

# Dental İmplantlarda Yüzey Kaplamaları

## Surface Coatings of Dental Implants

B. Cem ŞENER\*, Özgen GÖKTAY\*, Ahmet ARSLAN\*\*, Binnaz YORUÇ\*\*\*

### ÖZET

Dental implantların fiziksel ve biyokimyasal özellikleri başarı oranları üzerinde önemli bir role sahiptir. Yapılan daha önceki çalışmalar göstermiştir ki, yüzey porözlülüğü arttıkça başarı oranı da artmaktadır. Bundan dolayı poröz yüzey başarı için vazgeçilemez bir unsurdur. Bunun yanı sıra, günümüzdeki çalışmalar implant materyallerinin biyolojik özelliklerini iyileştirmek için yüzey kaplama materyalleri ve metotları üzerine yoğunlaşmıştır. Bu makalede literatürdeki son zamanlarda yapılan çalışma sonuçları derlenerek; gelecekteki çalışmalara hedefler belirleyerek implant kaplama materyal ve metotlarının gelecekteki durumunun profili çıkarılmaya çalışılmıştır.

**Anahtar sözcükler:** dental implant, yüzey, kaplama

**Geliş tarihi :** 25.02.2005

**Kabul tarihi :** 23.05.2005

### ABSTRACT

Physical and biochemical properties of dental implants have an important role on their success rate. Previous experiences showed that success rate proportionally increases with surface porosity. Therefore, porous surface is mandatory for success. Moreover, recent efforts are focused on surface coating materials and methods to enhance biologic behavior of the implant material. This article reviews recent study results in the literature and tries to profile the future aspect of coating materials and methods of dental implants to address a new target for following studies.

**Keywords:** dental implant, surface, coating

**Received date :** 25.02.2005

**Accepted date :** 23.05.2005

### Giriş

Ağız-ıçi implantların mevcut diş eksikliğinin tedavisinde kullanılmasıyla birlikte yeni bir çalışma alanı doğmuştur. İlk başarılı kemik-ıçi alloplastik diş implantı Brezilya'lı Dr.Bobbie tarafından 1970 yılında uygularken<sup>1</sup> ilk içi dolu vida şeklindeki implant 1938'de Strock<sup>2</sup>, aynı yıl Dahl<sup>3</sup> ise implantı kemik içine değil üstüne yerleştirmekten hareketle subperiostal implantı bir çok vakada uygulamıştır. Bundan iki sene sonra da Paoleschi<sup>4</sup> pulpasız dişlerde de kullandıkları pin şeklindeki implantları alveol kemiğinden taşıyarak dişi stabil eden endodontik implantları geliştirmişlerdir. 1967'de Chercheve<sup>5</sup> kemik-ıçi implantın vertikal yönde boyunun uzatılarak vidalarla sabitleştirilmesi düşüncesinden hareketle alt çenede endikasyon bulan transososeoz implantları geliştirmişlerdir. Linkow 1963'te<sup>6</sup> screw-vent adını verdiği vida şeklindeki implantın-

dan sonra 1968'de o zamana kadar kemiğin sadece derinlik ve yüzey boyutunu değerlendiren bilim adamlarının aksine genişlik boyutunu da ele almış blade implantları geliştirmiştir<sup>7</sup>. Scortecce<sup>8</sup> implantın çene kemiği içindeyken kemiğin iç, dış ve üst yüzeylerini saran kortikal (dens yapıdaki) kemikten destek almasına bağlı olarak trikortikal özellikteki disk-implant tipini 1980'de ilk defa uygulamıştır .

Günümüzde çok çeşitli implant sistemleri kullanılmakta ve sürekli yeni implant sistemleri kullanıma sokulmaktadır. Bütün bu çabalar ideal implant arayışı sonucu günden güne artan sayılara ulaşmaktadır. İmplant başarısını etkileyen faktörler arasında implant planlaması kadar implant dizaynı ve materyal özelliklerinin de önem taşıdığı anlaşılmıştır.

Kullanılan implant materyalinin başarılı olması materyalin biyoyumluluğundan geçmektedir. Diğer bir deyişle materyal doku ile karşı karşıya geldiğinde herhangi bir toksik, irritan (dokuyu tahriş edici), enflamatuar, alerjik veya karsinojenik bir cevaba neden olmamalıdır<sup>9-12</sup>.

Klinik başarıda biyoyumluluktan sonra gelen ikinci önemli öge osteointegrasyondur. İmplant kemik

\* Marmara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, İstanbul

\*\* Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, İstanbul

\*\*\* Yıldız Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyo-Mühendislik Bölümü, İstanbul

içine yerleştirildiğinde sert doku ile arasında birleşme olur, buna osteointegrasyon denir. Osteointegrasyon gerçekleştiğinde implantta mobilite görülmez ve perküsyonda künt bir ses alınır. Radyografik görüntüde ise implant çevresinde bağdokusunu anımsatan radyolüsent alan yoktur.

Osteointegrasyonun başarısızlıkla sonuçlanması implantın kaybına neden olur. İmplantın yerleştirilmesi sırasında uygulanan cerrahi teknik, implantın erken/aşırı yüklenmesi, hastadaki kapanış bozuklukları osteointegrasyonun başarısını etkileyebileceği gibi uygun olmayan biyomateryal kullanımı başarısızlıktaki en önemli etkendir<sup>13</sup>. Bu iki başarı kriterinin elde edilmesi için implant materyal yüzeyleri üç şekilde muamele edilebilir:

### Yüzey Modifikasyonu

İmplant yüzeyi materyal ekleyerek veya uzaklaştırılarak modifiye edilebilir. Bunun için elektron ışını termal tekniği, lazer tekniği, iyon implantasyon tekniği geliştirilmiştir. Maeztu ve ark.<sup>14</sup> 2003 yılında yaptığı bir çalışmada Ti-O-C (kemik-implant arayüzü) bağlantısında kovalent bağ içerdiğini ve bu bağların iyonik bağlardan daha güçlü ve stabil olduğunu bulmuşlardır.

