



Araştırma Makalesi / Research Article

Farklı soğutma ortamları kullanılarak ısıl işlem görmüş Ti6Al4V alaşımının SBF ve Hank solüsyonlarında biyokorozyon davranışının incelenmesi

*Investigation of biocorrosion behavior of heat-treated Ti6Al4V alloy in SBF and Hank solutions using different cooling environments*Şakir ALTINSOY^{1*}, Rezzan YARDIMCI², Fatma Zehra KÖSE³, Gökçe KOÇ⁴^{1*} İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, sakir.altinsoy@yeniyuzyil.edu.tr

ORCID: 0000-0002-1893-2266

² İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, rezzan.yardimci@yeniyuzyil.edu.tr

ORCID: 0000-0002-7709-8718

³ İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, fatmazehra.kose@yeniyuzyil.edu.tr

ORCID: 0000-0001-5841-7288

⁴ İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, gokce.koc@yeniyuzyil.edu.tr

ORCID: 0009-0000-0534-3940

MAKALE BİLGİLERİ

Makale Geçmişi:

Geliş 15 Mart 2024
Revizyon 30 Mart 2024
Kabul 22 Nisan 2024
Online 30 Haziran 2024

Anahtar Kelimeler:

Ti6Al4V, ısıl işlem, biyokorozyon, mikroyapı, yüzey pürüzlülüğü.

ÖZ

Ti6Al4V alaşımı mükemmel korozyon direnci, düşük yoğunluk, yüksek mekanik özellikler ve biyouyumluluk özellikleri nedeniyle ortodonti, medikal implant, cerrahi aletler, gıda ve havacılık endüstrisi gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Özellikle biyomalzeme olarak kullanımı korozif ortamlara karşı mekanizmasının anlaşılmasını zorunlu kılmıştır. $\alpha+\beta$ alaşım gurubuna sahip Ti6Al4V alaşımının ısıl işlem sonrası birçok özelliği iyileştirilebilir. Bu çalışmada, Ti6Al4V alaşımına 1100°C sıcaklıkta 20 dak ısıl işlem uygulanarak su, hava ve yağ ortamlarında soğutulmuştur. Farklı soğutma ortamlarında işlem görmüş numunelerin SBF (yapay vücut sıvısı) ve Hank solüsyonlarına maruz kalması sonucu mikro yapıdaki faz dönüşümlerinin sertlik, yüzey kalitesi, işlenebilirlik ve korozyon özelliklerine etkileri incelenmiştir. Sonuçlara göre yüksek sıcaklıklarda oluşan ikincil fazların malzemenin mekanik ve korozyon özelliklerini etkilediği tespit edilmiştir. Soğutma ortamının ve korozif ortamın mekanik özellikler ve korozyon direnci üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu belirlenmiştir. Yağ ve havada gerçekleştirilen soğutma işlemi sonrasında her iki çözeltide de parçaların korozyon direncinin arttığı gözlemlenmiştir. Ayrıca işleme sonrası kesici uçlarda uç yüzeyinde kaplama ayrılması ve serbest yüzey aşınması tespit edilmiştir.

ARTICLE INFO

Article history:

Received 15 March 2024
Received in revised form 30 March 2024
Accepted 22 April 2024
Available online 30 June 2024

Keywords:

Ti6Al4V, heat treatment, biocorrosion, microstructure, surface roughness.

ABSTRACT

Ti6Al4V alloy is used in many fields such as orthodontics, medical implants, surgical instruments, food, and aviation industries thanks to its excellent corrosion resistance, low density, high mechanical properties, and biocompatibility properties. Especially its use as a biomaterial has made it necessary to understand its mechanism against corrosive environments. Many properties of Ti6Al4V alloy with $\alpha+\beta$ alloy group can be improved after heat treatment. In this study, Ti6Al4V alloy was heat treated at 1100°C for 20 minutes and cooled in water, air, and oil environments. The effects of phase transformations in the microstructure on the hardness, surface quality, machinability, and corrosion properties of samples processed in different cooling environments as a result of exposure to SBF (artificial body fluid) and Hank solutions were examined. According to the results, it has been determined that secondary phases formed at high temperatures affect the mechanical and corrosion properties of the material. It has been determined that the cooling environment and corrosive environment have a significant impact on mechanical properties and corrosion resistance. After the cooling process in oil and air, it was observed that the corrosion resistance of the parts increased in both solutions. Additionally, coating separation and flank wear on the tip surface of the inserts were detected after machining.

Doi: 10.24012/dumf.1452762

* Sorumlu Yazar

Giriş

Günümüzde biyomalzemeler yaygın olarak, biyolojik sistemlerle ara yüz oluşturarak vücudun herhangi bir dokusunu, organını veya işlevini incelemek, tedavi etmek, geliştirmek ve de değiştirmek için kullanılan yapı malzemeler olarak tanımlanmaktadır [1]. Biyomalzemeler, kullanıldığı bölgede canlı doku ile direkt etkileşim halinde bulunarak veya organ ya da doku ile yer değiştirerek vücudun çalışma mekanizmasının sürdürülmesine yardımcı olan malzemelerdir. Biyomalzemelerin kullanım alanlarının başında ise implant ve protez malzemeleri gelmektedir. Gün geçtikçe teknolojinin ilerlemesi ile biyomalzemelerin kullanım alanlarının genişlemesi kaliteli malzemeye olan talebin artmasına neden olmaktadır.

Tıp, biyomedikal mühendisliği ve farklı mühendislik uygulamalarında birçok farklı biyomalzeme çeşidi olmasıyla birlikte bu alanda yaygın olarak metaller kullanılmaktadır [2], [3]. Metallerin bazı dezavantajlarını gidermek amacı ile biyomalzeme olarak diğer malzemelere nazaran daha hafif, daha dayanıklı ve kısmen daha düşük maliyetli özelliklere sahip olan titanyum ve alaşımları bu alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Titanyum alaşımları, çelik kadar dayanıklı ancak çelikten %45 daha hafiftir. Alüminyum alaşımlarından ise %60 daha ağır olmasına karşın, iki kat daha dayanıklıdır [4], [5]. $\alpha+\beta$ faz yapısına sahip Ti alaşımları içinde en çok Ti6Al4V kullanılmaktadır. Düşük yoğunluk, ısıl direnci, yüksek mekaniksel dayanım, korozyon dayanımı, biyoyumumluluk özellikleri nedeniyle Ti6Al4V alaşımı çok geniş bir kullanım alanına sahiptir [6]. Bu özellikler titanyum alaşımlarının, tıp, kimya ve biyomedikal alanlarda, denizcilik, otomotiv ve petrokimya sektöründe, gıda ve spor endüstrisinde, denizcilikte ve yiyecek endüstrisinde sıklıkla tercih edilmesini sağlamaktadır [7], [8], [9], [10]. Havacılık, uzay ve medikal endüstrilerinde %80, global üretimde ise %50'den fazla kullanım potansiyeline sahiptir [2], [11], [12]. Titanyum alaşımlarından yapılan tıbbi implantlar, çeşitli ortopedik uygulamalarında yaygın ve başarılı bir şekilde kullanılmaktadır [13], [14].

