

İMLANTLARIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE OSSEOİTEGRASYON

SURFACE CHARACTERISTICS OF THE IMPLANT SYSTEMS AND OSSEOİTEGRATION

Doç. Dr. Gülay UZUN*

Prof. Dr. Filiz KEYF**

ÖZET

Osseointegrasyonun sağlanmasında cerrahi teknik, implant materyali ve implant dizaynının yanı sıra, yüzey özelliklerinin de önemli olduğu bilinmektedir. Araştırmalar implant yüzey özelliklerinin kemiğin iyileşme cevabı üzerinde rol oynadığını göstermektedir. Yüzey hazırlama yöntemleri arasında, fiziksel-kimyasal yöntemlere kıyasla morfolojik yöntemlerin daha belirgin etkileri görülmüştür. Pürüzlü yüzeylerin bu cevabı olumlu olarak etkilediği ortaya konmuştur. Pürüzlü yüzey elde etmek için kullanılan yöntemler arasında asitleme/kumlama ile hidroksiapatit kaplama teknikleri diğerlerine göre kemik cevabı açısından daha başarılı sonuçlar göstermektedir. Bu çalışmanın amacı kullanılan implant sistemlerinin yüzey özelliklerini tanıtmaktır.

Anahtar sözcükler: İmplant, yüzey özellikleri, TPS kaplama, asitleme/kumlama, HA kaplama, okside edilmiş yüzey, TiO₂ grid blasted yüzey

ABSTRACT

Achievement of osseointegration as well as related to the surgical method, implant material and design, depend on also surface properties. Studies have shown the effects of surface characteristics on bony response. Morphologic methods are considered to be more effective in comparison with the physicochemical methods. Polished surfaces have poor retention in bone tissue. In contrast porous surfaces affect positively bony response and have better anchorage. Acid-etching/blasting and HA-coatings regarding bone incorporation gives best results the other surface preparation techniques. This article is purpose that the surface properties of the implant systems are shown.

Key Words: Implant, surface properties, TPS coating, acid-etching / sandblasting, Ha coating, electro-polished surface, TiO₂ grid blasted surface

Arkeolojik bulgular implant tarihinin eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıklarına kadar uzandığını göstermektedir. Oral implantolojideki büyük atılımı, İsveç'te Lund Üniversitesinin Vital Mikroskopi Laboratuvarında bir ortopedik cerrah olan Dr. Ingvar Branemark başkanlığındaki İsveçli araştırma gurubu gerçekleştirmiştir^{1,2}. O günden bu güne implantların hem dizaynlarında hem de yüzey özelliklerinde pek çok değişiklik yapılmıştır.

Osseointegrasyon kavramı Branemark ve ark.³ tarafından "canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direkt yapısal ve işlevsel bağlantı" olarak tanımlanmıştır. Osseointegrasyonun sağlanmasında implant yerleştirilecek kemiğin niteliği, implant materyalinin doku uyumluluğu ve dizaynı, cerrahi teknik ve yük iletiminin

yanı sıra, yüzey özelliklerinin de önemli bir işlevi olduğu düşünülmektedir. Çünkü, kullanılan implantın yüzey özelliklerine göre kemik dokusunun cevabı farklı olmaktadır⁴. İdeal implant biyomateryalinin kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olması gerekmektedir. Operasyon sırasında implant yuvasının hazırlandığı kemik çevresinde bir miktar alanın nekroze olması kaçınılmazdır. Nekrotik alanın genişliği cerrahi işlem sırasında açığa çıkan ısıya bağlı olduğu gibi⁵, kemik içerisinde bölgeden bölgeye farklılık gösteren anatomik faktörlere de bağlıdır. İmplant yüzeyinin kemik kalite ve kantitesine ve anatomik bölgeye bakılmaksızın iyileşmeyi artırıcı etkisinin olması gerektiği belirtilmektedir⁴.

Bu çalışmanın amacı, dental implantları, yüzey özellikleri, yüzey hazırlama yöntemleri ve kemik dokusunun bu yüzeylere verdiği iyileşme cevabı açısından değerlendirmektir.

*Hacettepe Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu

** Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

İmplant yüzeyleri iki farklı yöntemle hazırlanmaktadır:

1. Fiziksel-Kimyasal Yöntemler
2. Morfololik Yöntemler

* Fiziksel-Kimyasal Yöntemler

Yüzey enerjisini değiştirmek, yüzey pasifizasyonu, yüzey kompozisyonu üzerindeki değişiklikler fizyokimyasal yöntemlerdir⁵.

