



Dental İmplant Uygulamalarında Ultra-İnce Tane Yapılı Titanyumun Kullanılabilirliğinin Araştırılması

İlyas HACISALİHOĞLU¹, Halim KOVACI², Genççağa PÜRÇEK³, Akgün ALSARAN^{*,2,4}

¹Erzurum Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 25050, Erzurum, Türkiye

²Atatürk Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 25240, Erzurum, Türkiye

³Karadeniz Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 61080, Trabzon, Türkiye

⁴Kafkas Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 36100, Kars, Türkiye

(Alınış Tarihi: 12.09.2014, Kabul Tarihi: 27.11.2014)

Anahtar Kelimeler

Dental implant
Yorulma hasarı
Aşırı plastik deformasyon

Özet: Diş kökü formundaki dental implantlar, vücutta canlı dokular ile temas sürelerinin uzunluğu ve günlük kullanımda maruz kaldığı değişken yükler neticesinde mekanik özellikleri ve elektrokimyasal davranışına bağlı olarak hasara uğramaktadırlar. Bu implantlarda; aşınma, korozyon, yorulma ve tribokorozyon gibi bütünlük hasar mekanizmalarının sinerjistik etkileri ile hasar oluşması ihtimali artmakta, iritasyon ve hatta implantasyonun başarısızlığı ile sonuçlanabilen ciddi sorunlar ortaya çıkmaktadır. Aslında bir dental implantın başarısı öncelikle kemik ve implant arasındaki osseointegrasyona bağlıdır. Osseointegrasyon sonrası ise hasar nedenleri; implant parçaları arasındaki etkileşim, implant malzemesinin özellikleri ve protezle ilgili olan problemler olarak karşımıza çıkmaktadır. Özellikle bu tür problemlerin ortaya çıkması da büyük oranda dental implantın dinamik yükler altındaki performansına bağlıdır. Bu performans, kullanılan implant malzemesinin mukavemet, tokluk ve yorulma gibi temel özelliklerince belirlenmektedir. Bu nedenle bu özelliklerin biyouyumluluğu bozmadan geliştirilmesi son derece önemlidir. Bu çalışmada farklı tiplerdeki dental implantların yorulma davranışları incelenmiş ve hasarın ortaya çıkış nedenleri araştırılmıştır. Yapılan incelemeler sonucunda dental implantlarda hem tasarım hem de dayanım nedeniyle hasarın oluştuğu görülmüştür. Mekanik dayanımın iyileştirilebilmesi için son yıllarda geliştirilen ve ultra-ince tane (UİT) yapısı gelişimini sağlayan aşırı plastik deformasyon (APD) yöntemlerinin implant üretiminde kullanılabilme potansiyelleri araştırılmıştır. Bu yöntemlerle oluşturulacak yeni mikroyapıların özellik ve performans çıktıları açısından mevcut titanyum ve alaşımlarında önemli iyileşmeler sağlayabileceği ve bunların dental implant uygulamalarında kullanılabilmesi ortaya konulmuştur.

Investigation of Ultra-fine Grained Titanium Availability In Dental Implant Applications

Keywords

Dental implant
Fatigue failure
Severe plastic deformation

Abstract: Root shaped screw type dental implants are damaged depending on their mechanical and electrochemical properties as a results of alternating force and excessive exposure time with living tissue in usage period. In these implant systems the possibility of failure is increased with synergistic effects of combined failure mechanisms like corrosion, wear, fatigue and tribocorrosion, it may even lead to adverse tissue reactions like irritation and failed implantations. In fact, the success of implantation is related to connection between living tissue and implant interface that is mechanical osseointegration. The occurring problems following osteointegration are the interaction between implant parts, properties of materials that are used in design and problems that associated with the prosthesis. The appearances of such problems are greatly relevant to performance of dental implant under variable load conditions. The main mechanical properties of used materials like strength, toughness and

*İlgili yazar: aalsaran@atauni.edu.tr

fatigue properties determine the aforementioned performance of implants. Therefore, improvement of these properties without compromising biocompatibility is extremely substantial. In this study, fatigue failure damages and reasons for different size and shaped dental implants were analyzed and discussed. Investigations showed that the damage of dental implants in variable load conditions are related to design and strength of implant materials. The usability of more recently developed severe plastic deformation techniques that offer increased strength and Ultra-fine grained (UFG) microstructure for implant materials are investigated. From the view of performance and microstructural properties was presented that these techniques can ensure significant improvement on currently used titanium and its alloys and can be utilized on dental implant applications.

1. Giriş

Dental implantlar, eksilen veya zarar gören dişlerin fonksiyon ve estetik görünüşünü geri kazanmak amacıyla sert doku yerine kullanılan diş kökü formundaki implantlardır. Dental implant uygulamalarında kısa ve uzun vadede %90-95 gibi yüksek oranlarda başarılı elde ediliyor olmasına rağmen cerrahi operasyon hataları ve kullanım süresince kırılma ve korozyon hasarları da görülebilmektedir. Kırılma ve korozyon hasarı oluşma ihtimalleri yaklaşık olarak %7 ve %12'ler civarındadır (Tagger Green et al. 2002). Aslında bu oranların daha yüksek olduğu tahmin edilmekte olup firmaların ticari yaklaşımları nedeniyle birçok vakanın kayda geçirilmediği düşünölmektedir.

Dental implant uygulamalarında ortaya çıkan problemler; biyolojik, mekanik ve implantın hastaya uyum sağlamaması şeklinde üç ana grup altında toplanmaktadır. Bu ana başlıkların yanı sıra operasyon esnasındaki problemler ve implantın uzun süreli kullanımı sonrasında ortaya çıkan problemler neticesinde, nadir de olsa kırılma hasarları görülebilmektedir. Yapılan çalışmalarda kırılma oranlarının, 8/4045(Balshi, 1996), 1/66(Mericske-Stern et al.1994),3/1778(Tolman and Laney, 1992),1/259(Jemt and Lekholm,1993),0/274(Zarb and Schmitt,1990), gibi oldukça düşük oranlarda olduğu görölmüştür. Farklı olarak ise Takeshita et al. 1996 5/68 gibi daha yüksek hasar oranı ile takip eden 5-15 yıl içerisinde % 0-6 oranında üstçene (Maxilla) ve % 0-3 altçene (Mandible) hasarlarını rapor etmişlerdir. Yapılan çalışmalar sonrası kırılmayı meydana getirecek faktörler; tasarım ve üretim hataları, implantın üst yapı ile yetersiz etkileşimi, yükleme faktörleri, damak-üst yapı tasarımı, implantın konumu ve boyutu, yorulma ve implant çevresindeki kemik kaybı şeklinde derlenmiştir. Bu faktörlerden tasarım, mekanik özellikler ve imalat aşamaları mühendislik yaklaşımları ile çözülebilecek problemlerdir. Morgan et al. 1993 ve Linkow et al. 1992 kullanım sırasında oluşan implant kırılmalarının aşırı yüklerden ziyade yorulma olayı sonucunda gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Bir dental implantta yorulma kırılmasını önleyebilmek içinde gerilme yığılmasını

