

# YÜKSEK DAYANIMLI VE BİYOUYUMLU İMPLANT ÜRETİMİNDE YENİ BİR YAKLAŞIM: AŞIRI PLASTİK DEFORMASYON VE YÜZEY İŞLEMLERİ

**Gençağa Pürçek \***

Doç. Dr., Karadeniz Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Trabzon  
purcek@ktu.edu.tr

**Onur Saray**

Karadeniz Teknik Üniversitesi,  
Makine Mühendisliği Bölümü, Trabzon  
onursaray@ktu.edu.tr

**İlyas Hacısalihoğlu**

Gümüşhane Üniversitesi,  
Makine Mühendisliği Bölümü, Gümüşhane  
ilyashacisalihoglu@gumushane.edu.tr

**İbrahim Karaman**

Prof. Dr., Texas A&M University,  
Department of Mechanical Engineering,  
Texas, USA  
ikaraman@tamu.edu

**Akgün Alsan**

Prof. Dr., Atatürk Üniversitesi,  
Makine Mühendisliği Bölümü, Erzurum  
aalsaran@atauni.edu.tr

## ÖZET

İmplant malzemelerin gerek kütlesele gerekse yüzeysel özelliklerinin vücutla uyumlu olması gerekmektedir. Yüzeysel özellikler olarak; implant malzemesinin korozyon davranışı, aşınma ve sürtünme özellikleri ile biyolojik sistemle bağ oluşturabilme kabiliyetleri sayılabilir. Bu özellikler çeşitli yüzey modifikasyon teknikleriyle geliştirilmektedir. Öte yandan, özellikle yük taşıyıcı nitelikteki implantlar (diş, kalça ve diz implantları ve plaklar gibi) üzerlerine gelen kuvveti yeterli emniyette taşımak zorundadır. Günümüzde bunun sağlanabilmesi için genel olarak mevcut metallerin alaşımlandırılarak mukavemetlerinin artırılması yoluna gidilmektedir. Bu ise başlangıçta biyoyumlu olan saf metalik malzemelerin, katılan alaşım elementleri nedeniyle biyoyumluluk özelliklerinin bozulmasına neden olabilmektedir. Bu nedenle son yıllarda, metalik implant malzemelerin alaşımlandırmaya gerek kalmadan mukavemetinin artırılmasına yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. Bu konuda en dikkat çekici gelişme, söz konusu malzemelerin iç yapısını oluşturan tanelerin, boyutunun küçültülerek ultra-ince (UI) veya nanoyapılı (NY) hâle getirilmesine yönelik çalışmalardır. Bu çalışmada, bu konuda yapılan literatür araştırmaları özetlenmiş ve gerçekleştirilmiş olan deneysel çalışma sonuçları paylaşılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** İmplant malzemeler, ultra-ince taneli malzemeler, nano yapıli malzemeler, aşırı plastik deformasyon, yüzey işlemleri

## A New Approach in the Production of High Strength and Biocompatible Implants: Severe Plastic Deformation and Surface Treatments

### ABSTRACT

Implant materials should be biocompatible in terms of both bulk and surface properties. Osseointegration, corrosion and tribological properties may be considered as surface properties which may be enhanced with different surface treatments. On the other hand, load bearing implants such as dental, femoral and knee implants, must support the bearing loads securely. While, the preferred technique today is alloying the biocompatible materials to meet this expectation, alloying elements may have negative effects on biocompatibility properties of materials. Therefore, new trends have been proposed recently increase the mechanical properties of materials without alloying. The remarkable technique in this concept is to achieve ultrafine (UF) or nanocrystalline structure by reducing the grain size. In this study, the scientific literature on this subject is summarized and obtained results from the conducted experiments are shared.

**Keywords:** Implant materials, ultrafine-grained materials, nano-structured materials, severe plastic deformation, surface treatment.

Geliş tarihi : 21.05.2012

Kabul tarihi : 07.06.2012

Pürçek, G., Saray, O., Hacısalihoğlu, İ., Karaman, İ., Alsan, A. 2012. "Yüksek Dayanımlı ve Biyoyumlu İmplant Üretiminde Yeni Bir Yaklaşım: Aşırı Plastik Deformasyon ve Yüzey İşlemleri," TMMOB MMO Mühendis ve Makina Dergisi, cilt 53, sayı 628, s.50-60.

## 1. GİRİŞ

İmplant üretiminde kullanılan metalik biyomalzemelerden, hem canlı sistemlerle etkileşimde uyum, hem de istenilen mekanik özellikleri ve fonksiyonelliği tam olarak karşılması beklenir. Biyomalzemelerin mekanik özellikleri kütlesele yapılarıyla ilgili iken, canlı sistemlerle uyum, aşınma ve korozyon davranışları ise yüzey özellikleriyle ilgilidir. İnsan vücuduna yerleştirilen bir implantın kısa bir süre içerisinde yetersiz dayanım ve/veya yüzey bozulması nedeniyle hasara uğraması hasta sağlığı açısından pek çok olumsuzlukları da beraberinde getirmektedir. Özellikle ortopedi ve diş hekimliğinde kullanılan implantlar sert doku yerine kullanılan biyomalzemelerdir. Bu implantlardan beklenen özellikler yeterli dayanım, üstün korozyon ve aşınma direnci ve kemiğe bağlanabilme kabiliyetidir. Mevcut metalik malzeme gruplarıyla bu beklentilerin tamamının karşılayabilme imkanı çok sınırlıdır. Bu nedenle, metalik biyomalzemeler üzerine yapılan çalışmalar bir taraftan yeni alaşımların geliştirilmesi üzerine yoğunlaşırken, diğer yandan da biyomedikal alanda kullanılan veya kullanılma ihtimali olan mevcut metalik malzemelerin özelliklerinin geliştirilmesine odaklanmıştır. Ayrıca, mükemmel biyoyumluluğa sahip olmalarına karşın, yetersiz mukavemet ve kötü yüzey özellikleri nedeniyle kullanılmayan ve bu nedenle alaşımlandırma yoluna gidilen malzeme türleri de mevcuttur. Bunlara en iyi örnek olarak titanyum (Ti) verilebilir. Saf titanyumun sahip olduğu nispeten düşük mukavemet değerleri nedeniyle, uygulamalarda daha çok Ti-6Al-4V gibi titanyum esaslı alaşımlar ön plana çıkmaktadır. Ancak yüksek mukavemetli titanyum alaşımları üretmek için katılan alaşım elementlerinin vücut ile biyoyumluluğunun iyi olmadığı ve toksik etkilere neden olduğu bilinmektedir [1].

Son yıllarda, mevcut metalik malzemelerin kimyasal yapısını bozmadan mukavemet özelliklerinin artırılmasına yönelik çalışmalar sürdürülmektedir. Bu kapsamdaki çalışmalar incelendiğinde, aşırı plastik deformasyon (APD) esasına dayanan yöntemlerin gün geçtikçe etkin hâle gelmeye başladıkları görülmektedir. Bu yöntemlerle hem kütlesele hem de sac formundaki metalik malzemelerin, mekanik özelliklerinin (mukavemet, yorulma, sertlik gibi) önemli ölçüde geliştirilebileceği görülmüştür [2,3]. Diğer yandan, kütlesele olarak sert ve yüksek mukavemetli hâle getirilen malzemelerin yüzey özelliklerinin (aşınma ve korozyon gibi) iyileştirilmesinin mükemmel bir biyomalzeme geliştirilmesinde çok önemli olduğu görülmektedir. Başka bir deyişle, implantların yüzey özellikleri hem biyoyumluluk hem de aşınma ve korozyon davranışı açısından son derece önemlidir. Nitekim yapılan deneysel çalışmalar, kütlesele olarak yeterli dayanıma getirilen malzemelerin aşınma ve korozyon davranışlarının hâlâ kötü olduğunu göstermiş, diğer bir ifadeyle uygulanan kütlesele yapılandırma işlemi biyomalzemelerin aşınma davranışında herhangi bir iyileştirme ortaya çıkarmamıştır [4]. Bu nedenle

mekanik özellikleri aşırı plastik deformasyon yöntemleriyle geliştirilen metalik biyomalzemelerin, yüzey özelliklerinin de iyileştirilmesi zorunlu hale gelmektedir. Bu kapsamda uygulanabilecek en uygun yöntem olarak yüzey oksidasyon yöntemleri dikkati çekmektedir [5-10].