Biyomalzeme olarak kullanılan malzemelerin başarısı malzemenin çeşitli özelliklerine bağlıdır. Vücut içerisine yerleştirilen malzemeler vücut sıvısı ve diğer organlar ile etkileşim içerisine girerler. Bu neden ile implant olarak tercih edilecek malzemelerin birçok faktörü bir arada bulundurması gerekmektedir [15]. İmplant tasarımı sırasında ilk ele alınması gereken konu malzemenin korozyonudur. Titanyum alaşımları çok yüksek korozyon direncine sahip malzemeler olarak bilinirler. Bunun temel sebebi ise titanyum yüzeyinde oluşan kararlı ve koruyucu TiO_2 tabakasıdır. Oluşan bu oksit tabakası yapısal bütünlüğünü korur ve hasara uğradığında ise hızlı bir şekilde tekrar oluşur. Bu tabakanın oluşumuna izin veren ortamlarda titanyum, korozyona karşı oldukça dirençlidir. Titanyum alaşımları farklı ortamlarda gösterdiği korozyon direncindeki artış veya azalma olayı malzemenin yüzey yapısını veya iç yapısını etkileyen işlemlerin sonucudur [16]. Bu neden ile korozyona etki eden biyolojik değişkenlerin de araştırılması gerekmektedir. Farklı korozif sıvıların kullanımıyla metal implantların korozyonu üzerine çeşitli in

vitro ve in vivo çalışmalar yapılmıştır [17]. Literatürde Ti6Al4V alaşımının mikroyapısal ve mekanik özellikleri üzerine çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Liu ve ark. [18], tarafından titanyum ve alaşımlarına çeşitli yüzey kaplamaları ve ısıl işlemlerini uygulayarak aşınma, korozyon hızı ve korozyon davranışlarını incelemiştir. Çalışmada kaplama ve ısıl işlem proseslerinin aşınma ve korozyon direncini üzerinde olumlu etkilerinin olduğunu açıklamışlardır. Urtekin ve Keleş [19], yaptıkları çalışmada ise ısıl işlem ve kaplamanın Ti6Al4V alaşımı üzerine etkilerini mukavemet ve süneklik özellikleri (plastik bölge) açısından incelemiştir. Çalışmada kaplama ve ısıl işlem proseslerinin Ti6Al4V alaşımının mukavemet değerini olumlu yönde etkilediğini gözlemlenmiştir. Bao ve ark. [20], yaptıkları çalışmada Ti-3Cu alaşımının mekanik özelliklerinin, biyo-korozyon direncinin ve antibakteriyel özelliğinin, uygun ısıl işlem yoluyla mikro yapı kontrolü ile geliştirilebileceğini göstermişlerdir. Hren ve ark. [21], yaptıkları çalışmada Ti6Al4V alaşımını, deney sırasında kapalı fırında soğutmalı olarak 550°C ve 600°C olmak üzere iki farklı ısıl işlem sıcaklığında 168 ile 720 saat boyunca korozyon yüküne maruz bırakmışlar ve alaşımda hem mekanik özelliklerinin hemde korozyona karşı direncin geliştiğini gözlemlemişlerdir.

Ancak ısıl işlem ile korozyon arasındaki ilişkinin detaylı olarak incelenmesine yönelik çalışmalar sınırlıdır. Literatürdeki bu boşluğun doldurulması, Ti6Al4V alaşımının biyomedikal alanda kullanımının artırılması açısından oldukça önemlidir. Bu çalışma, SBF ve Hank gibi farklı korozif ortamlarda Ti6Al4V alaşımının yüzey özelliği ve korozyon direnci üzerindeki ısıl işlemin etkisini incelemeyi ve karşılaştırmayı amaçlamaktadır. Ayrıca hangi ısıl işlem sürecinin optimum özellikleri sağladığını bulmak için mekanik testler yapılmıştır.

Materyal ve Metot

Bu çalışmada Ti6Al4V alaşımı silindirik parçalara önce kesme işlemi daha sonrada ısıl işlem basamakları uygulanarak, sertlik, yüzey pürüzlülüğü, testleri yapılmış ve malzemenin kullanım ömrünü etkileyen parametreleri değerlendirmek için kesici ve işlenen yüzeylerin SEM Analizi yapılmış ve açıklanmıştır. Ayrıca SBF ve Hank gibi farklı korozif ortamlarda Ti6Al4V alaşımının korozyon direnci üzerindeki ısıl işlemin etkisini incelenmiştir.

Kullanılan Malzeme ve Numune Hazırlama

İş Parçası Malzemesi

Bu çalışmada, Varzene Metal San. ve Tic. A.Ş'den temin edilmiş 30 mm çap boyutundaki Ti6Al4V alaşımı çubuklar kullanılmıştır. Ti6Al4V alaşımı çubuklarının ortogonal yüzey tornalama işlemi, YouJi Machine Industrial Co. Ltd. Ş. tarafından üretilen CNC tezgâhta gerçekleştirilmiştir. Deneylerde kullanılan iş parçası malzemesinin spektral analizi, Teknolab Teknoloji Laboratuvar Hizmetleri Ltd. Şirketi'nde Spektrocast 11814/00 optik emisyon spektrometresi ile analiz edilmiştir. İş parçası malzemelerin kimyasal bileşim değerleri aşağıdaki Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. Ti6Al4V alaşımının kimyasal bileşenleri (Ağ.%,%) [22].

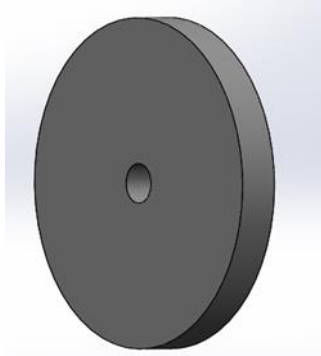
Sınıf	Al	V	Fe	C	N	H	O	Ti
Ti6Al4V	6,09	3,9	0,13	0,02	0,01	0,001	0,09	Kalan

Kesme Parametreleri

İş parçası malzemelerini elde etmek amacıyla Ti6Al4V alaşımı çubuklarına kesme işlemi uygulanmıştır. Kesme parametreleri Tablo 2'de verilmiş olup, kesme sıvısı olarak %95'i su ve %5'i ESTRA 320 mikro emülsiyon işleme sıvısından oluşan bir derişim kullanılmıştır. Sonuç olarak deneyde kullanılmak üzere 20 adet 25 mm çapında 2,5 mm kalınlığında iş parçaları elde edilmiştir.

Tablo 2. İş parçası kesme parametreleri.

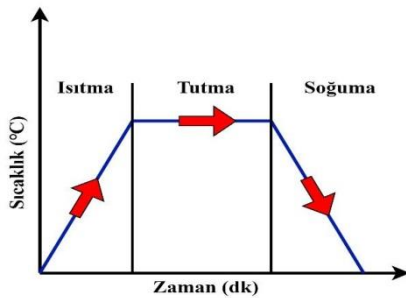
İş parçası Sayısı	Kesme Hızı (m/dak.)	İlerleme Hızı (mm/dev.)	Kesme Derinliği (mm)
20	50	0,35	0,6



Şekil 1. İş parçası örneği

Isıl İşlem Parametreleri

Kesme işlemi sonrasında elde edilen iş parçalarına, CENSAŞ Isıl İşlem San. ve Tic. Ltd. Şti. firmasına ait ısıtma makinaları ile ısıtma işlemi uygulanmıştır. Isıtma işlemi atmosfer kontrollü fırın içerisinde yapılmıştır. Fırın vakum pompasıyla vakumlanarak içerdeki atmosfer gazları boşaltıldıktan sonra yüksek saflıkta argon gazları verilmiştir. Isıtma işlemi uygulandıktan sonra soğutma koşulları hava, su, yağ ve kontrol olmak üzere belirlenmiş ve her soğutma ortamı için beş adet numune kullanılmıştır. Şekil 2'te ısıtma sürecinin şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 2. Isıl işlem süreci şematik gösterimi

Tablo 3'te ısıtma koşulları ve parametreleri detaylı bir şekilde verilmiştir.

Tablo 3. Isıl işlem parametreleri.

İş Parçası Türü	İş Parçası Sayısı	Isıl İşlem Koşulu
Kontrol	5	Isıl işlemsiz
Suda Soğutulmuş	5	1100°C/20 dak.
Yağda Soğutulmuş	5	1100°C/20 dak.
Havada Soğutulmuş	5	1100°C/20 dak.

Sertlik Testleri

Bu çalışmada iş parçalarının Rockwell sertlik ölçümleri; 980 N yük kapasiteli 2,5 mm bilye çapına sahip Wellmess marka WM-R-C model cihazda yapılmıştır. Sertlik ölçümleri her iş parçasından üç numune seçilerek gerçekleştirilmiştir. Sertlik değerleri ise numunelerin üç farklı noktasından alınan ölçümlerin ortalaması olacak şekilde hesaplanmıştır.