azaltabilecek uygun bir tasarım ve yorulma dayanımı yüksek veya belirli proseslerle arttırılmış malzemelerin kullanılması gerekmektedir. Tasarım aşamasında alınabilecek önlemler, implantın tipine göre; özellikle abutment ve implant gövdesi arasında mikro hareketliliğin önlemesine ve implantın taşıyabileceği moment yükünün artırılabilmesine yöneliktir. Mekanik özelliklerin iyileştirmesine yönelik olarak da, yeni nesil beta β tipi titanyum alaşımlarının kullanılması veya mekanik veya ısıl etkilerle mevcut titanyum veya alaşımlarının dayanımsal özelliklerinin iyileştirilmesi gelmektedir.

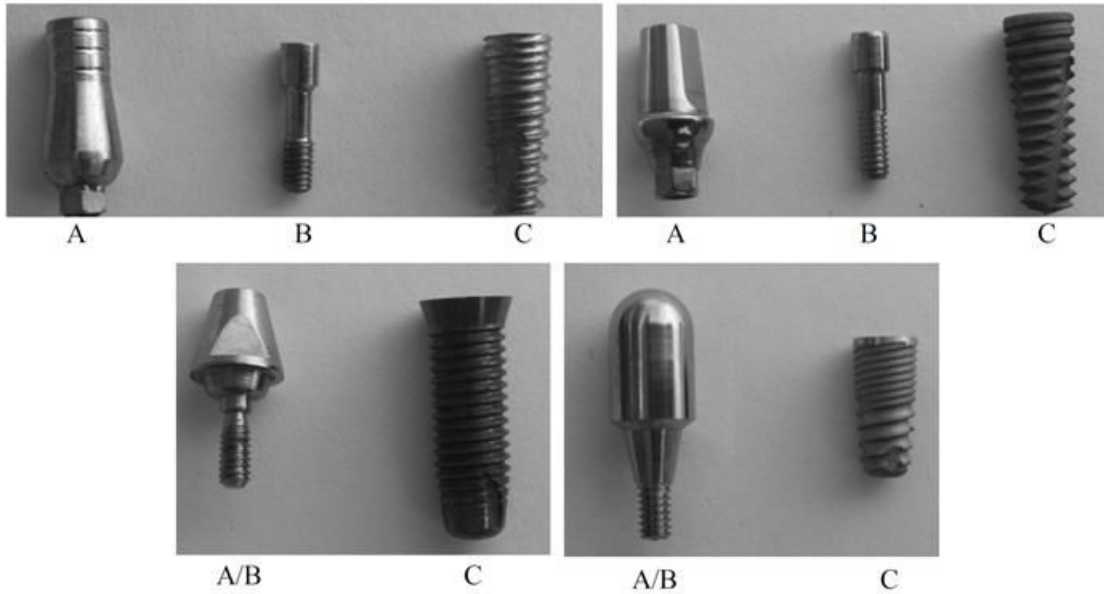
Son yıllarda, mevcut metalik malzemelerin kimyasal yapısını bozmadan mukavemet ve yorulma özelliklerinin artırılmasına yönelik çalışmalar sürdürölmektedir. Bu kapsamdaki çalışmalar incelendiğinde, aşırı plastik deformasyon (APD) esasına dayanan yöntemlerin gün geçtikçe etkin hale gelmeye başladıkları görölmektedir (Valiev 2006, Azushima et al. 2008, Pürçek et al. 2009). Bu yöntemlerin temel amacı, mikroyapısal olarak tane boyutunu mikron altı seviyelere kadar inceltmek ve yapıda aşırı oranda dislokasyon birikimi sağlamaktır. Bu sayede hem tane boyutu hem de deformasyon sertleşmesi esaslarına göre kristal yapılı malzemelerin sertlik ve mukavemet gibi temel mekanik özellikleri geleneksel yöntemlerle karşılaştırılmayacak ölçülerde iyileştirilebilmektedir. Bu anlamda Ti ve alaşımlarının mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için de bu yöntemler başarıyla uygulanmıştır (Semenova et al 2009, Pürçek et al. 2011). Bu çalışmalarda daha çok malzemelerin mukavemet artışları ve bunun mikroyapısal nedenleri üzerinde durulmuştur. Öte yandan, bu yöntemlerin Ti ve alaşımlarının kısa ve uzun ömürlü yorulma davranışları üzerine olan etkileri de araştırılmıştır (Semenova et al. 2009). Vinogradov et al.2001tarafından grade-2 Ti üzerine çalışmalar yapılmış ve bu çalışmalar sonucunda titanyumun yorulma sınırında ve yorulma ömründe aşırı plastik deformasyona dayalı UİT yapısı oluşumu sonrası önemli iyileşmeler sağlanmış ve bu yöntemin pek çok kristal yapılı malzemelerin yorulma dayanımının artırılmasında etkili olabileceği vurgulanmıştır. Yine Semenova et al. 2009 aşırı plastik deformasyon yöntemlerinden biri olan eş

kanallı açısıl basma/ekstrüzyon (EKAB/E) yönteminin saf titanyumun uzun ömürlü yorulma davranışı üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Bu işlem sonrası geliştirilen dayanım ve süneklik artışının malzemenin yorulma dayanım sınırını da önemli ölçüde arttırdığı belirlenmiştir. Ayrıca bu işlem sonrası uygulanan tavlama ile de malzemenin süneklik davranışının daha da geliştirilmesinin malzemenin çentik hassasiyetini azalttığı da tespit edilmiştir. Serra et al. 2013 mini-implant uygulamaları için titanyumu EKAE yöntemi ile aşırı plastik deformasyona maruz bırakmışlar ve bu işlem sonrası gelişen mukavemet ve yorulma davranışlarını araştırmışlardır. Valiev et al. 2008 ise biyomedikal uygulamalar için UİT yapılı titanyumun uygulanabilirliğini araştırmışlardır. Bu çalışmada özellikle V ve Al gibi toksik özellikteki elementleri