## 2. ÖNERİLEN YÖNTEMLER VE YAPILAN ÇALIŞMALAR

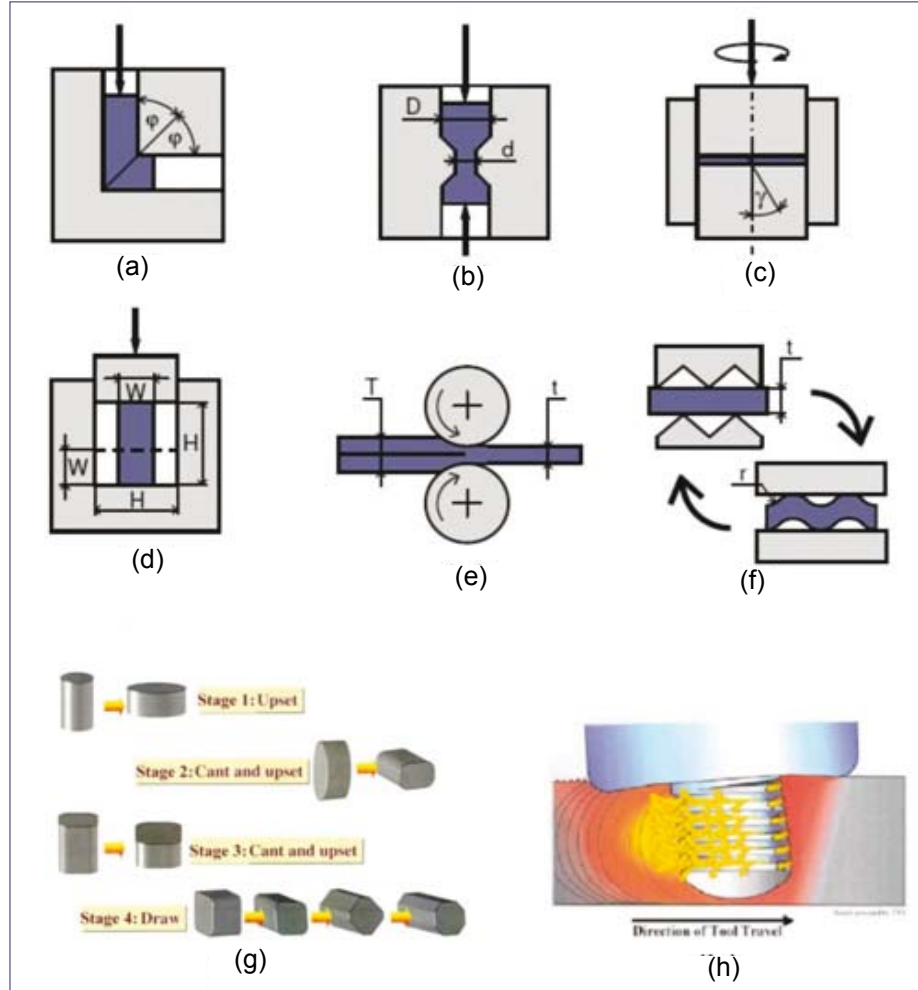
### 2.1. Aşırı Plastik Deformasyon (APD)

Aşırı plastik deformasyon yöntemleri, geleneksel yapıdaki (iri taneli) malzemelere yüksek miktarda plastik deformasyon uygulanması sonucunda, tanelerin bölünerek geniş açılı tane sınırlarıyla ayrılmış alt tanelerin oluşturulması ve böylece tane boyutunun mikron altı mertebelerine düşürülmesi esasına dayanmaktadır [11]. Malzemelere kütlesele formda aşırı plastik deformasyon uygulanabilmesi için, deformasyona uğrayan malzemenin işlem öncesinde sahip olduğu boyutları, işlem sonrasında da koruması gerekmektedir. Başka bir deyişle, deformasyon sırasında malzemedeki boyutsal değişimin oluşmaması gerekmektedir. Bu sayede söz konusu işlem aynı malzemeye defalarca uygulanabilmektedir. APD yöntemleri; eş kanallı açısız ekstrüzyon (EKAE), tekrarlı ekstrüzyon ve basma (TEB), yüksek basınç altında burma (YBB), kapalı kalıpta tekrarlı dövme (KKD), birikimli hadde bağı (BHD), tekrarlı bükme-doğrultma (TBD), çoklu izotermal basma (ÇİB) ve sürtünme karıştırma işlemi (SKİ) olarak sayılabilir [12]. Başlıca APD yöntemlerini gösteren şematik resimler Şekil 1'de verilmiştir.

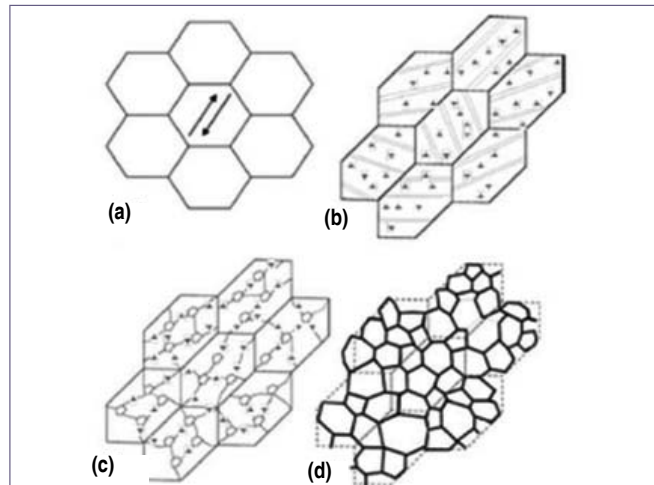
Bu yöntemlerden; EKAE, TEB, KKD ve ÇİD işlemleri kütlesele formda ultra ince tane (UİT) yapıli malzemeler üretmek için geliştirilmiştir. Diğer, YBB, BHB, TBD ve SKİ ise daha çok sac ve levha türü metalik malzemeler için geliştirilmiştir. Genel olarak bu yöntemlerin hepsinde önemli boyutsal değişime meydan vermeden birikimli olarak aşırı oranda deformasyon uygulanmaktadır. Bu sayede proses edilen malzemelerin iç yapısı incelerek UİT yapıli veya nano-yapılı (NY) hâle gelmektedir (Şekil 2). Ayrıca, aşırı deformasyona dayalı dislokasyon artışı, beraberinde önemli özellik değişimlerini sağlamaktadır. Bu işlemler sonucunda metalik malzemelerin mukavemet değerleri, tane boyutu sertleşmesi (Hall-Petch etkisi) ve dislokasyon artışına dayalı deformasyon sertleşmesi etkileriyle olağan üstü artışlar göstermektedir [3]. Ayrıca, proses edilen malzemelerin süper plastiklik özellikleri ve yorulma davranışları da iyileşmektedir [15]. Bu nedenle söz konusu yöntemler, pek çok mühendislik malzemesine uygulanmış ve olumlu sonuçlar elde edilmiştir [16].

Ancak implant uygulamalarına yönelik olarak söz konusu yöntemlerle ilgili sınırlı sayıda uygulamaların olduğu göze çarpmaktadır. Bu konuda en dikkate değer çalışmalar Pürçek ve arkadaşları [4,18] ile Valiev ve arkadaşları [19] tarafından





**Şekil 1.** Kütlesel ve Saç Formundaki Metalik Malzemelere Uygulanan APD Yöntemleri: (a) Eş Kanallı Açısız Ekstrüzyon/Basma (EKAEB), (b) Tekrarlı Ekstrüzyon ve Basma (TEB), (c) Yüksek Basınç Altında Burma (YBB), (d) Kapalı Kalıpta Dövme (KKD), (e) Birikimli Hadde Bağ (BHB), (f) Tekrarlı Bükme-Doğrulma (TBD), (g) Çoklu İzotermal Basma (ÇİB) ve (h) Sürtünme Karıştırma İşlemi (SKİ) [2, 12, 13 ve 14]