Titanyum plakaları x-ışını destekli fotoelektron spektroskopisi (XPS) ile incelendiğinde yüzey kompozisyonunun blok titanyumdan farklı olarak karbon kirliliği içerdiği saptanmıştır⁶. Titanyum diskler üzerinde oluşan oksit tabakanın kalınlığı ve içeriği XPS ile incelendiğinde, TiO₂'in ortama hakim oksit tipi olduğu gösterilmiştir⁷. Kullanılmamış implantlarda da XPS bulgularına göre yüzeyde karbon saptanmıştır. Bu durum implantların hava ile temasına bağlanmaktadır⁸. Sonuçta, kullanılan tüm titanyum implantlar hava ile temasa geçtikleri anda oksitlenerek TiO₂ ile kaplanmakta ve karbon kirliliğine maruz kalmaktadırlar.

İmplant yüzeyindeki kontaminasyonu engellemenin en etkili yöntemlerinden birisi Glow-Discharge (GD) tekniğidir⁹. GD, serbest yüzey enerjisini artırmak ve doku adezyonunu geliştirmek için kullanılmıştır. Bu teknikte temel olarak vakumlu bir basınç odasında radyofrekans jeneratörü aracılığıyla belirli bir gazın plazma haline getirilmesi sağlanır. Plazma halindeki gazlar atomlarına ve iyonize moleküllere ayrışarak gelişmiş bir enerji kaynağı haline gelirler. Plazmanın önemli bir özelliği, düşük enerji seviyelerine inen elektrikleşmiş moleküllerin gözle görülebilir bir akım yaratmasıdır. Plazma iyon ve elektronlarının basınç odasında sıkışması sonucunda, oda içerisinde bulunan nesnelere üzerine bir püskürme sağlayarak, inorganik nesnelere üzerindeki her türlü organik yüzey kirliliğini temizler, yüzeyi steril hale getirir, yüzey enerjisini artırarak ıslanabilirliğini geliştirir ve organik maddelere adezyon kabiliyetini artırır⁹⁻¹². Saf Ti ve Ti-6Al-4V alaşımı implantların orijinal paketlenmiş ve GD ile steril edilmiş hallerini 2 ve 12 hafta serum fizyolojikte bekleterek korozyon ürünlerinin incelendiği çalışmada, GD ile hazırlanan implantlarda istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük korozyon ürünleri saptanmıştır¹⁰.

Günümüzde cilalı saf titanyum implantların kemik dokusu ile olan ilişkisi incelendiğinde, kullanılan yöntemlerdeki yetersizlikler nedeniyle, implant-kemik hücreleri arayüzünde glikoproteinlerden oluşan bir amorf tabakanın varlığı kabul edilmekle birlikte, bu

tabakaya ait daha detaylı bilgiler edinebilmek için inceleme teknolojilerinin gelişmesi gerekmektedir.

* Morfolojik Yöntemler

Biyomateryal yüzeyinde yapılan pürüzlülük ve morfolojik değişikliklerin doku ve hücrelerin implanta olan cevabında etkili olabilecekleri düşünülmektedir. Pürüzlü kaplamalar başlangıçta mekanik stabiliteyi artırmaya yönelik olarak planlanmışlardır. Hayvan deneyleri, pürüzlü yüzeyler ile cilalı olanların rotasyon testi ile denenmelerinde pürüzlü olanların daha yüksek tork değerlerine dirençli olduğunu ortaya koymuştur^{13,14}. Fakat yine bu deneylerde pürüzlü alanların çok az bir bölümünün kemikle dolduğu da ortaya çıkmıştır. Mustafa ve ark.¹⁵ tarafından yapılan bir çalışmada, cilalı yüzeylerin kemiğe olan tutunmasının daha az olduğu gösterilmiştir. Uzun dönem dökümantasyona sahip olduğu ve başarı oranları çeşitli açılardan ele alındığı için oldukça güvenli olan cilalı yüzeyin kullanımında ısrarcı olan Branemark implantları da 2000 yılında pürüzlü yüzeyi olan implantlarını piyasaya sürmüştür.