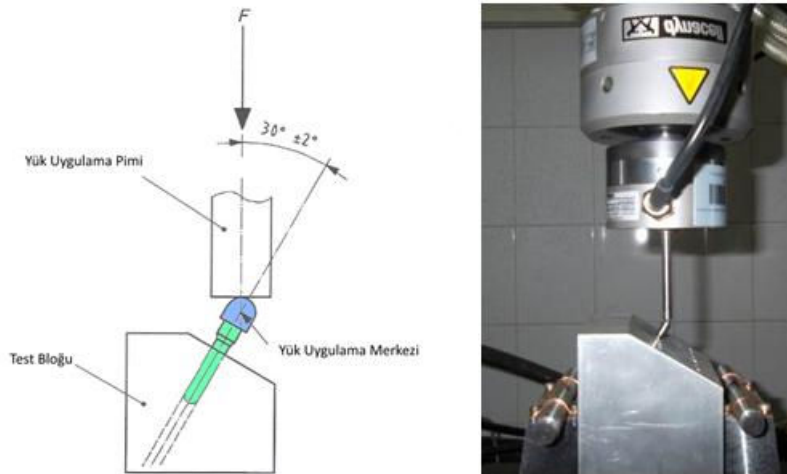
içermeyen saf titanyumun mukavemet ve yorulma dayanımlarının UİT oluşumu ile endüstriyel olarak uygulanabilir anlamda artırıldığı takdirde bu alanda önemi bir alternatif olabilecekleri vurgulanmıştır. Bu çalışmada ticari kullanımda var olan farklı dental implantların yorulma dayanımlarının belirlenmiş ve yorulma hasarı sonrası kırılma görüntüleri Taramalı Elektron mikroskobu (SEM) vasıtasıyla incelenmiştir. Ayrıca yorulma hasarını önlemeye yönelik aşırı plastik deformasyon yöntemi ile üretim öneri olarak sunulmuştur.

2. Materyal ve Yöntem

Çalışmada halen diş kökü uygulamalarında kullanılan dört farklı ticari dental implant geometrisi yorulma testlerine maruz bırakılmıştır (Şekil 1).



Şekil 1. Yorulma Testlerinde Kullanılan Dört Farklı dental İmplant Geometrisi, A: Abutment, B: Abutment Vidası, C: İmplant Gövdesi.



Şekil 2. ISO 14801-2007'ye Göre Yorulma Testi Şartları ve Uygulaması.

Yorulma testleri ISO 14801-2007 uyarınca kuru ortam şartlarında, INSTRON 8872 servo hidrolik

yorulma test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. İmplantlar standartta belirtildiği üzere test bloğuna,

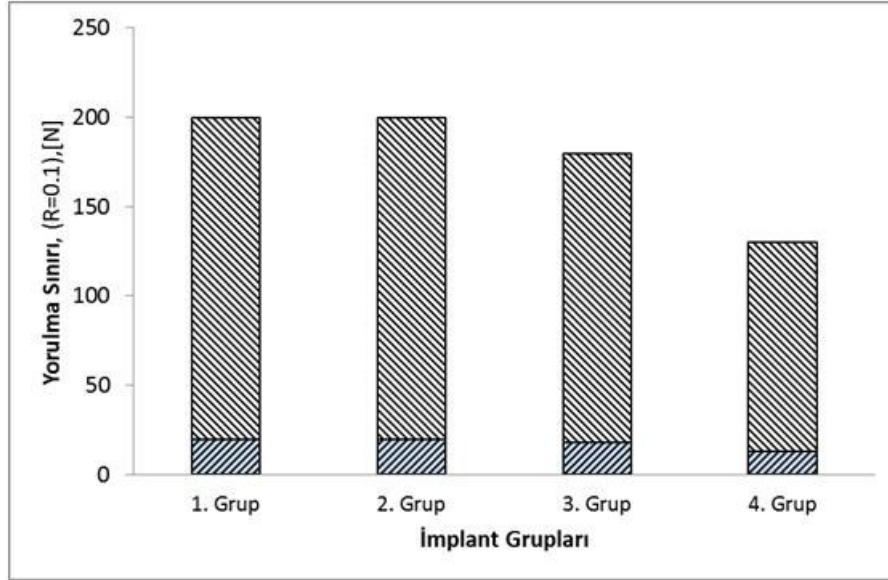
firmaların belirttiği sıkma momenti ile yerleştirilmiştir. UHMWPE malzeme implantların test bloğuna bağlanması için ara eleman olarak kullanılmıştır (şekil 2). Numunelerin karşılaşabileceği en kötü durumları test etmek amacı ile kemik doku kaybı yaşanmış ve maksimum eğilme momentinin oluşturulduğu minimal kemik seviyesinin bozulduğu bağlantı sağlanmıştır. $R = 0.1(\sigma_{min}/\sigma_{max})$ ve frekans 10Hz olarak belirlenmiştir. Yorulma limiti $5X10^6$ çevrim olarak sečilmiřtir. Başlangıç yükü olarak statik deneylerden elde edilen dayanımın %80 i belirlenmiş ve azalan yönde yorulma ömrüne kadar deneyler farklı yüklerde en az 3 kez tekrar edilmiştir. Test bitirme koşulu olarak implantın kırılma, plastik deformasyon ve gevşeme hali kabul edilmiştir.

Yorulma Testi sonrası numuneler ultrasonik yıkayıcı kullanılarak aseton ile temizlenmiş, alkol ile durulanmış ve kırılma yüzeyleri FEI QUANTA-FEG 250 taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir.