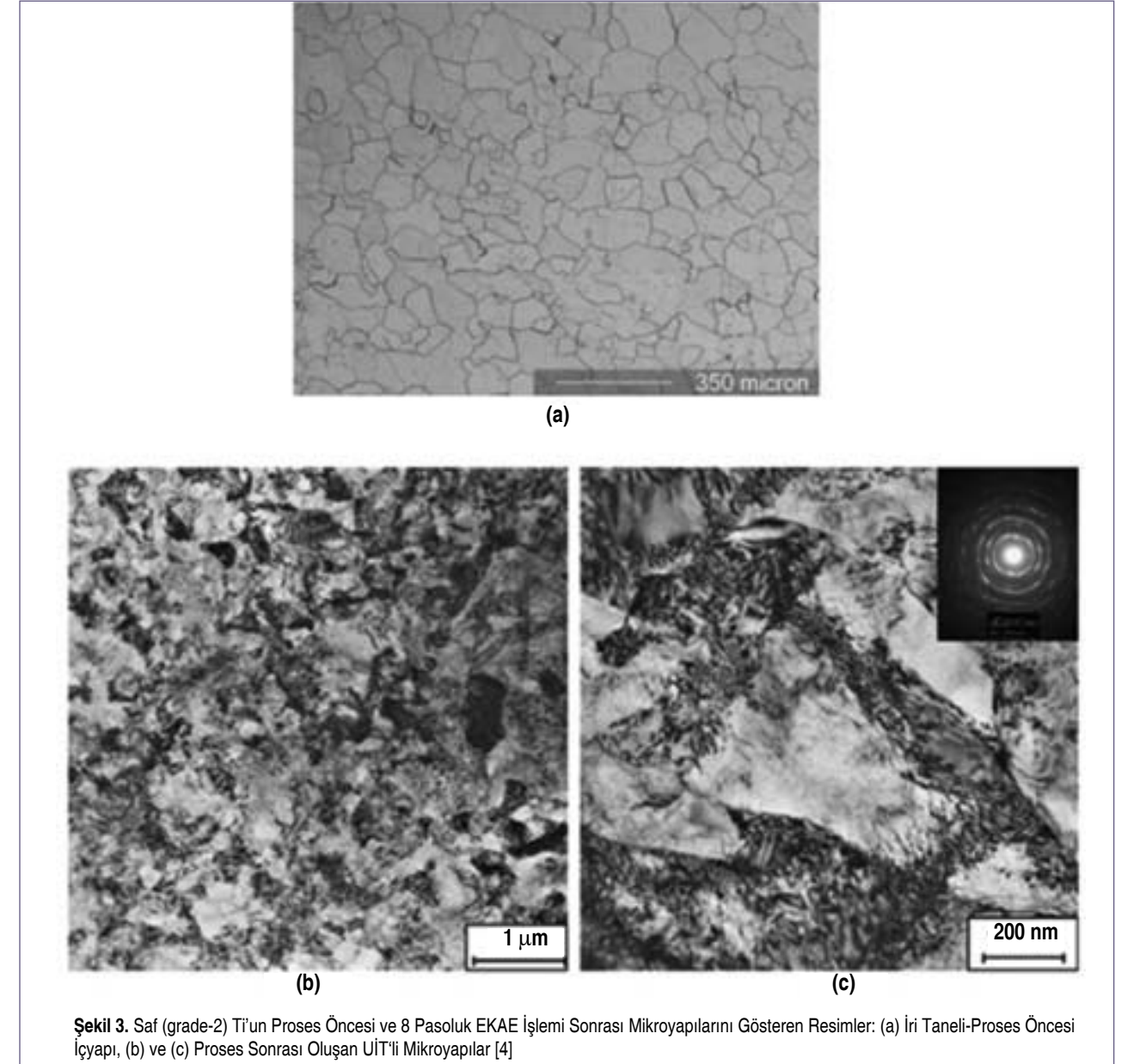
**Şekil 2.** Saf Mg'un EKAEB İşlemi ile Tane Boyutunun Nasıl İnceldiğini Gösteren Modelin Şematik Resmi. (a) EKAEB Uygulanmamış Durum, (b) Düzensiz Dislokasyon Üretimi, (c) Dislokasyon Sınırlarının (küçük açılı tane sınırları) Oluşturması, (d) Dislokasyon Sınırlarının Arasındaki Açısız Yönlenme Farkının Artarak Alt Tane Oluşumunun Tamamlanması [17]

gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalarda APD yöntemi olarak EKAEB işlemi kullanılmış ve malzeme olarak daha çok Ti ve alaşımları seçilmiştir. Ayrıca Pürçek ve arkadaşları tarafından Nb-Zr alaşımı üzerine de bir çalışmanın yapılmış olduğu görülmektedir. Özetle bu çalışmalarda, söz konusu implant malzemelerin mukavemet değerleri, alaşımlandırılmaya gerek kalmadan çok yüksek oranlarda artırılmış ve bu sayede kütleli formda sahip olunan mekanik özellikler uygulamalar açısından yeterli duruma getirilmiştir. Ancak söz konusu malzemeler, yüzey özelliklerinin geliştirilmemiş olması nedeniyle kötü aşınma davranışı sergilemiştir.

Ticari saflıktaki titanyumun (Grade-2) proses öncesi ve EKAEB işleminde gerçekleştirilen çok pasolu (8E) işlem sonrası elde edilen içyapı resimleri sırasıyla Şekil 3'te verilmiştir. Şekil 3(a)'da verilen resim incelendiğinde; proses öncesi Ti'un yaklaşık 110 µm ortalama tane boyutuna sahip olduğu görülmektedir. Söz konusu malzeme Rota-E'de 8 pasoluk EKAEB işlemine tabi tutulduğunda içyapının büyük oranda değiştiği görülmektedir (Şekil 3(b-c)). Proses sonrası titanyumun tane boyutunun büyük oranda incelendiği ve gerçekleştirilen 8 pasoluk işlem sonrası yaklaşık 0,3 µm (300 nm) mertebelerine kadar indiği dikkat çekmektedir. Ayrıca, yüksek büyütme-deki TEM resimleri dikkatlice incelendiğinde (Şekil 3(c)), proses sonrası içyapıda ve özellikle tane sınırlarında büyük oranda dislokasyon yığımlarının oluştuğu gözlenmektedir. Öte yandan, içyapının büyük açılı tane sınırlarının yanında dislokasyonlar tarafından oluşturulmuş küçük açılı tane sınırları da içerdiği görülmektedir. Dolayısıyla içyapıda meydana gelen aşırı orandaki tane incelmeye ve büyük orandaki dislokasyon artışı, ileride verilen mekanik özellik değişimlerinin de ana nedenini oluşturmaktadır.

Ticari saflıktaki titanyumun (Grade 2) proses öncesi ve EKAEB işlemi 8 ve 12 paso sayılarında proses edilmiş durumlardaki gerilme-uzama eğrileri Şekil 4'te gösterilmiştir. Elde edilen eğriler incelendiğinde, saf titanyumun mukavemet değerlerinin (akma ve çekme mukavemeti) proses sonrası çok büyük oranda arttığı görülmektedir. Bu artış akma dayanımı değerlerinde %100, çekme dayanımı değerlerinde ise %50'nin üzerine çıkmaktadır. Söz konusu malzemedeki elde edilen bu artış, iki ana nedene dayandırılarak açıklanabilir. Bunlardan

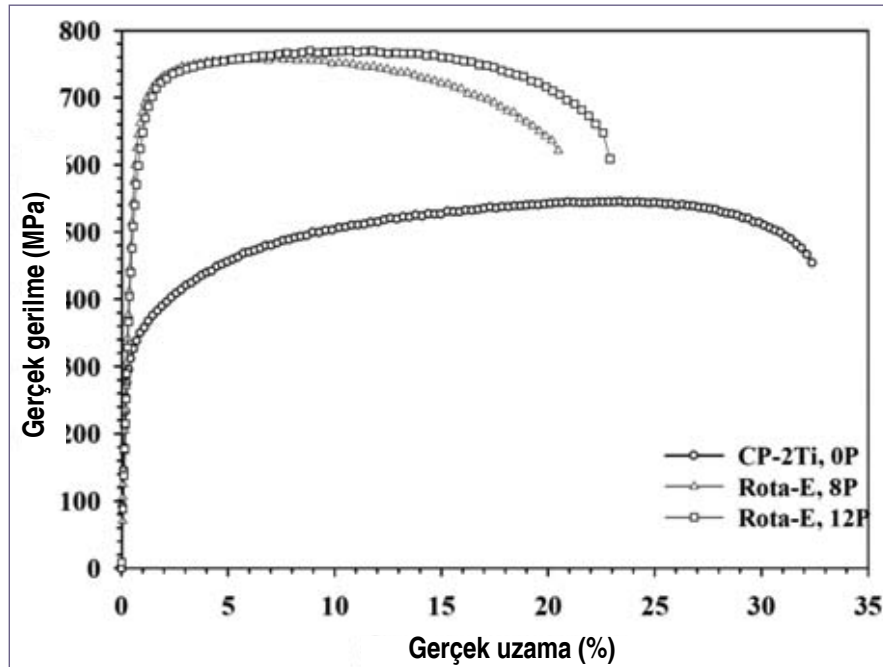
birincisi, proses sonrası ortaya çıkan büyük orandaki tane incelmeye (tane boyutu sertleşmesi), diğeri ise aşırı deformasyon sonucu içyapıdaki dislokasyon yoğunluğunun artmasıdır (deformasyon sertleşmesi). Gerek tane incelmeye ve gerekse büyük orandaki dislokasyon artışı içyapıdan elde edilen TEM resimlerinden de açıkça görülmektedir (Şekil 3). Bu iki etkiye bağlı olarak saf titanyumun mukavemet değerleri, EKAEB işlemi sonrası iki katına varan ölçülerde artmaktadır. Öte yandan, saf titanyumun proses sonrası süneklik değerlerinde azalma gözlenmiştir. Bu azalmanın nedeni ise, yine yapıdaki dislokasyon yoğunluğunun artması ve buna bağlı olarak deformasyon yeteneğinin azalmasından kaynaklanmaktadır. Ancak, uygulanan aşırı plastik deformasyona bağlı olarak gelişen çok yüksek dislokasyon yoğunluğu göz önüne alındığında



