

Current Approaches in Surface Processing of Biomedical Alloys; Laser Processes

Melek GEDİKOĞLU¹ , Aleyna KOLSAL¹ , Hatice TUTUŞ¹ , Sıdıka Mine TOKER^{1,*} 

¹Eskişehir Osmangazi University, Faculty of Engineering and Architecture, Department of Metallurgical and Materials Engineering, Eskişehir/Turkey

Graphical/Tabular Abstract

Article Info:

Review article
Received: 07/05/2021
Revision: 21/06/2021
Accepted: 08/07/2021

Highlights

- Biomedical alloys.
- Surface processing
- Laser

Keywords

Biomaterial
Biocompatibility
Osseointegration
Laser surface configuration
Nanosecond laser
Femtosecond laser

In this study, current approaches in surface processing of biomedical alloys which are applied in order to improve biocompatibility, are reviewed with a focus on laser surface configuration methods.

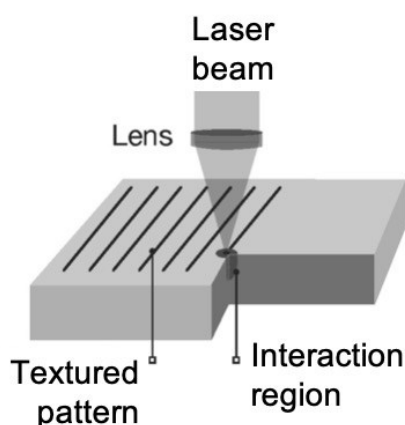


Figure A. Surface texturing with laser

Purpose: Biomedical alloys are widely preferred for orthopedic and dental implant applications, mainly owing to their superior mechanical properties. However, due to issues such as elastic mismatch or corrosion, biocompatibility of metallic biomaterials is yet to be improved. Since the first biomaterial-tissue interaction takes place at the biomaterial surface, surface processing methods are commonly applied to improve biocompatibility and specifically osseointegration of implant materials. With this motivation, the current study aims to review current approaches in surface processing of biomedical alloys with a special focus on novel laser surface texturing applications.

Theory and Methods: The common methods applied to alter surface properties of biomedical alloys include conventional methods such as; plasma spray coating, grit blasting, acid etching, a combination of sand blasting and acid etching and anodization, as well as novel laser etching methods.

Results: The conventional methods in surface processing have some disadvantages such as surface contamination or uneven surface texturing. Laser surface structuring methods on the other hand are promising methods as they provide contamination-free surfaces with controlled texturing.

Conclusion: Nanosecond and femtosecond laser surface structuring are novel and promising methods for the surface processing different biomaterial alloys. Especially femtosecond laser surface processing applications were shown to yield clean surfaces with periodic structures which promote cellular adhesion as well as controlling cellular orientation and exhibiting promising results for improving the osseointegration of biomedical alloys.



Current Approaches in Surface Processing of Biomedical Alloys; Laser Processes

Melek GEDİKOĞLU¹, Aleyna KOLSALI¹, Hatice TUTUŞ¹, Sıdıka Mine TOKER^{1,*}

¹Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Eskişehir/Türkiye

Abstract

One of the branches of science where great developments are taking place today is biomaterials. Biomaterials are natural or artificial materials that can be used for the replacement of diseased or damaged organs or tissues, and in some cases, they can be used for purposes such as correcting body functions or increasing the functionality of organs, replacing a living system or working in contact with living tissue. The known material types that are metallic, ceramic, polymeric and composite materials are each used as biomaterials. Among these, metallic biomaterials and biomedical alloys, which are especially prominent in terms of their mechanical properties, are widely used in many biomedical applications such as orthopedic implants, fracture treatment screws, braces and dental implants. As in all biomaterials, the most important factor determining the success of biomedical alloys is their biocompatibility. Since their first interaction with the biological systems occurs on the material surface, surface treatments are commonly used methods for improving the biocompatibility of biomedical alloys. Among these methods, the laser surface structuring method is a promising, contamination-free, non-contact and environmentally friendly surface treatment technique to modify the surface properties of materials in the biomedical industry. Nanosecond and femtosecond laser surface structuring applications emerge at this point and allow to change the surface properties of different biomaterial alloys. Within the scope of this article, the changes in the surface properties of biomaterials with the effect of nanosecond and femtosecond laser irradiations, applications with different laser techniques were examined and the results were compiled.

Makale Bilgisi

Derleme makalesi
Başvuru: 07/05/2021
Düzeltilme: 21/06/2021
Kabul: 08/07/2021

Keywords

Biomaterial
Biocompatibility
Osseointegration
Laser surface
configuration
Nanosecond laser
Femtosecond laser

Anahtar Kelimeler

Biyomalzeme
Biyoyumluluk
Osseointegrasyon
Lazer yüzey yapılandırma
Nanosaniye lazer
Femtosaniye lazer

Biyomedikal Alaşımların Yüzey İşlemlerinde Güncel Yaklaşımlar; Lazer İşlemleri

Öz

Günümüzde büyük gelişmelerin gerçekleştiği bir bilim dalı da biyomalzeme bilimidir. Biyomalzemeler, hastalıklı veya hasar görmüş organ ya da dokuların yerine kullanılabilen doğal veya yapay malzemeler olup, bazı durumlarda vücut fonksiyonlarını düzeltmek veya organların fonksiyonelliğini artırmak gibi amaçlarla da kullanılabilen, canlı bir sistemin parçası yerine geçen veya canlı doku ile temas halinde çalışması gereken malzemelerdir. Bilinen malzeme türleri olan metalik, seramik, polimerik ve kompozit malzemelerin her birinin biyomalzeme olarak kullanımı mevcuttur. Bunların arasında özellikle mekanik özellikleri açısından öne çıkan metalik biyomalzemeler ve biyomedikal alaşımların uygulama alanları arasında ortopedik implantlar, kırık tedavi vidaları, diş telleri ve dental implantlar gibi pek çok uygulama mevcuttur. Tüm biyomalzemeler gibi, biyomedikal alaşımların da başarısını belirleyen en önemli faktör biyoyumluluklarıdır. Biyolojik sistemlerle ilk temaslarının malzeme yüzeyinde gerçekleşmesi sebebiyle, biyomedikal alaşımların biyoyumluluklarının geliştirilmesinde yüzey işlemleri uygulanması yaygın olarak kullanılan yöntemlerdir. Bu yöntemler arasında lazer yüzey yapılandırma yöntemi biyomedikal endüstrisinde malzemelerin yüzey özelliklerini modifiye etmek için gelecek vadeden, kontaminasyonsuz, temassız ve çevre dostu bir yüzey işlem tekniğidir. Nanosaniye ve femtosaniye lazerler ile yüzey yapılandırma uygulamaları bu noktada karşımıza çıkmakta ve farklı biyomalzeme alaşımlarının yüzey özelliklerini değiştirmeye olanak tanımaktadır. Bu makale kapsamında nanosaniye ve femtosaniye lazer ışınlarının etkisiyle biyomalzemelerin yüzey özelliklerindeki değişimler, farklı lazer teknikleri ile yapılan uygulamalar incelenmiş ve sonuçları derlenmiştir.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Biyomalzemeler günümüzde çeşitli sebeplerle işlevini yitirmiş organ ve dokuların tedavisinde veya bunların yerine geçecek sistemlerin üretilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Metalik, seramik, polimerik ve kompozit bütün malzeme çeşitlerinin, sahip olduğu özelliklere göre biyomalzeme olarak kullanıldığı alanlar bulunmaktadır. Bu malzeme çeşitleri arasında metalik biyomalzemeler, sağladıkları mekanik özellik avantajı sebebiyle özellikle ortopedik ve dental uygulamalar için yaygın olarak tercih edilmektedirler, fakat biyoyumlulukları halen iyileştirilmeye ihtiyaç duyulan bir alandır. Biyomalzemelerin dokularla etkileşimleri ilk olarak yüzeyde gerçekleştiğinden biyoyumlulukları yüzey özellikleri ile yakından ilişkilidir. Biyomedikal alaşımların kemik doku ile temas halinde kullanıldıkları implant uygulamalarında ise, çevre doku ile uyum ve fonksiyonel bağlantının sağlanabilmesi olarak tanımlanabilecek bir özellik olan osseointegrasyon, implantların başarısı açısından en önemli etkenlerden biridir. Metalik implant malzemelerine bu amaçla biyoyumluluk ve osseointegrasyon özelliklerinin geliştirilmesi için çeşitli yüzey işleme yöntemleri uygulanmakta ve yeni yöntemler geliştirilmektedir.

Bu derlemede temel olarak biyomedikal alaşımlara uygulanan güncel yüzey işlemlerine odaklanmak amaçlanmıştır. Bu amaçla biyomedikal alaşımlar, bu alaşımların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon kavramı ile ilgili temel bilgiler verildikten sonra uygulanmakta olan geleneksel yüzey işleme yöntemleri tanıtılıp, yeni nesil bir yöntem olan lazerle işleme yöntemi üzerine yoğunlaşmıştır.

2. BİYOMEDİKAL ALAŞIMLAR (BIOMEDICAL ALLOYS)

Biyoyumlu metalik malzemelerin çekme ve yorulma dayanımları, kırılma tokluğu gibi mekanik özellikleri polimer ve seramik malzemelerden daha üstündür. Bu sebeple genellikle iskelet sistemi yapısında metalik biyomalzemeler kullanılmaktadır. Metalik biyomalzemelerin diş implantları, yapay eklemler, kalp kapakçıkları, kalça protezleri gibi uygulama alanları bulunmaktadır [1,2].

Biyomedikal alanda yaygın olarak kullanılan biyoyumlu metalik malzemelerden bazıları; kobalt-krom alaşımları, paslanmaz çelik, nikel-titanyum alaşımları ve titanyum alaşımlarıdır [1-10]. Yaygın olarak kullanılan bu metalik biyomalzemelerin mekanik özellikleri ve korozyon dayanımıyla ilgili bilgiler bir kıyaslama şeklinde Tablo-1'de özetlenmekte ve bu bölümün devamında detaylı olarak anlatılmaktadır.

Tablo- 1. Metalik biyomalzemelerin mekanik özellikleri ve korozyon dayanımı [4-7].

Metalik Biyomalzemelerin Mekanik Özellikleri	Çekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	% Uzama Miktarı	Sertlik (HV)	Elastisite Modülü (GPa)	Korozyon Dayanımı
316 L Paslanmaz Çelik	540-1000	170	40	240	200	Karbon oranlarının düşük olması sebebiyle krom-karbür çökmesi oluşma ihtimali düşüktür ve bileşimindeki yüksek krom, nikel, molibden içeriğinden dolayı korozyon dayanımı yüksektir.
CoCrMo Alaşımı	900-1540	600	14	440	240	Yüksek korozyon direncine sahiptir.