3. Araştırma Bulguları

3.1. Püskürtmeli Kurutma Yöntemi ile Hazırlanan Kompozit Tozların Fiziksel Özellikleri

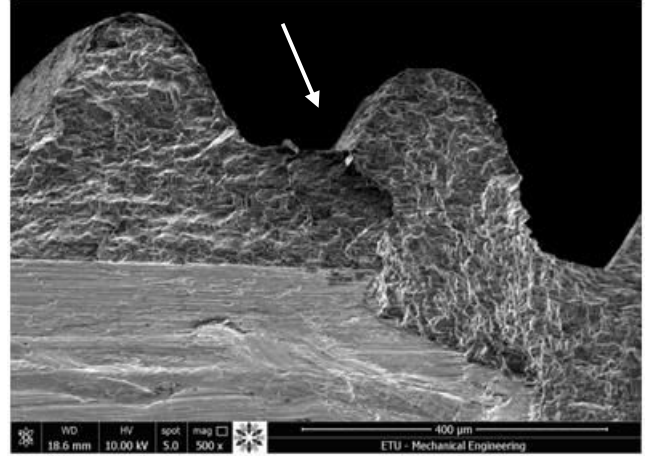
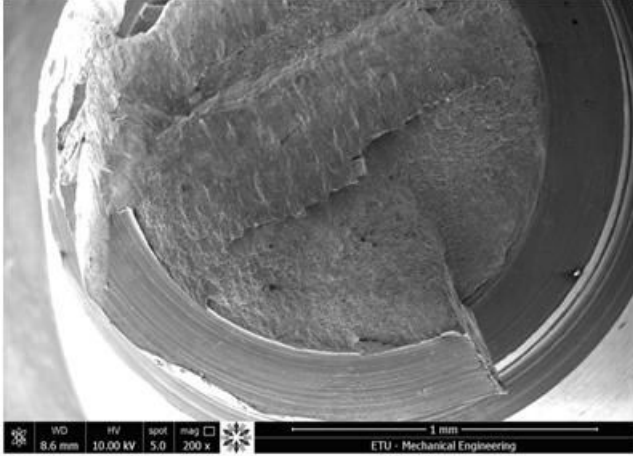
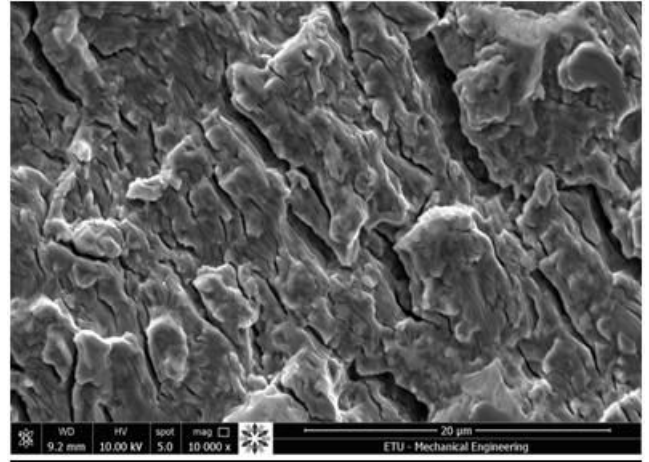
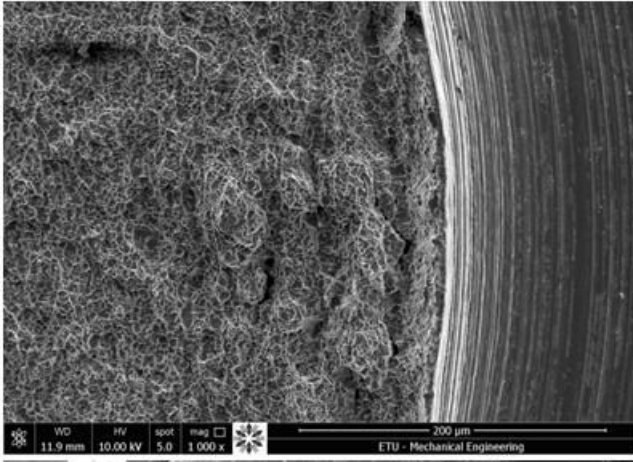
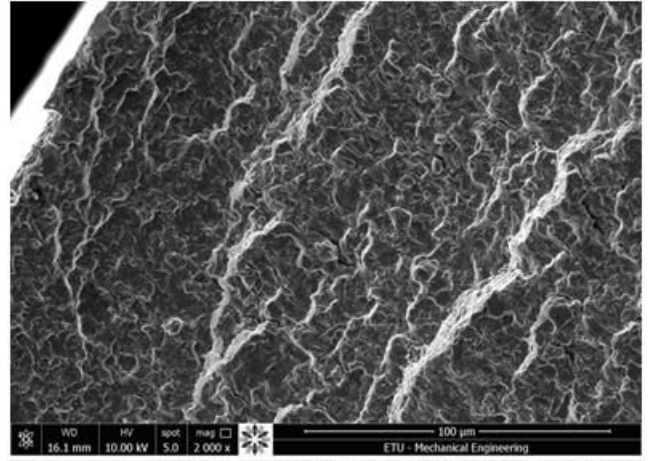
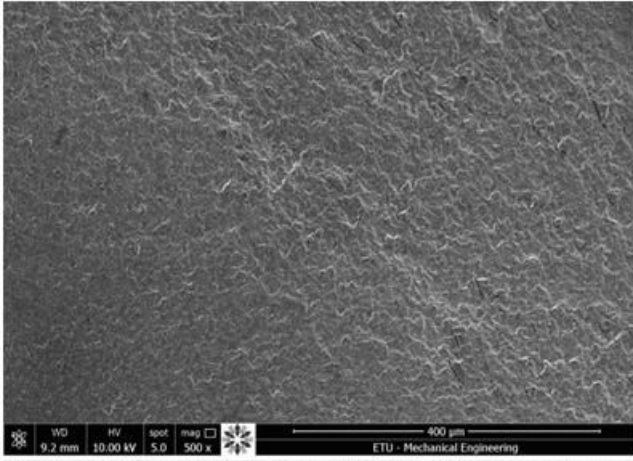
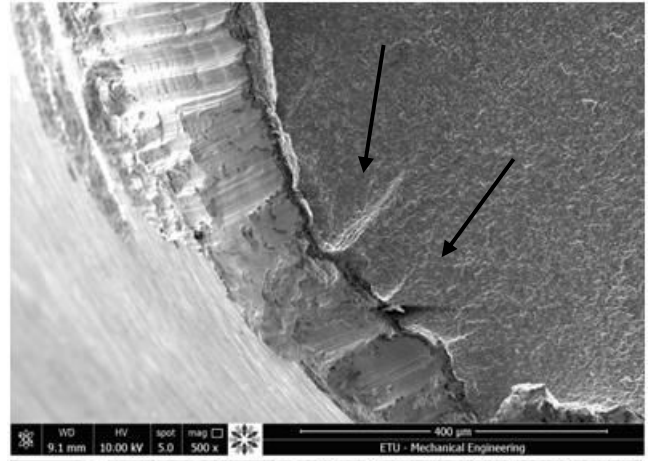
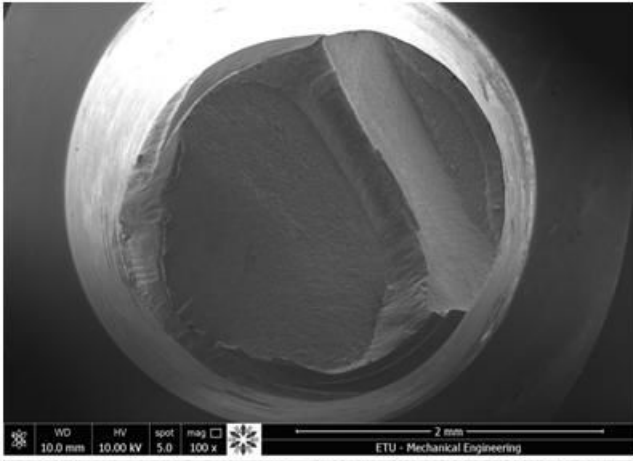
şekil 3'de 4 farklı implanta ait yorulma testi sonuçları verilmiştir. İmplant geometrileri farklı olduğu için yorulma dayanım sınırları farklılıklar göstermektedir. Literatürde yük altında kırılma nedenleri olarak; yüksek tekrarlı yükler, implantı çevreleyen kemik dokudaki kayıplar ve kemik çimentosu kayıpları, farklı metallerin temas ile ağız sıvısında galvanik çift oluşumu ile üstyapının bozunması ve çevreleyen dokuya nikel iyonları gibi toksik iyon gečilşleri ve plak oluşumu içeren periimplantitis ile kemik bozunmasının hızlanması ve dolayısıyla implant üzerine gelen burulma yükünün artması gösterilmiştir. Bu nedenle ISO 14801 e göre gerçekleştirilen deneyler ile sadece tekrarlı yükler altında oluşan hasar mekanizması bilgileri verilebilmekte in vivo şartlar altındaki özellikler hakkında herhangi bir çıkarım yapılamamaktadır. Yorulma testleri sonrası 130-200 N ($R=0.1$) arasında dayanım değerleri elde edilmiştir. Literatürde dental implantın geometrisine göre farklılık gösteren yorulma dayanımı 110 MPa civarındadır.