Yüzey Pürüzlülüğü Testleri

Isıl işlem görmüş iş parçaları arasından en yüksek ve en düşük sertlik oranına sahip numuneler seçilmiş ve yüzey pürüzlülük testine tabi tutulması amacıyla tekrardan CNC ile işlenmişlerdir. Yüzey pürüzlülük testleri Mitutoyo Portable Surftest Sj-210 cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Ölçümler seçilen iş parçalarının üç farklı noktasından alınmış ve ortalamaları alınarak yüzey pürüzlülük değerleri hesaplanmıştır.

Kesici ve İşlenen Yüzeylerin SEM Analizi

İş parçalarının işlenebilirlik kalitesini analiz etmek amacıyla yüzey pürüzlülüğü testleri öncesinde en düşük ve en yüksek (kontrol ve su) sertlik oranına sahip numuneler CNC ile işlenmişlerdir. CNC ile gerçekleştirilen yüzey tormalama işlemi, 50 m/dak kesme hızında, 0,35 mm/dev ilerleme hızında ve 0,6 mm kesme derinliğinde olacak şekilde ayarlanmış ve uygulanmıştır. Numunelerin işleme sürecinde $TiCN + Al_2O_3 + TiCN$ kaplamalı DNMG karbür tormalama ucu kullanılmış olup kesme sıvısı olarak ise %95'i su %5'i ise ESTRA olan kesme sıvısı kullanılmıştır. İşlenmiş numunelerin ve kesici uçların yüzey SEM analizi, FEI markalı QUANTA FEG 250 model bir tarama elektron mikroskopunda gerçekleştirilmiştir.

Biyokorozyon Testleri

Biyokorozyon testleri elektrokimyasal test yöntemlerini kullanarak korozyon hızının, potansiyelinin ve akım yoğunluğunun ölçülmesiyle gerçekleştirilmektedir. Bu çalışmada elektrokimyasal test yöntemlerinden olan, Açık Devre Potansiyeli (OCP) ve Tafel deneyleri gerçekleştirilmiştir. OCP testlerinin ana amacı, test işlemi sırasında korozyona karşı direncin ölçülmesi ve korozyona karşı oluşturulan yüzey filmi potansiyelinin belirlenmesidir. Tafel deneyleri ise iş parçasının korozif bir ortamda tutulması sonucunda oluşan elektrokimyasal korozyon hızının kantitatif ve kalitatif biçimde belirlenmesi işlemidir. Kısacası Tafel deneyleri sonucunda elde edilen Tafel eğrileri korozyon hızını (akım yoğunluğu) belirlenmek amacıyla kullanılmaktadır.

Bu çalışmada elektrokimyasal korozyon testleri, SBF ve Hank Solüsyonu içerisinde Potansiyostat yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Tablo 4'te SBF ve Hank solüsyonlarının kimyasal bileşenleri verilmiştir. Hücre düzeneği olarak 3-elektrotlu elektrokimyasal korozyon ölçüm hücresi kullanılmıştır. Karşı elektrot olarak yüksek yoğunluklu grafit, referans elektrot olarak doymuş kalomel elektrot (SCE), olmak üzere elektrotlar ile uygulanmıştır. İlk olarak OCP ölçümü gerçekleştirilmiştir. OCP ölçümüne 2-3 saat süresince, OCP değeri kararlı hale gelene kadar devam edilmiş ve Tafel deneyleri gerçekleştirilmiştir. Tafel testleri, OCP değerine göre (-250) mv ve (+250) mv arasında 1,0 mv/s tarama hızı ile gerçekleştirilmiştir.

Tablo 4. SBF ve Hank solüsyonlarının kimyasal bileşenleri (g/L) [23], [24].

Kimyasal Bileşenler	SBF	Hank
NaCl	12,053	8
NaHCO ₃	0,533	0,35
KCl	0,338	0,4
K ₂ HPO ₄ ·3H ₂ O	0,347	-
MgCl ₂ ·6H ₂ O	0,467	0,1
1 M HCl	50 ml	-
CaCl ₂	0,438	0,14
Na ₂ SO ₄	0,108	-
C ₄ H ₁₁ NO ₃ (Tris)	9,177	-
1 M HCl	8,5 ml	-
Na ₂ HPO ₄ ·2H ₂ O	-	0,06
KH ₂ PO ₄	-	0,6
MgSO ₄ ·7H ₂ O	-	0,06
Glucose	-	1

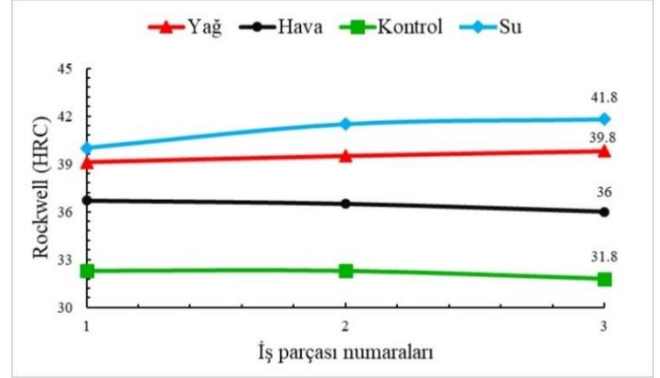
Bulgular ve Tartışma

Sertlik Testleri Sonuçları

Agresif ortamlarda çalışan metalik malzemelerin çoğu mekanik gerilimlere maruz kalır. Bu mekanik gerilimler malzemenin çalıştığı ortamdan gelebileceği gibi malzemelerin kaynak, talaşlı imalat, plastik deformasyonu gibi imalat yöntemlerinden kaynaklanan artık gerilimler de olabilmektedir. Bu tür ortamlarda çalışan elemanların ömrünü belirleyen en önemli faktörlerden biri; stres, korozif ortam ve korozyona duyarlı malzeme faktörlerinin birleşiminden dolayı malzemenin zarar görmesidir [25]. Korozyon, kütle kaybına neden olduğundan biyometalik yapılar için gerçek bir risktir. Isıl işlemin stabilize edilmemiş Ti alaşımlarda sertlik ve mikro yapı değişikliklerine neden olduğu ve korozyon direncini etkileyeceği bilinmektedir. Genel olarak, malzemelerin sertliği yapısına bağlı olarak farklılık göstermektedir. Isıl işlem süresindeki sıcaklık artışı, numunelerin mikro yapısında değişikliğe yol açmaktadır. Isıl işlem yoğunluğunun artması, malzemenin gözenek yapısının azalmasına ve sertlik direncinin değişmesine neden olduğu bilinmektedir [26], [27], [28]. Sertlik testleri sonucunda elde edilen Şekil 3'teki grafik incelendiğinde; su, yağ ve hava ortamında soğutulmuş iş parçalarının kontrol numunelerine göre sırasıyla yaklaşık olarak %28, %23 ve %13'lük bir fark ile daha yüksek sertlik oranına sahip olduğu görülmüştür. Elde edilen bulgulara göre iş parçaları türleri arasında su ve yağ sertlik oranı açısından birbirlerine yakın oran göstermiş olsalar da en yüksek sertlik oranına sahip olan iş parçası türü su olmuştur. Suyu

soğutulan numunede sigma fazının etkinliğinin sertliği artırıcı etkiye sahip olduğu düşünülmektedir [29].

Isıl işlem ile yüksek sıcaklığa ulaşan iş parçaları daha sonra su ortamında soğutulması nedeniyle ani sıcaklık değişimine maruz kalarak diğer türlere nazaran çok daha fazla sertleştiği tespit edilmiştir [26], [27], [28], [30], [31].