İmplant yüzeyleri 6 grupta değerlendirilebilir:

- * Titanyum plazma sprey kaplı yüzeyler (TPS)
- * Kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyler
- * Sandblasted (kumlanmış) yüzeyler
- * Acid-etched (asitlenmiş) yüzeyler
- * SLA - Sand-blasted, Largegrit, Acid-etched yüzeyler
- * Hidroksiapatit kaplı yüzeyler
- * TiO₂ grit-blasted yüzeyler
- * Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
- * Makinayla hazırlanmış (machined) yüzeyler

*Titanyum Plazma Sprey Kaplı Yüzeyler

TPS 1974'ten itibaren, implantların yüzey alanlarını, dolayısıyla kemiğe tutunmasını arttırmak için kullanılmaya başlanmıştır¹⁶. Bu teknikte, 40 µm büyüklükte titanyum partikülleri plazma alevi ile ısıtılıp, yüksek ısı ve hızla titanyum yüzeye püskürtülerek pürüzlü kaplama elde edilir¹⁶. TPS kaplı ITI-Bonefit implantlarının plazma-sprey tabakasının 20-30 µm kalınlık ve 15 µm pürüzlülükte olduğu bildirilmiştir¹⁷.

Leize ve ark.¹⁷, çeşitli sebeplerle sökülen TPS kaplı implantları elektron mikroskobu ile incelediklerinde kemik ile kimyasal bir bağlantı kurulduğunu, pürüzlü yüzey içine doğru kalsiyum fosfat kristallerinin büyüdüğünü gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada pürüzlü titanyum yüzeye çok yakın, çapları

5-50 nm arasında değişen titanyum parçacıklarının varlığı gösterilmiştir.

***Asitleme-Kumlama ile Pürüzlendirilmiş Yüzeyler**

TPS kaplamalara alternatif olarak, daha iyi bir yüzey elde etme çabaları sonucunda, metal kronlarda retansiyonu artırmak için uygulanan¹⁸ asitleme-kumlama tekniği ile titanyum implantların pürüzlendirilmesine başlanmıştır. Asitleme-kumlama tekniği ile ilk olarak 1986 yılında New Ledermann Screw, daha sonraları 1989'da Frialit-2, 1998'de SLA ve Osteotite piyasaya sürülmüştür.

Klokkevold ve ark.¹⁹, tavşan femurlarına yerleştirdikleri cilalı Ti ve HCl/H₂SO₄ ile asitlenerek pürüzlendirilmiş (Osteotite) 3.25x4 mm'lik implantları, iki aylık iyileşme dönemi sonunda tork testine tabi tutarak Osteotite implantlarda 20.5 Ncm, cilalı Ti implantlarda 4.95 Ncmdeğerlerini bulmuşlar ve pürüzlü yüzey için 4 kat daha fazla olan tork direncinin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ortaya koyarak, pürüzlü yüzeylerin kemiğe bağlanmayı artırdığını belirtmişlerdir.

-Sandblasted Large Grid Acid-Etched (SLA) İmplantlar

SLA implant yüzeyleri, kumlanmış ve asitlenmiş titanyum yüzeyleri olarak 1997'de Straumann tarafından piyasaya sürülmüştür²⁰. SLA yüzey, kaplama bir yüzey değildir. Büyük kum tanelerinin implant üzerine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturulur. Asitin yüzeye uygulanması ile 2-4 µm mikro çukurcuklar elde edilir. SLA implant yüzeyleri orta derece pürüzlü yüzeylerdir. Pürüzlülük derecesi implant yüzeyi boyunca aynıdır. Martin ve ark.²⁰ osteoblast benzeri hücrelerde alkalin fosfataz aktivitesinin TPS yüzeylere göre SLA yüzeylerde daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Li ve ark.²¹, SLA yüzeylerle, asit uygulanmış torna yüzeylerin biyomekanik olarak osseointegrasyonunu kıyaslamışlar ve SLA yüzeylerin tork direncini daha yüksek bulmuşlardır. Buser ve ark.²², farklı implant yüzeylerinde kemik-implant temasını histolojik olarak incelemişler ve Electropolished, Medium-grid kumlanmış-asitlenmiş, TPS, Large-grid kumlanmış, HA kaplama, SLA yüzeyler kıyaslandığında, HA kaplı yüzeylerden sonra en çok kemik-implant temasının SLA yüzeylerde olduğunu bulmuşlardır²².