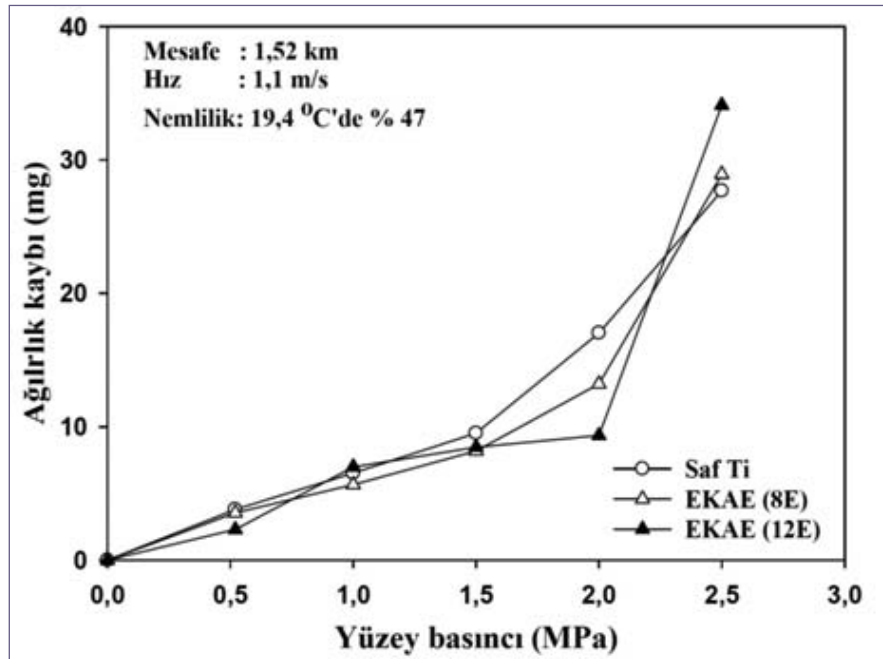
**Şekil 3.** Saf (grade-2) Ti'un Proses Öncesi ve 8 Pasoluk EKAEB İşlemi Sonrası Mikroyapılarını Gösteren Resimler: (a) İri Taneli-Process Öncesi İçyapı, (b) ve (c) Proses Sonrası Oluşan ÜİT'li Mikroyapılar [4]

da proses sonrası süneklik değerleri (%20 civarında) hâlâ pek çok uygulama için yeterli gözükmektedir. Saf titanyumun proses öncesi ve sonrası durumda sergilediği aşınma davranışının yüzey basıncına bağlı olarak değişimi Şekil 5'te gösterilmiştir. Bu şekilden uygulanan EKAEB işleminin beklenen durumun aksine titanyumun aşınma direncini herhangi bir artışa neden olmadığı gözlenmektedir. Uygulanan EKAEB işlemiyle sağlanan büyük orandaki mukavemet artışına rağmen, saf titanyumun aşınma direncinin artmaması araştırılması gereken bir konu olarak değerlendirilmektedir. Bu durum Ti ve alaşımlarındaki etkin aşınma mekanizmasını dayandırılmaktadır [4]. Nitekim söz konusu malzemelerde etkin aşınma mekanizması oksidatif olup, söz konusu mekanizmada mukavemet artışı çok büyük bir etki oluşturmamak-





Şekil 4. Saf Titanyumun Proses Öncesi ve 8, 12 Pasoluk EKAE İşlemi Sonrası Elde Edilen Gerilme-Uzama Eğrileri [4]



Şekil 5. Saf Titanyumun EKAE Prosesi Öncesi ve Sonrası Sergilediği Aşınma Davranışını Gösteren Eğriler [4]

tadır. EKAE işlemi sonrası aşınma direncinin değişmemesi, aşınma direnci için saf titanyum üzerine mutlak suretle bir yüzey işleminin uygulanması gerekliliğini ortaya çıkarmıştır [4].

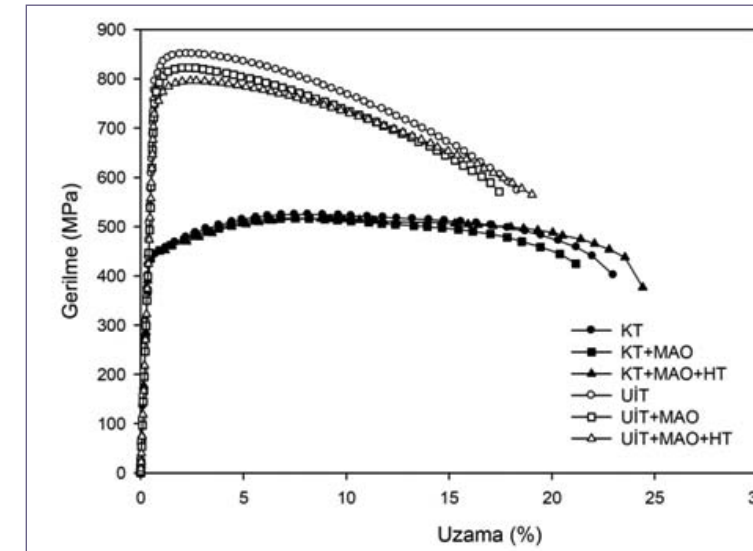
erek toksik etkilere neden olduğunu göstermiştir. Öte yandan, bileşimde bulunan alüminyumun ise vücutta alerjik etkilere neden olduğu ve özellikle nörolojik sistemi etkileyerek Alzheimer hastalığının oluşumunu hızlandırdığı saptanmıştır

### 3. YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN İYİLEŞTİRİLMESİ

Tıbbi uygulamalarda kullanılan biyomalzemeleri, sert doku yerine kullanılacak biyomalzemeler ve yumuşak doku yerine kullanılacak biyomalzemeler olarak sınıflandırmak mümkündür. Ortopedik implantlar ve diş protezleri sert doku yerine kullanılan biyomalzemelerdir. Metalik biyomalzeler yüksek mekanik özellikleri nedeniyle genellikle sert dokular yerine kullanılırlar. En yaygın olarak kullanılan metalik biyomalzemeler; AISI 316L paslanmaz çelik, CoCrMo alaşımı, saf titanyum ve alaşımlarıdır. Bir yılda yapılan ameliyatlara %40'ında metal esaslı biyo malzemeler kullanılması ve bunların piyasa değerinin milyarlarca dolara ulaşması, bu konunun önemini açık bir şekilde ortaya koymaktadır [20].

Mevcut durumda kullanımda olan implant malzemelerinden aynı anda aşınma, biyouyumluluk, osseointegrasyon, düşük elastisite modülü ve yüksek dayanım özelliklerinin karşılanması beklenmemelidir. Örneğin CoCrMo alaşımı çok yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluk göstermesine rağmen aşınma direnci ve osseointegrasyonu düşüktür. Saf titanyumun biyouyumluluğu yeterli seviyede olmasına karşın, mukavemeti, yorulma dayanımı ve aşınma direnci düşüktür. Paslanmaz çelik (AISI 316L) mukavemeti ve biyouyumluluğu yeterli seviyedeysen osseointegrasyonu, sertliği ve aşınma direnci düşüktür. Bu zayıflıklarını gidermek için sıklıkla malzeme içerisine alaşım elementleri katılmaktadır. Katılan alaşım elementleri de genellikle biyouyumluluğu veya malzemenin işlenebilirliğini olumsuz yönde etkilemektedir. Örneğin saf titanyuma Al ve V elementleri katılarak üretilen ve medikal alanda kullanılan ilk titanyum alaşımı olan Grade 5 (Ti-6Al-4V) geliştirilmiştir [24,25].

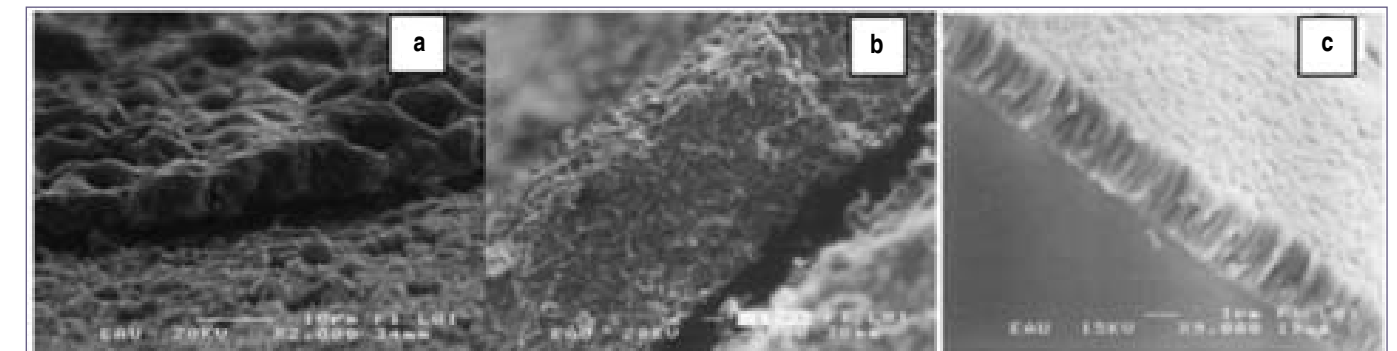
Ancak, son yıllarda yapılan araştırmalar, söz konusu alaşımın ihtiva ettiği vanadyumun zamanla biyolojik sistemlerle etkileşime gi-



Şekil 6. EKAE ile Ultra İnce Taneli Hâle Getirilen Saf Titanyumun Uygulanan Mikro Ark Oksidasyon Sonrası Sahip Olduğu Gerilme-Uzama Davranışını Gösteren Eğriler [26]

[1]. Ayrıca Al ve V gibi iyon salınımları kemik iyileşmesini de engellemektedir [21, 22].