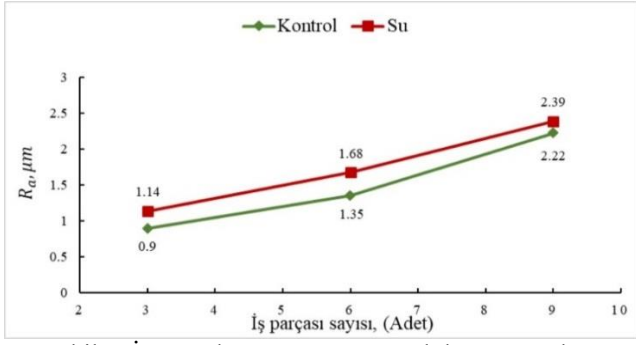


Şekil 3. İş parçalarının Rockwell sertlik deneyi sonuçları.

Yüzey Pürüzlülük Sonuçları

Biyomedikal alanlarda implant olarak kullanılan biyomateryallerin kullanımında yüzey pürüzlülüğü önemli bir parametredir. Biyomalzemelerin yüzey pürüzlülüğü, hidrofilik ve yüzey enerjisi gibi yüzey özelliklerini etkilemesinin yanı sıra korozyon direnci açısından da kritiktir [32]. Titanyum alaşımlarında işlenmiş yüzeyin yüzey pürüzlülüğü, en sık ölçülen kalite özelliklerinden birisidir. Yüzey pürüzlülüğü, implantın hizmet ömrü açısından önemli bir rol oynamaktadır. Isıl işlem yöntemi, iş parçalarının mikro yapısında değişime yol açtığı literatürde de yer almaktadır. İmplant parçası olarak kullanılacak bir Titanyum alaşımının belirli bir yüzey pürüzlülüğü katsayısına sahip olması gerekmektedir. Fakat yüksek yüzey pürüzlülük katsayısına sahip implant yüzeylerinin, sürtünme katsayısı ve aynı zamanda yüzey kirlilik oranının çok daha yüksek olduğu bilinmektedir. Bu nedenle bu çalışmada, iş parçalarının yüzey pürüzlülük oranını tespit etmek amacıyla sertlik ölçümlerinden hemen sonra yüzey pürüzlülüğü testleri gerçekleştirilmiştir.

Isıl işlem görmüş iş parçaları arasından en yüksek ve en düşük sertlik oranına sahip numuneler seçilmiş ve yüzey pürüzlülük testine tabi tutulması amacıyla tekrardan CNC ile işlenmişlerdir. Şekil 4'te en yüksek ve en düşük sertliğe sahip numunelerin yüzey pürüzlülüğü grafiği incelendiğinde; işleme parametrelerinin sabit tutulmasına rağmen işlenen numune sayısının artmasıyla kontrol ve su ile soğutma ortamında ısıl işlem görmüş Ti6Al4V parçalarının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin arttığı tespit edilmiştir. Çalışmada işlem görmüş parçalardan su ile soğutulmuş numune kontrol numunesine göre yaklaşık olarak %16,55 artış oranı göstermiştir. Su ve kontrol numuneleri arasındaki yüzey pürüzlülüğü değerindeki fark, parçaların ısıl işlemlere tabi tutulması sonucu mikro yapılarında belirli oranlarda değişimin gerçekleştiğinden kaynaklanmıştır [33], [34], [35].

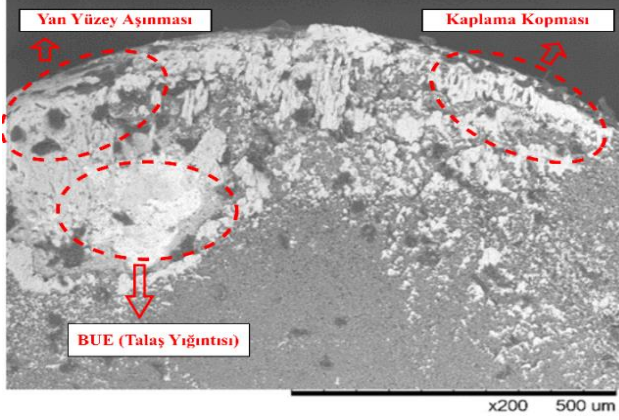


Şekil 4. İş parçalarının yüzey pürüzlülüğü sonuçları.

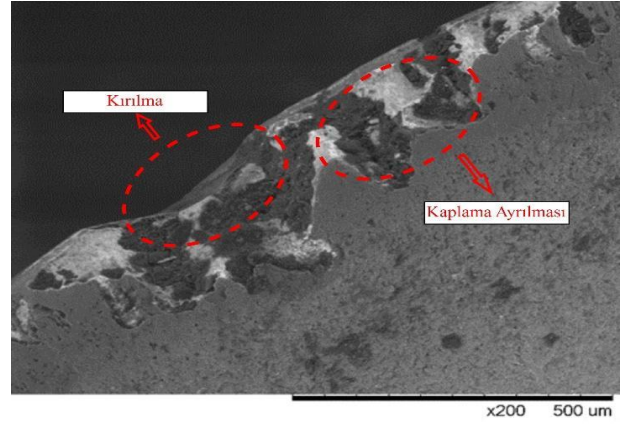
SEM Analizi Test Sonuçları

Kullanım alanının bu derece geniş ve işlenen yüzey kalitesinin oldukça önemli olduğu Ti6Al4V alaşımlarının işlenebilirliği de oldukça önemlidir. Kesici takımın daha uzun ömürlü olabilmesi, iş parçasının da istenilen kalitede üretilerek hammadde israfının önlenmesi için, kesme performansı ve şartlarını iyi belirlemek gerekir. Bunu gerçekleştirebilmek için, kesici takımın kullanım ömrüne etki eden faktörler ve iş parçasının yüzey kalitesinin belirlenmesinde etkili olan etkenler belirlenmelidir [36], [37], [38], [39], [40].

Kontrol ve su ile soğutulmuş numunelerin tormalama işlemi karbür kaplamalı DNMG kesici uç kullanarak gerçekleştirilmiş ve kesici uçta meydana gelen aşınmalar sırasıyla; Şekil.5 ve Şekil. 6'da verilmiştir.



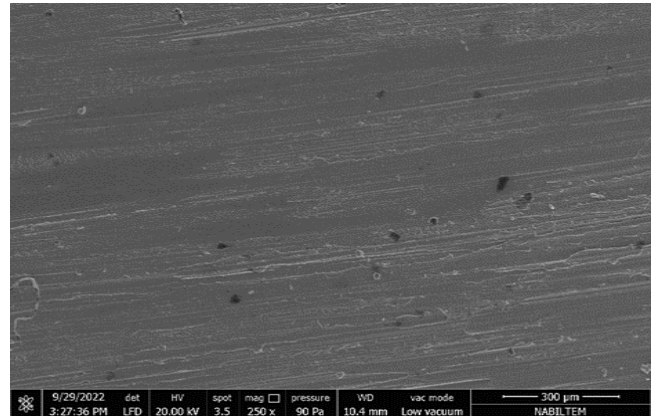
Şekil 5. Kontrol numunelerinin CNC ile işleme sonrası kesici ucun SEM görüntüsü.



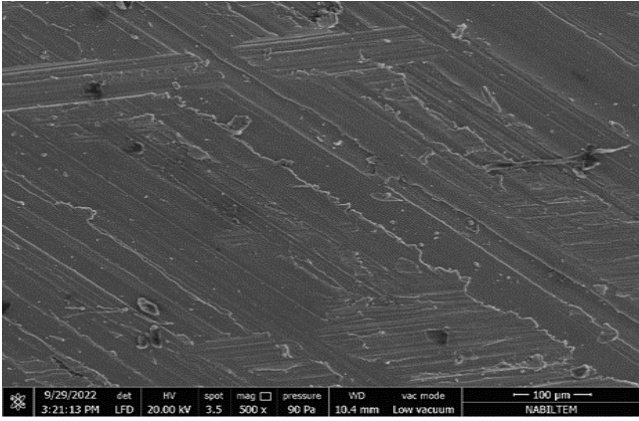
Şekil 6. Su numunelerinin CNC ile işleme sonrası kesici ucun SEM görüntüsü.