### Yüzeyin 3-Boyutlu Fiziksel Yapısının Değiştirilmesi

İdeal yüzey yapısı implantın osteointegrasyon derecesi ile belirlenir<sup>15</sup>. Osteointegrasyonun artması implantın stabilitesinin de artması demektir. İmplant stabilitesinin en yüksek düzeyde elde edilmesi en geniş implant yüzeyinin osteointegrasyonu ile sağlanır<sup>16</sup>. İmplant yüzeyinin artışı implant yüzeyinin pürüzlendirilmesi ile mümkündür. Yapılan bir çok çalışma implant yüzey pürüzlülüğünün artırılması ile stabilizasyonda artış olduğunu ortaya koymuştur<sup>17</sup>. Yüzey pürüzlülüğü asit dağlama, plazma spreyi, kumlama gibi uygulamalarla elde edilmektedir.

### Yüzey Kaplama

Ağzın iyonik, termal, mikrobiyolojik ve enzimatik özelliklerinden dolayı metallerin biyoyıkıma uğra-

ma potansiyelleri fazladır. Bu da dokunun korozyon ürünleri ile baş başa kalmasına sebep olmaktadır<sup>18</sup>. Dental alaşımların biyoyumumluluğu korozyon karakterine bağlıdır<sup>19</sup>. Alaşım korozyona ne kadar yatkınsa, o ürünün elementlerinin oral dokulara salınımı ve istenmeyen reaksiyonların olma olasılığı o kadar artar. İdeal implant materyali kötü tada, iritasyona ve alerjiye neden olmamalıdır. Metal iyonlarının metalik materyallerinin korozyon ürünleri olarak salındığını birçok araştırma göstermiştir<sup>20</sup>. İmplant yüzeyinin kemik ile mekanik açıdan fiksasyonun rijiditesini arttırmak için pürüzlü ve poröz yüzeyli dental implantlar geliştirilmiştir<sup>21</sup>. Fakat arttırılan yüzey alanı dokulara daha fazla metal iyon salınımını da beraberinde getirir. Bu olayı engellemek, kemik ve biyomateryal arasındaki bağlantıyı güçlendirmek için implant yüzeylerini kaplama yoluna gidilmiştir.

Yüzey kaplama materyalinin kristal/amorf içeriği implantın başarısında kritik bir nokta olabilir. Amorf yapıdaki kaplamaların kemikle arasında bağ oluşturması zordur fakat bu yapıdaki kaplamalar daha uzun ömürlüdür<sup>22</sup>.

Bu kaplama materyallerini yapılarına göre şöyle sınıflayabiliriz:

- Seramik yapıdakiler
- Metal yapıdakiler
- Protein yapıdakiler
- Biyopolimer yapıdakiler

#### a) Seramik Yapıdakiler

Ağız-içi implantlar için çok çeşitli seramik kaplama materyali mevcuttur. Bu kaplamalar işlemden sonra parsiyel olarak amorfurlar ve kristalin yapı içerirler. Kemik yapımını arttırmak için kullanılırlar. Bu materyaller hidroksiapatit (HA), kalsiyum fosfat esaslı floroapatit (FA), trikalsiyumfosfat (TCP) ve biyoaktif cam (BAG) ve elmaştır<sup>23</sup>.

Geçmiş 10 yıl içerisinde HA kaplı dental implantlar çok fazla popülariteye sahip olmalarına rağmen uzun ve kısa dönem çalışmalarda elde edilen sonuçlar çok çelişkilidir. Genel anlamda HA kaplı implantlarda karşılaşılan problemler aşağıdaki gibidir:

- HA'nın alt yapıdan ayrılması
- HA'nın doku sıvılarında çözünmesi

- HA kaplı implant çevresinde hızlı bir kemik yıkımı oluşması<sup>24</sup>.

Yapılan çalışmalardaki bu farklılıklar implant yüzeyindeki HA'nın kimyasal yapı farklılıklarına, HA tabakasının kalınlığına, porozitesine, bağlanma kuvvetine ve kristalitesine bağlıdır<sup>25</sup>.

Axel Wilke ve ark.nın<sup>26</sup> yaptığı çalışmalar kemik kontağının olmadığı bölgelerde HA'nın 24 hafta içerisinde kaybedildiğini ortaya koymuştur.

Diğer bir dezavantaj olarak gösterilen HA'nın düzgün metalik yüzeyler üzerine kaplanmasında ortaya çıkan yüzeydeki kırılmalar metal alt yapının pürüzlendirilmesi ile önlenebilir<sup>27</sup>. Aynı şekilde HA tabakasının kalınlığının artması kırılma olasılığının artmasına neden olur.

Yapılan bir çalışmada ince (2 µm) HA kaplamalar, ticari olarak bulunan plazma-sprey yöntemi ile kaplanmış kalın (70 µm) HA kaplamalarla karşılaştırıldığında daha yüksek metal-kaplama arayüz dayanıklılığı vardır<sup>22</sup>.