Bu nedenle ön bir prosesle mukavemeti artırılmış implant malzeme gruplarının üzerine aşınma direnci, biyouyumlu ve kemiğe bağlanma kapasitesi yüksek özellik kazandıracak bir yüzey işlemi uygulanır. Yüzey işlemleri tabakalı ve tabakasız kaplamalar olmak üzere iki ana başlıkta toplanabilir. Tabakasız gerçekleştirilen yüzey işlemleri nitrüleme, borlama gibi termokimyasal işlemler, iyon implantasyon, termal ve mekanik işlemleri içeren mikroyapısal işlemlerden oluşur. Bu yöntemlerle malzemenin dayanımı, aşınma ve korozyon direnci artırılabilir. Tabakalı işlemler ise PVD, CVD gibi yöntemleri içeren buhar fazında kaplamalar, elektrokimyasal yöntemler ve sol-jeli kapsayan kimyasal kaplamalarla plazma veya termal olarak yapılan püskürtmeyle gerçekleştirilen kaplamaları içermektedir. Bu yöntemlerle yetersiz olan osseointegrasyon, aşınma ve korozyon direnci gibi olumsuzluklar giderilebilir.

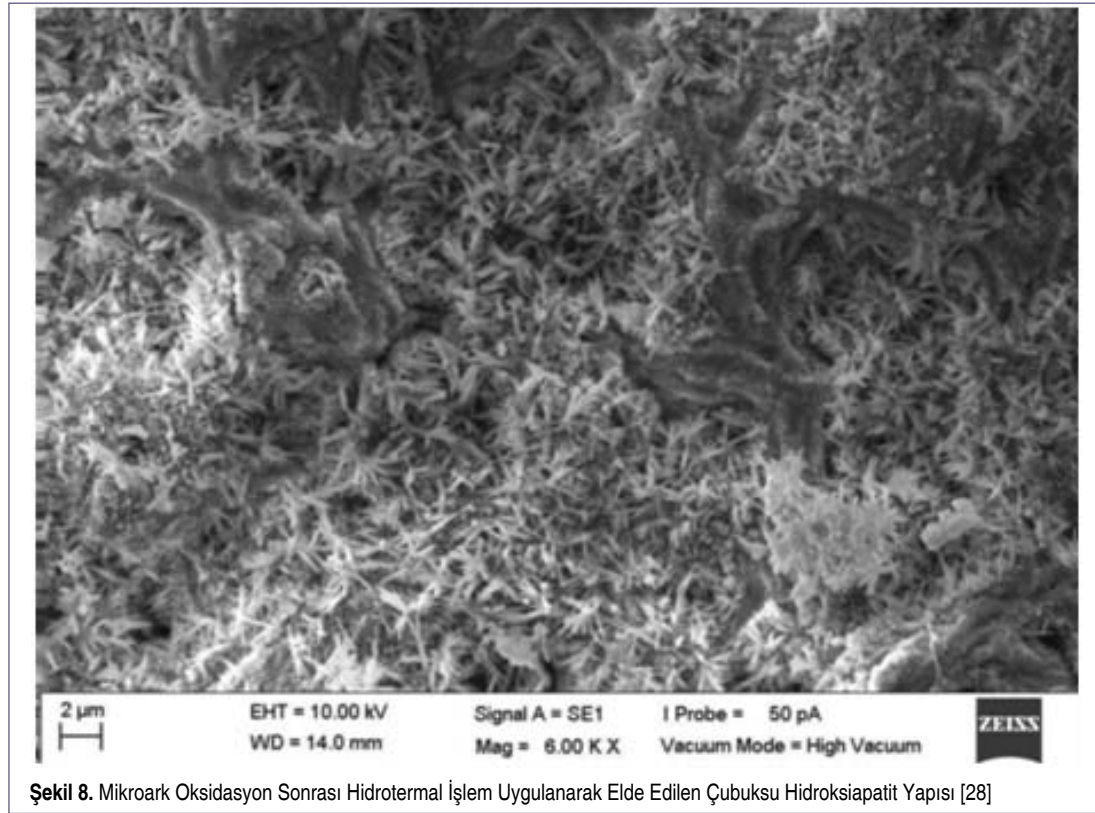


Şekil 7. ÜİT Yapılı Saf Ti'un Yüzeyinde Mikroark Oksidasyon, Plazma Püskürtme ve Magnetron Sıçratma Yöntemiyle Büyütülmüş Filmlerin Morfolojisi [26, 27]

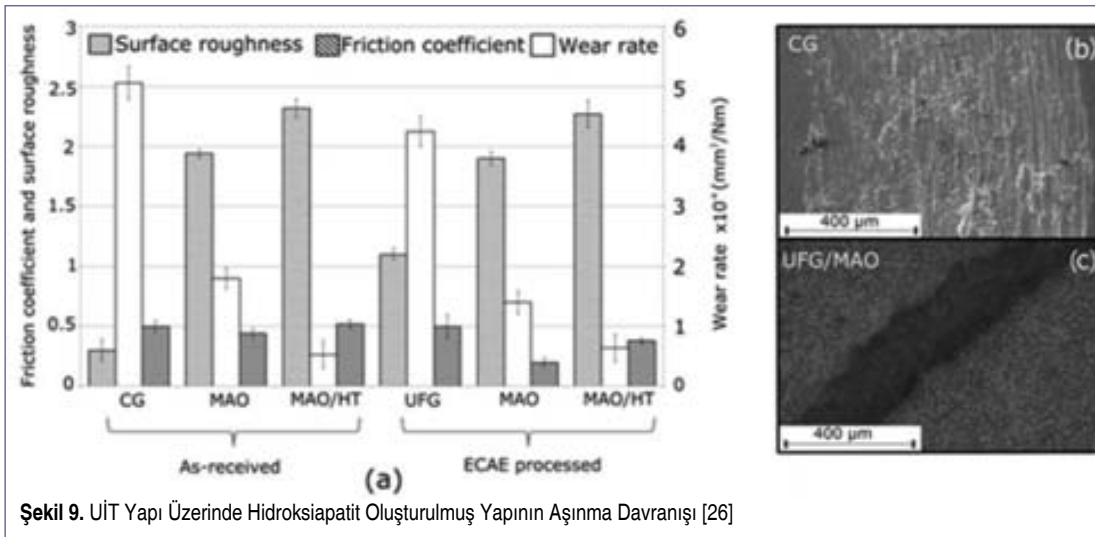
Bir malzemeye kaplama yapılacaksa, taban malzemenin özellikleri uygun kaplama yöntemini belirlemede en temel faktörlerden biridir. EKAE işlemi uygulanmış bir taban malzeme içinde seçilebilecek kaplama yönteminin ÜİT yapıyı bozmayacak şekilde uygulanabilir olmasını gerektirir. Çelik ve arkadaşları [23], ÜİT taneli saf titanyuma farklı yöntemlerle oksidasyon işlemi uygulayarak mukavemette meydana gelebilecek değişimleri incelemişlerdir. Plazma ve termal ortamda gerçekleştirilen oksidasyon işlemleri yeniden kristalleşme sıcaklığının üzerinde gerçekleştirildiği için, mukavemeti azaltırken anodizasyon ve mikroark oksidasyon yöntemlerinin dayanımda bir azalma oluşturmadığını tespit etmişlerdir (Şekil 6). Bu nedenle uygulanacak kaplama yönteminin öncelikle malzemenin yeniden kristalleşme sıcaklığını aşmayacak karakterde olması gerekmektedir. Daha sonraki aşamada kaplamadan ne tür özellikler beklendiği, örneğin aşınma veya korozyon direnci mi yoksa yüksek kemiğe bağlanma kapasitesi mi hedefleniyor belirlenmesi gerekir.

Aşınma ve korozyon direnci için düşük sıcaklıklarda gerçekleştirilen anodizasyon ve mikroark oksidasyon gibi oksidasyon yöntemleri, düşük sıcaklıklarda gerçekleştirilen ve taban üzerine TiN, DLC, TiAlN gibi kaplama yapılabilen fiziksel buhar kaplama yöntemleri kullanılabilir. Şekil 7'de çeşitli yüzey görüntüleri verilen bu kaplamalar, farklı morfolojik özelliklere sahiptirler. Genellikle oksidasyon ve püskürtme yöntemleriyle büyütülen kaplamalar, poroz yapıya sahipken PVD ile büyütülenler ise daha sert, iyi bir adezyon ve daha yoğun bir yapı sergilerler. Bu tür kaplamaların tamamı hem korozyon direncini hem de aşınma direncini artırma yönünde etkiye sahiptir.