Şekil 5'te verilen SEM görüntüsünde burun bölgesindeki yan yüzey aşınması, işleme sırasında özellikle sertlik artışından dolayı açığa çıkan yüksek sıcaklıktan dolayı kesici ucun burun kısmının plastik deformasyona maruz kalmasından kaynaklanmaktadır. Bu nedenle kesici ucun kaplama yapısı bozulmuş ve kesici yüzeyinde kaplama kopması gözlemlenmiştir. Literatürde yapılan birçok çalışmada bunu desteklemektedir [41], [42], [43], [44], [45]. Şekil 5. ve Şekil 6.'da sırasıyla kontrol ve su numunelerinin CNC ile işlenmesi sırasında kullanılan DNMG kesici uçlarının SEM görüntüleri incelendiğinde, sertlik değeri arttıkça kesici uçlarda ki aşınmanın arttığı ve su ortamında soğutulan iş parçasının burun kısmında oluşan kırılma belirgin bir şekilde gözlemlenmiştir. Kontrol numunesinin işlenmesi sonucunda kesici takımın kesme kenarı ve yan yüzeyinde olmak üzere sürtünmeden kaynaklı yan yüzey aşınması, kırılma ve kaplama kopması meydana gelmiştir. Kesme esnasında sertlik, sıcaklık artışı ve yığıntı talaş sertliğinin artışına karşılık mukavemet azalmış ve azalan dayanım kesici ucun kenarında kopmalara sebebiyet verdiği gözlemlenmiştir.

Şekil 7. ve Şekil 8.'de ise sırasıyla; kontrol ve su ortamında soğutulmuş numunelerin tormalama sonrası işlenen yüzeylerindeki aşınmaların SEM görüntüleri verilmiştir.



Şekil 7. Kontrol numunelerinin tormalama işlemi sonrası yüzey aşınma SEM görüntüsü.

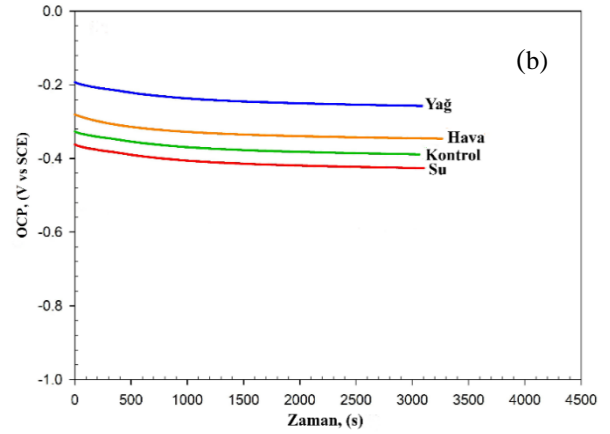
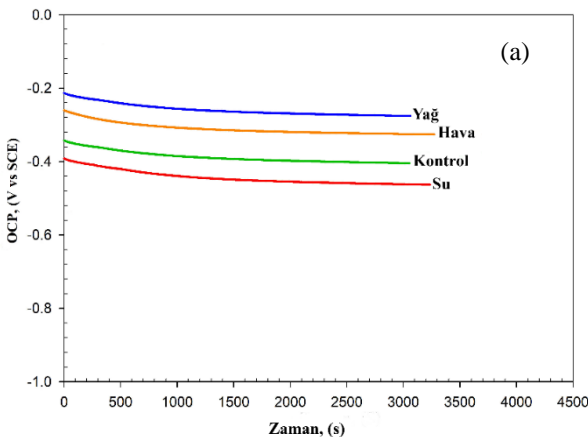


Şekil 8. Su numunelerinin tornalama işlemi sonrası yüzey aşınma SEM görüntüsü.

Şekil 7. ve Şekil 8.'de verilen görüntüler incelendiğinde; sertlik oranının daha yüksek olduğu su ortamında soğutulmuş numunelerin sahip olduğu besleme izlerinin kontrol numunelerine göre çok daha belirgin olduğu görülmüştür. Sertliğin artmasıyla kesici uçların oluşturduğu besleme izlerinin artışı ve yüzey kalitesinin bozulduğu görülmektedir. Bu durum kesici takımındaki kaplamasının yerinden atıp kesici ucu ve dolayısıyla işlenen yüzeyi bozmasıyla ilgilidir [46]. Önceki bölümde verilen yüzey pürüzlülük sonuçları ile uyum içerisinde.

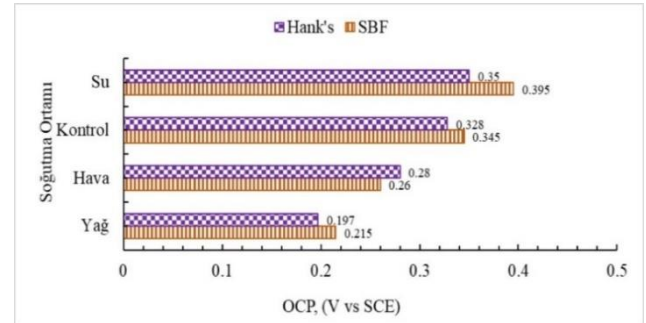
Biyokorozyon Test Sonuçları

Titanyum alaşımları, karbon başta olmak üzere diğer elementlere karşı gösterdiği tepkiden dolayı ısı işlem sonucunda, gevrekleşmekte ve yüzey katmanı dış ortam ile reaksiyona girerek kimyasal ürünler üretebilmektedir [47]. Gerçekleşen bu reaksiyon işlemine korozyon adı verilmektedir. Biyokorozyon ise implant yüzeyinde kimyasal bir reaksiyonun gerçekleşmesi sonucunda, oksijen, hidroksit ve benzeri istenmeyen elementlerin açığa çıkmasıyla implant yüzeyinin aşınması olarak adlandırılmaktadır [48], [49]. Biyokorozyon aynı zamanda biyomalzemelerin kimyasal veya elektrokimyasal etkileşimleri sonucunda malzeme yüzeyinde meydana gelen değişimler olarak da adlandırılmaktadır. Şekil 9 (a) ve (b)'de sırasıyla, SBF ve Hank solüsyonunda bulunan Ti6Al4V alaşımı iş parçalarının OCP test sonuçları verilmiştir.



Şekil 9. (a) Açık Devre Potansiyel testi, SBF solüsyonu, (b) Açık Devre Potansiyel testi, Hank solüsyonu.

Şekil 9. (a) ve (b)'de verilmiş olan OCP-Zaman grafikleri incelendiğinde, iş parçası türleri arasından su ile soğutma dışındaki diğer türlerin korozyon dirençlerinin daha yüksek olduğu ve koruyucu film oluşturdukları görülmektedir. Şekil 9. (a) ve (b) 'de verilen OCP-Zaman grafiklerine göre SBF solüsyonunda bulunan yağ, hava, kontrol ve su iş parçası türlerinin OCP değerleri sırasıyla; -0,215 V – 0,26 V -0,345 V ve -0,395 iken, Hank's solüsyonunda ise sırasıyla; -0,197V, -0,28V, -0,328V ve -0,36V'a doğru kaydığı görülmektedir. Ölçülen değerler arasındaki farkın daha anlaşılabilir olması amacıyla Şekil 10'da farklar grafiği çizdirilmiştir.