Loma Linda Üniversitesinde üç vaka üzerinde alınan sonuçlarda uzun dönem fonksiyon altındaki HA kaplı implantlardaki kaplama tabakasının rezorpsiyona ve çözülmeye yatkın olmadığı belirtilmiştir<sup>28</sup>. Yapılan birçok in vivo deneyde de HA tabakasında herhangi bir çözünme görülmemiştir<sup>29</sup>. Aynı zamanda diğer materyallerden farklı olarak HA'nın yıkımından çıkan herhangi bir iyon, hücre ortamının normal bir ögesi olduğundan ortamda herhangi bir reaksiyona neden olmaz. Fakat HA'dan kopan küçük parçalar in vitro olarak fibroblast hücrelerinde hasara neden olurken büyük parçalarda böyle bir olay gözlenmemiştir<sup>21</sup>.

Fakat bununla birlikte HA tabakanın hızlı kemik adaptasyonu, yüksek düzeyde stabilizasyon, kronal kemik oluşumunda artış ve metal iyon çözünmesinde azalmaya sebep olduğu, aynı zamanda da implant yüzeyini biyoaktif hale getirdiği bilinmektedir<sup>30</sup>.

Yüzey kaplamaların kristal/amorf içerikleri, implant başarısında önemli rol oynar. Kemik, değişik kristaliteye sahip HA kaplamalara değişik cevap verir<sup>31,32</sup>. Amorf yapıdaki kaplamaların kemikle arayüz sağlanmasında ters etkiye sahip olduğu, fakat kaplamanın uzun süre dayanımı isteniyorsa amorf yapının daha başarılı olduğu rapor edilmiş-

tir<sup>33</sup>. Yüksek kristaliteye sahip HA kaplamalar, uzun dönemde vücut sıvıları ve kemik hücreleri tarafından infiltrasyona ve çözülmeye karşı dayanıklıdır<sup>34</sup>. Amorf-kristal kaplamalar fare kemik iliği hücrelerinin diferansiyasyonunu stimule ederken amorf yapıdaki kalsiyum fosfat (CaP) kaplamalar kemik iliği hücrelerinin gelişimini ve diferansiyasyonunu inhibe ederler. Bu etki bütün amorf yapılar da bulunmuştur<sup>35</sup>.

HA partikül çapı kaplamanın özelliklerini etkiler. Çap büyüdükçe yüzey pürüzlülüğü ve kemiğe bağlanma gücü artar ancak kristal çapının artışı kaplama ömrünün kısalmasına yol açar<sup>21</sup>.

Bunun aksine kristal çapının azalması ile yüzey pürüzlülüğü daha azalmakta ve kemik ile kaplama arasında bağlantı yüzeyinin azalmasına bağlı olarak implantın tutunmasında problemler yaşanmaktadır. Ancak kristal çapı düştükçe kaplama ömrü orantılı olarak uzadığı görülmektedir. Buna karşın küçük çaplı kristallerin yüzeyden ayrılması halinde bu mikro kristaller ortamdaki fibroblast denilen bağdokusu hücreleri üzerinde hücre öldürücü (sitotoksik) etki yaratabilmektedir. Ancak bu gibi sorunları ortadan kaldırmak için hibrid kaplama yöntemlerinin detaylı incelemesi gerekmektedir.

Belirtilen olumlu ve olumsuz sonuçlar, HA'nın kimyasal yapısını etkileyen kaplama yöntemlerinde farklılık gösterir.

Plazma sprej deposizyonu ticari olarak mevcut olup kalın film tekniğidir<sup>30</sup>. Plazma sprej işlemi poröz yüzeyleri kaplamada uygun olmadığından dolayı, bu işlem bütün seramik kaplamalarda kullanılmaz. Plazma sprej işleminde materyalin yapısının ve kimyasının kontrolü zordur ve bazı işlemler için kemik dayanımı istenilen düzeyde değildir. Plazma spreje alternatif olarak şu işlemler mevcuttur: Sol-jel, iyon demeti ve radyo frekans (RF) sputtering, pulsed lazer deposizyonu, dip-koatting, elektroforetik deposizyon<sup>23</sup>.

Günümüzde ince film tekniği olan pulsed lazer deposizyonu tekniği kullanılmaktadır. Kaplamanın kristalitesini arttırması ve ısıtılmış alt yapı üzerine volatil türlerin stökiyometrisinin sağlanması için reaktif arka plan gazları bu teknikte kullanılabilir. Bu yeni teknik sayesinde kaplamanın kristal yapısının ve kompozisyonunun kontrolü sağlanabilmek-

tedir. Sol-jel ve sputtering teknikleri HA'nın mikron boyutlarında depozisyonuna olanak verir. Bu teknikle yapılan bütün kaplamalar homojendir ve implant uygulamasına uygun bir pürüzlülüğe sahiptir. Sol-jel kaplama hücre gelişimini, alkalın fosfataz aktivitesini, osteokalsin üretimini olumlu yönde etkiler<sup>30</sup>.