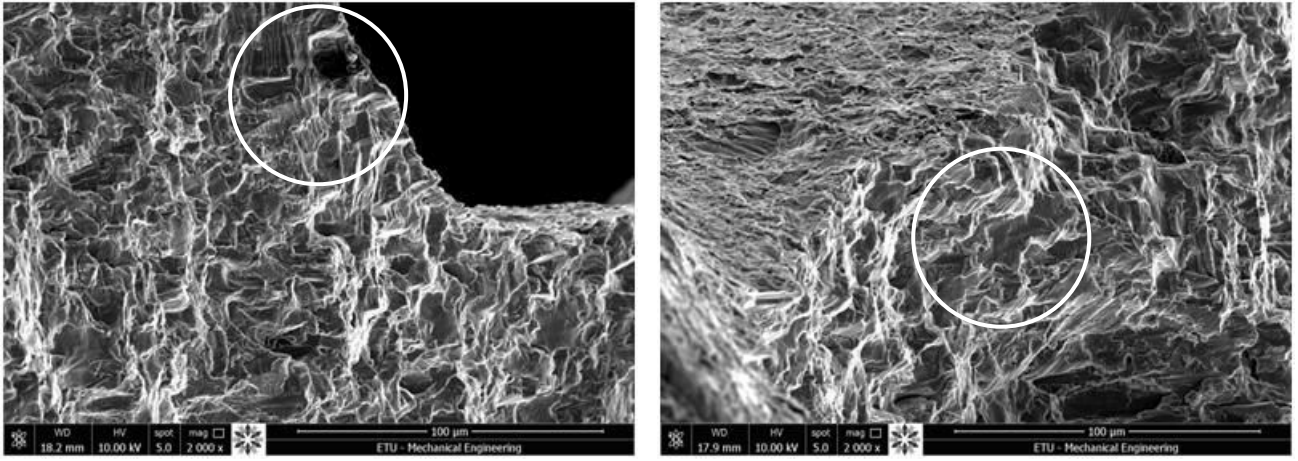


şekil 3. Farklı İmplantlara Ait Yorulma Dayanımları.

Yorulma testi sonrası kırılma yüzeyleri incelendiğinde hasarın gerilme yığılmasına sebep olabilecek bir noktadan başladığı ve ilerlediği görölmüştür. şekil 4'de 4. implant grubuna ait yorulma hasarı görüntüleri verilmiştir. Yükleme 15/150 oranında olup yorulma çatlağı birkaç noktadan başlamıştır. Uygulanan yükün oranına göre çatlak başlama ve ilerleme bölgesi toplam kesitin yaklaşık 2/3 oranını kaplamıştır. Yorulma testi esnasında ikincil çatlaklar oluşmuş ve buda implantta

yorulma çatlak ilerleme hızını artırmıştır. Uygulanan yükün oranı artırıldığında (40/400) kesitte oluşan plastik deformasyon miktarı artarak implantın yorulma ömrü kısalımtır. İmplantın tasarımına bağlı olarak kökün iç vida kısımlarında da hasarlar görölmüştür. Özellikle diş kısımlarında yorulma hasarı belirtisi olan yorulma çizgilerinin oluştuğu görölmüştür.

