

Farklı kesme parametreleriyle işlenmiş 316LVM paslanmaz çelik malzemesinin talaşlı imalat-yüzey bütünlüğü-aşınma direnci arasındaki ilişkinin incelenmesi

Investigation machining-surface integrity-wear resistance relationships of 316LVM stainless steel material machined under various cutting parameters

Mustafa UÇURUM^{1*}, Emrah GÜNEŞSU², Tolga Berkay ŞİRİN³, Yusuf KAYNAK⁴

¹Mekatronik Teknolojisi Bölümü, Kara Astsabay Meslek Yüksek Okulu, Milli Savunma Üniversitesi, Balıkesir, Türkiye.
mustafaucurum21@gmail.com

^{2,3}Makine Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü, Marmara Üniversitesi, İstanbul, Türkiye.
emrahgunessu1@gmail.com, tolga.sirin94@gmail.com

⁴Makine Mühendisliği Bölümü, Teknoloji Fakültesi, Marmara Üniversitesi, İstanbul, Türkiye.
yusuf.kaynak@marmara.edu.tr

Geliş Tarihi/Received: 04.11.2019
Kabul Tarihi/Accepted: 10.09.2020

Düzeltilme Tarihi/Revision: 23.08.2020

doi: 10.5505/pajes.2020.93284
Araştırma Makalesi/Research Article

Öz

Östenitik 316LVM malzemeler başta medikal cerrahi uygulamalarında ve implant malzemesi olmak üzere biyomedikal endüstrisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Biyomedikal uygulamalarda özellikle vücut içinde kullanılan implantlarda aşınmaya neden olacak tribolojik koşullara maruz kalırlar. Bu malzemelerden üretilen implantların aşınma davranışları özellikle yüzey özellikleri ile ilgilidir. Yüzey özelliklerini etkileyen en önemli süreçlerden biri ise implant imalatındaki son imalat operasyonlarından biri olan talaşlı imalattır. Dolayısı ile talaşlı imalat parametreleri ve sürecinin bu malzemenin yüzey özelliklerine etkisinin incelenmesi ve yüzeye kazandırdığı özellikler ve bunun sonucunda yüzeyin aşınma direncindeki değişim bu araştırmanın konusu olmuştur. Bu çalışmada, östenitik 316LVM paslanmaz çeliğin farklı kesme parametreleri kullanılarak kuru kesme şartlarında frezeleme operasyonu yapılmıştır. Frezeleme sonrasında yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik, mikroyapı gibi yüzey bütünlüğü karakteristikleri incelenmiştir. İşleme ile oluşan karakteristiklerin malzemenin aşınma direncine etkisi pin-on-disk testi ile ortaya konulmuştur. Kesme hızı ve ilerlemenin malzemenin işlenmiş yüzeyinin pürüzlülüğüne ve malzeme yüzey ve yüzey altındaki pekleşmeye etkisi olduğu görülmektedir. Pekleşmenin olduğu numunelerde aşınma direnci düşük olduğu, yüzey pürüzlülüğünün yüksek olduğu numunelerde ise aşınma direncinin yüksek olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar kelimeler: 316LVM paslanmaz çelik, Talaşlı imalat, Yüzey bütünlüğü, Aşınma davranışı.

Abstract

Austenitic 316LVM stainless are widely used in biomedical industry in particular medical surgical applications, and implant materials. In biomedical applications, especially implants used in the body are exposed to tribological conditions that cause wear behavior. Wear behavior of Implants fabricated by using these materials related to the surface conditions. One of the important processes influencing the surface properties used in fabricating process of implant is machining operation. For this reason, the effect of machining parameters and condition on the surface properties of this material and eventually altering the wear response is the focus of this current research. In this paper, dry milling operations of Austenitic 316LVM under various parameters were presented. The surface roughness, microhardness, microstructure are the examined surface integrity characteristics in this study. The effect of generated characteristics resulting from machining on wear resistance is measured using pin-on-disc test. It was revealed that cutting speed and feed has notable effect on surface roughness and strain hardening of the specimen. Increased strain hardening generally results in decreased wear resistance while increased surface roughness results in increased wear resistance.

Keywords: 316LVM stainless steel, Machining, Surface integrity, Wear behavior.

1 Giriş

Paslanmaz çelikler yüksek mekanik özellikleri, yüksek ve düşük sıcaklıklarda mekanik özelliklerini koruyabilme, kolay işlenebilir olması, aşınma ve korozyon direncinin yüksek olması nedeniyle birçok endüstri alanında geniş bir yelpazede kullanılmaktadır [1]. Aşınma ve korozyon direncinin diğer çelik türlerine göre yüksek olması nedeniyle biyomedikal endüstrisinde medikal, dental implantlar, cerrahi ve laboratuvar aletleri gibi insan sağlığında tedavi amaçlı kullanılan metalik biyomalzemeler arasında yaygın olarak kullanılmaktadır [1],[2]. Özellikle insan vücudu içerisinde

kullanılan stent, diş implantı vb. biyomedikal alanda kullanılan metalik biyomalzemeler insan vücudundaki kan, akışkan sıvı, çözünmüş oksijen, klorür ve hidroksit gibi iyonlar korozif ve aşındırıcı bir ortam oluşturacağından buralarda kullanılan paslanmaz çeliklerin aşınma direnci önem arz etmektedir. Biyomedikal alanında bu özellikleri sağlayan yaygın olarak kullanılan 316L paslanmaz çeliklerdir [3]. 316L paslanmaz çelikler üstün mekanik özellikleri, aşınma ve korozyon dayanımı iyi olmasına rağmen demir oranının yüksek olması nedeniyle manyetik çekime uğrayabilir[3],[4]. Ayrıca, 316L paslanmaz çelikler vücut içerisinde basınca maruz kalınan bölgelerde korozyona uğrayabilir [4]. 316L paslanmaz

*Yazışılan yazar/Corresponding author

çeliklerin bu dezavantajları vücut içerisinde kullanılan implantlar için ciddi sorun teşkil etmektedir. Bu durumun önüne geçmek için 316L paslanmaz çeliğin vakum altında ergitilerek özel bir türevi olan 316LVM paslanmaz çelik ile aşılmıştır [3],[4]. Homojen bir yapıya sahip olan 316LVM paslanmaz çelikler, manyetik olmamaları sebebiyle vücut içerisinde kullanılan implantlarda herhangi bir manyetik çekime uğramaz. Ayrıca düşük fosfor ve kükürt, yüksek krom, molibden ve mangan oranı ile kan teması biyolojik sistemlerde korozyon dayanımı 316L'ye göre yüksektir [3].

316LVM paslanmaz çelik ile ilgili literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde farklı yüzey kaplama ve modifikasyonlarının kuru ve korozif ortamdaki aşınma davranışına olan etkisi araştırılmıştır. Lépicka ve diğ. 316LVM paslanmaz çelik malzemesinin TiN ve DLC(Diamond-like carbon) elmas benzeri karbon ile kaplayarak, kaplamaların aşınma performansına olan etkilerini incelemiş, kaplamaların 316LVM paslanmaz çeliğin sertliğini artırdığı ve artan sertliğin aşınma oranını düşürdüğünü belirtmişlerdir [5]. Zivic ve diğ. AISI 316LVM ortopedik paslanmaz çelikleri kuru ve sıvı çözelti ortamında aşınma davranışlarını araştırmışlar, sıvı çözeltideki aşınma oranı kuru ortamdaki aşınma oranından fazla çıktığını belirtmişlerdir [6]. Literatürde 316LVM paslanmaz çeliğin talaşlı imalatı ile ilgili çalışmalar incelendiğinde, 316LVM paslanmaz çeliğin farklı kesme parametreleri tornalaması ile talaşlı imalat performansının araştırıldığı [7] çalışmalar var olmakla beraber, kapsamlı bir çalışma olmadığı görülmüştür.

Literatür incelendiğinde 316LVM paslanmaz çelik malzemesinin talaşlı imalat sürecinden sonra aşınma davranışının araştırılmadığı görülmektedir. Bu çalışmada biyomedikal alanda kullanılan 316LVM paslanmaz çelik malzemesinin farklı kesme parametreleri kullanılarak kuru ortamda frezelenmesi ve sonrasında iş parçasının yüzey pürüzlülüğü ve yüzey altında meydana gelen mikroyapı deformasyonu, mikrosertlik değişimi ve bu değişimlerin aşınma davranışına etkisi incelenmiştir.