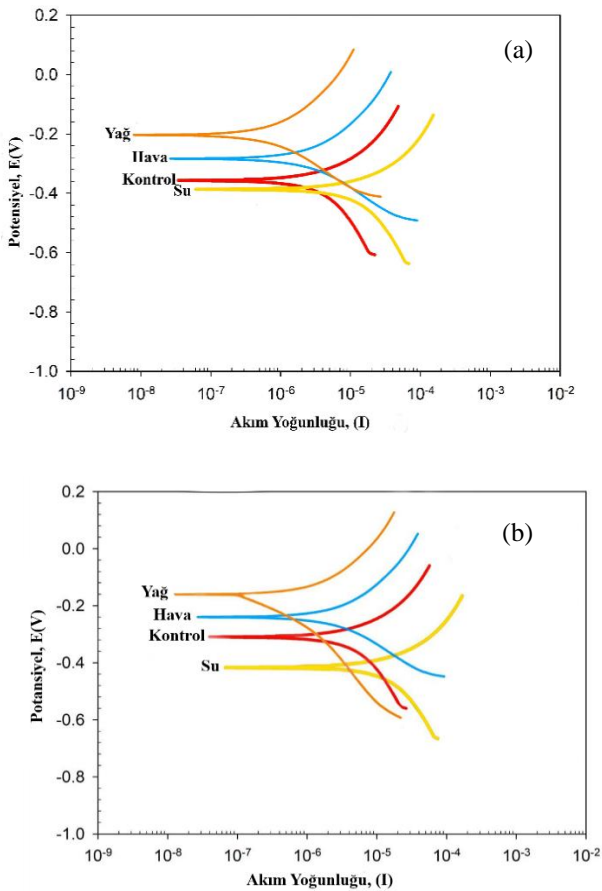
Şekil 10. SBF ve Hank solüsyonunda Ti6Al4V numunelerin OCP değerlerinin değişimi

Ti6Al4V kontrol malzemesine göre yağ, hava ve su soğutma şartları altında bu numunelerin korozyona karşı direnci SBF solüsyonunda sırasıyla; %38, %34 ve %-14 oranlarında olduğu görülmektedir. Ti6Al4V kontrol malzemesine göre yağ, hava ve su soğutma şartları altında bu numunelerin korozyona karşı direnci Hank solüsyonunda sırasıyla; %40, %20 ve %-7 oranlarında olduğu görülmektedir. Bu çalışmada Hank solüsyonunun SBF solüsyonuna göre yağ, hava, kontrol ve su soğutma şartları altında %8, %-8, %5 ve %11 şeklinde artış ve azalma olduğu tespit edilmiştir. Isıl işlem sonrası değişen yüzey özellikleri de bu değişimi etkilemektedir. Yüzey oluklarında, klorür ortamından gelen aşındırıcı iyonların konsantrasyonu çukurlar oluşturur ve daha sonra bu tepe noktalarında çatlak başlangıcı tetiklenir [50]. Cl konsantrasyonunun artırılması hem genel korozyon

hasarını hem de çatlak yayılma hızını artmaktadır. Bu nedenle tüm numunelerde en fazla korozyon, yüksek HCl konsantrasyonuna sahip SBF çözeltisinde meydana geldi. SBF çözeltisinde korozyon sonrası Ra değerlerinin artması da bu sonucu desteklemektedir. Sonuçlar, ısıl işlemin ve korozif ortamın korozyon direnci açısından yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Literatürde sonuçlarımızı destekleyen benzer yaklaşımlar mevcuttur [51].

Şekil 9. (a) ve (b)'de gösterildiği üzere, OCP eğrisi sıfıra ne kadar yakın olursa numunelerin korozyona olan direnci o kadar yüksek olduğu söylenebilir. Her iki solüsyonda gerçekleştirilen test sonuçlarına göre, yağ ortamında soğutulan iş parçası türlerinin korozyon direncinin diğer türlere nazaran yüksek olduğu gözükmemektedir. Farklı ısıl işlem süreçleri sonrası değişen sertlik ve yapı elektrokimyasal dataların değişmesine ve pasif alanlarda dataların saçılmalarına neden olmaktadır [52].

Literatürde ısıl işlem sonrasında iş parçalarının yağ ile soğutulması, numuneler üzerinde koruyucu bir tabaka oluşturmuş ve korozyona karşı direncini arttırmış olabileceği düşünülmektedir [53], [54], [55], [56]. Numunelerin Hank solüsyonu sonuçları, hava ile soğutulan iş parçası türleri hariç SBF sonuçlarına göre çok daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Şekil 11. (a) ve (b)'de sırasıyla, SBF ve Hank solüsyonunda bulunan Ti6Al4V alaşımı iş parçalarının Tafel eğrisi test sonuçları verilmiştir.



Şekil 11. (a) Tafel eğrisi, SBF solüsyonu, (b) Tafel eğrisi, Hank solüsyonu.

Soğutma türüne göre Ti6Al4V alaşımlarının korozyona gösterdikleri direnç farklılığı, Şekil 11. (a) ve (b)'de açıkça görülmektedir. Düşük korozyon akımı düşük korozyon hızı anlamına gelmekte ve yüksek korozyon potansiyeli ise yüksek aşınma dayanımı olarak ifade edilmektedir. SBF ve Hank solüsyonlarında gerçekleştirilen test sonuçlarına bakıldığında, su ortamında soğutulmuş olan Ti6Al4V alaşımı numunelerinde korozyon direncinin çok daha düşük seviyede olduğu görülmektedir. Yağ ortamında soğutulmuş numunelerin Tafel eğrileri ise düşük akım yoğunluğu ve yüksek potansiyel özellik göstermiştir. Bu durum biyometalik yapıda olan Ti6Al4V alaşımının ısıl işlem sonrası mikro yapısının değiştiğini ve elektrolit ortamda iyon salınım oranının azaldığını olduğunu göstermektedir. Isıl işleme tabi tutulan parçaların ana malzemeye göre daha iyi korozyon dayanım özellikleri elde etmesinin temel nedeninin, ısı girdisinin etkisiyle mikro yapıda meydana gelen değişime bağlı olarak sertlik değerlerinin artması olduğu varsayılmaktadır [57].

Genel Sonuçlar

Bu çalışmada ısıl işlem soğutma ortamlarının Ti6Al4V alaşımının sertlik, yüzey pürüzlülüğü, aşınma özellikleri ve korozyon üzerine olan etkileri incelenmiş olup elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

- Isıl işlem soğutma ortamlarının Ti6Al4V alaşımının sertliği üzerine etkisinin olduğu çok net bir şekilde görülmüştür. Su, yağ ve hava ile soğutma ortamlarında sırasıyla; %28, %23 ve %13 sertlik artışı tespit edilmiştir.
- İşlenen numune sayısının artmasıyla kontrol ve su ile soğutma ortamında ısıl işlem görmüş parçaların yüzey pürüzlülüğü değerlerinin arttığı tespit edilmiştir. Su ile soğutulmuş numunenin kontrol numunesine göre, yüzey pürüzlülüğü değerinde yaklaşık olarak %16,55 artış oranı göstermiştir. Yüzey pürüzlülüğü artışı metalik malzemelerde aşınma ile ters orantılı, canlılık ve çoğalma için doğru orantılıdır.
- Sertlik değeri arttıkça kesici uçlarda aşınma artışı tespit edilmiştir. Su numunesinin işlenmesi sonucunda kesici takımının burun kısmında oluşan kırılma tespit edilmiştir. İşlem sonrası kesici takımın kesme kenarı ve yan yüzeyinde olmak üzere sürtünmeye bağlı yan yüzey aşınması tespit edilmiştir. Ayrıca sertliğin artması ile kesici uçların oluşturduğu besleme izlerinin arttığı ve yüzey kalitesinin bozulduğu görülmüştür.
- Ti6Al4V alaşımının OCP test sonuçlarına göre; su ile soğutma işlemi dışında diğer soğutma şartlarında yüzeylerde koruyucu film oluşturduğu görülmüştür. SBF ve Hank solüsyonlarında korozyon direnci değerlerinde yağ ve hava ile artış gösterirken su ile işlenmiş numunelerde azalma tespit edilmiştir.

- Tafel eğrisi sonuçlarında; SBF ve Hank çözeltilerinde su ortamında soğutulan Ti6Al4V numunelerinde korozyon direncinin daha düşük olduğu görülmüştür. Yağda soğutma sonrası Tafel eğrileri daha düşük akım yoğunluğu ve yüksek potansiyel göstermiştir.

Etik kurul onayı ve çıkar çatışması beyanı

Hazırlanan makalede etik kurul izni alınmasına gerek yoktur. Ayrıca hazırlanan makalede herhangi bir kişi/kurum ile çıkar çatışması bulunmamaktadır.

Yazar Katkıları

Yazarlar makaleye eşit derecede katkıda bulunmuştur.