Ti	900	480	50	500	105-125	Korozyona karşı üstün bir direnç göstermektedir. Reaktif bir metaldir. Hava, nemli veya redükleyici bir ortama bırakıldıklarında kararlı ince koruyucu tabaka oluşmaktadır. Oluşan bu tabaka titanyum malzemenin korozyon direncini artırır.
Ti6Al4V	895	825	10	780	110	İyi yorulma dayanımı, işlenebilirlik ve şekillenebilirlik özelliklerine sahiptir. Ayrıca paslanmaz çelik ile karşılaştırıldığında yüksek korozyon direncine sahip olmaları tercih edilebilirliklerini arttırmıştır.
NiTi	1355	560	15,5	350	30-50	Çok iyi süneklik, yorulma dayanımı ve korozyon direncine sahiptir.

Paslanmaz çelik kullanılarak üretilmiş ilk metalik biyomalzeme 18/8 Cr/Ni paslanmaz çelik implantlarıdır. Bu tür biyoyumlu malzemeler sağlamlık ve yüksek korozyon dayanımı ihtiyacının karşılanabilmesi için Vanadyum (V) çeliği kullanılarak üretilmiştir. V çeliğinin implant olarak uzun zaman in vivo (canlı ortam) şartlarına maruz kalması yeterli korozyon dayanımının olmaması sebebiyle uygun bulunmamıştır. Bu yüzden paslanmaz çeliklerde korozyon dayanımının artırılması için 18/8sMo takviyesi yapılmıştır. Çelikte bulunan % Molibden (Mo) oranının artırılmasıyla birlikte tuzlu su solüsyonuna karşı korozyon dayanımının da arttığı gözlenmiştir. Bu alaşım ASTM 316 (American Society For Testing And Materials) paslanmaz çeliği olarak bilinen alaşımdır. 1950’li yıllarda yapılan bir çalışmada 316 paslanmaz çeliği içerisinde bulunan karbon (C) oranı maksimum %0,08’den %0,03’e indirilmiş ve alaşımın korozyon dayanımı incelenmiştir. İnceleme sonucunda tuzlu su solüsyonuna karşı korozyon dayanımının daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Karbon (C) oranı %0.03’e düşürülmüş olan 18/8 CrNi paslanmaz çeliğine ASTM 316 L çeliği adı verilmektedir. 316 ve 316L paslanmaz çelikleri implant üretimi için kullanımı en yaygın olan çeliklerdir [1,3,4,7,11].

Kobalt-molibden-tungsten (Co-Mo-W) alaşımlarının ilk kullanımı 20. yüzyılın başlarına dayanmaktadır. Öncelikle uçak motorlarında kullanılmak üzere geliştirilen bu alaşımlar daha sonraları diğer alaşımlara oranla oldukça iyi korozyon direnci ve yüksek sıcaklıkta iyi bir kullanım dayanımı göstermeleri sebebiyle biyomedikal alanda da kullanım imkânı bulmuşlardır. Kobaltın, molibden ve tungsten ile yaptığı bu alaşım “Vitalyum” olarak isimlendirilmektedir. Kobalt-molibden-tungsten (Co-Mo-W) alaşımına ilaveten kobaltın çeşitli alaşım elementleriyle takviyelendirildiği alaşımlar geliştirilmiştir. Bunlar; kobalt-nikel-krom-molibden (Co-Ni-Cr-Mo) alaşımı, kobalt-nikel-krom-tungsten-demir (Co-Ni-Cr-W-Fe) alaşımı ve kobalt-krom-molibden (Co-Cr-Mo) alaşımı olarak örneklenebilir. Günümüzde Co-Cr-Mo alaşımının dental uygulamalarda ve son yıllarda geliştirilen yapay eklem teknolojisinde kullanıldığını

bilmektedir. Ayrıca daha yeni geliştirilmekte olan Co-Ni-Mo alaşımı ise yük altında gösterdiği yüksek dayanım neticesinde eklemlerde (diz ve kalça gibi) ve protezlerde kullanım imkânı bulmaktadır [1-4,10].

Titanyum (Ti) ve Ti alaşımları gösterdikleri yüksek spesifik mukavemet (düşük yoğunluk ve yüksek mukavemet), oldukça iyi korozyon direnci, vücut dokusuna karşı tam uyumluluk, kemik ve diğer dokularla bütünleşip tutunabilme özelliklerinden dolayı biyomedikal uygulama alanlarında en çok tercih edilen malzemelerdir. İmplant uygulamalarında kullanılacak metalik malzemeler için en önemli gereksinimlerden biri de kemik doku ile mekanik uyumdur. Kemik doku, karmaşık hiyerarşik yapısı sebebiyle anizotropik mekanik özellikler gösteren bir dokudur. Kişilerin yaş ve fiziksel özelliklerine göre kemiğin elastik modülü kortikal kemik için 12-30 GPa arası, süngerimsi kemik için ise 0.1-0.5 GPa arasında; basma mukavemeti ise kortikal kemikte 130-180 MPa, süngerimsi kemikte 4-12MPa aralığında değişmektedir [4,12,13]. İmplant malzeme kullanımında titanyum ve alaşımlarının diğer metallere oranla ön plana çıkmasında etkili olan bir diğer özellik de kemiğe daha yakın elastik modülüne sahip olmalarıdır (Tablo-1). Titanyum aynı zamanda biyomedikal uygulama alanları için, vanadyum (V), zirkonyum (Zr), alüminyum (Al), molibden (Mo), niyobyum (Nb), kalay (Sn) ve paladyum (Pd) gibi birçok metalle alaşım yapabilmektedir. Saf titanyum ve titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V) alaşımları ticari implant malzemesi olarak kullanım açısından oldukça sık karşımıza çıkmaktadır [2,4-6,8,9,13,14].

Titanyum, üzerinde oluşan oksit tabaka yapısının kimyasal olarak kararlı halde olması sayesinde mükemmel kimyasal inertlik, korozyon dayanımı ve biyoyumluluk göstermektedir. Yüzeyle oluşan bu oksit tabaka, vücudun karşılaşabileceği oksidatif stres benzeri kimyasal etkilere karşı koruma sağlar. Aynı zamanda vücut içerisinde malzemenin inert hale getirilmesiyle de aşınmaya karşı implant malzemesini dirençli kılar. Bu mevcut oksit tabakanın zarar görmesi halinde, ortamdaki hava ve su varlığında yeniden oluşabilmesi de mümkün olmaktadır. Yüzeyle oluşan oksit tabaka çevre dokularda zararlı iyon salınımı engelleyerek metalik iyonların difüzyonunu sınırlandırır. Aynı zamanda bu tabakanın oluşumu implantın yüzeyinde kalsiyum ve fosfat birikimini destekler ve kemik ile implant arasındaki biyoyumluluğu sağlar, biyomoleküllerin ve hücrelerin malzemenin yüzeyine yapışmasını destekler [9,14].

Nikel-Titanyum (Ni-Ti) alaşımları akıllı malzemelerin bir çeşidi olan şekil bellekli alaşımlardır. Şekil bellekli alaşımların temel özelliği ise malzemeye uygulanan deformasyon sonucunda malzemenin tekrar eski şekil ve boyutunu kazanmasıdır [15]. Bu noktada şekil bellekli alaşımların temel karakteristiği, belirli bir dönüşüm sıcaklığını belirleyen farklı element oranlarıyla bu dönüşüm sıcaklığının altında ve üstünde meydana gelen iki farklı kristal yapı ve şekil oluşmasıdır. Belirlenen dönüşüm sıcaklığının üstünde meydana gelen yapıya östenitik yapı, altında meydana gelene yapıya ise martenzitik yapı adı verilir. Martenzitik yapının ısıtılarak östenitik yapı yani ana faza dönüştürülme işlemi ise şekil bellek özelliğini tanımlamakta ve tüm bu işlemler sonucunda malzeme ilk şekline geri dönmektedir [1-4].

NiTi alaşımları iyi bir korozyon direnci göstermelerinin yanı sıra ısı kararlılık, yorulma dayanımı, biyoyumluluk ve muhteşem süneklik gibi özelliklere sahiptir. Farklı birçok sektörde kullanılmakla birlikte özellikle biyomalzeme uygulamalarında ortopedik protezler, ortodontik teller, diş köprüleri ve kafatasındaki damar bağlantılarında kullanımı örnek gösterilebilir. [2, 3, 10, 15]

Metalik biyomalzemelerin mekanik özellikler açısından avantajlı olduğunu söylemek mümkündür (Tablo-1) [5-7]. Ancak bu biyomalzemelerin vücut içinde kullanımının, başta korozyon olmak üzere metal iyon salınımı, bazı dokulara göre daha sert yapı, yüksek yoğunluk ve biyoyumluluklarının diğer biyomalzemelere göre daha düşük olması gibi bazı dezavantajları vardır [1-7].

Metallerde biyolojik ortama uygunluk durumu vücut içinde malzemenin korozyona uğrama faktörüyle ilişkilendirilebilir. Korozyon malzemenin çevre etkisiyle bozulması ve kimyasal reaksiyon sonucu malzemenin aşınmasıdır. İnsan vücudunda bulunan kan, su, klorür, çözülmüş oksijen gibi farklı iyonlar ve vücuttaki farklı pH yapısı ise metalik biyomalzemeler için korozif bir ortam oluşturmaktadır. Korozyonun meydana gelmesiyle oluşacak korozyon ürünlerinin ise dokulardan hücrelere ulaşması ve hücreye zarar

vermesi risklidir [1-7,15]. Bu nedenle metalik biyomalzemelerin korozyon direncinin iyileştirilmesi oldukça önemli bir konudur.

Geçmişte korozyon direncinin düşük olması sebebiyle karbon çeliği yerini daha sonra krom, vanadyum ve nikel çeliklerine bırakmıştır. Ancak gelişen teknolojiyle birlikte ortaya çıkan bu yeni mühendislik malzemeleri de istenilen özellikleri tam anlamıyla karşılamamış ve bu malzemelerde de insan vücudunda toksik özellik meydana getirme ve korozyona dayanıklı olmama problemi açığa çıkmıştır. Daha sonrasında bazı alaşımlar temel biyomedikal malzeme olarak kullanılmaya başlanmış özellikle de titanyum ve titanyum alaşımları ortopedik uygulamalarda yaygın kullanılan biyomalzemeler haline gelmiştir [1-7,10].