2 Deneysel çalışma

Deneysel çalışmalar kapsamında 30 mm çapında östenitik 316LVM paslanmaz çelik malzemeler kullanılmıştır. Talaşlı imalat testleri F5 MAKINO CNC freze tezgâhında gerçekleştirilmiştir. 316LVM test malzemesinin kimyasal bileşimi ve mekanik özellikleri Tablo 1'de gösterilmektedir.

Tablo 1. 316LVM kimyasal bileşimi ve mekanik özellikleri.

Table 1. Chemical composition and mechanical properties of 316LVM.

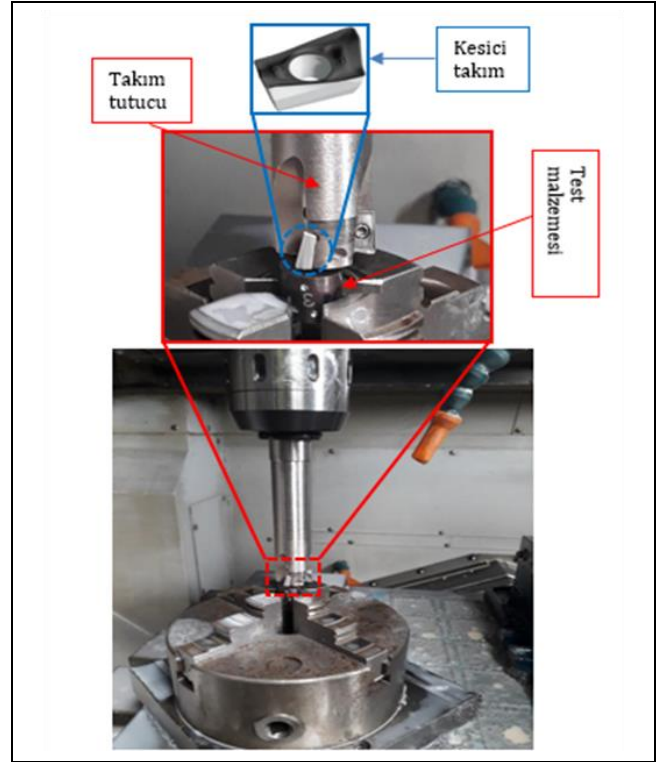
| Element | % C | % Cr | % Ni | % Mo |
|--------------------|----------------------|-----------------------|--------------|---------|
| 316LVM | 0.03 max. | 17-19 | 12.5-15 | 2.5-3 |
| Mekanik Özellikler | Akma Gerilmesi (Mpa) | Çekme Gerilmesi (Mpa) | Sertlik (HV) | % Uzama |
| 316LVM | 200 | 500-700 | 210 | 10 |

Frezeleme ile talaş kaldırma işleminde WALTER SELECT ADMT101T308R-F56 WSP45S kesici takım ve EKOTTO 28 takım tutucu kullanılmıştır. Talaş kaldırma işleminde kullanılan kesme parametrelerinin aşınmaya etkilerini inceleyebilmek için düşük, orta ve yüksek işleme parametreleri seçilmiş ve kesme parametreleri Tablo 2'de, freze ile talaş kaldırma deney düzeneği Şekil 1'de gösterilmiştir. Frezelenen yüzey temizlendikten sonra asıl kesme parametreleri kullanılarak iki tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir.

Tablo 2. Kesme parametreleri.

Table 2. Cutting parameters.

| Kesme hızı, V_c (m/dk.) | İlerleme değeri, f (mm/diş) | Kesme derinliği, a_p (mm) | Kesici ağız sayısı |
|---------------------------|-------------------------------|-----------------------------|--------------------|
| 20 | 0.04 | | |
| 100 | 0.08 | 0.5 | 2 |
| 180 | 0.12 | | |



Şekil 1. Talaşlı imalat deney düzeneği.

Figure 1. Machining experiment setup.

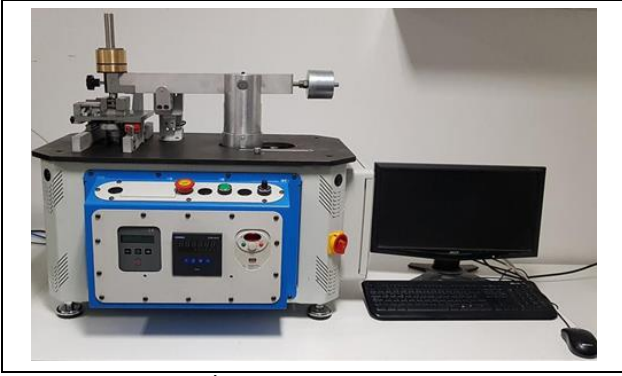
Farklı kesme hızlarına ve ilerleme değerlerine bağlı olarak işlenmiş yüzeyin ortalama yüzey pürüzlülük (R_a) değerlerinin ölçülmesinde Mitutoyo SJ-210 cihazı kullanılmıştır. Ölçümler frezeleme işlemi görmüş yüzeyinden tek yönde dört kez ölçülerek ortalaması alınmıştır ve ölçüm mesafesi (λc) 2.5 mm'dir.

Talaşlı imalat işleminden sonra işlenmiş yüzey ve yüzey altı bölgesindeki mikroyapı incelemeleri zımparalama, parlatma ve dağlama işleminden sonra Keyence VHX 6000 dijital optik mikroskopta yapılmıştır. Numunelerin mikrosertlik değişimi, işlenmiş yüzeyden itibaren 200 μ m erinlik boyunca Future-Tech FM310 mikrosertlik ölçüm cihazı kullanılarak ve 50 g yük altında 25 sn. süre uygulanarak ölçülmüştür. Aşınma testleri TURKYUS ileri-geri aşındırma test cihazında ASTM G133 aşınma standartlarına göre yapılmıştır [8]. Aşınma cihazında aşındırıcı olarak 3 mm çapında tungsten karbür bilye kullanılmıştır. Aşınma test parametreleri Tablo 3'te, aşındırma test cihazı Şekil 2'de gösterilmiştir.

Tablo 3. Aşınma test parametreleri.

Table 3. Wear test parameters.

| Yük (N) | Strok (mm) | Hız (mm/s) | Süre (sn.) | Toplam Aşınma Mesafesi (mm) |
|---------|------------|------------|------------|-----------------------------|
| 10 | 6 | 24.8 | 1200 | 29760 |

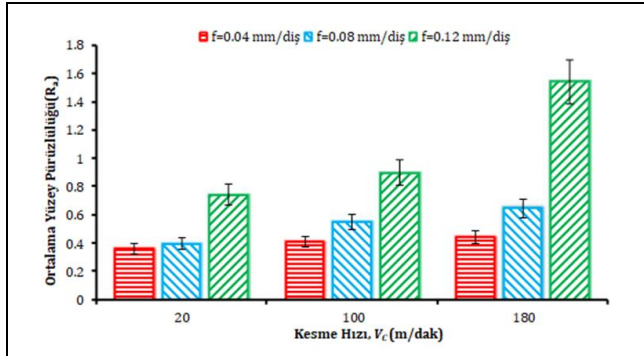


Şekil 2. İleri-geri aşınma test cihazı.
Figure 2. Reciprocating wear test device.

3 Deneysel bulgular

3.1 Yüzey pürüzlülüğü

Biyomedikal alanda kullanılan malzemelerin ürün performansı açısından en önemli kriterlerden birisi yüzey pürüzlülüğüdür. Medikal ve dental implantlardaki yüzey pürüzlülüğündeki artışın korozyona bağlı metal iyon salınımını artırdığı [9]-[11] ve daha pürüzsüz yüzeye sahip implantların korozyon, plak birikimi, alerjik reaksiyon oluşumunu azaltacağı, yorulma ömrünü artıracığı araştırmacılar tarafından belirtilmektedir [12]-[14]. Tablo 4'te farklı kesme hızları ve ilerleme değerleri kullanılarak işlenmiş test malzemesinden ölçülmüş ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) değerleri ve Şekil 3'te Tablo 4'ten elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğün değişimi gösterilmektedir.