Ticari plazma sprej kaplamalardan daha fazla çözünebilen CaP kaplama yaratmak için elektroforetik depozisyon tekniği kullanılmaktadır<sup>36</sup>. Teorik olarak CaP'nin yüksek orandaki çözünürlüğü başlangıç kemik cevabını olumlu yönde etkileyebilmektedir<sup>37</sup>. Kemik-içi implantların avantaj olarak dayanıklıları diğer bir nokta da poröz, biyodegrade (biyolojik olarak ortamdan uzaklaştırılan) olabilen, biyo-reaktif TCP seramiklerin kaplama materyali olarak kullanılmasıdır. Kemiğe dikkatli bir şekilde implante edildiklerinde biyodegrade olurken kemikle yer değiştirirler. Bunun sonucunda implant kemiğe ankiloze olur (bire bir bağlanır). Bağ dokusu ile sarılarak başarısız olan diğer implantların aksine stabil bir implant-kemik bağlantısı oluşur<sup>38</sup>. Çekme direnci, kaplı olmayan implantlara göre daha iyidir<sup>39</sup>.

İnce CaP kaplamalar, CaP kaplamaların dezavantajlarını minimuma indirmek için yapılmaya başlanmıştır. Osteoporoz denilen kemik hastalığının tedavisinde kullanılan bifosfatın immobilizasyonu ince CaP kaplamalarda mümkündür. Bifosfat immobilizasyonlu ince CaP kaplamalar, dental implantların yüzeyinde osteogenezin (yeni kemik yapımı) artmasında etkilidir<sup>40</sup>.

1960'lerde Hench'in<sup>41</sup> Biyo-aktif-cam (BAG)'ı keşfetmesi ile çok yüksek potansiyele sahip yeni bir materyal doğdu. BAG kompozisyonu özelliklerini kaybetmeden çok geniş bir alanda çeşitlendirilebilen bir materyaldir. Geniş bir alanda BAG kompozisyonuna bağlı olarak hem kemiğe hem de yumuşak dokuya bağlanabilir<sup>42</sup> ve bu bağlantıyı birkaç saat içerisinde gerçekleştirerek bilinen en iyi biyo-aktif özelliği gösterir<sup>43</sup>. Oysa HA bu bağlantıyı çok daha geç gerçekleştirir ve bu bağlantı sadece kemik doku ile oluşur, yumuşak doku ile reaksiyona girmez<sup>42</sup>. BAG'ın kemiğe adezyon kalitesi bütün yüklerle dayanabilecek derecededir<sup>44,45</sup>. Kırık oluşumu bütün cam materyaller için beklenen bir olaydır<sup>46,47</sup>. BAG kaplamada kırık oluşsa ve materyal bütünlüğünü de kaybetse, materyalin alt yapı ile arasındaki bağlantı bozulmaz. Çünkü materyalin

ara yüz dayanımı hacimsel dayanımından daha fazladır<sup>42</sup>. BAG da HA ve diğer seramik materyaller gibi hacimli olarak kullanılmamaktadır. Bundan dolayı bir tabaka halinde kaplama olarak kullanılmamaktadır. Tüm mükemmel biyomedikal özelliklerine rağmen şu ana kadar ticari olarak mevcut olan BAG çok azdır. Bunun nedeni ise BAG kaplama aletinin ticari olarak mevcut olmaması ve üretim maliyetinin çok yüksek olmasıdır<sup>42</sup>. Üretim maliyetinin çok yüksek olması yeni kaplama tekniklerinin arayışına götürmüştür. Kristal yapıyı cam yapıya dönüştüren ekonomik olarak makul olan reaktif plazma spreyleme tekniği geliştirilmiştir.

Elmas, bilinen en sert ve doğal materyaldir. Kimyasal ve fiziksel kuvvetlere karşı da oldukça dayanıklıdır. Elektriğe karşı izolasyon sağladığı gibi partikül kopmasını ve iyonik geçişi engeller. Çünkü elmas tabakanın metal alt yapıya bağlanma kuvveti çok yüksektir. Elmas kaplı materyaller yüksek aşınma direncine sahiptirler ve korozyon göstermezler<sup>48</sup>. Elmas kaplı Titanyum (Ti) yüzeyler iki önemli ihtiyacı karşılarlar<sup>48</sup>:

- i. Enflamatuvar bir cevap olmadan bir kemik gelişimi
- ii. Doku ve metal alt yapı arasında toksik olmayan bir bariyer oluşumu

Rupprecht ve ark.<sup>48</sup>'nin titanyum implantlar üzerine Mikrodalga Plazma Kimyasal Buhar Depozisyon Metodu uygulayarak ince bir elmas tabakası oluşturdukları çalışmada, elmas kaplı implantların kaplı olmayan implantlara göre çok az bir farkla direkt kemik-implant kontağı sağladığını saptamışlardır. Ayrıca kaplı implant kemik-metal arayüzünün biyomekanik kararlılığının daha az olduğunu ve elmas tabakanın partikül salınımını azaltan bir implant yüzeyi sağladığını ortaya koymuşlardır<sup>48</sup>.

Aslında bir çok rapor seramik kaplı implantlarla ilgili birçok problem ortaya koymuştur; fakat bunlar kaplamanın kendisinden kaynaklanan sorunlardan çok kaplama tekniğinden kaynaklanan değişiklikleri yansıtan sorunlardır.

## b) Metal Yapıdakiler

Titanyum ve titanyum alaşımları dental implantolojiye 1970'lerde girmiştir. 80'lerin sonunda protez üstyapısı için çok iyi bir materyal olduğunu kanıtlayarak değerlerini göstermiştir<sup>49</sup>. Titanyumun iyi bir

mekanik dirence, korozyon resistansına ve biyoyumluluğa sahip olması implantolojik uygulamalar için onu avantajlı kılmaktadır<sup>50</sup>.