Gelişen teknoloji ve sürekli yenilenen sistemle bu malzemelerin biyouyumluluklarını iyileştirme konusunda birçok çalışma yapılmış ve yapılmaya da devam edilmektedir. [2,4-7,11,15]

3. BİYOMEDİKAL ALAŞIMLARIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE İMPLANTLARDA OSSEOİTEGRASYON (SURFACE PROPERTIES OF BIOMEDICAL ALLOYS AND OSSEOİTEGRATION OF IMPLANTS)

Biyomedikal alanda kullanılan implant malzemelerin vücut içerisinde kullanımı biyouyumluluk başta olmak üzere, kullanılan implant malzemesinin özellikleri ve dizaynı gibi birçok faktöre bağlıdır [13]. Bu faktörler incelendiğinde özellikle yapısal bütünlük sağlama, mekanik dayanım ve biyouyumluluk özelliği biyomalzemelerin insan vücudunda istenilen işlevleri yerine getirebilmesi için sahip olması gereken özelliklerdir. En belirgin mekanik özelliklere iyi bir yorulma ve bükülme direncinin yanı sıra yeterli mekanik dayanım sağlaması örnek gösterilebilir. Burada önemli olan diğer bir özellik ise malzemenin, içinde bulunduğu biyolojik ortamda özelliklerinde bir bozulma olmadan işlevselliğinin devamlılığını sürdürebilmesidir ki implant malzemelerinde bu bozunum türleri biyolojik bozunum ve mekanik bozunum olarak karşımıza çıkmaktadır [8]. Bir biyomalzemenin vücuda implantasyonu sonrası, vücut implante edilen malzemeye karşı çeşitli şekillerde yabancı cisim doku reaksiyonu gösterir. İmplantasyon sonrası implant yüzeyine ilk olarak su molekülleri bağlanır. Yüzeydeki su moleküllerine Cl^- , Na^+ , and Ca^{+2} gibi iyonlar katılır ve bunu kan proteinleri ile dokuya özgü proteinlerin yüzeyde adsorbe olması süreci takip eder. Bu süreç ile yüzeyde oluşan biyofilm tabakası kemik hücrelerinin tutunma sürecini belirler. Hücre tutunması ise, yapışmayı sağlayan spesifik transmembran reseptörleri olan integrinler tarafından gerçekleştirilir [16]. Bu esnada vücut sıvısı ve dokuyla etkileşim durumunda olan biyomalzemeler, hızlı gelişen iltihap reaksiyonları ya da kronik iltihap reaksiyonları ile deformasyona uğrayabilir, korozyon ve çözülmenin sebep olduğu kimyasal değişimlerle birlikte bütünlüklerini yitirmeleri de deformasyonlarını tetikleyebilir. Oluşan bu deformasyonlar implant malzemesinin yerine getirmesi gereken görevi engellerken, malzemenin bozunuma uğraması ve dokuda hasara neden olacak ciddi problemlerin ortaya çıkmasına neden olur. Yapılan çalışmalar ve bu süreçte yaşanan gelişmelere rağmen bu sorunlar ile hala karşılaşmaktadır. [13,14].

İmplant malzemelerinin türüne, kullanıldığı bölgelere ve bu bölgelerin hareketlerine bağlı olarak implantlarda meydana gelen bozunumlar farklılaşabilmektedir. Dental ve ortopedik uygulamalarda uzun dönem implant başarısı, kullanılan implant malzemesi ile vücut dokusu arasında oluşacak olan bağın kuvvetine bağlıdır. Osseointegrasyon veya osteointegrasyon olarak isimlendirilen durum, kemik doku ile yük taşıyan implant malzemesinin yüzeyi arasında oluşan yapısal veya fonksiyonel bağlantının bir ölçüsüdür. Osseointegrasyonun tam olarak sağlanamaması durumunda implantın gevşemesi söz konusudur [17]. İmplantın yerleştirilmesinden sonra kemik ile implant arasında kuvvetli bağın oluşabilmesi için birkaç aylık süre tanınmaktadır. Kemik oluşumunun yeterli olmaması durumunda implant malzemesinin çevresinde fibröz denilen bağ dokusu birikimi gerçekleşir ve bu durum osseointegrasyonun sağlanamamasına neden olur [8]. Bu nedenle implant uygulamalarında implant malzemesi ile kemiğin uyum süreci oldukça önemlidir. Araştırmalar kemik doku ile implant bütünlüğünde, kullanılan implant malzemesinin sahip olduğu yüzey özelliğine bağlı olarak kemik dokunun gösterdiği tutunma şiddetinin değiştiğini göstermiştir. Bu durum bize cerrahi teknik ve implant tasarımının yanında osseointegrasyonun sağlanabilmesi için implant malzemesinin yüzey özelliklerinin de beraberinde bir tasarım parametresi

olarak büyük ölçüde önem arz etmekte olduğunu açıklamaktadır. İmplant malzemelerinde yüzey kimyası, yüzey topografyası, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey enerjisi gibi yüzey özelliklerinin değiştirilmesiyle osseointegrasyonun artırılması mümkündür.

Kusursuz implant malzeme tasarımındaki öncelikli amacın, implant malzemelerinin kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek, aksine bu sürece yardımcı olacak bir yüzey etkisine sahip olması gerektiği vurgulanmaktadır [18]. Geçmiş çalışmalar implant yüzeyinde oluşan biyoaktif tabaka kaynaklı fizikokimyasal uyarılar ile implant yüzeyinde bulunan mikro veya nano ölçekteki çıkıntı, oyuk gibi yüzey özellikleri ve topografya ile ilişkili yapıların osseointegrasyon sürecini çok yakından etkilediğini göstermektedir [16].

Yüzey pürüzlülüğü osseointegrasyon kalitesi ve oranını etkileyen en önemli parametre olarak kabul edilmektedir. Titanyum implantların yüzey pürüzlülüğünün implantın osseointegrasyonunu ve biyomekanik fiksasyon oranını etkilediğini gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur [19,20]. Osseointegrasyonun geliştirilmesi için implantlar üzerinde çeşitli yüzey işlemleri denenmiştir. Yüzey işlemleri, istenilen özelliklere sahip olan bir materyalin modifiye edilerek daha iyi özelliklere sahip olması için uygulanmaktadır. Bu şekilde ıslanabilirlik, hücre proliferasyonu, hücre büyümesi artmakta ve osseointegrasyon süreci hızlanmaktadır [21,22].

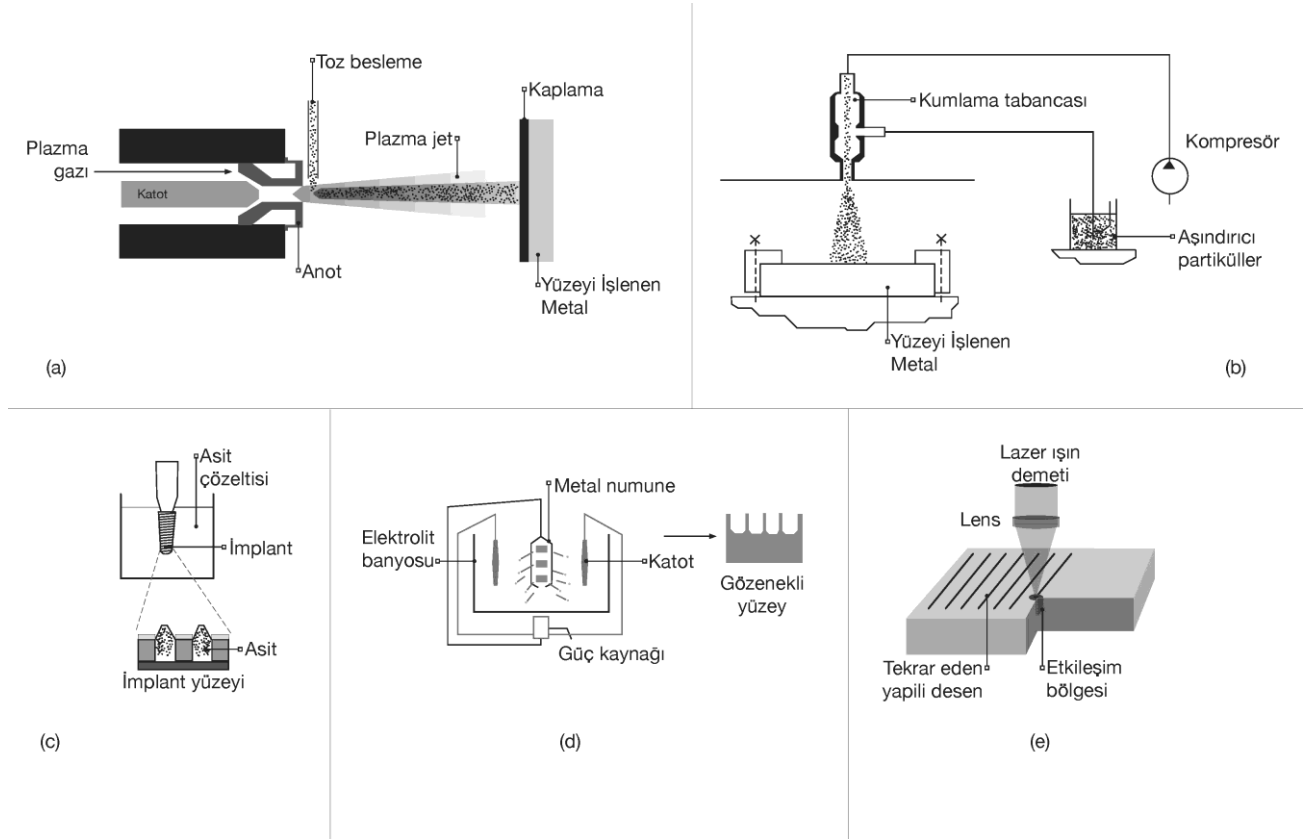
Yüzey pürüzlülüğü topoloji özelliğine göre üç gruba ayrılmaktadır. Dental implantlar için 10 µm ile milimetre arasındaki pürüzlülük makro, 1- 10 µm arasındaki pürüzlülük mikro ve 10 µm' den daha küçük pürüzlülük nano ölçek olarak adlandırılmaktadır. Pürüzlü implant yüzeylerinin ıslanabilirlik, hücre proliferasyonu, hücre büyümesi, osseointegrasyon süreci üzerinde avantajları olsa da pürüzlülüğün fazla olmasının dezavantajları da vardır. Fazla pürüzlülük implant ile kemik arasındaki mekanik bağlantıyı artırmakla birlikte iyonik sızıntıyı da artıracığından periimplantitis için büyük bir risk oluşturmaktadır [23]. Bu nedenle ortalama pürüzlülük değerinin 1–2 µm ile sınırlı tutulması gerekmektedir [24]. Teorik bir yaklaşıma göre ideal bir yüzeyin 4 µm çaplı yarım daire şeklinde 1,5 µm derinliğinde olması önerilmektedir [25]. Birçok çalışma bu aralıktaki yüzey pürüzlülüğünün diğer yüzey topoğrafilerine göre kemik-implant arasındaki teması ve yerinden çıkarıcı tork kuvvetlerine karşı direnci artırdığını göstermiştir [20-26].

4. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ DEĞİŞİMİ İÇİN İMPLANT MALZEMELERİNE UYGULANAN YÜZEY İŞLEMLERİ (SURFACE PROCESSES APPLIED TO IMPLANT MATERIALS FOR SURFACE ROUGHNESS ALTERATION)

İmplant yüzeylerini pürüzlendirmek için yapılan işlemler, yüzey işlemleri veya modifikasyon metotları olarak adlandırılmaktadır. İmplantların yüzey alanları artırılarak pürüzlendirme sağlanmaktadır. Yüzey alanı, ilave veya eksiltme gibi modifikasyon teknikleri kullanılarak önemli miktarda artırılabilir [27,28]. İlave metot, kaplama veya emdirme işlemleri ile gerçekleştirilmektedir. Eksiltici teknikler ise kor materyalden tabaka kaldırma veya yüzeyden yüzeysel olarak plastik deformasyon ile kor materyalin yüzeyinin pürüzlendirilmesi şeklinde olmaktadır.

İmplant yüzeyinin kemik minerali ile kimyasal olarak benzerlik gösteren ve kemik doku oluşumunu tetikleyici bir biyoseramik olan hidroksiapatit ile kaplanması veya yüzeyde biyoaktif apatit oluşumunu tetikleyici işlemler uygulanması da osseointegrasyonun artırılması amacıyla implant yüzeylerine yaygın olarak uygulanan yöntemler arasındadır [29-34]. Yüzeye hidroksiapatit tabakası kaplanması amacıyla kimyasal daldırma işlemleri, plazma sprey kaplama veya püskürtme gibi yöntemler kullanılmaktadır [29-32]. Sentetik vücut sıvıları içinde statik daldırma ile biyomimetik kaplama yöntemi ise, yüzeyde apatit oluşumunun tetiklenmesi ile biyoaktivitenin artırılması amacıyla uygulanan, osseointegrasyonun iyileştirilmesinde önemli rol oynayan bir diğer yöntemdir [33,34].

Bu bölümün odağını oluşturan implant yüzeylerinin pürüzlülüğünü değiştirmek amacıyla yaygın olarak uygulanan çeşitli yüzey işleme yöntemleri ise, bölümün devamında alt başlıklara ayrılarak açıklanmıştır. Bu işlemler şematik olarak ise Şekil 1’de gösterilmektedir [35-41].



Şekil 1. İmplant malzemelerine uygulanan yüzey işleme yöntemleri: (a) Plazma Sprey Kaplama, (b) Grit Kumlama, (c) Asitle Pürüzlendirme, (d) Anodizasyon, (e) Lazerle Yüzey Pürüzlendirme.

4.1 Plazma Sprey Kaplama (Plasma Spray Coating)

Plazma sprej kaplama, birkaç milimetre ile birkaç mikrometre arasında değişen bir kalınlıkta kaplama oluşturulabilir. İmplantların titanyum sprej ile kaplanması (TPS) yaklaşık olarak 7 μm arasında pürüzlülük sağlar. Kaplama işlemi termal olarak eritilmiş materyallerin implant yüzeyine püskürtülmesi şeklindedir [29, 35] (Şekil 1-a). Plazma sprej esas itibarıyla yüzey pürüzlülüğünü artırarak implantların yüzey alanını artırmaktadır [29, 35].

Plazma sprej kaplamanın mekanik olarak tutunmasını sağlamak için, metalik implantın yüzeyinin grit kumlama gibi bir yol kullanılarak pürüzlendirilmesi gereksinimi ve mini implantların kaplanması için çok etkin bir yöntem olmaması tekniğin dezavantajı olarak gösterilebilmektedir. Ayrıca çözünme, aşınma, sürtünme sonucu implantlardan salınan metal iyonlarının, lokal ve sistemik olarak potansiyel zararlı kanserojen etkilerinden dolayı endişe duyulmaktadır [29, 35].

4.2 Grit Kumlama (Grit-Blasting)

Grit kumlama işlemi, sert seramik parçacıkları veya silika partiküllerinin basınçlı bir şekilde implant yüzeyi üzerine hızla atılması şeklinde gerçekleştirilmektedir (Şekil 1-b). Kumlama materyali olarak sıklıkla Alümina (Al_2O_3) kullanılmaktadır. Kumlama materyali genellikle implant yüzeyine gömülü olarak kalmaktadır [36, 42]. Grit kumlamayı her zaman yüzeyde kalan artık kumları uzaklaştırmak amacıyla asitle

aşındırma takip eder. Kumlama işleminin dezavantajı yüzeyde yüzeyi kirletici bir etkiye neden olmasıdır [43].

4.3 Asitle Pürüzlendirme (Acid Etching)

Asitle dağlama 0,5-2 µm çap arasında değişen boyutları ile titanyum yüzeylerde mikro çukurlar oluşturur [44]. Asitle aşındırma işleminde asit seçimi ve süreç son derece önemli olmaktadır. Aşındırma oranının kullanılan asit tipine ve konsantrasyonuna bağlı olduğu rapor edilmiştir [45]. Konsantre HCl ve H₂SO₄ karışımı içinde titanyum implantların birkaç dakika batırılması ve 100 °C üzerinde ısıtılması ile mikro pürüzlü yüzeyler üretilmektedir (Şekil 1-c). Bu işlem çift asitle aşındırma olarak isimlendirilir. Deneysel çalışmalar yüksek sıcaklıkta asit-dağlamanın TPS yüzeylere oranla homojen bir mikro pürüzlü bir yüzey ve daha yüksek kemik implant teması oluşturduğunu göstermiştir [37,38]. Fakat kimyasal işlemlerin titanyumun mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Örneğin, asitle aşındırma hidrojen gevrekleşmesine neden olup yüzey üzerinde mikro çatlaklar yaratarak implantların yorulma direncini azaltabilmektedir [46].

4.4 Kumlanmış ve Asitlenmiş Yüzeyler (Sand Blasted Asit Etched (SLA) Surfaces)

Yüzey pürüzlülüğünü artırmak için grit kumlama ve asitle aşındırmanın art arda kombinasyonu şeklinde uygulanmaktadır (Şekil 1-b ve c). Ortalama yüzey pürüzlülüğü asitle dağlanan yüzeylerde 1,3 µm kumlanmış ve asitlenmiş yüzeylerde 2 µm olarak bulunmuştur [47].

4.5 Anodizasyonla Pürüzlendirme (Anodization)

Metal yüzeyinde H₂SO₄, H₃PO₄, HNO₃, HF gibi güçlü asitler içerisinde 200 A/m² yüksek akım yoğunluğu ya da 100 V potansiyel kullanılarak potansiyostatik veya galvanostatik anodizasyon ile mikro veya nano gözenekli yüzeyler üretilebilir (Şekil 1-d). Anotlama işlemi oldukça karmaşıktır ve akım yoğunluğu, asit konsantrasyonu, bileşimin elektrolit sıcaklığı gibi çeşitli parametrelere bağlıdır. Biyomekanik ve histomorfometrik testler kullanılarak anotlanmış yüzeyler ve işlenmiş (machined) yüzeyler karşılaştırıldığında anotlanmış yüzeylerde kemik cevabının daha yüksek değerlere sahip olduğu gösterilmiştir [39,40].

4.6 Lazerle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler (Laser Etched Surfaces)

Daha güncel bir yöntem olan lazerle pürüzlendirme tekniğinde implant yüzeyinin bazı noktalarına yoğun lazer ışını uygulanmaktadır [40,41,48-55] (Şekil 1-e). Bu şekilde 1 µm veya daha küçük çukurcuklar elde edilebilir. Yüzey üzerinde geniş çukur oluşumunu engellemek amacıyla kinofom adı verilen ışın kırıcı element kullanılmaktadır [40]. Lazerle pürüzlendirme tekniği sayesinde ideal bir osseointegrasyon için gerekli olan yeterli pürüzlülük, yüksek saflık derecesi, artmış korozyon dayanıklılığı ve sertlik sağlanabilmektedir [40]. Yabancı element kontaminasyonu olmaksızın temiz bir yüzey elde edilmesi ve biyolojik avantaj sağlayan morfoloji oluşturması nedeniyle umut verici bir metottur [48].

Lazer ile pürüzlendirme yönteminde kullanılan lazerlerin temel çalışma prensibi, malzeme yüzeylerine çeşitli amaçlarla uygulanan lazer işlemleri ile implant yüzeylerinin lazerle işlenmesine dair detaylı bilgiler 5. kısımda sunulmuştur.

5. BİYOMEDİKAL ALAŞIM YÜZEYLERİNİN LAZER İLE İŞLENMESİ (LASER PROCESSING OF BIOMEDICAL ALLOY SURFACES)

Lazer ile yüzey işlenmesi esnasında optimum özelliklerin sağlanabilirliğinde birbiriyle rekabet eden birçok proses vardır ve bu noktada lazer ile işleme düşük distorsiyon ve yüksek üretilebilirlik gibi faydalarından dolayı endüstriyel uygulamalarda rekabetçi bir konuma sahiptir.

Lazerler (LASER: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation), Theodore H. Maiman tarafından 1960 yılında üretilen ilk lazerden günümüze kadar çeşitli alanlarda (savunma [56], tıp [57], temel bilimler [58], iletişim [59], sanayi [60]) kullanımlarıyla öne çıkan ışık kaynaklarıdır. Lazerler, uyarılı

ışımının (stimulated emission) optik rezonatör ve kazanç ortamı (gain medium) vasıtasıyla yükseltilmesi (amplification) sonucunda; tek dalgaboyunda, tek yönlü, yüksek parlaklığa sahip ve uzay-zamanda uyumlu (coherent) fotonlar üretebilen cihazlardır [61,62].