Şekil 3. Farklı kesme parametrelerinde ölçülen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri.

Figure 3. Average surface roughness values measured at different cutting parameters.

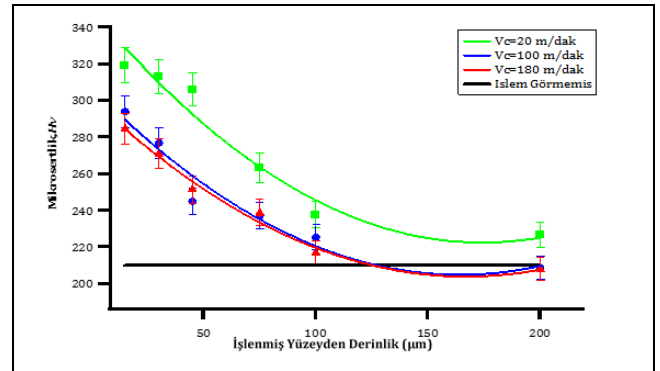
Tablo 4. Yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik değerleri.
Table 4. Surface roughness and microhardness values.

| Kesme Hızı, V_c (m/dk.) | İlerleme Değeri, f (mm/diş) | Yüzey Pürüzlülüğü (R_a) | Mikrosertlik (HV) |
|---------------------------|-------------------------------|-----------------------------|-------------------|
| 20 | 0.04 | 0.360 | 265 |
| | 0.08 | 0.396 | 277.5 |
| | 0.12 | 0.739 | 319.5 |
| 100 | 0.04 | 0.409 | 291.2 |
| | 0.08 | 0.548 | 287.4 |
| | 0.12 | 0.896 | 294.1 |
| 180 | 0.04 | 0.443 | 315.8 |
| | 0.08 | 0.645 | 265.8 |
| | 0.12 | 1.542 | 284.7 |

En düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü 20 m/dk. kesme hızı 0.04 mm/diş ilerleme değerinde 0.36 μ m, en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri 180 m/dk. kesme hızı 0.12 mm/diş ilerleme değerinde 1.542 μ m olarak ölçülmüştür. Kesme hızı ve ilerleme değerinin artmasıyla en düşük ve en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında 4.28 kat artış olduğu görülmektedir. Elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri ilerleme değeri, kesme hızının artması ile yüzey pürüzlülüğün artmakta olduğu gözlenmekte, literatür kaynakları frezeleme operasyonlarında yüzey pürüzlülüğünde en etkili parametrelerin kesici uç sayısı, ilerleme miktarı, kesme hızı olduğunu ve bu parametrelerin artması ile yüzey pürüzlülüğünün arttığını belirtmiştir [15],[16]. Tablo 4 ve Şekil 3 incelendiğinde yüzey pürüzlülüğü değerlerinde ilerleme değerinin baskın olduğu görülmektedir. Kesme hızının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin artırdığı, ancak bu artışın önemli derecede olmadığı görülmektedir. Gökkaya ve diğ. tarafından sementit karbür uçlarla yapılan çalışmada kesme hızı artışının yüzey pürüzlülüğünü artırdığını belirtmiş, bu durumun yüksek kesme sıcaklıklarında kesici takımında oluşan aşınmaya bağlanmıştır [16]. Çok uçlu kesici takımlarda fazla talaş çıkması ve çıkan talaşın iş parçası yüzeyine sürmesi sonucu yüzey kalitesi kötüleşmektedir [15].

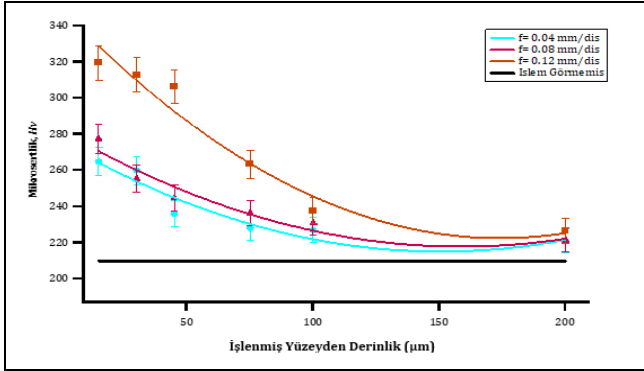
3.2 Mikrosertlik

Biyomedikal alanda kullanılan malzemelerde biyoyoumluluk açısından sertlik önemli bir kriterdir. Özellikle insan vücudunda kullanılan implantlar vücuttaki çeşitli sıvılarla temas halinde olup ayrıca dinamik yüklemelere maruz kalır [17]. Talaşlı imalat uygulamalarında işlenen parçanın yüzey ve yüzey altı bölgelerinde mekanik ve termal etkilerden dolayı plastik deformasyona uğramakta ve plastik deformasyona uğrayan bu bölgede işlenmemiş malzeme sertliğine göre sertlik artışı olmaktadır [18]. Tablo 4'te işlenmiş yüzey altında 15 μ m derinlikte elde edilen mikrosertlik değerleri gösterilmektedir. Şekil 4'te 0.12 mm/diş ilerleme değerinde farklı kesme hızlarında oluşan mikrosertlik değişimleri, Şekil 5'te 20 m/dk. kesme hızında farklı ilerleme değerlerindeki mikrosertlik değişimleri gösterilmiştir. Şekil 4'te görüldüğü üzere işlenmiş yüzey ve yüzeye yakın yerlerde malzemenin sertliğinde artış olmuştur. Malzemenin sertliğinde en çok artışı 319.5 Hv ile 20 m/dk. kesme hızında gerçekleşmiş olup işlenmemiş malzemenin sertliğine kıyasla yaklaşık %52'lik bir artış olmuştur. En az sertlik artışı ise 284.7 Hv ile 180 m/dk. kesme hızında gerçekleşmiş olup işlenmemiş malzeme sertliğine göre yaklaşık %36'lık bir artış olmuştur.



Şekil 4. Farklı kesme hızlarında işlenen malzemenin mikrosertliğinde oluşan değişimler ($f=0.12$ mm/diş).

Figure 4. Changes in the microhardness of the material machined at different cutting speeds ($f=0.12$ mm/tooth).



Şekil 5. Farklı ilerleme değerlerinde işlenen malzemenin mikrosertliğinde oluşan değişimler (VC=20 m/dk.).

Figure 5. Changes in the microhardness of the material machined at different feed values (VC=20 m/dk.).

İşlenmiş yüzey ve yüzey altı bölgelerdeki bu sertlik artışı işleme esnasında yüzey ve yüzey altı bölgelerdeki artan dislokasyon yoğunluğu ve bunun sonucunda oluşan pekleşme ile açıklanabilir [7]. Şekil 4'te kesme hızındaki artışla birlikte mikrosertlik değerlerinin azaldığı görülmektedir. Gürbüz ve Bosheh ayrı ayrı yaptıkları çalışmalarda benzer sonuçlar bulmuştur [19],[20]. Kesme hızının artışı ile mikrosertlik değerlerindeki azalma ısı oluşumu ile açıklanabilir. Kesme sırasında oluşan ısının yaklaşık %10-15 kadarı iş parçasına aktarılır [19]. Yüksek kesme hızlarında iş parçasına aktarılan bu ısı miktarı azalır [21]. Bu nedenle kesme hızının artması iş parçasına aktarılan ısı miktarını azaltacağı için düşük mikrosertlik değerleri elde edilebilir.

Şekil 5'te ise ilerleme değeri arttıkça işlenmiş malzemenin yüzey ve yüzey altı bölgelerinde sertlik artışı meydana gelmiştir. 20 m/dk. kesme hızında ilerleme değerinin artması ile sertlik artışı sırasıyla en yüksek 0.12 mm/diş, 0.08 mm/diş ve 0.04 mm/diş ilerleme değerlerinde meydana gelmiştir. 0.12 mm/diş ilerleme değerinde sertlik 319.5 Hv, 0.08 mm/diş ilerleme değerinde 277.5 Hv ve 0.04 mm/diş değerinde 265 Hv olarak bulunmuştur. İlerleme değerinin artması ile birlikte artan talaş kesiti kesme kuvvetlerini de artırır. Artan kesme kuvvetleri plastik deformasyon için gerekli olan enerji ihtiyacını artıracaktır. Artan bu enerji ısı enerjisi olarak açığa çıkacağından daha yüksek termal ve mekanik yüklerle birlikte işlenmiş yüzey altında daha yüksek sertlik artışına neden olur.