Yüzeyde bulunan kaplama ile osseointegrasyonu artırıcı yönde bir etki isteniyorsa en sık uygulanan kaplama türü hidroksiapatittir (HA). Günümüzde HA plazma spreyleme, elektroforetik kaplama, sıçratma, sıcak izostatik presleme, anodizasyon, mikro ark oksidasyon (MAO) ve bunlar gibi endüstriyel veya sadece laboratuvar teknikleri kullanılarak implant malzeme üzerine kaplanmaktadır. Anodizasyon veya



Şekil 8. Mikroark Oksidasyon Sonrası Hidrotermal İşlem Uygulanarak Elde Edilen Çubuksu Hidroksiapatit Yapısı [28]



Şekil 9. UİT Yapı Üzerinde Hidroksiapatit Oluşturulmuş Yapının Aşınma Davranışı [26]

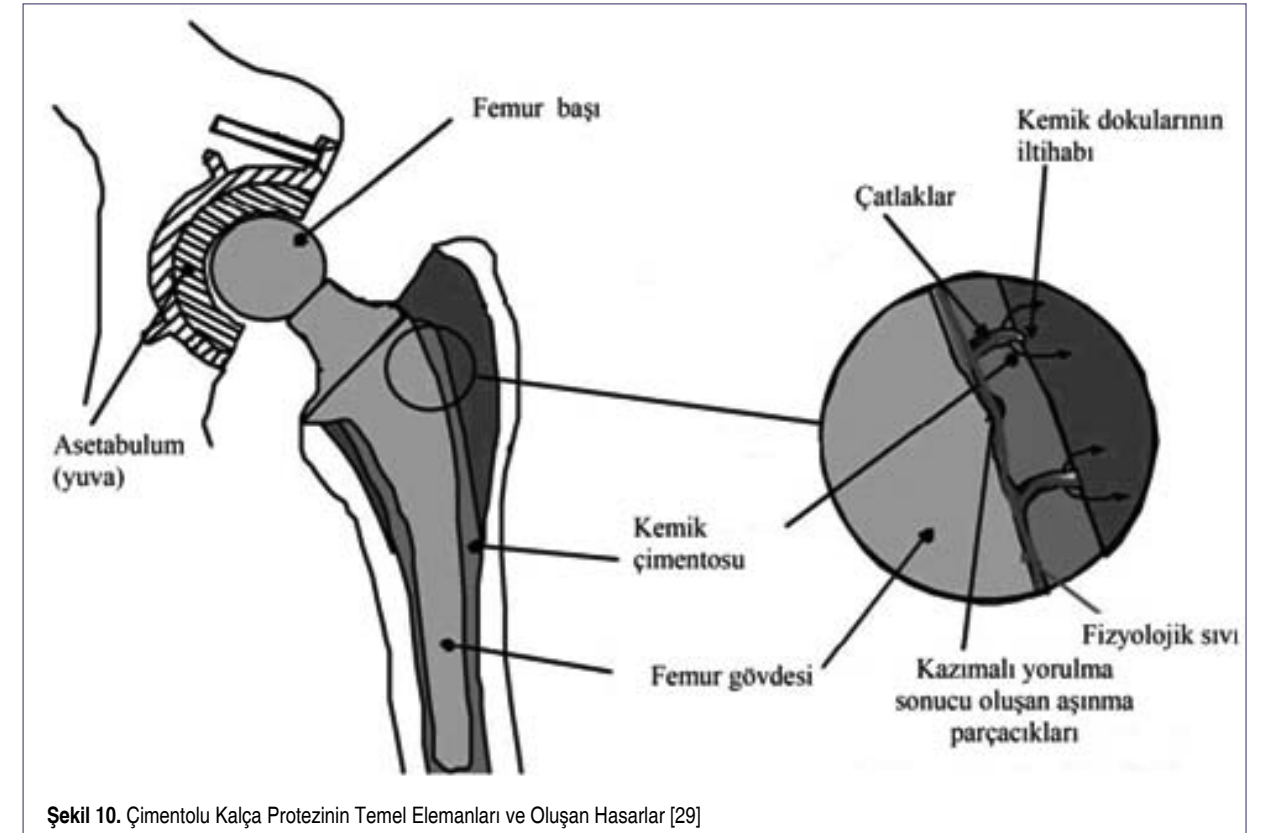
mikroark oksidasyonla yüzeyde oluşturulan titanyum oksit tabakası ya yapay vücut sıvısı (SBF) ortamında bekletilerek ya da hidrotermal işlemle hidroksiapatite dönüştürülür. Bu yöntemler UİT yapıyı da etkilemedikleri için hidroksiapatit oluşumu için uygun olmaktadır. Şekil 8'de mikroark oksidasyon sonrası hidrotermal işlem uygulanarak üretilen hidroksiapatit yapıya örnek bir görüntü verilmiştir.

UİT yapı üzerine uygulanmış kaplama uygulamalarına dair literatürde çok az yayımlanmış makale bulunmaktadır. Alsaran ve arkadaşları [26], UİT saf titanyum üzerine hidroksiapatit

kaplama oluşturarak, dayanımda azalma meydana gelmeden aşınma direncinin iyileştiğini göstermişlerdir (Şekil 9).

#### 4. ÖNERİLEN PROSELERİN ÖRNEK BİR UYGULAMASI

Şekil 10'da EKA ve yüzey kaplama yönteminin gerekliliğine dair kalça protezi üzerinde uygulanabilecek örnek bir çalışma verilmiştir. Kalça protezleri paslanmaz çelik, titanyum, CoCrMo gibi alaşımlardan üretilmektedir. Yürürken veya zıplarken yaklaşık olarak vücut ağırlığı yedi katı kadar yüke



Şekil 10. Çimentolu Kalça Protezinin Temel Elemanları ve Oluşan Hasarlar [29]

maruz kaldığından protez dayanımının yüksek olması gerekir. Femur gövdesi kemikle temasta olduğu için kemikle bağlanma direncinin yüksek, femur başının ise aşınma hasarına maruz kaldığı için aşınma dirençli olması gerekir. Ayrıca bu implantın yüksek biyouyumluluk karakterinde olması da zorunludur. Özellikle titanyum esaslı protezler için bu makalede tartışılan yöntemler uygulanabilir. Titanyum alaşımının mukavemeti EKA prosesine artırılabilir. Tabii burada implantın üretim metodu ve kalça protezinin boyutu EKA prosesinin uygulanmasını sınırlayabileceği unutulmamalıdır. İmplantın femur gövdesi üzerine hidroksiapatit içeren bir kaplama büyütülerek kemikle bağlanma kabiliyeti, baş kısmına ise seramik esaslı (TiN, TiAlN gibi) kaplama yapılarak aşınma direnci iyileştirilebilir. Uygulanan hem hidroksiapatit hemde seramik kaplamalar aynı zamanda biyouyumluluğu da arttırmaktadır.

#### 5. UİT YAPILI VE YÜKSEK DAYANIMLI OLARAK ÜRETİLMİŞ İMPLANTLAR

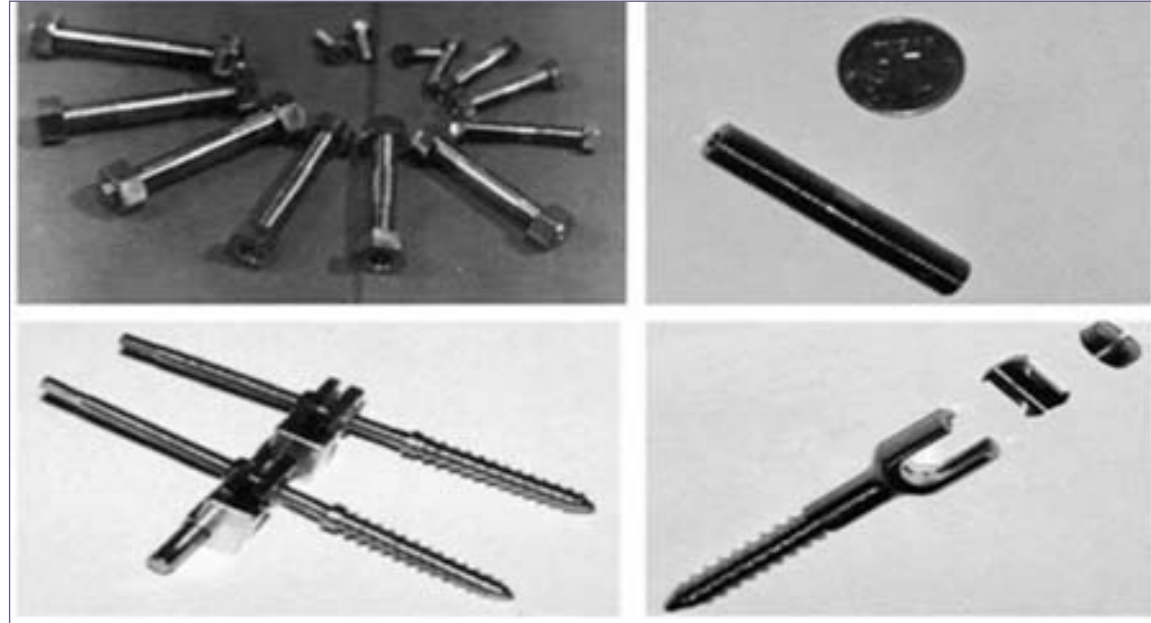
Yukarıdaki bölümlerden de anlaşılacağı gibi, UİT yapıları veya