Kazanç ortamının türüne bağlı olarak lazerleri sınıflandırmak mümkündür. Lazer çeşitleri arasında; katıhal, gaz, boya lazerleri yer almaktadır. Bunlar arasında, dayanıklılık, verimlilik, dalgaboyu ayarlanabilirlik, yüksek güçler ve kısa süreli optik darbeler üretebilme kabiliyeti gibi özellikleri nedeniyle öne çıkan ve hem ticari üretimde hem de laboratuvar ortamlarında sıklıkla kullanılan lazer türü katıhal lazerleridir. Bu makalede incelenen çalışmalarda da ışık kaynağı olarak katıhal lazerler tercih edilmiştir. Katıhal lazerlerinde kazanç ortamı olarak, lazer aktif iyon ile katkılandırılmış kristal, cam veya seramik tabanlı malzemeler kullanılmaktadır. Literatürde katıhal lazerler isimlendirilirken, kullanılan kazanç ortamının türünden faydalanılmaktadır. Örnek olarak Ti:safir lazeri, titanyum iyonu ile katkılandırılmış safir kristalini kazanç ortamı olarak kullanan ve yaygın olarak tercih edilen bir katıhal lazeridir. Üretilen ilk lazer de bir katıhal lazeridir [63] ve bu tip lazerler, kullanılan lazer aktif iyonun ışınım dalgaboyuna bağlı olarak yakın kızılaltı ve kızılötesi gibi bölgelerde ışık kaynağı olarak kullanılabilir [64].

Uygulama amacına bağlı olarak, sürekli-dalga (continuous-wave) ya da darbeli (pulsed) lazerler geliştirmek mümkündür. Sürekli-dalga lazerlerde, lazerin çıkış gücü zamana bağlı olarak dikkate değer bir değişim göstermemektedir. Darbe üreten lazerlerde ise çıkış gücü kısa süreli periyotlar şeklinde üretilmektedir [61, 64]. Katıhal lazerlerinden darbe üretim teknikleri başlı başına bir araştırma alanı olup, detaylı bilgilere [61,64,65]'da yer verilmektedir. Günümüzde, bir kaç femtosaniye mertebesinde süreye sahip darbeler üretilen katıhal lazerleri geliştirmek mümkündür [66]. Femtosaniye katıhal lazerleri kaynak olarak kullanan bir sistemde ise 43 attosaniye mertebelerine kadar süresi kısalmış darbe üretimi yakın zamanda gösterilmiştir [67]. Lazerler, sahip oldukları yüksek parlaklık ve üretilen ışığın dağılmadan ilerleyebilmesi gibi özellikleri sayesinde malzemelerin hassas bir şekilde işlenmesine olanak vermektedirler. Lazerlerin bu genel özelliklerinin yanı sıra, kısa süreli darbeler üretebilen lazerlerin ışık ile malzeme etkileşiminde öne çıkan ek özellikleri bulunmaktadır. Sürekli-dalga lazerlerden farklı olarak kısa süreli darbeler üretebilen lazerler, düşük çıkış güçlerinde (average output power) bile malzeme işleme için yeterli olacak darbe tepe güçlerine ve darbe enerjilerine (pulse peak power, pulse energy) erişebilmektedirler. Lazerin ürettiği darbenin süresi (darbe genişliği: pulse width) kısaldıkça, çıkış gücü aynı kalsa bile darbe tepe gücü artmaktadır. Benzer şekilde, lazerin ürettiği darbelerin tekrar frekansını (pulse repetition rate) azaltıkça aynı çıkış gücünde daha yüksek enerjiye sahip darbeler elde etmek mümkündür. Bu özellikler sayesinde malzemenin yapısına zarar vermeyecek şekilde anlık etkileşimler elde etmek mümkün olmaktadır. Sürekli-dalga çalışan bir lazer ile malzeme yüzeyinde işleme yapılmak istendiğinde malzemenin maruz kaldığı lazer gücü artmakta ve etkileşim süresi de uzamaktadır. Örnek olarak femtosaniye bir lazer ile işleme yapıldığında, lazer ve malzeme arasındaki etkileşim süresi kısalmakta ve istenilen yüzey değişikliği işlemi daha düşük güçlerde de yapılabilmektedir. Sonuç olarak malzeme daha az ısıya maruz kaldığı için mikroyapısı daha az etkilenmektedir ve daha hassas işleme yapılabilmektedir [68].

Lazerle yapılan birçok yüzey işleme tekniği mevcuttur. Bu teknikler yüzey özelliklerini ve yüzey modifikasyonunu geliştirmeyi amaçlamakla birlikte metalik malzemelerin yüzeylerinin sertleştirilmesi ve aşınma kaybının azaltılmasında fayda sağlamaktadır.

Metalik malzeme yüzeylerine lazerler ile uygulanan işlemler arasında yüzey sertleştirme işlemleri öne çıkmaktadır [69-73]. Geleneksel olarak yapılan ısı işlemler ile lazer ışını ile yapılan yüzey sertleştirme işlemleri karşılaştırıldığında; lazer ışını ile sertleştirilen yüzeylerde daha kaliteli yüzey, daha hızlı işlem, daha dar toleranslar ve prosesin kontrolünün daha kolay sağlanması gibi üstünlükler sağlanmaktadır [74]. Literatürde öne çıkan lazer işleme ile metalik malzemelere uygulanan bazı kaplama ve yüzey sertleştirme işlemleri aşağıda örneklendirilmiştir.

Zeisig vd. (2017) FeCrMoVC lazer kaplama alaşımının mikroyapı ve abrasiv aşınma davranışı odağında yüksek performanslı takım çelikleri için bir çalışma gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada atımlı Nd: YAG lazer sistemi kullanılmış ve Fe85Cr4Mo8V2C1 (ağırlıkça%) lazer kaplama tel malzemesi yüksek performanslı

bir takım çeliğine (1.2379, X155CrMo12-1) başarıyla uygulanmıştır [69]. Soriano vd. (2010) östemperlenmiş sünek dökme demir kalitesinin, lazerle yüzey sertleşme sonucunda elde edilen mikroyapı sertlik ve artık gerilmelere etkisi üzerine bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışma sonucunda aşımaya dirençli etkili bir katman oluşturulduğu ve östemperlenmiş sünek demirlerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için lazerle yüzey sertleştirilmenin uygun bir yöntem olduğu belirtilmiştir [70]. Lee vd. tarafından AISI H13 takım çeliğinde fiber lazer kullanılarak yüzey sertliğini iyileştirmeye yönelik yapılan çalışmada, lazer ile yüzey sertleştirme işleminden sonra çeliğin sertleşme derinliği ve genişliğinin arttığı gözlenmiştir [71]. Adel (2014) tarafından CK45 çelik alaşımının kuru kayma özelliğinin geliştirilmesi amacıyla yapılan çalışmada Nd: cam lazer kullanılmış ve elde edilen sonuçlar sertlik değerinin yüksek lazer enerjisi ile önemli ölçüde arttığı ve lazerle yüzey sertleştirme işleminden sonra kuru kayma aşınma direncinin de yüksek olduğunu göstermiştir [72]. Guarino vd. (2017) tarafından, AISI 1040 çelik bileşenlerin yorulma ömrünü artırmak için yüksek güçlü bir diyet lazeri uygulanarak gerçekleştirilen çalışmada lazer ışınımı ile çelik yüzey arasındaki etkileşim incelenmiştir. Yapılan araştırmalar sonucunda lazer işlemi uygulanmış bileşenlerin yorulma ömrünü önemli ölçüde arttırabileceğini ve böylece bu yöntemin endüstriyel uygulamalar için uygun olacağı belirtilmiştir [75]. Syed vd. (2017) tarafından lazer yüzey sertleştirme işlemi ile C-Mn düşük karbonlu otomotiv çelik sac üzerinde bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Tabakalı kompozit bir yapı oluşturmak amacıyla, çelik sacda, derinlik ve kalınlık boyunca yüksek güçlü diyet lazer kullanılarak yüzey sertleştirme işlemi yapılmış ve sertlikte önemli ölçüde iyileşme sağlanmıştır [73].

Biyomedikal uygulamalarda ise lazer işlemleri ağırlıklı olarak yüzey özelliklerinin değiştirilmesi ile korozyon direnci, ıslanabilirlik, hücre yapışma ve büyüme davranışı gibi parametrelerin kontrolü ile implantlarda osseointegrasyonun iyileştirilmesi hedefiyle uygulanmaktadır [49-55]. Bu amaçla biyomedikal alaşımların yüzeyine uygulanan lazer işlemlerinde genel olarak darbeli katihal lazerleri kullanılmaktadır. Bu makalede incelenen çalışmalarda da kısa süreli (nanosaniye, femtosaniye) darbeler üreten lazerler ile yapılan çalışmalara yer verilmektedir. Farklı darbe sürelerinin malzeme işleme etkilerinin yanı sıra, lazer gücü veya farklı lazer akılarının malzeme işlemedeki etkisi de (fluence) çeşitli çalışmalarda incelenmiştir. Bu çalışmalarda lazer ile desenleme yöntemi olarak kullanılan lazer ışın demeti ya da yüzeyin birbirine göre hareketli olduğu düzenek Şekil 1-e’de şematik olarak gösterilmektedir [41]. Bu bölümün devamında metalik biyomalzemeler üzerinde femtosaniye ve nanosaniye lazerle yüzey işleme uygulamalarının sonucu olarak yüzey özellikleri ve morfolojik özelliklerde meydana gelen değişimler ile bu değişimlerin biyoyumlu özellikleri üzerindeki etkilerine yer veren güncel çalışmalar incelenmiştir.

Femtosaniye lazer ışınlama uygulamalarına örnek olarak; Ti uygulamaları, Ni-Ti alaşım uygulamaları, Ti6Al4V uygulamaları ve Mg-Gd-Ca alaşım uygulamaları incelenmiştir.

Titanyum yüksek korozyon direnci ve kemikle uyumlu mekanik özellikleri sayesinde biyomalzeme olarak kullanımı yaygın bir malzeme olmasına rağmen uzun süreli kullanımında biyoyumluğu ile ilgili sorunlar ortaya çıkabilmektedir [9, 49]. Bu sorunun çözümü için geliştirilen bir yöntem olarak; titanyum malzeme yüzeyinde femtosaniye lazer ile hücre yayılımını kontrol edebilen periyodik nanoyapılar oluşturulmuş ve darbe genişliği ile atış sayısının nanoyapılar üzerindeki etkisi incelenmiştir [49]. 200-800 femtosaniye (fs) arasında gerçekleştirilen çalışmada:

Periyodik nanoyapıların Ti plakası üzerinde, 2.1×10^{12} W/cm² lazer akısında 200 fs ila 800 fs arasında darbe genişliği ile oluşturulduğu, nanoyapıların periyotlarının, aynı lazer yoğunluğunda, darbe genişliğinin 200 fs ila 800 fs arasında değişmesiyle neredeyse değişmediği; atış sayısı arttıkça periyotların azaldığı, yani atış sayısının değiştirilerek periyotların kontrol edilebileceği; hücre yayılımının ise, 590 nm periyodu ile nanoyapılar üzerindeki olukların yönü boyunca gerçekleştiği sonucuna ulaşılmıştır [49].