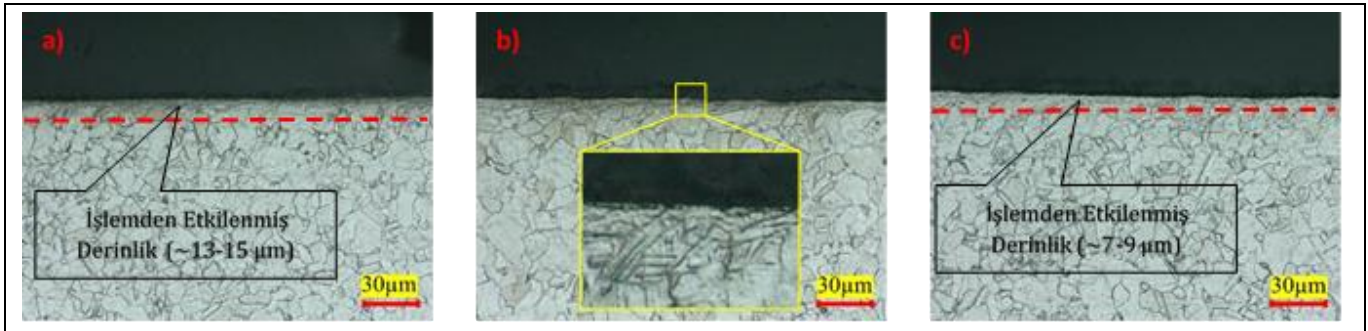
3.3 Mikroyapı

Talaşlı imalat sonrası malzemenin işlenmiş yüzey ve yüzeye yakın alt katmanlarda talaş kaldırmadan kaynaklanan mekanik-termal plastik deformasyon nedeniyle homojen olmayan plastik deforme edilmiş katmanların olduğu görülmüş ve bu katmanların mikroyapı değişikliğine neden olur [22]-[24]. Şekil 6'da 20 m/dk. kesme hızında farklı ilerleme değerlerinde optik mikroskopta 1500x büyütme oranı ile elde edilmiş mikroyapı görüntüleri sunulmuştur. Mikroyapı görüntülerine bakıldığında yaklaşık işlenmiş yüzeyden 7-15 µm derinlikte etkilenmiş alan meydana geldiği, yüzeye yakın yerlerde tanelerin uzamış plastik deformasyonu, ince sertleştirilmiş bir tabaka ve kayma bantları gözlemlenmiştir. Deforme olmuş bölgelerde farklı doğrultular da yönelmiş ikiz yapıların olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca yüzey ve yüzeye yakın bölgelerdeki tanelerin boyutlarında küçülme olduğu görülmektedir. Bu durum işlenmiş malzemenin sertliğinde meydana gelen sertlik artışını açıklamada yol göstericidir. İlerleme değerinin 0.04 mm/diş'ten 0.12 mm/diş'e artması mikrosertlikte açıklanan talaş kesitini artırması sonucu kesme kuvvetlerini artırmaktadır. Artan kesme kuvvetleri plastik deformasyon için daha fazla enerji gerektirdiğinden işlenmiş yüzey alanında sıcaklığı artırmaktadır. Yüksek ilerleme değerinde artan sıcaklık yüzey alanında meydana gelen plastik deformasyonun azalmasına neden olmaktadır. Bu durumda deforme olmuş derinlik düşük ilerleme değerine göre daha az olmaktadır.

3.4 Aşınma

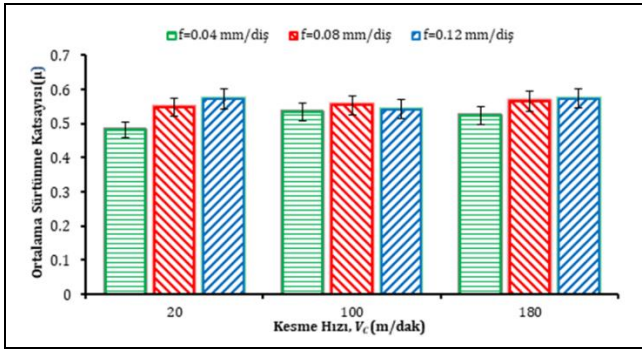
3.4.1 Sürtünme katsayısı

Sürtünme katsayıları aşınma testi esnasında cihaza ait yazılım programı aracılığıyla test süresi ile değişimi bilgisayar ortamında anlık olarak kaydedilmiştir. Tablo 5'te sürtünme katsayı değerleri, Şekil 7'de ortalama sürtünme katsayısının işleme parametreleri ile değişimi, Şekil 8'de ise 20 m/dk. kesme hızı ve 0.04 mm/diş ilerleme değerinde sürtünme katsayısının zamanla değişimi gösterilmiştir. Ortalama sürtünme katsayısı Şekil 8'de sürtünme katsayısının zamanla değişimindeki aritmetik verilerin ortalaması alınarak elde edilmiş, en düşük ortalama sürtünme katsayısı 20 m/dk. kesme hızı 0.04 m/diş ilerleme değerinde 0.481 bulunmuştur. En yüksek ortalama sürtünme katsayısı ise 180 m/dk. kesme hızı 0.12 mm/diş değerinde 0.572 olarak elde edilmiştir.



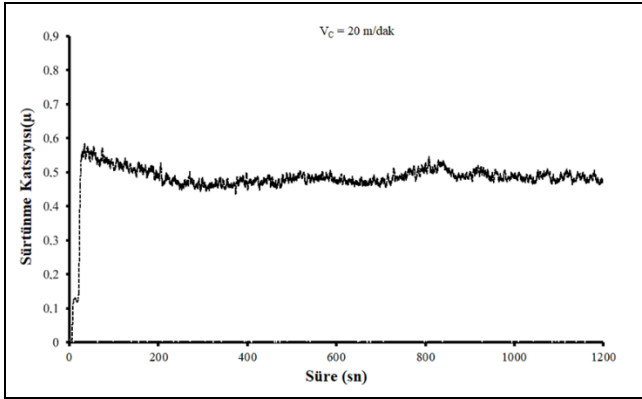
Şekil 6. 20 m/dk. kesme hızında farklı ilerleme değerlerinde elde edilen mikroyapı görüntüleri. (a): f=0.04 mm/diş. (b): f=0.08 mm/diş. (c): f=0.12 mm/diş.

Figure 6. Microstructure images obtained at different feed values at 20 m/min cutting speed. (a): f=0.04 mm/tooth. (b): f=0.08 mm/tooth. (c): f=0.12 mm/tooth.



Şekil 7. Ortalama sürtünme katsayısı değerlerinin işleme parametreleri ile değişimi.

Figure 7. Change of average friction coefficient values with machinig parameters.



Şekil 8. 20 m/dk. kesme hızı, 0.04 mm/diş ilerleme değerinde sürtünme katsayısının zamanla değişimi.

Figure 8. Change of friction coefficient with time at 20 m/min cutting speed, 0.04 mm/tooth feed value.

Tablo 5. Ortalama sürtünme katsayısı ve aşınma oranı değerleri.