-SLActive Yüzey İmplantlar

SLA implant yüzeyine hidrofilik özellik kazandırılmıştır. Yerleştirilene kadar salin solüsyonu içeren özel ambalajında saklanması gerekir. İmplant yüzeyi, hidrofilik özelliği sayesinde, doku içerisine yerleştirilince, kanı üzerindeki mikroporlara çeker²². 2005 yılında piyasaya sunulmuştur.

-Osseotite İmplantlar

İmplant yüzeyleri, iki kez asitle pürüzlendirme işlemine tabi tutulmuştur. Hidroklorik ve sülfürik asit kullanılır. İmplantın üst kısmı makinayla hazırlanmış yüzey olarak bırakılır. Bunda amaç peri-implantitis riskini azaltmaktır. Osseotite implantlar minimal pürüzlüdür. Osseotite dual-asit-etch yüzeylerde en uzun takipli çalışma 6 yıllıktır²³ ve başarı oranları % 95-99 olarak saptanmıştır. İmmediat yüklemde de % 97-99 civarında başarı bulunmuştur²⁴. Osseotite implantlarla, makine yüzeyli implantların kıyaslandığı bir çalışmada 3 yıllık bir takipte başarı oranı Osseotite için % 95 iken, diğer düz yüzey implantlarda % 86.7 bulunmuştur²⁵.

-Frialit 2 İmplantlar

Bu implantlar Deep Profile Surface (DPS), TPS ve Cell Plus olarak farklı yüzeylerde tasarlanmıştır. Frialit 2 İmplant yüzeyleri kumlanmış ve asitle pürüzlendirilmiştir, bu nedenle SLA yüzeylere benzerler. Gomez Roman ve ark.²⁶ tarafından 696 Frialit 2 tek implantla yapılan 5 yıllık bir çalışmada başarı oranı % 96'dır. Aynı araştırmacılar, yaptıkları bir başka çalışmada hemen çekim sonrası 124 implant uygulamış ve 6 yıllık takipte % 97 başarı elde etmişlerdir²⁷. Krennmair ve ark.²⁸'nin 146 Frialit 2 tek implantla yaptığı 3 yıllık bir çalışma, % 97 başarı oranı göstermiştir²⁸. Bir diğer çalışmada Wheeler ve arkadaşları²⁹ 802 implant uygulamış ve 1-3 yıllık takipte % 96 başarı elde etmişlerdir. Kemik greftleri ile yapılan bir çalışmada 2 ve 3 yıllık takiplerde % 94.8 başarı görülmüştür³⁰.

Cell Plus yüzeylerde yüksek ısıda asit etched ve grit blasted yapılmıştır, orta derece pürüzlü yüzeylerdir, 2.75 µm yüzey pürüzlülüğüne sahiptir.

Asitleme/kumlama tekniğiyle elde edilen yüzeyler, pürüzlü yüzeyler arasında en çok ilgi çeken tip olup bu yüzeylerin araştırılmasına devam edilmektedir.

***Hidroksiapatit (HA) Kaplama**

Seramiklerin doku dostu olma özelliği metallere daha yüksek, ancak biyomekanik

özellikleri daha düşüktür. Bu nedenle seramikler tek başlarına dental implant olarak kullanıldıklarında okluzal yükler altında kırılma problemleri ile karşılaşmıştır. Kalsiyum fosfat yüzey kaplamaları kemiğin mineral matriksine benzemelerinden dolayı uygulanmış ve geniş olarak araştırılmıştır⁵. Hidroksiapatit kaplamanın implant yüzeyine kemik büyümesini arttıracığı gösterilmiştir³¹. Hidroksiapatitin osteokondüktif etkisinden yararlanarak, kemik kalitesi düşük olan Tip 3 ve 4 kemiklerde implant ankrajının artırılacağı düşünülmektedir.

Farklı HA kaplama teknikleri vardır; daldırarak kaplama-sinterleme, elektroforetik depozisyon, daldırma- kaplama, sıcak izostatik baskılama, iyon-ışık demeti püskürtme, plazma sprey, elektro-mıknatis püskürtme³². Bu metodlarla birkaç mikron ile milimetre arasında değişen kalınlıklarda kaplama sathları elde edilebilir. Tüm metodlarda kaplamanın metale tutunması, kaplama yapısının bütünlüğünün korunması gibi temel sorunlar vardır. Plazma- sprey ve püskürtme-kaplamanın en yaygın yöntemler olduğu belirtilmektedir³³.