Alaşımlar üzerinde femtosaniye lazer ile yapılan çalışmalar incelendiğinde ise öncelikle Ni-Ti alaşımları karşımıza çıkmaktadır.

NiTi alaşımları (%50 Ni – %50 Ti) implant malzemesi olarak yaygın biçimde kullanılmakta ve kullanımı giderek artmaktadır fakat bu alaşımın da korozyon direnci ve biyoyumluluğunun iyileştirilmesi gerekmektedir [9, 15, 50]. NiTi alaşım yüzeylerinin lazer ile işlenmesinin ele alındığı bir çalışmada; 1

kHz'lik darbe tekrar frekansı, 50 fs darbe süresi (genişliği) ve 800 nm merkez dalga boyu parametreleri kullanılarak femtosaniye lazer (FSL) ile üretilen mikro desenli NiTi yüzeyinin biyouyumluluğu incelenmiştir [50].

Sırasıyla 1.27 J / cm^2 , 2.55 J / cm^2 ve 3.82 J / cm^2 lazer akısı ile işlenen NiTi alaşımlarının yüzey morfolojileri incelendiğinde NiTi yüzeyinde yüksek hassasiyetle düzenli mikro desenler oluştuğu gözlenmiştir. FSL işleminin kristal yapılar üzerinde hiçbir etkisinin olmadığı, ancak alaşım yüzeyindeki Ni / Ti oranının artan lazer enerjisi ile arttığı görülmüştür. Artan lazer enerjisiyle oluşan mikro desenlerin faydalı etkisi 3.82 J / cm^2 'ye kadar yükselmiştir. Keskin bir şekilde artan Ni / Ti oranı ile Ni'nin toksisitesinin NiTi yüzeylerin biyouyumluluğunu düşürdüğü görülmüştür. İdeal biyouyumluluğu elde etmek için, NiTi alaşımı yüzeylerinin 3.82 J / cm^2 'den daha fazla lazer akısı ile işlenmemesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Kültürlenen osteoblastların yüzey morfolojileri incelendiğinde ise lazerle işlenmiş yüzeylerde daha fazla hücre gözlemlenmiştir. Hücreler en çok 2.55 J / cm^2 lazerde işlenmiş yüzeyde ardından 1.27 J/cm^2 işlenmiş yüzey üzerinde çoğalma göstermiştir. FSL, mikro desenlerin yanı sıra nano partikülleri indüklemiş, sadece hücre yapışmasını ve çoğalmasını hızlandırmakla kalmayıp, aynı zamanda büyümelerini yönlendirmiştir. Yönlendirilmiş büyüme, malzeme insan vücuduna implante edildiğinde yara iyileşmesi yönünde fayda sağlamıştır [50].

NiTi alaşımlarına ek olarak **Ti6Al4V** üzerinde yapılan çalışmalar ve titanyum alaşımlarının implant malzemesi olarak kullanımı da günümüzde oldukça yaygınlaşmaya başlamıştır [9, 14, 51]. Bu alaşımlar, kemik ile lifli bir ara yüzey katmanı olmaksızın çok iyi birleşebilmekte ve aynı zamanda çeşitli karakteristik özelliklerinden faydalanılarak farklı tipte diş ve medikal implant uygulamalarında kullanılmaktadır. Femtosaniye lazer ile oluşturulmuş yapıların hücre davranışı üzerindeki biyolojik aktivite etkilerini inceleyen bir çalışmada, Ti6Al4V örnekleri üzerinde mikrometre ölçeğinde (genişlik: 25–75 μm ; derinlik: 1–10 μm) çeşitli boyutlarda oluklar oluşturan femtosaniye lazer darbeleri ile mikro dokular oluşturulmuştur. Bu çalışma sonucu, femtosaniye lazer işleme ile 1 ila 10 μm derinliğinde ve 25 ila 100 μm genişliğinde derin oluklarla dokulu titanyum alaşımlı yüzeylerin (Ti-6Al-4V gibi) üretilebileceğini gösterilmiştir [51].

Ayrıca, hücrelerin lazerle tetiklenmiş/indüklenmiş periyodik yüzey yapıları (Laser induced periodic surface structures-LIPSS) yönünde gerilime maruz kaldığı ve birçok uzantı oluşturdıkları gözlenmiştir. Yani hücrelerin metal üzerindeki oryantasyonu LIPSS yönüne ve lazer ışını polarizasyonuna bağlıdır. [51].

Femtosaniye lazer ile biyomedikal alaşım yüzeyi işlenmesi uygulamalarının bir diğer örneği olarak Mg-Gd-Ca alaşımı üzerinde yapılan bir çalışmaya değinilmiştir [52].

Mg-Gd tabanlı alaşımlar biyouyumluluk ve nitelikli mekanik özellikler açısından yüksek bir performans göstermektedir. Diğer bazı nadir toprak elementleri gibi, Gd de iyi biyouyumluluğa sahiptir. Mg-6Gd-0.6 Ca alaşım yüzeyine hibrit bir lazer işlemi uygulanarak önce, argon (Ar) gazı koruması altında, 1064 nm'de sürekli-dalga (continuous-wave) fiber lazer ile yüzey ergitilmiş, daha sonra 800 fs darbe genişliği altında 400 kHz darbe tekrar frekansı ile ergitilmiş yüzeyde tekrar eden yapılar oluşturulmuştur. Çalışma sonunda lazer yüzey modifikasyonundan önce ve sonra Mg – 6Gd– 0.6Ca alaşımının mikro yapı gelişimi, korozyon davranışı ve biyouyumluluğu dikkatle incelenmiş ve karşılaştırılmıştır. Mg alaşımı bir a-Mg matrisi ve b-fazı Mg_5Gd içerir. Lazer modifikasyonundan sonra, X-ışını kırınımı (XRD) sonuçları, lazerle eriyen yüzeyin sadece a-Mg fazını içerdiği gözlemlenmiştir. Lazerle eritilmiş bölgede katılma mikroyapıda b-fazının çözünmemesi ve b- Mg_5Gd fazının galvanik katot olarak etki etmesi galvanik korozyon miktarını önemli ölçüde azaltmıştır. Lazer yüzey modifikasyonu sonucunda korozyonun etkisiz hale getirilmesiyle hücreler iyi yapışma davranışı sergilemiş ve anizotropik olarak tüm lazerle eritilmiş yüzeylerde yayılma göstermiştir [52].

Nanosaniye lazer ışınlama uygulamaların bakıldığında ise; Al uygulamaları ve Paslanmaz çelik (316 L) uygulamaları üzerine yapılan çalışmalar göze çarpmaktadır [53, 54].

Al uygulamalarında süperhidrofobik yüzeyler, lazer işleme sırasında oluşan bir oksit tabakası ve ayrıca korozif türlerin nüfuz etmesine direnç gösteren ve katı alanı azaltan mikro boşluklarda hapsolmuş küçük hava hacmi nedeniyle korozyon hızında ve polarizasyon direncinde gelişme göstermiştir. Fakat alüminyumun aşınması kolay olan bir malzeme olması sebebiyle süperhidrofobik özelliği korozif ortamlar altında test edilmesi gerektiği belirtilmiştir. Bu noktada nanosaniye (ns) lazer kaynakları, açık ortamda güvenilir bir şekilde çeşitli mikro / nano yapılar oluşturmak için kullanılmıştır. Bu amaçla çalışmada, 0.5 M NaCl sulu çözeltide korozyon direncini araştırmak için farklı lazer parametrelerinde süperhidrofobik alüminyum (Al) yüzeyler üretilmiştir. Çalışma sonunda nanosaniye lazer ile ultrahidrofobik Al yüzeyleri oluşturmanın doğrudan bir yol olduğu görülmüştür. Korozif türlerin (Cl gibi) Al yüzeyine temas etmesini önleyen mikro boşluklarda hapsolmuş hava kabarcıkları nedeniyle korozyon direncinin artırıldığı görülmüştür. En iyi korozyon önleme sonuçları, süperhidrofobik karakter ile korozyon önleyici davranış arasında bağlantı kuran, 20 mm aralıklarla üretilen ultra hidrofobik performanslı yüzeyde elde edilmiştir [53].

Son olarak nanosaniye lazer ışınlama uygulamalarından paslanmaz çelik üzerinde yapılan bir çalışma incelendiğinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

İyi korozyon direnci ve biyouyumluluk özellikleri sebebiyle, tıbbi implantların üretiminde güvenilir bir biyomateryal olarak kullanılan **paslanmaz çelik (SS) sınıfı 316L alaşımını** inceleyen bu çalışmada; su ve havada nanosaniye darbeli lazer işleme uygulanmasıyla 316L SS yüzey morfolojisinin modifikasyonu, kimyası ve ıslanabilirlik gibi yüzey özelliklerinin değişimi ile yüzey hidrofiliğini artırma mekanizmaları araştırılmış ve farklı ortamdaki lazer işleme sonuçları karşılaştırılmıştır [54]. Sonuç olarak; lazerle işlenmiş yüzeylerde, işleme ortamına ve lazer parametrelerine bağlı olarak farklı yüzey yapıları ve morfolojileri oluşturulabildiği gözlenmiştir. Havada işlenen numunelerde, su altında işlenen numunelere kıyasla daha büyük mikro yapılar üretilmiştir. Havada ve suda işlenmiş yüzeyler, kimyasal bileşim yönünden işlemlerden önce ve sonra çok az farklılık göstermiştir. Tek önemli değişiklik, yüzey oksijen içeriğindeki dikkat çekici artışla ilgilidir. Süper hidrofilik durum, çelik örneklerin hava ortamında lazerle işlenmesi ile elde edilmiş, su içinde işlenen numunelerin ıslanabilirliğinde de bir artış tespit edilmiş ancak temas açısı azaltma oranı hava deneylerinden çok daha az oranda gerçekleşmiştir [54].

Literatürdeki güncel çalışmalar üzerinden örneklendirilen biyomedikal metal ve alaşım yüzeylerine uygulanan lazer işlemlerine dair bilgiler Tablo.2’de özetlenmiştir.

Tablo- 2. Biyomedikal metal ve alaşım yüzeylerine uygulanan lazer işlemleri [49-54].