Titanyumun kimyasal ve biyolojik özellikleri metalin kendisi ile değil oksit yüzeyi ile tanımlanır. Titanyum oldukça reaktif bir metaldir. Titanyumun yüzeyi bozulduğunda elementer titanyum anında havadaki oksijenle birleşerek titanyum oksidi (TiO<sub>2</sub>) meydana getirir. Bu oksit tabakası mineral dünyasındaki en dirençli materyaldir<sup>51</sup>. Biyokimyasal açıdan bakılırsa titanyum, oksit seramik olarak sayılabilir. TiO<sub>2</sub> kaplamanın kemik-implant kontağı fluorohidroksiapatit (FHA) ve HA kaplamalara göre daha zayıftır fakat klinik olarak yeterli kontakta sahiptir<sup>52</sup>.

Steinemann<sup>53</sup> invivo korozyon direnci çalışmalarında titanyumun çok zayıf bir korozyona sahip olduğunu bulmuştur. Bu açıdan diğer metallerin korozyonunu engellemede izolator görevi görebilir düşüncesinden yola çıkarak maliyeti düşük olan implant alt yapıları üzerine titanyum kaplayarak çeşitli araştırmalar yapılmıştır. Fathi<sup>20</sup>'nin yaptığı araştırmada AISI 316L paslanmaz çeliğin üzerine titanyum ile kaplanmış ve titanyumun paslanmaz çeliğin korozyonunu engellediğini görmüştür.

Yapılan çalışmalarda titanyum üzerinde oluşan oksit tabakasının elektron iletkenliğini engellediği görülmüştür.

Titanyum Nitrit (TiN) bir çok alanda kullanıldığı gibi cerrahi aletlerin kaplamasında bu aletlerin korozyona ve aşınmaya dirençli hale getirmek için kullanılmaktadır. Scarano ve ark<sup>54</sup>'nin TiN'in bu özelliklerini ele alarak bu maddeyi implant yüzeylerinin kaplamasında kullanmışlar ve yaptıkları çalışmada TiN'in bakteri adezyonunu ve peri-implant yumuşak dokularında meydana gelen enflamasyonu azalttığını bulmuşlardır.

### c) Protein Yapıdakiler

Kemik yapımından sorumlu hücrelerin (Osteoblast) implant yüzeyi ile yaptıkları ilk kontak implantın osteointegrasyonu için çok önemlidir<sup>55,56</sup>. Basit mekanik tutunma pürüzlü yüzeylerde oluşabilir. Pürüzlü yüzeylerdeki artmış hücre bağlama proteini adsorpsiyonu osteoblastik bağlanmayı artırır<sup>57,58</sup>. Bunu integrin adlı spesifik bir reseptör aracılığı ile yapar<sup>55,56</sup>. İntegrinler kollagen, fibronektin, lambi-

nin ve vitronektin gibi ekstrasellüler matriksin elemanlarının bağlanmasında aracılık eden heterodimerik transmembran reseptörleridir<sup>59</sup>. Osteointegrasyonu arttırmak için bir strateji de implant yüzeylerini ekstrasellüler matriks proteinleri ile kaplamaktır<sup>60</sup>. Tip I Kollajen mineral iskeleti için bir baz oluşturur. İntegrinlere bağlanırlar ve osteoblastik hücrelerin diferansiyasyonunu sağlarlar<sup>61</sup>.

Nagai ve ark.<sup>61</sup>'nin 2002'de yaptıkları çalışmada; titanyum implantların üzerine yapılan kollajen kaplamanın dişeti fibroblastlarının aktivitesini arttırdığını tespit etmiştir.

Schliephake ve ark.<sup>62</sup> RGD peptid (üç amino asit: Arg-Gly-Asp) kaplı implantlarla köpekler üzerinde yaptıkları araştırmada diğer kontrol gruplarına göre RGD kaplı implantların kemik-implant kontakta daha fazla bir artış saptamışlardır.

Geissler ve ark.<sup>59</sup>'nin yaptığı araştırma hücre-dışı matriks proteinleriyle kaplanmış titanyum alaşımının hızlı ve spesifik osteoblast adezyonunu sağladığını ortaya koymuştur.

### d) Biyopolimer Yapıdakiler

Bugün insan sağlığı için modern tıp önemli çalışmalar yaparken, artık alternatif tıptan da faydalanılmaktadır. Yapılan çalışmalar ve araştırmalar göstermektedir ki problemlerin çözümü doğanın içinde, canlıların ana parçalarında. Tek hücreli canlılardan kompleks varlıklara kadar tüm varlıkların devamlılığını sürdürebilme mekanizmaları araştırılan sorulara yanıt oluşturmaktadır. Doğada yaşamamızın konforu için faydalanılan çok sayıda kaynak bulunmaktadır. Bu kaynaklardan bir tanesi de deniz ve deniz ürünleridir. Kitozan yengeç, istakoz, mürekkep balığı gibi deniz hayvanlarının dış kabukları ile mercan, denizanası gibi hayvan-planktonların dış iskeletlerinde bulunan kitinin deasetilasyonu ile elde edilir. Ayrıca çeşitli böceklerde, örneğin gelincik böceği ile kelebek kanadında, maya ve mantar hücre duvarlarında kitin doğal bir bileşendir<sup>63,64</sup>. Uzun yıllar önce Koreliler bu deniz canlılarının kemiklerini ve kabuklarını ufalayarak toz halinde cilt ve kemik yaralarına uygulamışlardır. Geçmişten günümüze teknolojinin ilerlemesi kitin ve kitozanın da kullanım alanlarını arttırmıştır. Kitozan kitinin faydalı bir türevidir. Kitin molekülünün N-deasetilasyonundan oluşan doğal bir polisakarittir<sup>63</sup>. Kitin