Gottlander ve ark.³⁴, 4 ve 24 haftalık dönemlerde cilalı titanyum Branemark implantları ve bunların HA kaplı versiyonlarını tavşan tibia ve femurlarında test etmişler, histolojik incelemede her iki implant tipi etrafında da dev hücrelere ve makrofajlara rastlamışlardır. Histomorfometri her iki iyileşme periodunda da HA kaplı implantlarda daha fazla kemik teması göstermiştir. Buna karşın, kemik alan ölçümlerinde 6. aydan sonra cilalı implant yivlerinde daha fazla kemik yüzdesi saptanmıştır. Uzun dönemde HA kaplı implantlardaki kemik alanının azalması makrofajlardan kaynaklanan rezorbsiyona bağlanabilir.

Vercaigne ve ark.³⁵, TPS ve TPS/HA kaplı implantları keçilerde histolojik ve morfometrik olarak kıyasladıkları çalışmada, hidroksiapatitin kimyasal etkisinin kemik büyümesini artırdığı, yüzey pürüzlülüğü etkisinin ise daha az olduğunu ileri sürmüşlerdir.

HA kaplamalara ait olumlu kısa dönem sonuçlar bulunmasına rağmen, kaplamada soyulmalar, erimeler ve çözülmeler olduğu gösterilmiştir³⁶. Bu komplikasyonlar HA kaplamalar ile ilgili aydınlatılması gereken konular olarak durmaktadır. HA kaplamaları değerlendirmenin bir diğer güçlüğü, piyasada değişik tekniklerle üretilmiş HA kaplama implantların bulunması ve bunların içeriklerinin farklılık göstermesidir.

-Kalsiyum Fosfat Kaplı İmplantlar

Kalsiyum fosfat biyomateryali kemik mineraline benzerdir. Yüzeylerinde kemik apatitine benzer mineral veya karbonat hidroksiapatit kaplıdır. Biyoaktiftir. Hücresel fonksiyonu tetikler, güçlü bir kemik-kalsiyum fosfat bağlantısı oluştururlar. Günümüzde kalsiyum fosfatların biyoaktif kapasitesi kabul edilmektedir, fakat mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Düşünülen hipotez, arada oluşan karbonat apatit tabakasının biyoseramik materyalin iyon çözünürlüğünden kaynaklandığıdır. Diğer bir görüş ise yüksek kalsiyum, fosfat konsantrasyonlarını ve büyüme faktörlerine yüksek afinitesini etken olarak gösterir³⁷.

-Florlu İmplantlar

Titanyuma flor uygulaması Ellington tarafından yapılmıştır³⁸. Albrektsson ve Wennerberg³⁷, düz yüzeyli titanyum implantları, kumlanmış orta derece pürüzlü florlanmış ve florlanmamış yüzey implantlarla karşılaştırmış, tork değerleri kumlanmış implantlarda belirgin bir şekilde daha güçlü bulunmuştur. Bununla beraber, florlanmış ve kumlanmış implantlarda sadece kumlanmış implantlara göre daha yüksek tork değeri gösterilmiştir ki bu da florlanmış titanyum implantların biyoaktif reaksiyonu indüklediğini kanıtlar.

İmplant yüzeyinin biyoaktivitesine ilişkin çeşitli bulgular vardır³⁷:

1. Bu teoriye göre yüksek güçlü transelektron mikrofrafisinde dokular biyomateryal yüzeyine doğru ilerlemektedir. Aradaki mesafe çok küçük olduğu için biyokimyasal bağlanma mümkün görülmektedir.
2. Bir implant çıkarıldığında veya çekme testi uygulandığında kırılma ara yüzeyde değil, kemik dokusunda olur. Bu önemlidir çünkü iyonik bağlanmanın çok kısa mesafelerde, nanometrik düzeyde gerçekleştiğini gösterir ki osseointegre implantlarda hareket mikrometre düzeyinde gerçekleşir. Eğer bu hareketler kemik-implant ara yüzeyinde oluşsaydı o zaman kırık da kemik dokuda değil bu yüzeyde olurdu. Bu da iyonik bağlanmayı destekler. Yine de çıkarılan implant yüzeyinde kemik dokusunun bulunması biyoaktivitenin kesin kanıtı değildir. Çünkü bu implant yüzey düzensizliklerine kilitlemenin bir sonucu olarak da gelişmiş olabilir.