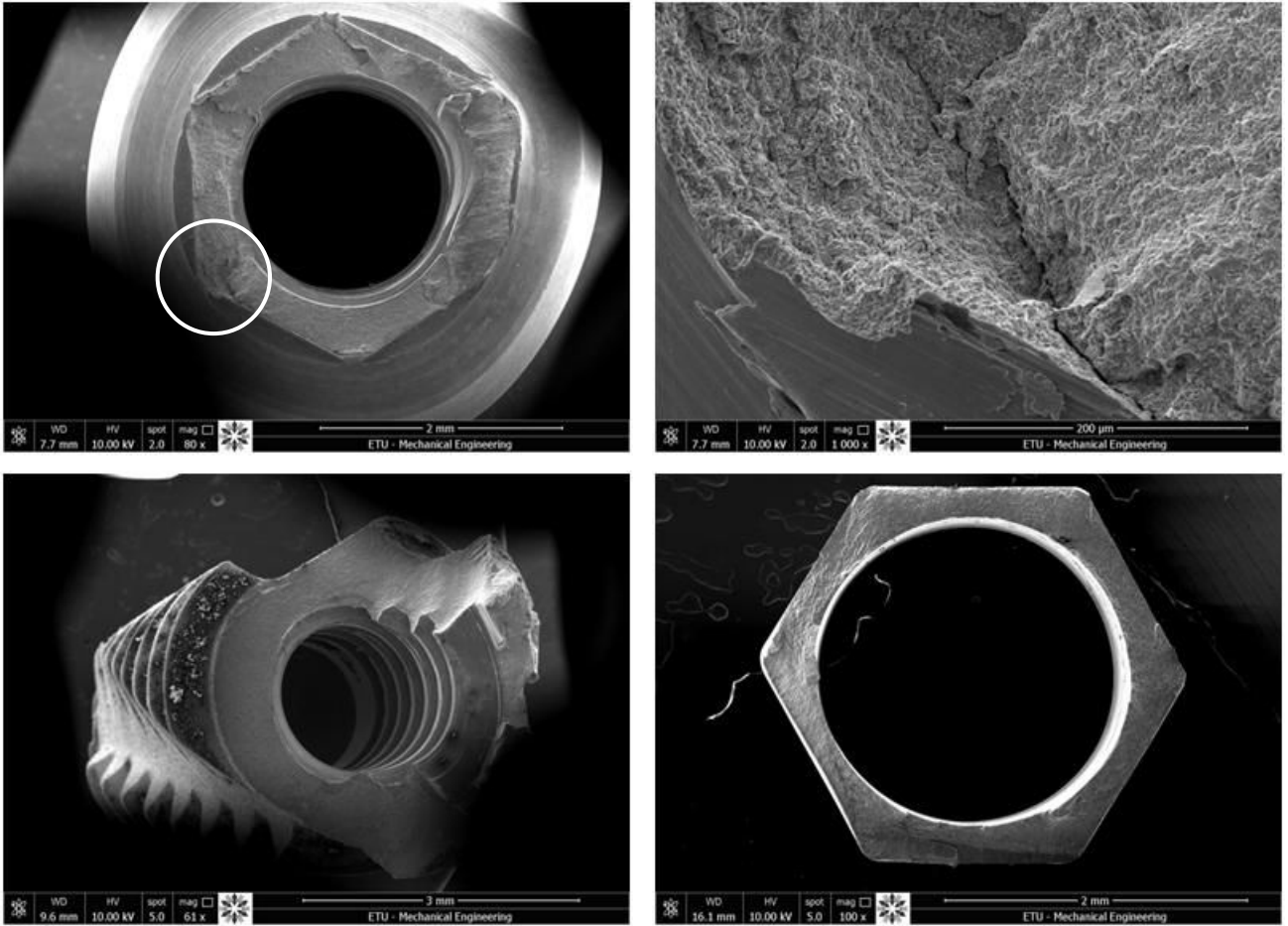




Şekil 4. 4.Grup İmplantlara Ait Kırılma Yüzey Görüntüleri.

Şekil 5’de 1, 2 ve 3 numaralı implantlara ait yorulma kırılması sonrası SEM görüntüleri verilmiştir. Kırılma hem abutment hem de implant gövdesinde meydana gelebilmektedir. Her iki parçada kırılma yine bir çatlak başlangıcı ve ilerleme bölgesi içermektedir (3.Grup). Çatlak tasarımdan gelen kesit değişim bölgesi ve üretimden gelen etkiler ile gerilme yığılmalarının baskın olduğu kritik kenarlardan

başlayarak nihai hasara neden olmuştur. Özellikle çatlak başlangıcına yakın bölgelerde ikinci çatlak oluşumları da her iki parça için etkindir (2. Grup). Kırılma durumu implant gövdesinin kemik doku ile olan rijitliğinin azalması ile gerçekleşebildiği ve eğilme yükünü taşıyamadığı durumlarda görülmektedir (Tagger Green vd. 2002).



Şekil 5.1, 2 ve 3 nolu İmplant Gruplarına Kırılma Görüntüleri

4. Tartışma ve Sonuç

Dental implantlarda yorulma hasarı sonrası kırılmaların oluşması muhtemeldir. Bu nedenle özellikle yorulma hasarına dayanıklı malzemelerin kullanılması ve tasarımda gerilme yığılmasını önleyici önlemlerin alınması gerekmektedir. Kullanılacak diş köklü formundaki implant gövdesi ve abutment'in biyouyumlu olması gerekliliği dikkate alındığında titanyum ve alaşımları ile dental implant üretimleri gerçekleştirilmektedir. Titanyumun dayanımını artırmak için alaşım elementleri olarak yapıya katılan Al, V gibi elementlerde vücutta uzun süre kaldığında toksik etki oluşturarak farklı rahatsızlıkların ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Bu nedenle titanyumun alaşımlandırma olmaksızın farklı mekanik-ısıl proseslerle mukavemetinin artırılması son yıllarda önem kazanmıştır. Mekanik özellikleri iyileştirilen titanyumun implant malzemesi olarak kullanımı için gerekli olan diğer temel özellik yeterli boyutlarda üretilebilmesi ve plastik deformasyon için kabul edilebilir süneklikte sahip olmasıdır. Bu amaçla dental implant üretiminde sıklıkla yer alan kayar otomatlar için seri üretim ve sürekli çubukların sağlanabilmesi önem arz etmektedir. Son yıllarda aşırı plastik deformasyona dayalı mukavemet artırma yöntemleri de özellikle kristal yapılı malzemelerde geleneksel yöntemlerle karşılaştırılamayacak ölçüde iyileşmeler sağlamıştır. Aşağıda, yüksek dayanımlı dental implantların geliştirilmesi ve bu sayede alaşım elementleri içermeyen nispeten yumuşak saf titanyumların da bu amaçla kullanılmalarının artırılması için önerilen eş kanallı açıl ekstrüzyon/basma (EKAE/B) yöntemi ve titanyuma uygulanması sonrası elde edilen sonuçlar açıklanmıştır.