Table 5. Avarage friction coefficient and wear rate values.

| Kesme hızı, Vc (m/dk.) | İlerleme değeri, f (mm/diş) | Ortalama Sürtünme Katsayısı (µ) | Aşınma Oranı, k (mm ³ /Nm) |
|------------------------|-----------------------------|---------------------------------|---------------------------------------|
| 20 | 0.04 | 0.481 | 0.611 |
| | 0.08 | 0.546 | 0.631 |
| | 0.12 | 0.571 | 0.632 |
| 100 | 0.04 | 0.532 | 0.641 |
| | 0.08 | 0.552 | 0.617 |
| | 0.12 | 0.541 | 0.620 |
| 180 | 0.04 | 0.523 | 0.598 |
| | 0.08 | 0.565 | 0.644 |
| | 0.12 | 0.572 | 0.636 |

En düşük ortalama sürtünme katsayısı ile en yüksek ortalama sürtünme katsayısı arasındaki fark yaklaşık %19 olarak bulunmuştur. Genel olarak aynı kesme hızlarında ilerleme değerinin artmasıyla ortalama sürtünme katsayısı artma eğilimi göstermiştir. Bu artma eğilimi yalnızca 100 m/dk. kesme hızında 0.12 mm/diş ilerleme değeri ile 0.08 mm/diş ilerleme değerinde farklılık göstermiştir. 100 m/dk. kesme hızında 0.12 mm/diş ilerleme değerindeki ortalama sürtünme katsayısı 0.08 mm/diş ilerleme değerindeki sürtünme katsayısından düşük çıkması olmasına rağmen %2'lik çok küçük bir farktır. Ortalama sürtünme katsayısındaki artış, ilerleme değerinin artması ile artan ortalama yüzey pürüzlülüğü sonucu

oluşan kötü yüzey kalitesinden kaynaklanabilir. Şekil 8'de sürtünme katsayısının zamanla değişiminde aşınma testi başladığı andan itibaren 0-7.65 sn. süre aralığında 0.154'e, 7.65-30.124 sn. süre aralığında 0.593'e yükseldikten sonra sürtünme katsayısı 30.124-1200 sn. süre aralığında 0.480-0.550 aralığında değişkenlik gösterir. Diğer işleme parametrelerinde sürtünme katsayısının zamanla değişimi Şekil 8'de gösterilen grafiklerle benzerlik göstermiş aşınma testi başladığı andan itibaren kısa bir sürede artış gösterdikten sonra kararlı bir aralıkta değişkenlik göstermiştir.

3.4.2 Aşınma oranı

Biomedikal kullanılan biyomalzemeler için en önemli hususlardan biriside aşınmadır. Özellikle vücut içinde kullanılan biyomalzemeler için aşınma miktarının mümkün olduğu kadar az olması istenmektedir. 316LVM paslanmaz çelik malzemenin kuru ortamda yapılan aşınma deneyleri sonrası optik mikroskopta aşınma profili çıkarılmıştır. Aşınma oranı Denklem (1)'de verilen Archard eşitliğiyle hesaplanmıştır [25].

$$k = \frac{V}{F_s} \quad (1)$$

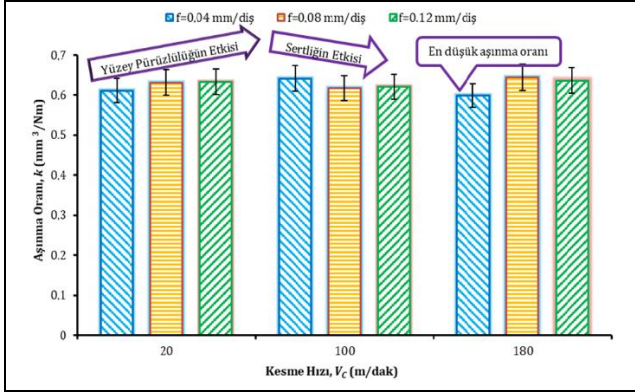
Burada; k aşınma oranı (mm³/Nm), V aşınma hacmi (mm³), F uygulanan normal yük (N), s toplam aşınma mesafesini (m) ifade etmektedir. V aşınma hacmi ise Denklem (2)'de verilen eşitlikle bulunmuştur [26].

$$V = L \left[r^2 \sin^{-1} \left(\frac{w}{2r} \right) - \frac{w}{2} \left(r^2 - \frac{w^2}{4} \right)^{1/2} \right] + \frac{\pi}{3} \left[2r^3 - 2r^2 \left(r^2 - \frac{w^2}{4} \right)^{1/2} - \frac{w^2}{4} \left(r^2 - \frac{w^2}{4} \right)^{1/2} \right] \quad (2)$$

Burada; V aşınma hacmi (mm³), r aşındırıcı kürenin yarıçapını (mm), L aşındırıcı kürenin bir turda almış olduğu yolu (mm), w aşınma izinin genişliğini (mm) ifade etmektedir. W aşınma iz genişliği optik mikroskopta ölçülerek elde edilmiştir. Denklem (1)'de verilen eşitlikteki F uygulanan yük 10 N, s toplam aşınma mesafesi 29.76 m'dir.

Denklem (2)'de verilen eşitlikteki r aşındırıcı kürenin yarıçapı 1.5 mm, L aşındırıcı kürenin çalışma mesafesi 6 mm'dir. Yukarıda verilen denklemlerden elde edilen aşınma oranları değerleri Tablo 5'te ve bu değerlerin işleme parametreleri ile değişimi Şekil 9'da gösterilmiştir. En düşük aşınma oranı 180 m/dk. kesme hızı 0.04 mm/diş ilerleme değerinde 0.59 mm³/Nm, en yüksek aşınma oranı 180 m/dk. kesme hızı 0.08 mm/diş ilerleme değerinde 0.64 mm³/Nm olarak elde edilmiş, en düşük ve en yüksek aşınma oranı arasındaki fark yaklaşık %7'dir. Aşınma oranının en düşük çıktığı değerde sertlik değeri 315.8 Hv ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri 0.443 µm, en yüksek çıktığı değerde sertlik değeri 265.8 Hv ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri 0.645 µm çıkmış, sertlik ve yüzey pürüzlülüğündeki değişim aşınma direncini etkilemiş sertlik değerinin artması düşük yüzey pürüzlülüğü aşınma oranını azaltmıştır. İlerleme değerinin artması ile aşınma oranında artış meydana gelmiş ve bunun sebebi ilerleme değerinin artması sonucu yüzey pürüzlülüğünün artması olarak değerlendirilmektedir. Aşınma oranı değerlerinde

sertlik ve yüzey pürüzlülüğünün değişimleri önemli rol oynamaktadır. Yukarıda verilen bilgilerde aşınma oranının en düşük çıktığı yerde mikrosertlik değeri yüksek yüzey pürüzlülüğü düşük, en yüksek çıktığı yerde sertlik değeri düşük yüzey pürüzlülüğü yüksek değerlerde çıkmıştır. Doğan ve diğ. yaptıkları çalışmada AISI 316L taban malzemenin sürtünme ve aşınma davranışları üzerine çalışmışlar ve TiN, Zr, N2 ile geliştirilmiş yüzeyleri malzemenin mikrosertliğini artırdığını, yüzey pürüzlülüğünü düşürdüğünü ve TiN, Zr, N2 ile geliştirilen yüzeylerin aşınma oranı değerleri AISI 316L taban malzemeye göre yüksek miktarda azalttığını bildirmişlerdir [27].

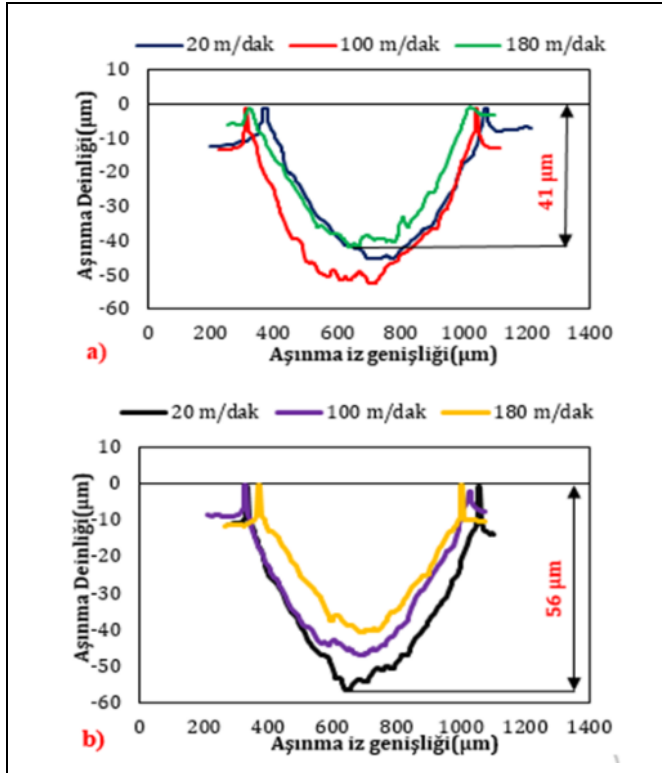


Şekil 9. Aşınma oranlarının işleme parametreleri ile değişimi.

Figure 9. Change of wear rates with machining parameters.