3. Kimyasal bir kanıt ise kalsiyum fosfat seramik implant yüzeyinde karbonat apatit tabakasına rastlanmasıdır.
4. Yüzeyleri modifiye edilmiş implantlarda daha güçlü bir kemik bağlantısı olması da önemli bir bulgudur.

-BioHorizons İmplantlar

Ti alaşımı (Ti-6Al-4V) kullanılmıştır. İki tip yüzey mevcuttur. Biri HA kaplı yüzey, diğeri de RBT (Resorbable Blast Texturing) yüzeydir. Bu yüzey, titanyum üzerine kalsiyum fosfat ile kumlama yapılarak elde edilir. Piattelli ve ark.³⁹ yaptıkları bir çalışmada makinayla hazırlanmış yüzeyler ile HA ve RBM kullanılarak pürüzlendirilmiş Ti yüzeylerde osteoblast adhezyonunu ve osteoid matriks formasyonunu incelemişlerdir. RBM implantlarda daha fazla osteoblast ve osteoid matriks formasyonu saptamışlardır. Novaes ve ark.⁴⁰ makinayla hazırlanmış, TPS, HA kaplı yüzeylerle SBM (Soluble Blasting Material) ile kumlanmış yüzeylerde kemik temas yüzdesini ölçmüşler ve % BIC (bone-to-implant contact) değerini SBM ile kumlanmış yüzeylerde en yüksek bulmuşlardır. Bunu HA ve TPS yüzeyler izlemiş, en düşük değerini ise makinayla hazırlanmış yüzeyde olduğunu göstermişlerdir.

-SwissPlus İmplantlar

Orta derece pürüzlü bir yüzeye sahiptir. Saf Ti yüzey HA partikülleri ile kumlanarak pürüzlendirilmiştir.

***Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler**

-Ti Unite İmplantlar

Ti Unite implantlarda yüzey anodize edilmiştir. Titanyuma elektrotlarla galvanostatik modda elektrokimyasal anodik oksidasyon yapılmıştır. Böylece yüzey pöröz hale gelir, mikro çukurlar oluşur. Fosforik asitin bazı tipleri elektrolit olarak kullanıldığı için implant yüzeyi fosfor iyonları içerir ki bu bioaktiviteyi azaltıcı etki yapar. İmplant yüzeyinde 2 farklı yüzey kombine kullanılmıştır. İmplant yüzeyi boyunca oksit tabakası kalınlığı değişir, üst bölgelerde minimal pürüzlülük (0.5-1 µm) ve ince bir oksit tabaka bulunurken, apikal bölgede oksit tabaka (10 µm den fazla) ve sertlik (2 µm den fazla) artırılmıştır⁴¹. 2001 yılında klinik olarak uygulanmaya başlanmıştır.

***TiO₂ Grit-Blasted Yüzeyler**

-Tioblast ve Osseospeed İmplantlar

Tioblast implantlarda optimal yüzey pürüzlülüğü, implant yüzeyine titanyumdioksit püskürtülmesiyle elde edilmiştir. Osseospeed

implantlar ise Tioblast yüzeyin flor ile modifiye edilmiş şeklidir. Fixture Microthread-Osseospeed implantlar, titanyum kumlama tekniğiyle pürüzlendirildikten sonra seyreltilmiş hidroflorik aside tabii tutularak oluşturulmuş bir yüzey yapısına sahiptir. Tioblast yüzeyle osseospeed yüzey kıyaslandığında, hücre kültür deneylerinde flor modifikasyonu yapılmış yüzeyde osteoblast oluşum miktarının ve hızının önemli ölçüde daha fazla olduğu, 14 gün sonra 3 kat daha fazla kemik sialoproteini olduğu saptanmıştır. Ayrıca kemik-implant kontak miktarında da belirgin artış bulunmuştur⁴². Conical seal dizayn özelliğine sahiptir. İmplant ve abutment arasında konik birleşim vardır. Bu durum abutment yerleşimini kolaylaştırır ve kuvvetli stabil bir implant-abutment bağlantısı sağlar. Konikal bağlantı eğilme ve bükülme streslerine karşı direncini artırır ve kemik rezorpsiyonunu azaltır. Konik implant abutment birleşimi marjinal kemik seviyesinde konumlanmıştır. Kemik birleşiminin, marjinal kemik seviyesinin 2 mm koronalinde lokalize olduğu durumlarda aksiyel kuvvetlerin bu bölgelerde çok daha yüksek stres oluşturduğu gösterilmiştir⁴².