Biyomedikal Metal / Alaşım	Uygulanan Lazer İşlemi ve Elde Edilen Yüzey Modifikasyonu	İncelenen Biyouyumluluk Parametreleri	Referans
Ti	Femtosaniye lazer işleme ile periyodik nanoyapılar oluşturma	Farklı darbe genişlikleri sonucu elde edilen nanoyapıların hücre yayılımına etkisi	[49]
NiTi alaşımı	Femtosaniye lazer işleme ile mikro desen oluşturma	Farklı lazer akıları ile elde edilen desenlerin hücre yapışması ve çoğalması ile hücrelerde yönlü büyüme davranışına etkisi	[50]
Ti6Al4V alaşımı	Femtosaniye lazer işleme ile farklı derinlik ve genişliklerde oluk dokulu periyodik yapıları yüzeyler elde etme	Lazerle tetiklenmiş/indüklenmiş periyodik yüzey yapılarının (LIPSS) hücre oryantasyonuna etkisi	[51]

Mg-6Gd-0.6 Ca alaşımı	Sürekli dalga fiber lazer ile ergitilen yüzeyde femtosaniye lazer ile tekrarlanan yapılar oluşturma	Lazerle yüzey modifikasyonun korozyon direnci ve hücre yapışması ile hücrelerin anizotropik yayılma eğilimine etkisi	[52]
Al alaşımı	Nanosaniye lazer işleme ile mikro / nano yapılar oluşturma	Oluşturulan periyodik yapılarda, yapılar arası mesafenin korozyon direncine etkisi	[53]
316L Paslanmaz çelik	Nanosaniye lazer işleme ile su ve hava ortamlarında yüzey morfolojisinin modifikasyonu	Lazer işleme uygulanma ortamının yüzey hidrofilitesine etkisi	[54]

İncelenen çalışmalar birbiri ile kıyaslandığında, femtosaniye lazer ile işleme uygulamalarının uygulama hızı ve kolaylığına ek olarak, hücre yayılması ve özellikle yönlenmesini sağlama açısından osseointegrasyonu iyileştirme konusunda daha umut vaat edici bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER (CONCLUSIONS AND SUGGESTIONS)

Metalik biyomalzemeler, esas olarak yüksek mukavemet, kırılma direnci, iyi elektriksel iletkenlik ve biyouyumluluk özelliklerinden dolayı çeşitli tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır. Metallerin biyomedikal alanda implant uygulamalarında kullanımları esnasında osseointegrasyonun sağlanması çok önemlidir. Bunu sağlayabilmek için de yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi gerekmektedir. Biyomateryallerin yüzey modifikasyonunun, in vitro (laboratuvar ortamında) ve in vivo (canlı ortamda) gerçekleştirilen çalışmalarda hücre yapışmasını, göçünü, yönelimini, şeklini ve hatta gen ekspresyonunu kontrol etmek için etkili bir yöntem olduğunu görülmektedir. Desenli bir yüzey metabolitlerle su, tuz ve diğer besinlerin transferini kolaylaştırır, bu da hücrelerin dışarı atılmasını hızlandırabilir. Ek olarak, yüzey desenleri daha fazla yüzey alanı sağlar; proteinlerin adsorpsiyonunu iyileştirir ve osteoblastlar ile implant yüzeyi arasındaki bağlantıyı güçlendirir. İmplant yüzeylerinde ideal mikro modeller üretmek için birçok yöntem geliştirilmiştir. Geleneksel yüzey pürüzlendirme yöntemlerinde mikrometre düzeyinde pürüzlü yüzeyler elde etmek mümkündür fakat bununla kum tozlarının implant yüzeyine gömülü kalması; mikro desenlerin yüzeyde eşit olarak dağılmaması gibi sorunlar implantların biyouyumluluğunu azaltıcı etki gösterir. Bu nedenle, bu sorunları gidermek ve düzenli desenler elde etmek için yeni bir teknik olan lazer ile yüzey işleme yöntemleri geliştirilmiş ve son yıllarda hem bilim insanları hem de mühendisler tarafından büyük ilgi görmüştür. Lazer ile yüzey işleme yöntemleri yüksek etkili, kullanışlı, kolay kontrol edilen yöntemlerdir ve malzeme yüzeyinde düzenli desenlerle birlikte uygun hiyerarşiye sahip pürüzlülüğü oluşturulabilirler. Son yıllarda lazer ile yüzey işleme yönteminde büyük gelişmeler sağlanmıştır. Geleneksel yöntemlere alternatif olarak geliştirilen lazer tekniklerinin en önemli avantajları, nano ve mikro boyutlu topografyaya sahip oluşlarından dolayı yüksek homojenlik göstermeleri ve kirletici olmayışlarıdır. Lazerle işlenmiş yüzeydeki osteoblastlar, kumlama ve asitleme yöntemi uygulanan yüzeylere göre daha hızlı yayılırlar. Bu da bu tip yüzeylerin gelişmiş biyouyumluluğa işaret ettiğini göstermektedir.

Mikro ve nano işleme yöntemleri malzemeyi doğrudan kazıyabilen yüzeyde istenilen pürüzlülüğün ayarlanmasını sağlayan mükemmel ve kullanışlı bir araç olarak geliştirilmiştir. Ayrıca ıslanabilirlik ve yüzey enerjisinin artırılmasıyla daha çok hücrenin tutunmasının sağlanması ve hücrelerin yönlenmesi ile efektif tutunmanın gerçekleştiği görülmektedir. Lazer işleme teknolojileri arasından ise femtosaniye lazer ile işleme (FSL) yöntemi öne çıkmaktadır. FSL yönteminde yüzey çok hızlı biçimde işlendiğinden, işlem sırasında önemsiz sayılabilecek sıcaklık değişimleri meydana gelir bu nedenle ergime ve faz değişimi gibi yüzey kimyasını değiştirmeden malzeme işleme avantajı sağlamaktadır. FSL kaynaklı mikro desenler metalin mekanik özelliklerine de zarar vermez ve biyomakromoleküller ile kemik dokularının girişi için uygun yüzeyler oluşturulmasına olanak sağlar. Lazerle işlenmiş yüzeyler üzerine yapılan güncel çalışmalar sonucunda lazerle yüzey işleme yönteminin umut vadeden bir yöntem olduğu görülmektedir. Henüz yeni gelişmekte olan bu konu ile ilgili çalışmalar sürdürülmektedir. Bu çalışmalardan yola çıkarak daha yeni

veya elastik modülü kemiğe daha yakın biyouyumlu metallerde, yüzeyin lazerle işlenmesi sonucunda osseointegrasyon artırılabilir ve biyomedikal uygulamalar için kullanımları geliştirilebilir.

TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGEMENTS)

Makalenin yazarları destek ve katkılarından ötürü Dr. Işın Baylam ve Prof. Dr. Umut Toker'e teşekkürlerini sunarlar.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- [1] Bauer S., Schmuki P., Mark K., Park J., Engineering biocompatible implant surfaces Part I: Materials and surfaces, Progress in Materials Science, 58:3 (2013) 261-326.
- [2] Manam, N.S., Harun, W.S.W., Shri, D.N.A., Ghani, SAC., Kurniawan, T., Ismail, MH., Ibrahim, MHI., Study of corrosion in biocompatible metals for implants: A review, Journal of Alloys and Compounds, 701 (2017) 698-715.
- [3] Hin, TS. Introduction to biomaterials engineering and processing-an overview. Engineering Materials for Biomedical Applications, (2004).
- [4] Güner, A.T., Meran, C., Ortopedik implantlarda kullanılan biyomalzemeler. Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, 26:1 (2020) 54-67.
- [5] Ateş, G. Ti6Al4V Titanyum Alaşımının İç Yapısı ve Yüzey Özellikleri Üzerine Termokimyasal İşlem Parametrelerinin Etkisi, Yüksek Lisans Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Isparta (2018) 76 s.
- [6] Subaşı, M., Karataş, Ç., (2012), Titanyum ve Titanyum Alaşımlarından Yapılan İmplantlar Üzerine İnceleme, Politeknik Dergisi, 15: 87- 103.
- [7] Aran, A., Temel, M., (2004). Paslanmaz Çelik Yassı Mamüller Üretimi Kullanımı Standartları, 2, İstanbul.
- [8] Kalelioğlu D. (2015). Kemik Doku İmplant Malzemeleri: Osseointegrasyon ve Antibakteriyel Etkinlik, Yüksek Lisans Tezi Hacettepe Üniversitesi Biyomühendislik Anabilim Dalı, Ankara.
- [9] Liu, X., Chu, P. K., Ding, C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. Materials Science and Engineering: R: Reports, 47:3-4 (2004) 49-121.
- [10] Ayhan, H. Biyomalzemeler. Bilim ve Teknik Dergisi, (2002) 2-11.
- [11] Toker S.M., Battal E., Demir Z., Çevik K.E., Mikrodeformasyon ile Yüzey Özellikleri Değiştirilen 316L Paslanmaz Çeliğin Sentetik Vücut Sıvısı ile Etkileşimi. Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 8:4 2455-2467.
- [12] De Jonge, LT., Leeuwenburgh, S. C., Wolke, J. G., Jansen, J. A., Organic-inorganic surface modifications for titanium implant surfaces. Pharmaceutical research, 25:10 (2008) 2357-2369.
- [13] Pekşen C., Doğan A. İmplant dayanımı. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi, 10:2 (2011) 122-128.
- [14] Geetha, M., Singh, A., Asokamani, R., Gogia, A. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—a review. Progress in materials science, 54:3 (2009) 397-425.
- [15] Rezwan, K., Chen, Q. Z., Blaker, J. J., Boccaccini, A., R.Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering. Biomaterials, 27:18 (2006) 3413-3431.