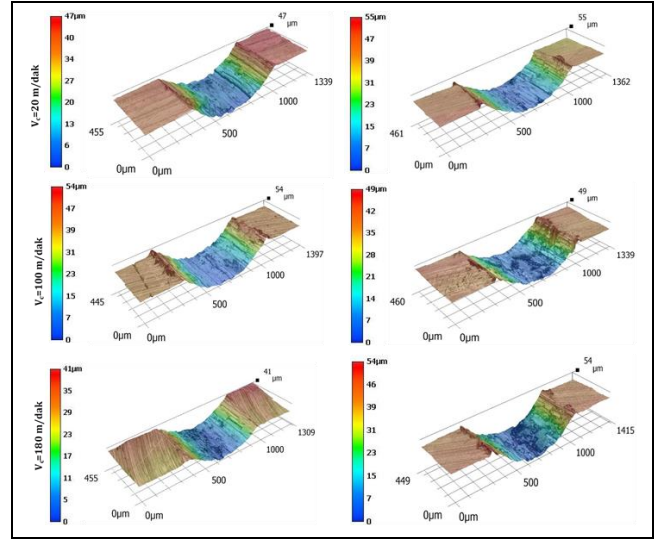
3.4.3 Aşınma profili

Farklı kesme parametreleri ile işlenen 316LVM paslanmaz çelik malzemesinin aşınma deneyleri sonucunda optik mikroskopta elde edilen aşınma iz genişliği ve derinliği Şekil 10'da, 3 boyutlu profilometrik görüntüleri Şekil 11'de sunulmuştur.



Şekil 10. Aşınma profili a) f=0.04 mm/diş b) f=0.12 mm/diş.

Figure 10. Wear profile a) f=0.04 mm/tooth b) f=0.12 mm/tooth.



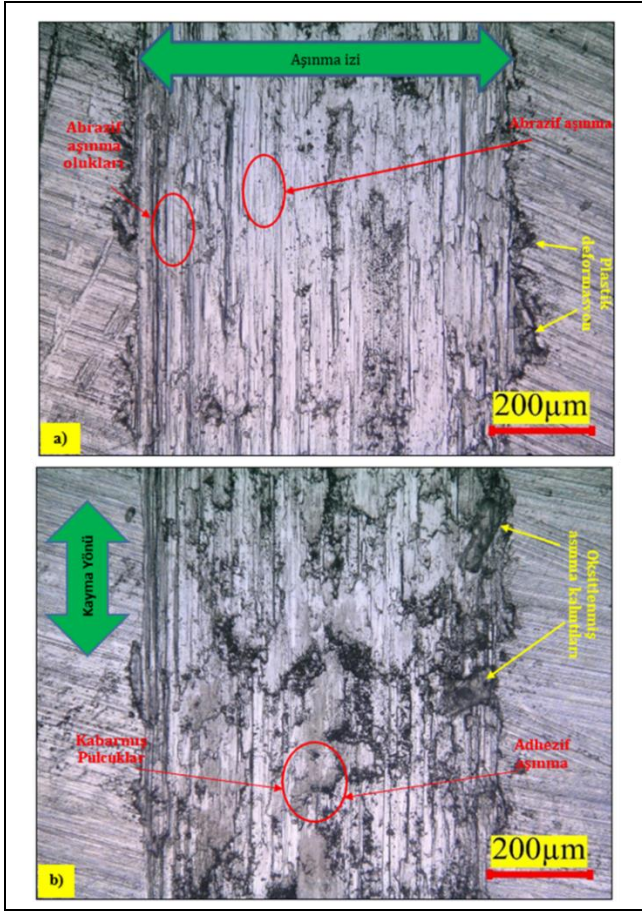
Şekil 11. Aşınma iz derinliği ve genişliklerinin 3 boyutlu görüntüleri.

Figure 11. 3D images of wear track depth and widths.

Şekil 10 optik mikroskopta elde edilen iki boyutlu görüntülerden oluşturulan aşınma iz derinlikleri ve genişliklerinin excel programında grafik haline getirilerek oluşturulmuştur. Şekil 11 optik mikroskopta aşınma iz derinliği ve genişliği üç boyutlu olarak elde edilmiştir. Şekil 11'deki görüntülerindeki aşınmış çukurcuklardaki renk farklılığı iz derinliğinin değişimini ifade etmektedir. Elde edilen aşınma derinlikleri 41 µm ile 56 µm arasında değişmektedir. En düşük aşınma derinliği 41 µm 180 m/dk. kesme hızı 0.04 mm/diş ilerleme değerinde, en yüksek aşınma derinliği 56 µm 20 m/dk. kesme hızı 0.12 mm/diş ilerleme değerinde bulunmuştur. İlerleme değerinin artması yüzey pürüzlülüğünü artırması sonucu aşınma derinliği artırmıştır. Artan yüzey pürüzlülüğünün sonucu oluşan kaba yüzeyler artan sürtünmenin etkisiyle yüksek sürtünme kuvvetine neden olmakta ve artan sürtünme kuvveti daha fazla plastik deformasyon için daha fazla mekanik etkileşime neden olabilir. Artan bu mekanik etkileşim aşınma derinliğini artmasına neden olabilir.

3.4.4 Aşınma mekanizması

Aşınma deneyleri sonrası optik mikroskopta aşınma izlerinin görüntüleri alınarak aşınma türlerinin incelemesi yapılmıştır. Şekil 12'de 316LVM paslanmaz çeliklerin talaş imalat operasyonu sonrası yapılan aşınma deneylerinin optik mikroskopta elde edilen aşınma görüntüleri sunulmuştur. Görüntülere göre etkin aşınma mekanizmasının abrazif ve adhezif aşınma türleri olduğu görülmektedir. Elde edilen aşınma görüntülerine göre aşınma izi çevresinde plastik deformasyondan kaynaklı birikintilerin olduğu, aşınma oluklarının oluştuğu, oksitlenmiş aşınma kalıntılarının meydana geldiği ve abrazif aşınma sonucu keskin hatlı kazıma şeklinde olduğu görülmektedir. Ayrıca aşınmada, üç cisimli aşınmanın yani aşındırıcı partikülün kayma yoluyla aşındırma mekanizmasının da etkinliğini gösteren izlerin varlığı gözlenmektedir. Adhezif aşınmaya ait yapışarak kabuk şeklinde kabarmış pulcuklar gözlenmiş ve pullanma sebebiyle yüzeyden ayrılan partiküllerin üç cisimli abrazif aşınmayı desteklediği değerlendirilmektedir. Kesme hızı ve ilerleme değerinin artmasıyla oksitlenmiş aşınma kalıntıları ve adhezif aşınmaya ait pulcukların arttığı gözlenmiştir.



Şekil 12. Aşındırılmış 316LVM paslanmaz çelik numunelerin optik mikroskop görüntüleri. (a): $f=0.04$ mm/diş, $V_c=100$ m/dk. (b): $f=0.12$ mm/diş, $V_c=100$ m/dk.

Figure 12. Optical microscope images of wearing 316LVM stainless steel samples. (a): $f=0.04$ mm/tooth, $V_c=100$ m/min. (b): $f=0.12$ mm/tooth, $V_c=100$ m/min.