Rasmusson ve ark.⁴³ yaptıkları bir çalışmada Branemark (machined yüzey), Astra Tech ST (Ti grit blasted yüzey), Astra Tech Microthread (Ti grit blasted yüzey) implantlar kullanılmış ve BIC miktarlarına bakıldığında en yüksek yüzdenin Astra Tech Microthread implantta, özellikle de boyun bölgesinde olduğu gösterilmiştir. Cooper ve arkadaşlarının⁴⁴ yaptığı bir çalışmada TPS, Machined, Tioblast yüzeylerde mineralizasyon ve kalsiyum fosfat düzeyleri ölçüldüğünde TPS yüzeylerde, Tioblast yüzeylere göre çok düşük olduğu gösterilmiştir.

SONUÇ

Araştırmalar implant yüzey özelliklerinin kemiğin iyileşme cevabı üzerinde rol oynadığını göstermektedir. Yüzey hazırlama yöntemleri arasında fiziksel-kimyasal metotlardan çok, morfolojik yöntemlerin daha belirgin etkileri görülmüştür. Pürüzlü yüzeylerin bu cevabı olumlu olarak etkilediği ortaya konmuştur. Pürüzlü yüzey elde etmek için kullanılan yöntemler arasında asitleme/kumlama ile hidroksiapatit kaplama teknikleri diğerlerine göre daha başarılı sonuçlar göstermektedirler.

KAYNAKLAR

1. Branemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Olsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Recons Surg.* 1969;3:81-100.
2. Branemark P-I, Hansson BO, Adell R. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Recons Surg.* 1977;11(suppl 16):1-132.
3. Branemark P-I. Introduction to osseointegration. In P-I Branemark, GA Zarb, T Albrektsson (eds) *Tissue-Integrated Prostheses.* Chicago; Quintessence Pub. Co.Inc.. 1985.
4. Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini JP, Fox C, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Reserach.* 1991;25:889-902.
5. Keyf F, Anil N, Saraç Ş. Temperature rise at the external surface of the root during post-space preparation with various reamer systems. *J Marmara University Dental Faculty.* 1998;3;744-749.
6. Ameen AP, Short RD, Jhons R, Schwach G. The surface analysis of implant materials. 1. The surface composition of a titanium dental implant material. *Clin Oral Impl Res.* 1993;4:144-150.
7. Machnee CH, Wagner WC, Jaarda MJ, Lang BR. Identification of oxide layers of commercially pure titanium in response to cleaning procedures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:529-533.
8. Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux JJ, Dourov N, Nammour S, Van Reck J. An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. *Clin Oral Impl Res.* 1998;9:185-194.
9. Baier RE, DePalma V. Electrodeless glow discharge cleaning and activation of high-energy substrates to insure their freedom from organic contamination and their receptivity for adhesives and coatings. *Aeronautical Laboratory of Cornell University, Buffalo, New York, . 1970 Report #176.*
10. Vargas E, Baier RE, Meyer AE. Reduced corrosion of CP Ti and Ti-6Al-4V alloy endosseous dental implants after Glow-Discharge treatment: A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:338-344.
11. Keyf F, Uzun G, Mutlu M. The effects of HEMA-monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. *J Oral Rehabil.* 2003;30:1142-1148.
12. Canay Ş, Hersek N, Tulunoğlu İ, Uzun G. Effect of 4-META adhesive on the bond strength of different metal framework designs and acrylic resins. *J Oral Rehabil.* 1997;24:913-919.
13. Cook SD, Thomas KA, Haddad RJ. Histologic analysis of retrieved human porous-coated total joint componenets. *Clin Orthop.* 1988;234:90-101.
14. Galante JO, Jacobs J. Clinical performances of ingrowth surfaces. *Clin Orthop.* 1992;276:41-49.
15. Mustafa K, Wroblewski J, Hultenby K, Silva Lopez B, Arvidson K. Effects of titanium surfaces blasted with TiO₂ particles on the initial attachment of cells derived from human mandibular bone. A scanning electron microscopic and histomorphometric analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11:116-128.
16. Weinlander M. Surface preparation of endosseous implants. in Watzek G. *Endosseous implants: Scientific and clinical aspects.* Quintessence Pub Inc. Co.. 1996.
17. Leize EM, Hemmerle J, Leize M. Characterization, at the bone crystal level, of the titanium-coating/bone interfacial zone. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11:279-288.
18. Keyf F, Özbek O. The effects of various surface treatments on the retention of cemented crowns. *J of Medical Sciences.* 1994;21:27-30.
19. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of titanium surface: torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Impl Res.* 1997;8:442-447.
20. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res.* 1995;29(3):389-401.

