloys and Compounds* 2005;389:169-76.
 24. Yang B, Uchida M, Kim HM, Zhang X, Kokubo T. Preparation of bioactive titanium metal via anodic oxidation treatment. *Biomaterials* 2004;25:1003-10.
 25. Tang GX, Zhang RJ, Yan YN, Zhu ZX. Preparation of porous anatase titania film. *Materials Letters* 2004;58:1857-60.
 26. Han Y, Hong SH, Xu K. Structure and in vitro bioactivity of titania based films by micro-arc oxidation. *Surface and Coatings Technology* 2003;168:249-58.
 27. Han JY, Yu ZT, Zhou L. Hydroxyapatite/titania composite bioactivity coating processed by sol-gel method. *Applied Surface Science* 2008;255:455-8.
 28. Ochsenbein A, Chai F, Winter S, Traisnel M, Breme J, Hildebrand HF. Osteoblast responses to different oxide coatings produced by the sol-gel process on titanium substrates. *Acta Biomater* 2008;4:1506-17.
 29. He G, Hu J, Wei SC, Li JH, Liang XH, Luo E. Surface modification of titanium by nano-TiO₂/HA bioceramic coating. *Applied Surface Science* 2008;255:442-5.
 30. Niwa S. Recent trends and development of biomaterials for artificial bone. *Mater Jpn* 2004;43:186-92.