- [16] Toker S.M., Canadinc D., Maier H. J., Birer O., Evaluation of passive oxide layer formation–biocompatibility relationship in NiTi shape memory alloys: Geometry and body location dependency. *Materials Science and Engineering: C* 36 (2014): 118-129.
- [17] Mavrogenis A., Dimitriou R., Parvizi J., Babis G. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 9:2 (2009) 61-71.
- [18] Uzun D, Keyf, P. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2 (2007) 43-50.
- [19] Cochran D.L., Schenk R.K., Lussi A, Higginbottom F.L., Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid- etched surface: A histometric study in the canine mandible. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 40:1 (1998) 1-11.
- [20] Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screw- shaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clinical oral implants research*, 9:1 (1998) 11-19.
- [21] Wheeler S. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatitecoated cylinder implants. *Int J OralMaxillofac Implants*, 11 (1996) 340-50.
- [22] Tinsley D, Watson C, Russell J. A comparison of hydroxylapatite coated implant retained fixed and removable mandibular prostheses over 4 to 6 years. *Clinical Oral Implants Research*, 12:2 (2001) 159-166.
- [23] Becker W, Becker B.E., Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose L.F. A prospective multicenter clinical trial comparing one- and two- stage titanium screw- shaped fixtures with one- stage plasma- sprayed solid- screw fixtures. *Clinical implant dentistry and related research*, 2:3 (2000) 159-165.
- [24] Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants-past and future, 1966-2042. *Journal of Canadian Dental Association* 71:5 (2005) 327.
- [25] Hansson S, Norton M. The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *Journal of Biomechanics*, 32:8 (1999) 829-836.
- [26] Wennerberg A, Albrektsson T, Albrektsson B, Krol J.J. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials*, 17:1 (1996) 15-22.
- [27] Lacefield W.R. Materials characteristics of uncoated/ceramic-coated implant materials. *Advances in dental research*, 13:1 (1999) 21-26.
- [28] Ozcan M, Hammerle C. Titanium as a reconstruction and implant material in dentistry: advantages and pitfalls. *Materials*, 5:9 (2012) 1528-1545.
- [29] Ong J.L., Chan D.C. Hydroxyapatite and their use as coatings in dental implants: a review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 28:5-6 (2000).
- [30] Toker S.M., Tezcaner A., Evis Z. Microstructure, microhardness, and biocompatibility characteristics of yttrium hydroxyapatite doped with fluoride. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 96.2 (2011): 207-217.
- [31] Ratha, I., Datta, P., Balla, V. K., Nandi, S. K., Kundu., Effect of doping in hydroxyapatite as coating material on biomedical implants by plasma spraying method: A review. *Ceramics International* (2020).
- [32] Levingstone T. J., Ardhaoui M., Benyounis K., Looney L., Stokes J. T., Plasma sprayed hydroxyapatite coatings: Understanding process relationships using design of experiment analysis. *Surface and Coatings Technology*, 283 (2015) 29-36.

- [33] Habibovic P., Barrere F., Van Blitterswijk C.A., de Groot K., Layrolle, P., Biomimetic hydroxyapatite coating on metal implants. *Journal of the American Ceramic Society*, 85:3 (2002) 517-522.
- [34] Yılmaz, B., Evis Z., Güldiken M., Titanyum Alaşımının Biyomimetik Yöntemle Kalsiyum Fosfat Kaplanması. *Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 29:1 (2014).
- [35] Zhang Z., Lim, S. H., Chai J., Lai D. M. Y., Cheong A. K. H., Cheong, K. L., Pan, J. S., Plasma spray of Ti₂AlC MAX phase powders: Effects of process parameters on coatings' properties. *Surface and Coatings Technology*, 325 (2017) 429-436.
- [36] Slătineanu, L., Potârniche, Ş., Coteaţă, M., Grigoraş, I., Gherman, L., Negoescu, F., Surface roughness at aluminium parts sand blasting. *Proceedings in Manufacturing Systems*, 6:2 (2011) 69-74.
- [37] Novaes Jr AB, Papalexio V, Grisi MF, Souza SS, Taba Jr M, Kajiwar JK. Influence of implant microstructure on the osseointegration of immediate implants placed in periodontally infected sites: a histomorphometric study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 15:1 (2004) 34-43.
- [38] Papalexio V, Novaes Jr AB, Grisi MF, Souza SS, Taba Jr M, Kajiwar JK. Influence of implant microstructure on the dynamics of bone healing around immediate implants placed into periodontally infected sites: A confocal laser scanning microscopic study. *Clinical oral implants research*, 15:1 (2004) 44-53.
- [39] Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Wennerberg A, Albrektsson T. Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clinical Oral Implants Research*, 13:3 (2002) 252-259.
- [40] Gaggli A, Schultes G, Müller WD, Karcher H. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces—a comparative study. *Biomaterials*, 21:10 (2000) 1067-1073.
- [41] Riveiro A., Maçon, A. L., del Val J., Comesaña R., Pou J., Laser surface texturing of polymers for biomedical applications. *Frontiers in physics*, 6 (2018) 16.
- [42] Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental materials*, 23:7 (2007) 844-854.
- [43] Aparicio C, Gil F.J., Fonseca C, Barbosa M, Planell J.A. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*, 24:2 (2003) 263-273.
- [44] Massaro C, Rotolo F, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 13:6 (2002) 535-548.
- [45] Ban S, Iwaya Y, Kono H, Sato H. Surface modification of titanium by etching in concentrated sulfuric acid. *Dental materials*, 22:12 (2006) 1115-1120.
- [46] Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. *Biomaterials*, 23:12 (2002) 2459-2465.
- [47] Dalkız M. Dental implantlarda farklı yüzey özelliklerinin osseointegrasyona etkisi. In: Dalkız M, editör. *Pratik Diş Hekimliği İmplantolojisi*. 1. Baskı. İstanbul: Vestiyer Yayın Gubu, (2009) 133-41.
- [48] Berardi D, Colagiovanni M, Scoccia A, Raffaelli L, Manicone PF, Perfetti G. Evaluation of a new laser surface implant: scanning electron microscopy/energy dispersive X-ray and X-ray photoelectron spectroscopy analyses. *Journal of biological regulators and homeostatic agents*, 22:3 (2008) 161-167.

- [49] Shinonaga, T., Kinoshita, S., Okamoto, Y., Tsukamoto, M., Okada, A. Formation of periodic nanostructures with femtosecond laser for creation of new functional biomaterials. *Procedia*, 42 (2016) 57-61.
- [50] Liang C., Wang H., Yang J., Li B., Yang Y., Li H. Biocompatibility of the micro-patterned NiTi surface produced by femtosecond laser. *Applied surface science*, 261 (2012) 337-342.
- [51] Raimbault O., Benayoun S., Anselme K., Mauclair C., Bourgade T., Kietzig A. M., Donnet C. The effects of femtosecond laser-textured Ti-6Al-4V on wettability and cell response. *Materials Science and Engineering*, 69 (2016) 311-320.
- [52] Hu G., Guan K., Lu L., Zhang J., Lu N., Guan Y. Engineered functional surfaces by laser microprocessing for biomedical applications. *Engineering*, 4:6 (2018) 822-830.
- [53] De Lara L. R., Jagdheesh R., Ocaña J. L. Corrosion resistance of laser patterned ultrahydrophobic aluminium surface. *Materials Letters*, 184 (2016) 100-103.
- [54] Razi S., Madanipour K., Mollabashi M. Laser surface texturing of 316L stainless steel in air and water: A method for increasing hydrophilicity via direct creation of microstructures. *Optics & Laser Technology*, 80 (2016) 237-246.
- [55] Celen S. Lazerle Mikro-İmalatta Q-Anahtarlama. *Gazi University Journal of Science Part C: Design and Technology* 3 (2015) 367-374.
- [56] Grasso R. J. Defence and security applications of quantum cascade lasers. In *Optical Sensing, Imaging, and Photon Counting: Nanostructured Devices and Applications 2016* Vol. 9933. International Society for Optics and Photonics. 2016.
- [57] Azadgoli B., Baker R. Y., Laser applications in surgery. *Annals of translational medicine*, 4:23 (2016).
- [58] König K., Multiphoton microscopy in life sciences. *Journal of Microscopy*, 200:2 (2000) 83-104.
- [59] Addanki S., Amiri, I. S., Yupapin P., Review of optical fibers-introduction and applications in fiber lasers. *Results in Physics*, 10 (2018) 743-750.
- [60] Malinauskas M., Žukauskas A., Hasegawa S., Hayasaki Y., Mizeikis V., Buividas R., Juodkasis S., Ultrafast laser processing of materials: from science to industry. *Light: Science & Applications*, 5, e16133 (2016) 1-14.
- [61] Alphan S. (2010). *Photonics and Laser Engineering: Principles, Devices, and Applications* (First Edition). Mc Graw Hill.
- [62] Pedrotti F., Pedrotti L. (1993). *Introduction to Optics* (Second Edition). Prentice-Hall.
- [63] Maiman, T.H. (1960). *Stimulated optical radiation in ruby* (Second Edition). Nature.
- [64] W. Koechner, M. Bass. (2003). *Solid-State Lasers: A Graduate Text* (First Edition). Springer.
- [65] Jean-Claude D., Wolfgang R. (2006). *Ultrashort Laser Pulse Phenomena* (Second Edition). Elsevier.
- [66] Zhao Y., Wang P., Zhang W. Generation of 7-fs laser pulse directly from a compact Ti:sapphire laser with chirped mirrors. *Science in China Series G: Physics, Mechanics and Astronomy* 50 (2007) 261–266.
- [67] Gaumnitz T., Jain A., Pertot Y., Huppert M., Jordan I., Ardana-Lamas F., Wörner H. J. Streaking of 43-attosecond soft-X-ray pulses generated by a passively CEP-stable mid-infrared driver. *Optics Express*, 25:22 (2017) 27506-27518.
- [68] Sugioka, K., & Cheng, Y., Ultrafast lasers—reliable tools for advanced materials processing. *Light: Science & Applications*, 3:4 (2014) 149-149.

- [69] Zeisig J., Schadlich N., Giebeler L., Sander J., Eckert J., Kuhni U., Hufenbach J. Microstructure and abrasive wear behavior of a novel FeCrMoVC laser cladding alloy for high-performance tool steels. *Wear*, (2017) 382–383: 107–112.
- [70] Soriano C., Leunda J., Lambarri J., Navas G. V., Sanz, C. Effect of laser surface hardening on the microstructure, hardness and residual stresses of austempered ductile iron grades. *Applied Surface Science*, 257 (2011) 7101–7106.
- [71] Lee J. H., Jang J. H., Joo B. D., Son Y. M., Moon, Y. H. Laser surface hardening of AISI H13 tool steel. School of Mechanical Engineering, Pusan National University, Busan, 609-735, Korea Received 18 June 2008; accepted 10 March 2009. *Transactions on Nonferrous Metals Society of China*, (2009)19: 917-920.
- [72] Adel K.M. Enhancement of Dry Sliding Wear Characteristics of CK45 Steel Alloy by Laser Surface Hardening Processing. *Procedia Materials Science*, (2014) 6: 1639 – 1643.
- [73] Syed B., Shariff S. M., Padmanabham G., Lenka S., Bhattacharya B., Kundu S. Influence of laser surface hardened layer on mechanical properties of reengineered low carbon steel sheet. *Materials Science & Engineering*, (2017) A 685: 168–177.
- [74] Karaslan A. Laser ile Malzeme işlemleri. Birinci basım, Literatür Yayıncılık, Dağıtım, Pazarlama, Sanayi ve Ticaret LTD. ŞTİ., Şefik Matbaası, İstanbul, (2009) 295 s.
- [75] Guarino S., Barletta M., Afilal A. High Power Diode Laser (HPDL) surface hardening of low carbonsteel: Fatigue life improvement analysis. *Journal of Manufacturing Processes*, (2017) 28: 266–271.