nanoyapılı malzemeler üzerine gerçekleştirilen çalışmalar, daha çok temel araştırma niteliğinde olup büyük oranda laboratuvar ölçeğinde devam etmektedir. Ancak, son yıllarda nanoyapılı saf Ti'dan prototip imal edilmesi üzerine bazı araştırma gruplarının çalıştığı dikkati çekmektedir. Bunların gerçekleştirdikleri çalışmalar sonrası nanoyapılı saf Ti'dan çeşitli ortopedik ve dental implantlar üretilmiş ve implantların mekanik ve biyolojik performans testleri de yapılmıştır [19, 30, 31]. Tablo 1'de Latysh ve arkadaşları [30] tarafından EKA işlemi uygulanmış saf Ti'un mekanik özellikleri verilmiştir. Ayrıca, geliştirilen söz konusu malzemelerden imal edilen yüksek mukavemete sahip çeşitli biyomedikal vidalar ise Şekil 11'de gösterilmiştir. Zhu ve arkadaşları [31] tarafından geliştirilen nanoyapılı saf Ti ve bundan üretilen implantlar Şekil 12'de gösterilmiştir. Şekil 13-15'te ise Valiev ve arkadaşları [19] tarafından nanoyapılı hâle getirilen yüksek mukavemetli saf Ti'dan üretilen çeşitli dental ve ortopedik implantlar gösterilmiştir.

Tablo 1. EKA İşlemiyle Proses Edilen Saf Ti'Un Mekanik Özellikleri [30]

Durum	Çekme Mukavemeti (MPa)	Akma Mukavemeti (MPa)	Kopma Uzaması (%)	Kesit Büzülmesi (%)
Proses öncesi durum	440	370	38	60
EKA sonrası	630	545	22	60
EKA + haddeleme (%80) sonrası	1150	1100	11	56

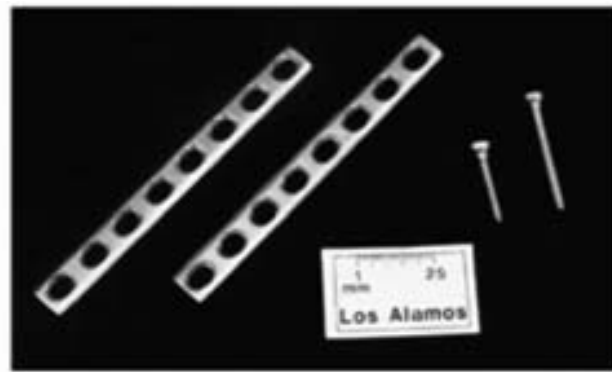




Şekil 11. EKAЕ işlemi uygulanmış UİT Yapılı/Nanoyapılı Saf Titanyumdan (grade-2) Üretilmiş Çeşitli Biyomedikal Vidalar [30]



(a)

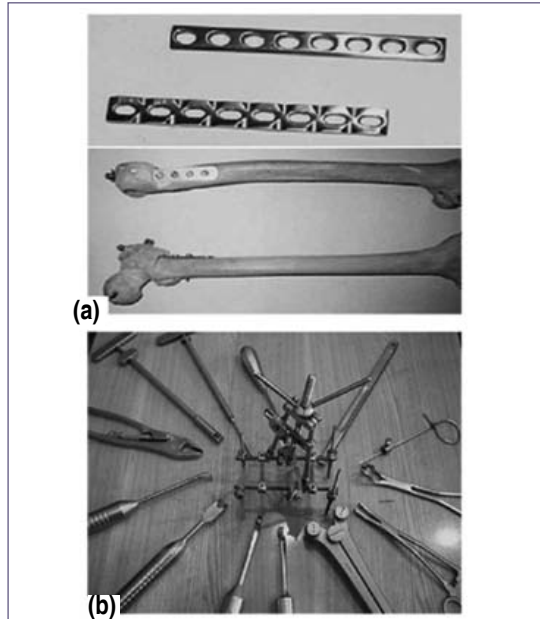


(b)

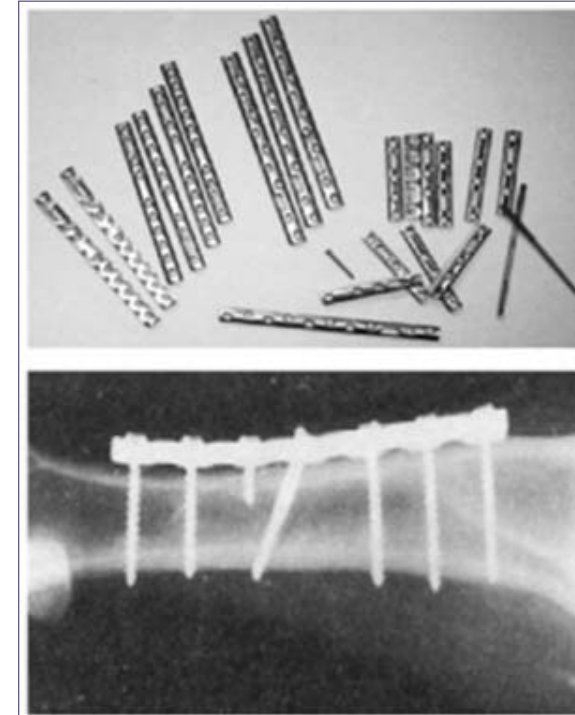
Şekil 12. (a) EKAЕ işlemiyle İmplant Üretimi İçin Hazırlanmış Uİt Yapılı ve Yüksek Dayanımlı Saf Ti Parça [3], (b) Bu Parçadan Üretilmiş Ortopedik İmplantlar [31]



Şekil 13. Nanoyapılı Hâle Getirilen Saf Ti'dan Üretilen Yapay Diş Kökleri (Nanoimplant®) [19]



Şekil 14. (a) Nanoyapılı Hâle Getirilen Ti'dan Üretilen ve Kemik Sabitlemede Kullanılan Sabitleme Elemanları ve (b) Nanoyapılı Ti'dan Üretilmiş, Tamir ve Sabitlemede Kullanılan Çeşitli Araçlar [19]



Şekil 15. Nanoyapılı Hâle Getirilen Saf Titanyumdan Üretilen Çeşitli Sabitleme Plaka ve Vidaları ile Bunların Kemik Üzerinde Uygulamasını Gösteren Resim [19]

## 6. GENEL SONUÇLAR

İmplant üretiminde kullanılan metalik biyomalzemelerden, hem canlı sistemlerle etkileşimde uyum, hem de istenilen mekanik özellikleri ve fonksiyonelliği tam olarak karşılaması beklenir. Biyomalzemelerin mekanik özellikleri kütleli yapılarıyla ilgili iken, canlı sistemlerle uyumu, aşınma ve korozyon davranışları ise yüzey özellikleriyle ilgilidir.

Yük taşıyıcı biyolojik sistemlerde gerekli mukavemet, saf metallerin alaşımlandırılması ve/veya çeşitli ısı işlemlere tabi tutulmasıyla karşılanmaya çalışılmaktadır. Ancak, son yıllarda kimyasal yapıyı bozmadan mevcut malzemelerin yüksek mukavemetli hâle getirilebileceği düşüncesi ortaya çıkmıştır. Bu ise aşırı plastik deformasyon esasına dayanan ve nano-boyutta tanelerden oluşan mikroyapı oluşturan yöntemlerdir. Bu sayede, tam biyouyumlu olan saf metaller bile alaşımlandırılmaya gerek kalmadan eşdeğer mukavemet değerlerine ulaştırılabilmektedir.

Geliştirilen nanoyapılı ve yüksek dayanımlı metalik biyo malzemelerin yüzey özellikleri ise oksitlenme esasına dayanan yöntemlerle geliştirilebilmektedir. Bu sayede, yüzeyde aşınmaya dayanıklı ve aynı zamanda biyolojik dokularla kolay bağlanabilen seramik yapılar oluşturulmaktadır.

Saf titanyumun üzerine yapılan çalışmalarda, bu malzeme-

nin yetersiz olan mukavemet değerleri, uygulanan eş-kanalda açısız ekstrüzyon (EKAЕ) yöntemiyle büyük oranda iyileştirilebilmektedir. Bu iyileşme proses sonrası elde edilen nano ölçekteki tane boyutuna (tane boyutu mukavemetlenmesi) ve aşırı deformasyon sonucu oluşan yüksek orandaki dislokasyon yoğunluğuna (dislokasyon sertleşmesi) dayanılarak açıklanmaktadır. Öte yandan, EKAЕ işlemi sonrası uygulanan yüzey kaplamayla nanoyapılı hâle getirilen saf Ti'un başta aşınma dayanımı olmak üzere yüzey özellikleri iyileştirilmiştir.