4 Sonuçlar

Bu çalışmada biyomedikal sektörde kullanılan 316LVM paslanmaz çelik malzemesinin sabit kesme derinliğinde, üç farklı kesme hızı ve üç farklı ilerleme değeri ile frezeleme operasyonları sonrası ileri-geri aşınma testi yapılmıştır. Talaşlı imalat sonrası yüzey bütünlüğü ve aşınma davranışı incelenmiştir. Elde edilen bulgular yüzey bütünlüğü kapsamında yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve mikroyapısında meydana gelen değişimlerdir. Aşınma performansı kapsamında ise sürtünme katsayısı, aşınma oranı, aşınma profili ve aşınma mekanizmalarıdır. Yapılan bu çalışmanın sonucunda elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir;

- Talaş kaldırma sonrası 316LVM paslanmaz çelik malzemesinin ortalama yüzey pürüzlülüğü kesme hızı ve ilerleme değerinin artmasıyla artmıştır. En düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü 20 m/dk. kesme hız 0.04 mm/diş ilerleme değerinde $R_a=0.36$ µm, en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü 180 m/dk. kesme hızı 0.12 mm/diş ilerleme değerinde $R_a=1.542$ µm olarak elde edilmiştir. En düşük ve en yüksek yüzey pürüzlülüğü arasındaki fark 4.28 kattır,
- Talaş kaldırma operasyonu sonrası bütün kesme parametrelerinde 316LVM paslanmaz çelik

malzemesinin işlenmiş yüzey ve yüzey altı bölgelerindeki mikrosertlik değerleri işlenmemiş malzemenin mikrosertlik değerlerine kıyasla artış göstermiştir. En düşük mikrosertlik değeri 20 m/dk. kesme hızı 0.04 mm/diş ilerleme değerinde 265 Hv, en yüksek mikrosertlik değeri 20 m/dk. kesme hızı 0.12 mm/diş ilerleme değerinde 319.5 Hv olarak bulunmuştur. Değerlere göre işlenmemiş malzeme sertliğine göre artış oranı sırasıyla %26'lık ve %52'lik artış olmuştur,

- 316LVM paslanmaz çelik malzemelerin mikroyapı görüntülerinde, işlenmiş yüzeye yakın yerlerde plastik deformasyondan kaynaklı ikiz yapılar, ince sertleştirilmiş bir tabaka, kayma bantları ve tane küçülmesi meydana gelmiş, tane küçülmesi sertlik değerini artırmıştır,
- Aşınma deneyleri sonrası en düşük ortalama sürtünme katsayısı 20 m/dk. kesme hızı 0.04 mm/diş ilerleme değerinde 0.481, en yüksek ortalama sürtünme katsayısı 180 m/dk. kesme hızı 0.12 mm/diş ilerleme değerinde 0.572 olarak elde edilmiştir,
- Sonuçlara göre, en düşük aşınma oranı 180 m/dk. kesme hızı 0.04 mm/diş ilerleme değerinde 0.59 mm³/Nm, en yüksek aşınma oranı 180 m/dk. kesme hızı 0.08 mm/diş ilerleme değerinde 0.64 mm³/Nm olarak elde edilmiştir. Aşınma oranının en düşük çıktığı değerde sertlik değeri 315.8 Hv, en yüksek çıktığı değerde sertlik değeri 265.8 Hv'dir. Sertlik değişimindeki artış aşınma direncini etkilemiş sertlik değerinin artışı ile aşınma oranı azalmıştır. Aşınma direncini etkileyen diğer parametre ise yüzey pürüzlülüğüdür. Aşınma oranının en yüksek çıktığı değerdeki ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri $R_a=0.645$ µm, en düşük çıktığı değerdeki ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri $R_a=0.443$ µm çıkmıştır. Yüzey pürüzlülüğündeki artış aşınma oranını artırmış ve aşınma direncine olumsuz etkisi olmuştur,
- Aşınma iz derinlikleri değerlerinde ilerleme değerinin artması aşınma derinliğini artırmıştır. En düşük aşınma derinliği 41 µm 180 m/dk. kesme hızı 0.04 mm/diş ilerleme değerinde, en yüksek aşınma derinliği 56 µm 20 m/dk. kesme hızı 0.12 mm/diş ilerleme değerinde bulunmuştur,
- Abrasif ve adheziif aşınmaların etkin olduğu, aşınma izinin çevresinde plastik deformasyondan kaynaklı birikintilerin olduğu, oksitlenmiş aşınma kalıntılarının olduğu gözlemlenmiştir. Adheziif aşınmasına ait yapışarak kabuk şeklinde kabarmış pulcukların olduğu ve kesme hızı ve ilerleme değerinin artmasıyla oksitlenmiş aşınma kalıntıları, pulcukların arttığı gözlenmiştir.

Biyomedikal sektörde kullanılan 316LVM paslanmaz çeliklerin kullanım süresini artırmak için aşınma direncini artırmak gerekir. Bu çalışmada 316LVM paslanmaz çeliklerin talaşlı imalat yöntemlerinden frezeleme işlemi açısından işleme parametrelerinin aşınma özelliklerine etkisi incelenmiştir. Kesme şartları yüzey pürüzlülüğü ve işlenmiş yüzey altında meydana gelen mikrosertlik, mikroyapı deformasyonu etkilemiş dolayısıyla aşınma davranışını etkilemiştir. Bu deneysel çalışma 316LVM paslanmaz çelik malzemesini aşınma

direncinin yüksek olması için yüzey pürüzlülüğün düşük, sertlik (artışı) değerinin yüksek olmasını göstermiştir. Yüzey pürüzlülüğünün düşük, sertlik değerinin yüksek olması için frezeleme kesme şartlarından kesme hızının yüksek, ilerleme değerinin düşük değerlerde seçilmesinin uygun olacağı değerlendirilmektedir. Bölüm 3'te detaylıca yer verilen deneysel bulgulara göre aşınma direncinin yüksek olması için optimum kesme parametrelerinden kesme hızı 180 m/dk. ilerleme değerinin 0.04 mm/diş olmalıdır. Bu kesme parametreleri ile işlendiğinde ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri $R_a=0.443 \mu\text{m}$, mikrosertlik değeri işlenmiş yüzeyden 15 μm derinlikte 315.8 Hv olarak elde edilir. Bu şartlarda aşınma test sonuçlarından ortalama sürtünme katsayısı 0.523 μ (düşük), aşınma oranı 0.598 mm^3/Nm (en düşük), aşınma derinliği 41 μm (en düşük) olur. Bu işleme şartlarında insan vücudunda implant olarak kullanılan 316LVM paslanmaz çelik malzemesinin aşınma direnci artırılarak daha uzun süre kullanılabilceği değerlendirilmektedir.

5 Conclusions

In this study, reciprocating wear tests were performed after milling operations with three different cutting speeds and three different feed values at constant cutting depth of 316LVM stainless steel material used in the biomedical industry. Surface integrity and wear behavior were examined after machining. Findings obtained are surface roughness, microhardness and changes in microstructure within the scope of surface integrity. The other findings obtained within the scope of wear performance are friction coefficient, wear rate, wear profile and wear mechanisms. The results obtained as a result of this study are as follows;

- The average surface roughness of 316LVM stainless steel material increased with increasing cutting speed and feed value after machining. The lowest average surface roughness is 20 m/min cutting speed at 0.04 mm/tooth feed value $R_a=0.36 \mu\text{m}$, the highest average surface is roughness 180 m/min cutting speed at 0.12 mm/tooth feed value $R_a=1.542 \mu\text{m}$. The difference between the lowest and highest surface roughness is 4.28 times,
- The microhardness values in the machined surface and sub-surface of 316LVM stainless steel material increased in all cutting parameters after the machining compared to the microhardness values of the unmachined material. The lowest microhardness value is 20 m/min cutting speed at 0.04 mm/tooth feed value is 265 Hv, the highest microhardness value is 20 m/min cutting speed at 0.12 mm/tooth feed value is 319.5 Hv. Based on the values, the rate of increase compared to unmachined material hardness is 26% and 52%, respectively,
- In the microstructure images of 316LVM stainless steel materials, twin structures caused by plastic deformation, a thin hardened layer, shear bands and grain refinement occurred near the machined surface while grain refinement increased the hardness value,
- After the wear tests, the lowest average friction coefficient of 20 m/min cutting speed at 0.04 mm/tooth feed value is 0.481, the highest average friction coefficient at 180 m/min cutting speed 0.12 mm/tooth feed value is 0.572,

- According to the results, the lowest wear rate at 180 m/min cutting speed 0.04 mm / tooth feed rate is 0.59 mm^3/Nm , the highest wear rate at 180 m/min cutting speed 0.08 mm/tooth feed rate is 0.64 mm^3/Nm . At the lowest value of wear rate, hardness value is 315.8 Hv, and at highest value of wear rate, hardness value is 265.8 Hv. The increase in hardness change affected the wear resistance and the rate of wear decreased with increasing hardness value. Another parameter affecting the wear resistance is the surface roughness. At the value with the highest wear rate, the average surface roughness value is $R_a=0.645 \mu\text{m}$, at the value with the lowest wear rate, the average surface roughness value is $R_a=0.443 \mu\text{m}$. The increase in surface roughness increased the rate of wear and had a negative impact on wear resistance,
- The increase of feed vaules in the value of wear in the depth of wear tracks increased the depth of wear. While the lowest wear depth is 41 μm at 180 m min cutting speed and 0.04 mm/tooth feed rate, the highest wear depth is 56 μm at 20 m min cutting speed and 0.12 mm/tooth feed value,
- It was observed that abrasive and adhesive wear were effective, wear deposits were caused by plastic deformation around the wear track and oxidized wear residues were formed. Puffy flakes formed in the form of crusts adhering to the adhesive wear and oxidation wear residues, flakes increased with increasing cutting speed and feed rate.