Kaynaklar

- [1] Z. D. Çırak ve D. B. Yakıncı, "Tibbi uygulamalarda kullanılan biyoyumlu biyomalzemeler", *İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dergisi*, c. 8, sy 2, ss. 515-526, 2020.
- [2] J. Park ve R. S. Lakes, *Biomaterials: an introduction*. Springer Science & Business Media, 2007.
- [3] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, ve J. E. Lemons, *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*. Academic Press, Elsevier, 2004.
- [4] Y. Kayalı, Ş. Talaş, Y. Yalçın, ve C. Taşkın, "H2 plazma ön işleminden sonra anodik oksidasyon uygulanmış Ti6Al4V alaşımının elektrokimyasal korozyon davranışının incelenmesi", *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, c. 17, sy 3, ss. 1088-1095, 2017.
- [5] F. Taylan ve O. Nazım, "Ti-6AL-4V ELI malzemesinin tornalama işleminde yüksek basınçlı jet soğutmanın yüzey pürüzlülüğüne etkisi", *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*, c. 10, sy 1, ss. 31-46, 2018.
- [6] T. P. S. Sarao, H. Singh, ve H. Singh, "Enhancing Biocompatibility and Corrosion Resistance of Ti-6Al-4V Alloy by Surface Modification Route", *J Therm Spray Tech*, c. 27, sy 8, ss. 1388-1400, Ara. 2018, doi: 10.1007/s11666-018-0746-7.
- [7] M. Armendia, P. Osborne, A. Garay, J. Belloso, S. Turner, ve P.-J. Arrazola, "Influence of Heat Treatment on the Machinability of Titanium Alloys", *Materials and Manufacturing Processes*, c. 27, sy 4, ss. 457-461, Nis. 2012, doi: 10.1080/10426914.2011.585499.
- [8] S. Bruschi, R. Bertolini, A. Bordin, F. Medea, ve A. Ghiotti, "Influence of the machining parameters and cooling strategies on the wear behavior of wrought and additive manufactured Ti6Al4V for biomedical applications", *Tribology International*, c. 102, ss. 133-142, Eki. 2016, doi: 10.1016/j.triboint.2016.05.036.
- [9] T. Özel, M. Sima, A. K. Srivastava, ve B. Kaftanoglu, "Investigations on the effects of multi-layered coated inserts in machining Ti-6Al-4V alloy with experiments and finite element simulations", *CIRP annals*, c. 59, sy 1, ss. 77-82, 2010.
- [10] Y. Qin vd., "Adaptive-lubricating PEO/Ag/MoS2 multilayered coatings for Ti6Al4V alloy at elevated temperature", *Materials & Design*, c. 107, ss. 311-321, 2016.
- [11] G. Ateş, "Ti6Al4V titanyum alaşımının iç yapısı ve yüzey özellikleri üzerine termokimyasal işlem parametrelerinin etkisi", Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta, Türkiye, 2018.
- [12] G. Lütjering ve J. C. Williams, Ed., "Special Properties and Applications of Titanium", içinde *Titanium*, içinde Engineering Materials, Processes. , Berlin, Heidelberg: Springer, 2007, ss. 383-415. doi: 10.1007/978-3-540-73036-1_10.
- [13] E. C. Santos, M. Morita, M. Shiomi, K. Osakada, ve M. Takahashi, "Laser gas nitriding of pure titanium using CW and pulsed Nd:YAG lasers", *Surface and Coatings Technology*, c. 201, sy 3, ss. 1635-1642, Eki. 2006, doi: 10.1016/j.surfcoat.2006.02.048.
- [14] Y. S. Tian, C. Z. Chen, S. T. Li, ve Q. H. Huo, "Research progress on laser surface modification of titanium alloys", *Applied Surface Science*, c. 242, sy 1, ss. 177-184, Mar. 2005, doi: 10.1016/j.apsusc.2004.08.011.
- [15] Z. Tüylek, "Biyomateryaller ve sağlıkta kullanımı", *Bozok Tıp Dergisi*, c. 7, sy 4, Art. sy 4, Ara. 2017.
- [16] S. Erkan, "Bakır nanopartikül kaplama sonrası Ti6Al4V alaşımının antibakteriyel, biyoyumluluk ve biyokorozyon özelliklerinin incelenmesi", Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Fen Bilimler Enstitüsü, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, 2022. Erişim: 01 Nisan 2024. [Çevrimiçi]. Erişim adresi: <https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/tezSorguSonucYeni.jsp>
- [17] A. Parsapour, S. N. Khorasani, ve M. H. Fathi, "Effect of Surface Treatment and Metallic Coating on Corrosion Behavior and Biocompatibility of Surgical 316L Stainless Steel Implant", *Journal of Materials Science & Technology*, c. 28, sy 2, ss. 125-131, Şub. 2012, doi: 10.1016/S1005-0302(12)60032-2.
- [18] X. Liu, P. K. Chu, ve C. Ding, "Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications", *Materials Science and Engineering: R: Reports*, c. 47, sy 3-4, ss. 49-121, 2004.
- [19] L. Urtekin ve Ö. Keleş, "Biyomedikal Uygulamalar İçin TiN Kaplı Ti6Al4V Alaşımının Mekanik Özelliklerinin Araştırılması", *Savunma Bilimleri Dergisi*, c. 18, sy 36, ss. 91-108, 2019.
- [20] M. Bao vd., "Optimization of mechanical properties, biocorrosion properties and antibacterial properties of wrought Ti-3Cu alloy by heat treatment", *Bioactive materials*, c. 3, sy 1, ss. 28-38, 2018.
- [21] I. Hren, S. Kuśmierczak, R. Horký, ve J. Mach, "Analysis of the Effect of Heat Treatment and Corrosion Load on the Microstructure and Microhardness of the Ti6Al4V Alloy", *Manufacturing Technology*, c. 22, sy 4, ss. 414-422, 2022.