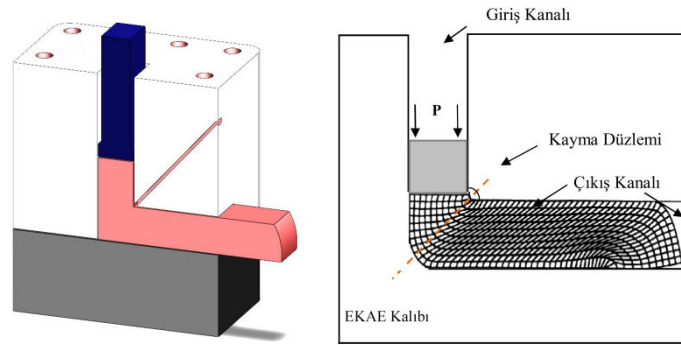
4.1.Önerilen Yöntem: "Eş Kanalda Açıl Ekstrüzyon (EKAE)"

EKAE tekniği ilk olarak 1980'li yıllarda aşırı plastik deformasyon (APD) yöntemi olarak Segal et al. 1981 tarafından geliştirilmiştir. 1990'lı yıllardan sonra ise söz konusu yöntem üzerine birçok araştırma grubu tarafından yoğun çalışmalar başlatılmış ve bu yöntemin kütleli formda ultrakristalin veya

nanoyapılı malzeme üretiminde kullanılabileceği ortaya çıkmıştır. Özellikle Valiev et al. 2000 tarafından başlatılan ve sonrasında dünyanın birçok ülkesindeki araştırma grupları tarafından yürütülen çalışmalar, bu yöntemle ilgili geliştirmelere baş döndürücü bir hız kazandırmıştır. Son yıllarda bu yöntemin endüstriyel uygulama alanları araştırılmaya başlanmış ve belli merkezlerde prototip aşamasında da olsa uygulama çalışmaları başlatılmıştır. EKAE yönteminin diğer APD yöntemlerine göre pek çok üstünlükleri vardır. Bunlar; proses sonrası üniform mikroyapıların elde edilmesi, tane morfolojisinin ve tekstür oluşumunun kontrol edilebilmesi ve işleminin çok daha kolay olması sayılabilir. Ayrıca, bu yöntemle çok daha büyük boyutlarda ve kütleli formda ultrakristalin yapılı malzemelerin üretilmesi ve üretilen malzemelerin mühendislik uygulamalarında kullanılabilir ebatlarda olması da bu yöntemin önemli üstünlüğüdür.

EKAE yöntemi basitçe; eş kesitli iki kanaldan katı durumdaki malzemenin geçirilmesi ve arakesitten geçiş sırasında malzemenin iç yapısında basit kayma mekanizması ile aşırı oranda plastik deformasyon oluşturup tane boyutunun inceltilmesi esasına dayanmaktadır (Iwahashi et al. 1996, Iwahashiet al. 1998) Bu yöntemde kullanılan klasik bir kalıp ve deformasyon modeli Şekil 6'da verilmiştir. Bu şekilden görüldüğü gibi; dikey kanala yerleştirilen örnek bir itici (plunger) ile yatay kanala doğru itilmektedir. Kalıp içerisinde oluşan deformasyon prosesi oldukça karmaşık bir yapıya sahip olup, bu konuda geniş bilgi Stolyaraov et al. 2001 ve Valiev et al. 2002 referanslarında bulunabilir.

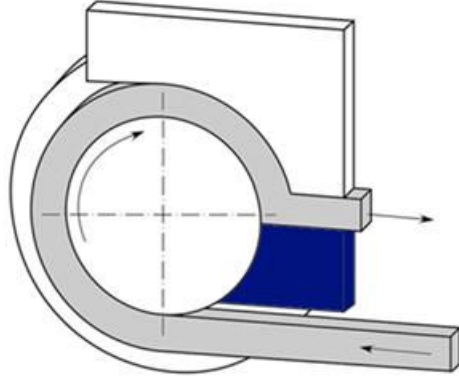
Giriş ve çıkış kanallarının kesit alanlarında önemli bir farkın olmaması ve kanal içerisinde açıl bir kırılmanın meydana getirilmesi bu yöntemi geleneksel ekstrüzyon yöntemlerinden ayıran en önemli özelliktir. Bu sayede aynı numune (ya da parça) ardı ardına teorik olarak sonsuz sayıda EKAE işlemine tabi tutularak aşırı oranda deformasyona uğratılabilmektedir.



Şekil 6. EKAE Kalıbı ve Yöntemin Şematik Gösterimi.

EKAE yönteminin endüstriyel alanda kullanılabilmesi ve özellikle seri üretime uygun hale getirilmesi, bu yöntemin geleceği açısından çok önemli görölmektedir. Bu nedenle, bu konudaki çalışmalar da artarak devam etmektedir. Bu çalışmalardan ikisi; sürekli ve döner kalıplı EKAE yöntemleridir. Şekil 7'de sürekli ve sonsuz uzunluktaki çubukların APD'u

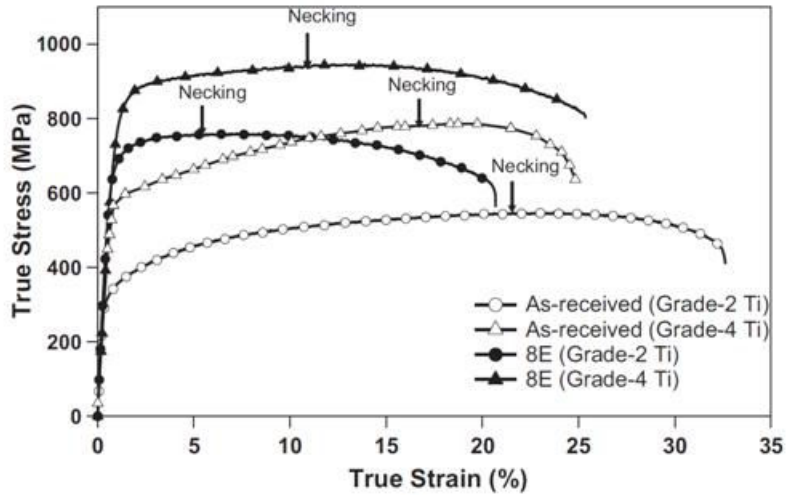
için geliştirilmiş olan sürekli ECAE yöntemi verilmiştir. Bu yöntemde, malzemenin kalıba girişi ve sürekli beslenmesi bir merdane sistemiyle sağlanmaktadır. Bu sistemde aynı zamanda istenirse malzeme kalıba girmeden önce haddelenebilmektedir.



Şekil 7. Sürekli Çubuk Malzemelerin Prosesinde Kullanılan Sürekli Beslemeli EKAE Conform Yönteminin Şematik Gösterimi.

Uygulanan EKAE prosesinin tane incelmeye sağladığı saf titanyuma ait akma ve çekme dayanımı gibi mekanik özelliklerin arttırdığı, biyomalzeme olarak kullanımda sıklıkla tercih edilen Ti-6Al-4V alaşımına yakın mekanik özellikler kazandırdığı ve sünek

karacterin korunarak toksik iyon salınımına neden olmadan mekanik özellikleri nedeni ile biyomalzeme olarak kullanıma potansiyel oluşturmaktadır (Pürçek et al. 2003, Alsaran et al. 2011).