ve kitozan uygun fonksiyonel biyomateryaller olarak tavsiye edilir, çünkü bu doğal polimerler mükemmel biyouyumluluk, biyoçözünürlülük, toksik olmayan, absorban özelliklere sahiptir<sup>63-65</sup>. Geçmişten günümüze teknolojinin ilerlemesi kitin ve kitozanında kullanım alanlarını artırmıştır. Yumuşak ve sert doku iyileşmelerinde<sup>66-68</sup>, kollesterol kontrolünde<sup>66</sup>, oftalmolojide, diyabet kontrolünde, aynı zamanda yağ yakıcı<sup>69</sup>, kozmetik amaçlı, suların artırılması, çevre ve tarım ürünlerinde katkı amaçlı kullanılmıştır. Bununla birlikte osteokondüktif, yara iyileşmesini hızlandıran ve antimikrobiyal özelliklerinden dolayı ortopedik ve kraniyofasiyal implantların osteointegrasyonunu arttırmak için biyoaktif kaplama materyali<sup>70</sup> olarak kullanımı gündemdedir. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki; kitozan kaplamalar titanyum alt yapıya kimyasal olarak bağlanmakta ama bu bağlantı direnci kalsiyum-fosfat kaplamalardan daha düşüktür<sup>70</sup>.

## Sonuçlar ve Tartışma

Literatürdeki implant kaplama materyallerinin gelişimi ve güncel konseptler incelendiğinde anlaşılmaktadır ki; implantlarda yüzey kaplamasında genel eğilim HA yapıda olan materyallerle olan mekanik ve biyolojik performanslardaki ters orantılı iliş-

kinin çözümüne yönelik uğraşlar farklı HA kaplama tekniklerinin denenmesi gerekliliğini doğurduğu görülmektedir. Ancak BAG ve elmas yapıdaki materyaller üretim maliyetlerinin yüksekliği nedeni ile mekanik ve biyolojik performansları çok iyi olmasına rağmen henüz rutin uygulamadan uzak görünmektedir, ancak yapay karbon (sentetik elmas) kristallerinin üretimi ile bu materyal gurubu gelecekte daha sık kullanılır hale gelecektir. Metalik kaplamalara bakıldığında genellikle titanyum kaplamasına rastlamaktayız. Ancak titanyum kaplamalardan ağız-içi implant üretiminden çok cerrahi alet üretiminde aletlerin dayanıklılık ve elektrokimyasal özelliklerinin artırılmasında yararlanılmaktadır. İmplant yüzey kaplamalarının günümüzde deneysel çalışmalarının ağırlıklı olarak odaklandığı materyaller kemik yapımını stimüle eden proteinler ile yara iyileşmesinde önemli rolü olduğu bilinen kitozan gibi polisakkaritlerden oluşmaktadır. Sürmekte olan çalışmaların sonuçları gelecekte bu proteinlerin ve/veya polisakkaritlerin HA kristalleri ile birlikte oluşturacakları hibrid kaplamalara doğru yöneleceğinin kanısını vermektedir. Biyoteknolojiyi ileride bekleyen sorular bu materyallerin nasıl bir araya getirileceği, implant yüzeyine ne yolla bağlanabileceği ve bunların mekanik ve biyolojik performanslarının nasıl olacağı yönünde olacaktır.

## Kaynaklar

1. Bobbio A. The first endosseous alloplastic implant in the history of man. *Bull Hist Dent.* 1972; 20:1-6.
2. Muratori G. Isotopy and multicorticality: two fundamental principles. *Dent Cadmos.* 1991; 59: 17-22.
3. Dahl G. History of intramucosal inserts. *J Oral Implantol.* 1991; 17: 440.
4. Paoleschi C. New aspects of pin implantation: a new system of implantation and a new type of pontic on an artificial resin die implant, completely isolated from the oral environment. *Dent. Cadmos.* 1971; 39: 1707-23.
5. Chercheve R, Chercheve M. The thin-crest implant. *Inf Dent.* 1967; 49: 511-5.
6. Linkow LI. The versatility of implant interventions. *Dent Concepts.* 1966; 10: 5-17.
7. Linkow LI. Prefabricated endosseous implant prostheses. *Dent Concepts.* 1967; 10: 210.
8. Scortecchi GM, Crousillat J, Foesser P, et al. The implant denture in the laboratory. *Cah Prothese.* 1989; 67: 88-103.
9. Vahey JW, Simonian PT, Conrad EU. Carcinogenicity and metallic implants. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1995; 24: 319-24.
10. Arvidoen K, Cottler-Fox M, Frieberg V. Cytotoxic effects of Co-Cr alloys on fibroblast derived from human gingiva. *Scand J Dent Res.* 1986; 95: 356-63.
11. Jacobsen N, Hensten-Petersen A. Occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics. *Euro J Orthodon.* 1989; 11: 254-64.
12. Sun ZL, Wataha JC, Hanks CT. Effects of metal ions on osteoblast-like cell metabolism and differentiation. *J Biomed Mater Res.* 1997; 34: 29-37.
13. Babbush CA. *Dental Implants: Principles & Practice*. Philadelphia: WB Saunders; 1991, 78-81.
14. De Maezta MA, Alava JI, Gay-Escoda C. Ion implantation: surface treatment for improving the bone integration of titanium and Ti6Al4V dental implants. *Clin Oral Impl Res.* 2003; 14: 57-62.
15. Steflük DE, Corpe RS, Lake FT, et al. Ultrastructural analyses of the attachment (bonding) zone between bone and implanted biomaterials. *J Biomed Mater Res.* 1998; 39: 611-20.
16. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, et al. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Maxillofac Surg.* 1997; 26: 141-8.