- [22] S. N. Sawant, S. K. Patil, D. R. Unune, P. Nazare, ve S. Wojciechowski, "Effect of copper, tungsten copper and tungsten carbide tools on micro-electric discharge drilling of Ti-6Al-4V alloy", *Journal of Materials Research and Technology*, c. 24, ss. 4242-4257, May. 2023, doi: 10.1016/j.jmrt.2023.04.067.
- [23] M. Talha, C. K. Behera, ve O. P. Sinha, "Potentiodynamic polarization study of Type 316L and 316LVM stainless steels for surgical implants in simulated body fluids", *Journal of chemical and Pharmaceutical research*, c. 4, sy 1, ss. 203-208, 2012.
- [24] M. Yazıcı, O. Çomaklı, T. Yetim, A. F. Yetim, ve A. Çelik, "The effect of plasma nitriding temperature on the electrochemical and semiconducting properties of thin passive films formed on 316 L stainless steel implant material in SBF solution", *Surface and Coatings Technology*, c. 261, ss. 181-188, 2015.
- [25] A. Almubarak, W. Abuhaimed, ve A. Almazrouee, "Corrosion behavior of the stressed sensitized austenitic stainless steels of high nitrogen content in seawater", *International Journal of Electrochemistry*, c. 2013, 2013.
- [26] J. M. S. Al-Murshdy ve B. J. Ghayyib, "Effect of heat treatment on properties of titanium biomedical alloy", *Journal of University of Babylon for Engineering Sciences*, c. 27, sy 1, ss. 232-246, 2019.
- [27] J. M. Salman ve M. L. Aziz, "Some properties of biomedical Ti6Al4V alloy in different solutions", *The Iraqi Journal for Mechanical and Materials Engineering*, c. 19, sy 2, ss. 138-156, 2019.
- [28] B. Vrancken, L. Thijs, J.-P. Kruth, ve J. Van Humbeek, "Heat treatment of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting: Microstructure and mechanical properties", *Journal of Alloys and Compounds*, c. 541, ss. 177-185, Kas. 2012, doi: 10.1016/j.jallcom.2012.07.022.
- [29] Y. H. Kim vd., "The effect of sigma phases formation depending on Cr/Ni equivalent ratio in AISI 316L weldments", *Materials & Design*, c. 32, sy 1, ss. 330-336, 2011.
- [30] D. R. Askeland, P. P. Phulé, W. J. Wright, ve D. K. Bhattacharya, "The science and engineering of materials", 2003.
- [31] X. Yan vd., "Effect of heat treatment on the phase transformation and mechanical properties of Ti6Al4V fabricated by selective laser melting", *Journal of Alloys and Compounds*, c. 764, ss. 1056-1071, Eki. 2018, doi: 10.1016/j.jallcom.2018.06.076.
- [32] T. Hryniewicz, R. Rokicki, ve K. Rokosz, "Corrosion and surface characterization of titanium biomaterial after magnetoelectropolishing", *Surface and Coatings Technology*, c. 203, sy 10-11, ss. 1508-1515, 2009.
- [33] H. Başak ve Ş. Baday, "Küreselleştirilmiş orta karbonlu bir çeliğin işlenmesinde, kesme parametrelerinin kesme kuvvetleri ve yüzey pürüzlülüğüne etkilerinin regresyon analizi ile modellenmesi", *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, c. 22, sy 4, Art. sy 4, Ağu. 2016.
- [34] E. Cerri, E. Ghio, ve G. Bolelli, "Effect of surface roughness and industrial heat treatments on the microstructure and mechanical properties of Ti6Al4V alloy manufactured by laser powder bed fusion in different built orientations", *Materials Science and Engineering: A*, c. 851, s. 143635, Ağu. 2022, doi: 10.1016/j.msea.2022.143635.
- [35] P. Thao Mai, T. Bormann, R. Sonntag, J. Philippe Kretzer, ve J. Gibmeier, "Short-term heat treatment of Ti6Al4V ELI as implant material", *Materials*, c. 13, sy 21, ss. 1-14, 2020.
- [36] H. Gökkaya, "AA5052 alaşımının işlenmesinde işleme parametrelerinin kesme kuvveti ve yüzey pürüzlülüğüne etkisinin deneysel olarak incelenmesi", *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, c. 12, sy 3, Art. sy 3, Mar. 2006.
- [37] A. R. Motorcu, "Isıl işleme sertliği 53 HRC'ye çıkarılmış AISI 1050 çeliğinin kaplamalı karbür takımla işlenmesinde takım aşınmasının değerlendirilmesi", *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, c. 12, sy 3, Art. sy 3, Mar. 2006.
- [38] M. cemel Çakir ve K. Özdemir, "Kesme parametrelerinin başlangıç aşınmasına etkisinin deneysel olarak incelenmesi", *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, c. 13, sy 2, Art. sy 2, Ağu. 2008, doi: 10.17482/uujfe.55280.
- [39] Y. Kayır ve A. Aytürk, "AISI 316Ti paslanmaz çeliğin işlenebilirlik karakteristiklerinin incelenmesi", *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, c. 18, sy 1, 2012.
- [40] R. Lindvall, F. Lenrick, R. M'Saoubi, J.-E. Ståhl, ve V. Bushlya, "Performance and wear mechanisms of uncoated cemented carbide cutting tools in Ti6Al4V machining", *Wear*, c. 477, s. 203824, Tem. 2021, doi: 10.1016/j.wear.2021.203824.
- [41] P.-J. Arrazola, A. Garay, L.-M. Iriarte, M. Armendia, S. Marya, ve F. Le Maître, "Machinability of titanium alloys (Ti6Al4V and Ti555.3)", *Journal of Materials Processing Technology*, c. 209, sy 5, ss. 2223-2230, Mar. 2009, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2008.06.020.
- [42] N. Muthukrishnan ve P. Davim, "Influence of coolant in machinability of titanium alloy (Ti-6Al-4V)", *Journal of Surface Engineered Materials and Advanced Technology*, c. 2011, 2011.
- [43] S. Pervaiz, A. Rashid, I. Deiab, ve C. M. Nicolescu, "An experimental investigation on effect of minimum quantity cooling lubrication (MQCL) in machining titanium alloy (Ti6Al4V)", *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, c. 87, ss. 1371-1386, 2016.
- [44] S. Ramesh, L. Karunamoorthy, ve K. Palanikumar, "Surface roughness analysis in machining of titanium alloy", *Materials and Manufacturing Processes*, c. 23, sy 2, ss. 174-181, Oca. 2008, doi: 10.1080/10426910701774700.
- [45] K. A. Venugopal, S. Paul, ve A. B. Chattopadhyay, "Growth of tool wear in turning of Ti-6Al-4V alloy under cryogenic cooling", *Wear*, c. 262, sy 9, ss. 1071-1078, Nis. 2007, doi: 10.1016/j.wear.2006.11.010.
- [46] N. B. Ullen, S. M. A. Hasak, ve M. H. Dirikolu, "Factors influencing the machinability during turning

- sinter-hardened Cu-Ni-Mo based steel: Dependency on cutting speed, feed rate and cutting depth”, *Journal of Engineering Research*, c. 8, sy 4, 2020.
- [47] E. Ünal ve F. Karaca, “Ti – 6Al – 4V alaşımının dik işlem merkezli CNC tezgahında işlenebilirliğinin araştırılması”, (*DAD*), c. 6, sy 1, Art. sy 1, Kas. 2007.
- [48] H. Kazancıoğlu, S. Kılıç, ve A. K. Gülsüm, “Titanyum dental implantlarda korozyon”, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, c. 24, sy Supplement 8, ss. 82-87, 2015.
- [49] A. C. Tas, “Synthesis of biomimetic Ca-hydroxyapatite powders at 37 C in synthetic body fluids”, *Biomaterials*, c. 21, sy 14, ss. 1429-1438, 2000.
- [50] S. Ghosh, V. P. S. Rana, V. Kain, V. Mittal, ve S. K. Baveja, “Role of residual stresses induced by industrial fabrication on stress corrosion cracking susceptibility of austenitic stainless steel”, *Materials & Design*, c. 32, sy 7, ss. 3823-3831, 2011.
- [51] L. Tóth, F. Haraszti, ve T. Kovács, “Surface roughness effect in the case of welded stainless steel corrosion resistance”, *Acta Materialia Transylvanica*, c. 1, sy 1, ss. 53-56, 2018.
- [52] Z. E. Sánchez-Hernández, M. A. Dominguez-Crespo, A. M. Torres-Huerta, E. Onofre-Bustamante, J. A. Adame, ve H. Dorantes-Rosales, “Improvement of adhesion and barrier properties of biomedical stainless steel by deposition of YSZ coatings using RF magnetron sputtering”, *Materials characterization*, c. 91, ss. 50-57, 2014.
- [53] F. R. García-Galvan, S. Fajardo, V. Barranco, ve S. Feliu Jr, “Experimental apparent stern–geary coefficients for AZ31B Mg alloy in physiological body fluids for accurate corrosion rate determination”, *Metals*, c. 11, sy 3, s. 391, 2021.
- [54] P. O. Omoniyi, E. T. Akinlabi, R. M. Mahamood, ve T. C. Jen, “Corrosion resistance of heat treated Ti6Al4V in NaCl”, *Chemical Data Collections*, c. 36, s. 100780, Ara. 2021, doi: 10.1016/j.cdc.2021.100780.
- [55] N. Pulido-González, P. Hidalgo-Manrique, S. García-Rodríguez, B. Torres, ve J. Rams, “Effect of heat treatment on the mechanical and biocorrosion behaviour of two Mg-Zn-Ca alloys”, *Journal of Magnesium and Alloys*, c. 10, sy 2, ss. 540-554, Şub. 2022, doi: 10.1016/j.jma.2021.06.022.
- [56] E. Zhang, J. Ren, S. Li, L. Yang, ve G. Qin, “Optimization of mechanical properties, biocorrosion properties and antibacterial properties of as-cast Ti–Cu alloys”, *Biomed. Mater.*, c. 11, sy 6, s. 065001, Eki. 2016, doi: 10.1088/1748-6041/11/6/065001.
- [57] J. C. Lippold, *Welding metallurgy and weldability*. John Wiley & Sons, 2014. Erişim: 07 Nisan 2024.