Şekil 8. Uygulanan EKAE İşlemi Sonrası Mekanik Özelliklerin Değişimi (Pürçek et al. 2003).

5. Sonuç

Bu çalışma kapsamında piyasada kullanımda olan dört farklı dental implantın yorulma dayanımları belirlenmiş ve kırılma yüzey görünümleri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar aşağıda verilmiştir.

- Dental implantların yorulma dayanımları kesit ve geometrilerine göre farklılık göstermiştir.

- Yorulma testi sonrası gerilme yığılmasına sebep olabilecek geometrik düzensizliklerde yorulma çatlağının başladığı, uygulanan yükün büyüklüğüne göre yorulma çatlağının bir'den çok yerden başlayabileceği görölmüştür.
- Kırılma görüntülerinde yorulma hasarı belirtisi olan yorulma çizgilerinin oluştuğu görölmüştür.
- Dental implantların hem diş kökü hem de abutment kısımlarında yorulma kırılmasının meydana gelebileceği görölmüştür.

- Titanyum esaslı malzemelerin aşarı plastik deformasyon ile dayanımlarının artırılabilereği ve EKAE süreklil sistem sayesinde bu ürünlerin dental implant imalatında da kullanılabilereği önerilmiştir.

Kaynaklar

Alsaran, A., Purcek, G., Hacısalihoğlu, 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 & Coatings Technology*, 205, 537-542.

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, 716 – 735.

Balshi, T.J., 1996. An Analysis and management of fractured Implants: A Clinical Report. *Int. Jour. Oral Maxillofac Implants*. 11: 660-666.

Iwahashi, Y., Horita, Z., Nemoto M., Langdon, T.G., 1998. The process of grain refinement in equal-channel angular pressing. *Acta Materialia*, 46:9, 3317-3331.

Iwahashi, Y., Wang, J., Horita, Z., Nemoto, M., Langdon, T.G., 1996. Principles of equal-channel angular pressing for the processing ultra-fine grained materials. *Scripta Materialia*, 35, 143-146.

Jemt, T., Lenkholm, U., 1993. Oral Implant Treatment In Posterior Partially Edentulous Jaws: A 5-Year Follow Up Report. *Int. Jour. Oral Maxillofac Implants*. 8: 635-640.

Kim, W.J., Hyun, C.Y., Kim, H.K., 2006 Fatigue strength of ultrafine-grained pure Ti after severe plastic deformation. *Scripta Mater.*, 54, 1745-1750.

Linkow, L.I., Donath, K., Lemons, J.E., 1992. Retrieval Analyses of A Blade Implant After 231 Months of Clinical Function. *Implant Dent.*, 1, 37-43.

Mericske-Stern .R., Steinlin, Schaffner, T., Marti, P., .1994. Peri-implant mucaosal aspects of ITI Implants Supporting Overdentures. A Five-year longitudinal study. *Clin. Oral Implants Rest.*, 5, 9-18.

Morgan, M.J., James, D.F. Pilliar, R.M., 1993. Fractures of The Fixture Component of An sseointegrated Implant. *Int. Jour. Oral Maxillofac Implants*. 4: 409-414.

Pürçek, G., Saray, O., Kul, O., Karaman, I. , Yapici, 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, 97 – 1004.

Pürçek, 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, 2303 – 2308.

Segal, V.M., Reznikov, V.I., Drobyshevskii, A.E., Kopylov, V.I., 1981. Plastic working of metals by simple shear. *Russ. Met.*, 1,99-105.

Semenova, I.P., Salimgareeva, G. Kh., Latysh, V.V., Kunavin, S.A., Valiev, R.Z., 2009. Fatigue Resistance of Titanium With Ultrafine-Grained Structure. *Metal Science and Heat Treatment Vol. 51*, 87-91.

Semenova, I.P., Salimgareeva, G.Kh., Latysh, V.V., Lowe, T., Valiev, R.Z., 2009. Enhanced fatigue strength of commercially pure Ti processed by severe plastic deformation. *Materials Science and Engineering A*, 503, 92-95.

Serra, G., Morais, L., Elias, C.N., Semenova, I.P., Valiev, R.Z., Salimgareeva, G., Pithon, M., Lacerda, R., 2013. Nanostructured severe plastic deformation processed titanium for orthodontic mini-implants *Materials Science and Engineering C 3*, 4197-4202.

Stolyarov, V.V., Zhu, Y.T., Lowe T.C., Valiev, R.Z., 2001. Microstructure and properties of pure Ti processed by ECAP and cold extrusion. *Materials Science and Engineering A*, vol. 303A, 82-89.

Tagger Green, N., Machtei, E.E., Horwitz, J.i Peled, M., 2002. Fracture of Dental Implants:Literature Review and Reprt of Case. *Implant Dentistry*, 11-2,137-141.

Takehita, F., Sutsugu, T., Higuchi, Y., .. 1996. Histologic Study of Failed Hollow Implants. *Int. Jour. Oral Maxillofac Implants*. 11: 254-250.

Tolman, D.E., Laney, W.R., 1992. Tissue Integrated Prosthesis Complications. *Int. Jour. Oral Maxillofac Implants*. 7: 477-484.

Valiev, R.Z. 2006. The new trends in SPD processing to fabricate bulk nanostructured materials. *Proceedings of the 9th International Conference on Material Forming ESAFORM, Glasgow U.K.*

Valiev, R.Z., Alexandrov, I.V., Zhu Y.T., Lowe, T.C., 2002. Paradox of strength and ductility in metals processed by severe plastic deformation. *Journal of Materials Research*, vol. 17:1, 5-8.

Valiev, R.Z., Islamgaliev, R.K., Alexandrov, I.V., 2000. Bulk nanostructured materials from severe plastic deformation, *Progress in Materials Science*, 45, 103-189.

Valiev, R.Z., Semenova, V., Latysh, H., Rack, T., Lowe, J., Petruzelka, L., Dluhos, D., Hrusak, J., 2008. Nanostructured titanium for biomedical applications, *Adv. Eng. Mater.* 8, B15-B17.

Vinogradov, A.Y., Stolyarov, V.V., Hashimoto, S., Valiev R.Z., 2001. Cyclic behavior of ultrafine-grain titanium produced by severe plastic deformation. *Materials Science and Engineering: A* 318, 1:2, 163-173.

Zarb, G., Schmitt, A., 1990. The Longitudinal Clinical Effectiveness of osseointegrated Dental Implants: The Toronto Study. Part III: Problems and Complications Encountered. *Jour. Prosthet. Dent.*, 64, 185-194.