Bu çalışmada önerilen deformasyon ve sonrasında yüzey kaplamayla kütleli olarak yeterli dayanıma sahip ve yüzeyel olarak da mevcut implantlara göre çok daha iyileştirilmiş özellikli implantların üretilmesi mümkün görünmektedir. Nitekim yapılan son çalışmalarda bunun gerçekleştirilebileceği prototip imalatlarla ortaya konulmuştur.

## SEMBOLLER VE KISALTMALAR

CVD	: Chemical Vapor Deposition (Kimyasal Buhar Kaplama)
DLC	: Diamond Like Karbon (Elmas Benzeri Karbon)
PVD	: Physical Vapor Deposition (Fiziksel Buhar Kaplama)
SBF	: Simulated Body Fluid (Yapay Vücut Sıvısı)
TEM	: Transmission Electron Microscopy (Geçirimli Elektron Mikroskobu)
TiAlN	: Titanyum Alüminyum Nitrür
TiN	: Titanyum Nitrür
µm	: Mikron metre
nm	: Nano metre

## TEŞEKKÜR

Bu çalışma, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) birimi tarafından 2009.112.03.1 kod nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

## KAYNAKÇA

1. Wang, K. 1996. "The use of Titanium For Medical Applications in the USA," Materials Science and Engineering A, vol. 213, p. 134 – 137.
2. Azushima, A., Kopp, K., Korhonen, A., Yang, D.Y., Micari, F., Lahoti, G.D., Groche, P., Yanagimoto, J., Tsuji, N., Rosochowski, A., Yanagide, A. 2008. "Severe Plastic Deformation (SPD) Processes for Metals," CIRP Annals-Manufacturing Technology, 57, p. 716 – 735.
3. Furukawa, M., Horita, Z., Nemoto, M., Langdon, T.G. 2001. "Processing of Metals By Equal – Channel Angular Pressing," Journal of Materials Science, 36, p. 2835 – 2843.

4. **Purcek, G., Saray, O., Kul, O., Karaman, I., Yapıcı, G.G., Haouaoui, M., Maier, H.J.** 2009. "Mechanical and Wear Properties of Ultrafine-Grained Pure Ti Produced By Multi-Pass Equal-Channel Angular Extrusion," *Materials Science and Engineering A*, 517, p. 97 – 1004.
5. **Guclu, F.M., Cimenoglu, H., Kayali, E.S.** 2006. "The Recrystallization And Thermal Oxidation Behaviour of CP-Titanium," *Materials Science and Engineering C*, 26, p.1367 – 1372.
6. **Krishna, D.S.R., Brama, Y.L., Sun, Y.** 2007. "Thick Rutile Layer on Titanium For Tribological Applications," *Tribology International*, 40, p. 329 – 334.
7. **Kumar, S., Sankara Narayanan, T.S.N., Ganesh Sundara Raman, S., Seshadri, S.K.** 2010. "Thermal Oxidation of CP Ti- An Electrochemical and Structural Characterization," *Materials Characterization*, 61, p. 589 – 597
8. **Diamanti, M.V., Pedefferri, M.P.** 2007. "Effect of Anodic Oxidation Parameters on Titanium Oxide Formation," *Corrosion Science*, 49, p. 939 – 948.
9. **Leinenbach, C., Eifler, D.** 2009. "Influence of Oxidation Treatment on Fatigue and Fatigue-Induced Damage of Commercially Pure Titanium," *Acta Biomaterialia*, 5, p. 2810 – 2819.
10. **Zorn, G., Lesman, A., Gotman, I.** 2006. "Oxide Formation on Low Modulus Ti45Nb Alloy by Anodic Versus Thermal Oxidation," *Surface and Coatings Technology*, 201, p. 612 – 618
11. **Xu, C., Furukawa, M., Horita, Z., Langdon, T.G.** 2004. "Severe Plastic Deformation as a Processing Tool for Developing Superplastic Metals," *Journal of Alloys and Compounds*, 378, p. 27 – 34.
12. **Zhao, Y.H., Liao, X.Z., Jin, Z., Valiev, R.Z., Zhu, Y.T.** 2004. "Microstructures and Mechanical Properties of Ultrafine Grained 7075 Al Alloy Processed by ECAP and Their Evolutions During Annealing," *Acta Materialia*, 52, p. 4589 – 4599.
13. **Mishra, R.S., Mahoney, M.W.** 2007. *Friction Stir Welding and Processing*, 978-0-87170-848-9, ASM International, Materials Park, Ohio, USA.
14. **Sakai, T., Miura, H., Yang, X.** 2009. "Ultrafine Grain Formation in Face Centered Cubic Metals During Severe Plastic Deformation," *Materials Science and Engineering A*, 499, p. 2 – 6.
15. **Prangnell, P. B., Bowen, J. R., Apps, P. J.** 2004. "Ultra-Fine Grain Structures in Aluminium Alloys by Severe Deformation Processing," *Materials Science and Engineering A*, 375–377, p. 178 – 185.
16. **Valiev, R.Z.** 2003. "Recent Developments of SPD Processing for Fabrication of Bulk Nanostructured Materials," *Materials Science Forum*, 426-432, p. 237 – 244.
17. **Lapovok, R.** 2002. "Damage Evolution Under Severe Plastic Deformation," *International Journal of Fracture*, 115, s 159 – 172.
18. **Purcek, G., Yapici, G.G., Karaman, I., Maier, H.J.** 2011. "Effect of Commercial Purity Levels on the Mechanical Properties of Ultrafine-Grained Titanium," *Materials Science and Engineering A*, 528, p. 2303 – 2308.
19. **Valiev, R.Z.** 2006. "The New Trends in SPD Processing to Fabricate Bulk Nanostructured Materials," *Proceedings of the 9th International Conference on Material Forming ESA-FORM*, Glasgow U.K.
20. **Kohn, D. H.** 1998. "Metals in Medical Applications," *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, 3,3, p. 309 – 316.
21. **Sun, Z.L., Wataha, J.C., Hanks, C.T.** 1997. "Effects of Metal Ions on Osteoblast-Like Cell Metabolism and Differentiation," *Journal of Biomedical Materials Research*, 34, p. 29 – 37.
22. **Hallab, N.J., Vermes, C., Messina, C., Roebuck, K.A., Glant, T.T., Jacobs, J.J.** 2002. "Concentration – and Composition- Dependent Effects of Metal Ions Human MG-63 osteoblast," *Journal of Biomedical Materials Research*, 60, p. 420 – 433.
23. **Çelik, İ., Alsaran, A., Saray, O., Pürçek, P.** 2011. "Ultra İnce Tane Yapılı Saf Titanyumun Farklı Yöntemlerle Yüzey Oksidasyonu: Yapısal, Mekanik ve Tribolojik Özellikler," *Birinci Yüzey İşlemleri, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul*.
24. **Boyer, A.R.** 1996. "An Overview on the Use of Titanium in the Aerospace Industry," *Materials Science and Engineering : A*, 213, p.103 – 114
25. **Ferrero, J.** 2005. "Candidate Materials for High-Strength Fastener Applications Both to Aerospace and Automotive Industries," *Journal of Materials Engineering and Performance*, 14, p. 691 – 696
26. **Alsaran, A., Purcek, G., Hacisalihoglu, I., Vangolu, Y., Bayrak, Ö., Karaman, I., Celik, A.** 2011. "Hydroxyapatite Production on Ultrafine-Grained Pure Titanium by Micro-Arc Oxidation and Hydrothermal Treatment," *Surface and Coating Technology*, 205, p. 537 – 542.
27. **Yetim, A.F., Alsaran, A., Efeoglu, I., Celik, A.** 2008. "A Comparative Study: The Effect of Surface Treatments on the Tribological Properties of Ti-6Al-4V Alloy" *Surface and Coatings Technology*, 202, p. 2428- 2432.
28. **Vangölü, S.Y.** "Mikro Ark Oksidasyon ve Hidrotermal İşleme Ti6Al4V Alaşımı Üzerinde Hidroksiapatit Oluşumu; In Vitro ve in Vivo Şartlarda Kullanımının Araştırılması," *Doktora tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Atatürk Üniversitesi*,
29. **Geringer, J., Forest, B., Combrade, P.** 2005. "Fretting-Corrosion of Materials Used as Orthopaedic Implants," *Wear*, 259, p. 943-951.
30. **Latysh, V., Krallics, Gy., Alexandrov, I., Fodor, A.** 2006. "Application of Bulk Nanostructured Materials in Medicine," *Current Applied Physics*, 6, p. 262 – 266.
31. **Zhu, T. T., Lowe, T. C., Langdon, T. G.** 2004. "Performance and Applications of Nanostructured Materials Produced by Severe Plastic Deformation," *Scripta Materialia*, 51, p. 825 – 830.