21. Li D, Ferguson SJ, Beutler T, Cochran DL, Sittig C, Hirt HP, Buser D. Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants. *J Biomed Mater Res.* 2002;60(2):325-332.
22. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1991;25(7):889-902.
23. Sullivan DY, Sherwood RL, Porter SS. Long-term performance of Osseotite implants: a 6-year clinical follow-up. *Compend Contin Educ Dent.* 2001;22(4):326-8, 330, 332-4.
24. Garlini G, Bianchi C, Chierichetti V, Sigurta D, Maiorana C, Santoro F. Retrospective clinical study of Osseotite implants: zero- to 5-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(4):589-593.
25. Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J. A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. *J Periodontol.* 2001;72(10):1384-1390.
26. Gómez-Róman G et al. the FRIALIT®-2 implant system: five-year clinical experience in single-tooth and immediately postextraction applications. *JOMI* 1997;12:299-309.
27. Gómez-Róman G et al. Immediate postextraction implant placement with root-analog stepped implants: surgical procedure and statistical outcome after 6 years. *JOMI* 2001;16:503-513.
28. Krennmair G, Schmidinger S, Waldenberger O. Single-tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(1):78-85.
29. Wheeler S. Use of the Frialit-2 Implant System in private practice: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(4):552-555
30. Maiorana C, Santoro F. Maxillary and mandibular bone reconstruction with hip grafts and implants using Frialit-2 implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(3):221-229.
31. Cook SD, Kay JF, Thomas KA, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxylapatite-coated titanium for dental implant applications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2:15-22.
32. Jansen JA, Wolke JGC, Swann S, van der Waerden JPCM, de Groot K. Application of magnetron sputtering for producing ceramic coatings on implant materials. *Clin Oral Impl Res.* 1993;4:28-34.
33. Koeneman J, Lemons J, Ducheyne P, Lacefield W, Magee F, Calahan T, Kay J. Workshop on characterization of calcium phosphate materials. *Journal of Applied Biomaterials.* 1990;1:79-90.
34. Gottlander M, Johansson CB, Albrektsson T. Short- and long-term animal studies with a plasma-sprayed calcium phosphate-coated implant. *Clin Oral Impl Res.* 1997;8:345-351.
35. Vercaigne S, Wolke JGC, Naert I, Jansen JA. Bone healing capacity of titanium plasma-sprayed and hydroxylapatite-coated oral implants. *Clin Oral Impl Res.* 1998;9:261-271.
36. David A, Eitenmuller J, Muhr G, Pommer A, Bar HF, Ostermann PA, et al. Mechanical and histological evaluation of hydroxyapatite-coated, titanium-coated and grit-blasted surfaces under weight-bearing conditions. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1995;114:112-118.
37. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1-review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):536-543.
38. Ellingsen JE, Johansson CB, Wennerberg A, Holmen A. Improved retention and bone-implant contact with fluoride-modified titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Sep-Oct;19(5):659-666.
39. Piattelli M, Scarano A, Paolantonio M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A. Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol.* 2002;28(1):2-8.
40. Novaes AB Jr, Souza SL, de Oliveira PT, Souza AM. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 May-Jun;17(3):377-383.
41. Palmer R. Ti-Unite Dental Implant Surface may be Superior to Machined Surface in Replacement of Failed Implants. *J of Evidence Based Dental Practice.* 2007; 7(1):8-9.

42. Cooper LF, Zhou Y, Takebe J, Guo J, Abron A, Holmen A, Ellingsen JE. Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO₂ grit-blasted c.p. titanium endosseous implants. *Biomaterials*. 2006 Feb;27(6):926-936.
43. Rasmusson L, Kahnberg KE, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):2-8.
44. Cooper LF, Masuda T, Whitson SW, Yliheikkilä P, Felton DA. Formation of mineralizing osteoblast cultures on machined, titanium oxide grit-blasted, and plasma-sprayed titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jan-Feb;14(1):37-47.

Yazışma Adresi:

Prof. Dr. Filiz Keyf

Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tel . 0312 3052240

E-mail : fkeyf@hacettepe.edu.tr