17. Arthur B, Sergio LS, Paulo T, et al. 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 Imp.* 2002; 17: 377–83.
18. Locci P, Lilli C, Marinucci M, et al. In vitro cytotoxic effects of orthodontic appliances. *J Biomed Mater Res. (Appl. Biomater.)* 2000; 53: 560–7.
19. Craig RG, Power JM, Wataha JC. *Dental materials, properties and manipulation*. 7<sup>th</sup> ed., St Louis: Mosby- Year book Inc; 2000. p. 231–3.
20. Fathi MH, Salehi M, Saatchi A, et al. In vitro corrosion behavior of bioceramic, metallic, and bioceramic-metallic coated stainless steel dental implants. *Dent Mater.* 2003; 19:188–98.
21. Evans EJ. Toxicity of hydroxyapatite in vitro: the effect of particle size. *J Biomed Mater Res.* 1999; 46: 279–86.
22. Ong JL, Bessho K, Carnes DL. Bone response to plasma-sprayed hydroxyapatite and radiofrequency-sputtered calcium phosphate implants in vivo. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17: 581–6.
23. Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant Dent.* 1998; 7: 315–22.
24. Morris HF, Ochi S, Spray JR, et al. Periodontal-type measurements associated with hydroxyapatite-coated and non-HA-coated implants: uncovering to 36 months. *Ann Periodontol.* 2000; 5: 56–67.
25. Yukna RA. Optimizing clinical success with implants: maintenance and care. *Compend Suppl.* 1993; 15: 554–61.
26. Wilke A, Orth J, Kraft M, et al. Standardized infection model for the study of bony ingrowth dynamics of hydroxyapatite-coated and uncoated pure titanium mesh in swine femur. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1993; 131: 370–6.
27. Moroni A, Caja VL, Egger EL, et al. Histomorphometry of hydroxyapatite coated and uncoated porous titanium bone implants. *Biomaterials.* 1994; 15: 926–30.
28. Proussaefs P, Lozada J, Ojano M. Histologic evaluation of threaded HA-coated root-form implants after 3.5 to 11 years of function: a report of three cases. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2001; 21: 21–9.
29. Corpe RS, Steflik DE, Whitehead RY, et al. Correlative experimental animal and human clinical retrieval evaluations of hydroxyapatite (HA)-coated and non-coated implants in orthopaedics and dentistry. *Crit Rev Biomed Eng.* 2000; 28: 3–4.
30. Zeng H, Lacefield WR. XPS, EDX and FTIR analysis of pulsed laser deposited calcium phosphate bioceramic coatings: the effects of various process parameters. *Biomaterials.* 2000; 21: 23–30.
31. Ong JL, Hoppe C, Cardenes HL, et al. Osteoblast precursor cell activity on HA surfaces of different treatments. *J Biomed Mater Res.* 1998; 39: 176–83.
32. Keller JC, Zaharias R, Chang TL, et al. Osteoblast responses to HA coatings of varying crystallinity. *J Dent Res.* 1995; 74: 11.
33. De Bruijn JD, Klein CPAT, de Groot K, et al. Influence of crystal on establishment of the bone calcium phosphate interface in vitro. *Cells Mater.* 1993; 3: 407–17.
34. Itiravivong P, Promasa A, Laiprasert T, et al. Comparison of tissue reaction and osteointegration of metal implants between hydroxyapatite/Ti alloy coat: an animal experimental study. *J Medical Assoc Thailand.* 2003; 86: 422–31.
35. Ter Brugge PJ, Wolke JG, Jansen JA. Effect of calcium phosphate coating composition and crystallinity on the response of osteogenic cells in vitro. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 472–80.
36. Gottlander M, Johansson CB, Wennerberg A, et al. Bone tissue reactions on an electrophoretically applied calcium phosphate coating. *Biomaterials.* 1997; 18: 551–57.
37. Ducheyne P, Beight J, Cuckler J, et al. Effect of Calcium Phosphate coating characteristics on early postoperative bone tissue ingrowth. *Biomaterials.* 1990; 11: 531–40.
38. Lavelle CL, Wedgwood D, Love WB. Some advances in endosseous implants. *J Oral Rehabil.* 1981; 8: 319–31.
39. Tisdell CL, Goldberg VM. The influence of a hydroxyapatite and calcium-phosphate coating on bone growth into titanium fiber-implants. *J Bone Joint Surg Am.* 1994; 76: 159–71.
40. Yoshinari M, Oda Y, Inoue T, et al. Bone response to calcium phosphate-coated and biphosphonate-immobilized titanium implants. *Biomaterials.* 2002; 23: 2879–85.
41. Hench LL, Splinter R J, Allen WC. Bonding mechanism at the interface of ceramic prosthetic materials. *J Biomed Mater Res.* 1971; 2: 117.
42. Schrooten J, Van Oosterwyck H, Vander J, et al. Adhesion of new bioactive glass coating. *J Biomed Mater Res.* 1999; 4: 4243–52.
43. el-Ghannam A, Ducheyne P, Shapiro IM. Bioactive material template for in vitro synthesis of bone. *J Biomed Mater Res.* 1995; 29: 359–70.
44. Nakamura T, Yamamuro T, Higashi S, et al. A new glass-ceramic for bone replacement: evaluation of its bonding to bone tissue. *J Biomed Mater Res.* 1985; 19: 685–98.
45. Li ZL, Kitsugi T, Yamamuro T, et al. Bone-bonding behavior under load-bearing conditions of an alumina ceramic implant incorporating beads coated with glass-ceramic containing apatite and wollastonite. *J Biomed Mater Res.* 1995; 29: 1081–8.
46. Ernsberger FM. Origin and detection of microflows in glass. In: Bradt RC, Hasselman DPH, Lange FF, editors. *Fracture mechanics of ceramics*, vol. 1. New York: Plenum Press; 1974. p. 161–73.
47. Evans AG. Fracture mechanics determinations. In: Bradt RC et al., editors. *Fracture mechanics of ceramics*, vol. 1. New York: Plenum Press; 1974. p. 17–37.
48. Rupperecht S, Bloch A, Rosiwal S, et al. Examination of the bone-metal interface of titanium implants coated by thermicrowave plasma chemical vapor deposition method. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17: 778–85.
49. Gehrke P, Neugebauer J. Implant surface design: using biotechnology to enhance osseointegration. *Dent Implantol Update.* 2003; 14: 57–64.
50. Wintermantel, s.-W. Hartmann *Aktueller stand der Zahnärztlichen implantologie* SPITTA VERLAG, Balingen 1996.
51. Pröbster. Titan- zum gegenwärtigen stand eines dentalwerkstoffs. *Dental-labor XXXIX* 1991; 1073-8.
52. Rocca M, Orienti L, Stea S, et al. Comparison among three different biocoatings for orthopaedic prostheses. An experimental animal study. *Int J Artif Organs.* 1998; 21: 553–8.
53. Steinemann S. Corrosion, compatibility and mechanical properties of metallic allentheses. *Fortschr Kiefer Gesichtschir.* 1975; 19: 50–6.
54. Scarano A, Piattelli M, Vrespa G, et al. Bacterial adhesion on titanium nitride-coated and uncoated implants: an in vivo human study. *J Oral Implantol.* 2003; 29: 80–5.