In order to increase the usage time of 316LVM stainless steels used in the biomedical industry it is necessary to increase the wear resistance. In this study, the effect of machining parameters on the wear properties of 316LVM stainless steels in terms of milling process, which is one of the machining methods, was investigated. The cutting conditions affected the surface roughness, microhardness of under the machined surface and microstructure deformation occurring, thereby affecting the wear behavior. This experimental study has shown that the surface roughness is low and the hardness (increased) value is high for the high wear resistance of 316LVM stainless steel material. In order for the surface roughness being low and the hardness value being high, it is necessary to choose high cutting speed and low feed rate from the milling cutting conditions. According to the experimental findings detailed in Section 3, the cutting speed and the feed value should be 180 m/min, 0.04 mm/tooth respectively from the optimum cutting parameters in order to have high wear resistance. When machined with these cutting parameters, the average surface roughness value is $R_a=0.443 \mu\text{m}$, the microhardness value is obtained as 315.8 Hv from the machined surface at a depth of 15 μm . Under these conditions, the average friction coefficient of the wear test results is 0.523 μ (low), the wear rate is 0.598 mm^3/Nm (the lowest), and the depth of wear is 41 μm (the lowest). It is evaluated that 316LVM stainless steel material, which is used as an implant in the human body under these machining conditions, can be used for a longer period by increasing the wear resistance.

6 Yazar katkı beyanı

Gerçekleştirilen çalışmada Mustafa UÇURUM, tasarımın yapılması ve literatür taraması yazım denetimi ve içerik

açısından, elde edilen sonuçların değerlendirilmesi, ve sonuçların incelenmesi başlıklarında; Emrah GÜNEŞU ve Tolga Berkay ŞİRİN deneylerin yapılması ve verilerin elde edilmesi başlıklarında; Yusuf KAYNAK fikrin oluşması kullanılan malzemelerin temin edilmesi, makalenin kontrol edilmesi başlıklarında; katkı sunmuşlardır.

7 Etik kurul onayı ve çıkar çatışması beyanı

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

8 Kaynaklar

- [1] Baddoo N. "Stainless steel in construction: A review of research, applications, challenges and opportunities". *Journal of Constructional Steel Research*, 64(11), 1199-1206, 2008.
- [2] Güven Ş. "Biyoyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi". *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), 303-311, 2014.
- [3] Raval A, Choubey A, Engineer C, Kothwala D. "Development and assessment of 316LVM cardiovascular stents". *Materials Science and Engineering: A*, 386(1-2), 331-343, 2004.
- [4] Karaman U. Koroner Stent Üretiminde Kullanılan 316LVM Paslanmaz Çeliğin Tavlama Özelliklerinin Geliştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, 2014.
- [5] Łępicka M, Dahlke MG, Pieniak D, Pasierbiewicz K, Niewczas A. "Effect of mechanical properties of substrate and coating on wear performance of TiN-or DLC-coated 316LVM stainless steel". *Wear*, 382, 62-70, 2017.
- [6] Zivic F, Babic M, Grujovic N, Mitovic S, Adamovic S. "Influence of loose PMMA bone cement particles on the corrosion assisted wear of the orthopedic AISI 316LVM stainless steel during reciprocating sliding". *Wear*, 300(1-2), 65-77, 2013.
- [7] Dengiz M, Sarıçan Ö, Kitay Ö, Taşcıoğlu E, Kaynak Y. "Machining process and surface integrity characteristics of 316lvm stainless steel". *8th International Advanced Technologies Symposium*, Elazığ, Turkey, 19-22 Ekim 2017.
- [8] ASTM International A. "Standard Test Method for Linearly Reciprocating Ball-on-Flat Sliding Wear". Pennsylvania, USA, G133-05, 2010.
- [9] McGinley E, Coleman DC, Moran GP, Fleming GJP. "Effects of surface finishing conditions on the biocompatibility of a nickel-chromium dental casting alloy". *Dental Materials*, 27(7), 637-650, 2011.
- [10] Wylie C.M, Fleming GJP, Davenport AJ. "Corrosion of nickel-based dental casting alloys". *Dental Materials*, 23(6), 714-723, 2007.
- [11] Wataha J, PE Lockwood, Schedle A. "Effect of silver, copper, mercury, and nickel ions on cellular proliferation during extended, low-dose exposures". *Journal of Biomedical Materials Research*, 52(2), 360-364, 2000.
- [12] Batak B, Tamam E, Gönüldaş F, Öztürk C. "İki farklı kıymetsiz metal alaşımın yüzey pürüzlülüğünün karşılaştırılması". *Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 43(1), 31-35, 2016.
- [13] Javidi A, Ulfried R, Wilfried E. "The effect of machining on the surface integrity and fatigue life". *International Journal of Fatigue*, 30(10-11), 2050-2055, 2008.
- [14] Pramanik A, Dixit A, Chattopadhyaya S, Uddin MS, Dong Yu, Başak AK, Littlefair G. "Fatigue life of machined components". *Advances in Manufacturing*, 5(1), 59-76, 2017.
- [15] Dilipak H, Akın G. "AISI D3 çeliğinin frezelenmesinde, kesici uç sayısı, kesme hızı ve ilerleme miktarının yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerinin araştırılması". *Politeknik Dergisi*, 13(1), 29-32, 2010.
- [16] Gökkaya H, Sur G, Dilipak H. "Kaplamsız sementit karbür kesici takım ve kesme parametrelerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin deneysel olarak incelenmesi". *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 12(1), 59-64, 2006.
- [17] Güven S. "Ortopedik malzemelerin biyoyumlulukları ve mekanik özelliklerine göre seçimi". *2nd National Design and Manufacturing Congress*, Balıkesir, Türkiye, 11-12 Kasım 2010.
- [18] Kitay Ö. Şekil Hafızalı NİTİ Alaşımın Talaşlı İmalatı Sonrası Yüzey Bütünlüğü Karakteristiklerinin İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi, İstanbul, Türkiye, 2018.
- [19] Gürbüz H, Kafkas F, Şeker U. "AISI 316L çeliğinin tormalanmasında kesici takım formlarının yüzey bütünlüğü üzerine etkisi". *Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 35(1), 225-240, 2020.
- [20] Bosheh S, Mativenga P. "White layer formation in hard turning of H13 tool steel at high cutting speeds using CBN tooling". *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 46(2), 225-233, 2006.
- [21] Coromant S. *Modern Metal Cutting: A Practical Handbook*. Sandviken, İsveç, Sandvik Coromant, 1994.
- [22] Kaynak Y, Lu T, Jawahir IS. "Cryogenic machining-induced surface integrity: a review and comparison with dry, MQL, and flood-cooled machining". *Machining Science and Technology*, 18(2), 149-198, 2014.
- [23] Ulutan D, Tuğrul Ö. "Machining induced surface integrity in titanium and nickel alloys: A review". *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 51(3), 250-280, 2011.
- [24] Jawahir IS, Brinksmeier E, Saoubi RM, Aspinwall DK, Outerio JC, Mayer D, Umbrello D, Jayal AD. "Surface integrity in material removal processes: Recent advances". *CIRP Annals*, 60(2), 603-626, 2011.
- [25] Archard J. "Contact and rubbing of flat surfaces". *Journal of applied physics*, 24(8), 981-988, 1953.
- [26] Sharma S, Sangal S, Mondal K. "On the optical microscopic method for the determination of ball-on-flat surface linearly reciprocating sliding wear volume". *Wear*, 300(1-2), 82-89, 2013.
- [27] Doğan H, Fındık F, Morgül Ö. "Friction and wear behaviour of implanted AISI 316L SS and comparison with a substrate". *Materials & design*, 23(7), 605-610, 2002.