55. Yliheikkilä PK, Masuda T, Ambrose WW, et al. Preliminary comparison of mineralizing multilayer cultures formed by primary fetal bovine mandibular osteoblasts grown on titanium, hydroxyapatite, and glass substrates. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11: 456–65.
56. Shah AK, Lazatin J, Sinha RK, et al. Mechanism of BMP-2 stimulated adhesion of osteoblastic cells to titanium alloy. *Biol Cell*. 1999; 91: 131–42.
57. Howlett CR, Evans MD, Walsh WR, et al. Mechanism of initial attachment of cells derived from human bone to commonly used prosthetic materials during cell culture. *Biomaterials*. 1994; 15: 213–22.
58. Schneider G, Burridge K. Formation of focal adhesions by osteoblasts adhering to different substrata. *Exp Cell Res*. 1994; 214: 264–9.
59. Geissler U, Hempel U, Wolf C, et al. Collagen type I-coating of Ti6Al4V promotes adhesion of osteoblasts. *J Biomed Mater Res*. 2000; 51: 752–60.
60. Cooper LF, Handelman B, McCormack SM, et al. Binding of murine osteoblastic cells to titanium disks and collagen I gels: implications for alternative interpretations of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8: 264–72.
61. Nagai M, Hayakawa T, Fukatsu A, et al. In vitro study of collagen coating of titanium implants for initial cell attachment. *Dent Mater J*. 2002; 21: 250–60.
62. Schliephake H, Scharnweber D, Dard M, et al. Effect of RGD peptide coating of titanium implants on periimplant bone formation in the alveolar crest. An experimental pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2002; 13: 312–9.
63. Koide SS. Chitin-chitosan: Properties, benefits and risks. *Nutrition Research*. 1998; 18: 1091–101.
64. Singh DK, Ray AR. Biomedical applications of chitin, chitosan and their derivatives. *Rev Macromol Chem Phys*. 2000; C40: 69–83.
65. Kumar Majeti NVR. A review of chitin and chitosan applications. *Reactive & Functional Polymers*. 2000; 46: 1–27.
66. A Natural Product For The 21st Century, <http://www.seaborne.com/chitinguide.htm>. 26/12/2003
67. Klokkevold PR. The effect of poly-N-acetyl glucosaminoglycan (chitosan) on osteogenesis in vitro., University of California, Los Angeles, 1995, Master of science in oral biology.
68. Muzzarelli RA, Conti F, Ferrara P. Biological activity of chitosan; ultrastructural study. *Biomaterials*. 1988; 9: 247–52.
69. VandeVord PJ, Matthew HW, DeSilva SP et al. Evaluation of the biocompatibility of a chitosan scaffold in mice. *J Biomed Mater Res*. 2002; 59: 585–90.
70. Bumgardner JD, Wisner R, Gerard PD, et al. Chitosan: potential use as a bioactive coating for orthopaedic and craniofacial/dental implants. *J Biomater Sci Polym Ed*. 2003; 14: 423–38.

**İletişim adresi:**

Doç.Dr. B. Cem ŞENER  
Marmara Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi,  
Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı  
Nişantaşı, İSTANBUL

Tel : 0212 291 79 05  
Faks: 0212 246 52 47  
e-posta: cemsener@yahoo.com