

SEÇİCİ LASER ERGİTME YÖNTEMİ İLE ÜRETİLMİŞ DIN 1.4404 MALZEMENİN EDM İLE İŞLENEBİLİRLİĞİ

Fatih Taylan*, Özlem Salman, Mehmet Cengiz Kayacan

Özet

Bu çalışmada, diş protez ve implant üretiminde sıklıkla kullanılan, Seçici Lazer Ergitme metodu ile üretilmiş AISI 316 L (DIN 1.4404) malzemenin Elektro Erozyon yöntemi (EDM) ile işlenebilirliğinin araştırılması için deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Deneysel bakır ve grafit olmak üzere iki farklı elektrot kullanılmıştır. Akım (amper, I) ve pulse on-time (μs , t_{on}) değerleri değiştirilerek deney parametreleri oluşturulmuştur. Elektrotlarda meydana gelen aşınma (EW) değerleri, yüzey pürüzlülük (R_a) değerleri ve malzemeden kalkan talaş kaldırma oranı (MRR) değerleri incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler : EDM, İşlenebilirlik, Seçici laser ergitme

Abstract

In this study, experiments were performed in order to research the machinability of the implant material AISI 316L(DIN 1.4404), produced by the Selective Laser Melting (SLM), and Electrical Discharge Machining (EDM) methods. This material is the most frequently used implant material in the production of dentures and dental implants. In the experiments, copper and graphite electrodes were used. Experiment parameters were generated by changing the current (ampere, I) and pulse on-time (μs , t_{on}) values. After performing the experiments, the relationship between the **Material Removal Rate (MRR)**, **Electrode Wear (EW)** of the material and Surface Roughness (R_a) values were investigated.

Keywords : EDM, Machinability, Selective laser melting

1. Giriş

1980'li yılların ortalarında 1990'lı yılların başında gelişmeye başlayan hızlı prototipleme çalışmaları üretimin her aşamasında hızla gelişmiştir. 90'lı yıllarda seçici laser sinterleme (SLS) ve seçici laser ergitme (SLM) sistemlerinin bulunması ile metal tozlarından katmanlı parça imalatına geçilmiştir. Laser ergitme yönteminde toz malzeme ergitilerek, tozların birbirine bağlanması sağlanmaktadır. Bu teknolojiler önce prototip, daha sonra seri üretim tekniğinde başarı ile kullanılmaktadır [1].

* Süleyman Demirel Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, İmalat Mühendisliği Bölümü, 32260, Isparta.
E-mail: fatihtaylan@sdu.edu.tr

Günümüzde, protez ve implant imalatında, mekanik gerilmelere karşı dayanım, yorulma dayanımı gibi mekanik özelliklerin yanında biyouyumluluk, yüksek korozyon ve aşınma direncine sahip biyo-malzemes tercih edilmektedir [2,3]. Bu malzemeler içinde porselen, seramikler, biyoçimentolar, silika camlar, silika fosfatlar, silika jeller, polimerler, amalgamlar, altın ve alaşımları, gümüş ve alaşımları, tantalyum, kobalt krom alaşımları, titanyum ve paslanmaz çelikler yer almaktadır [4,5]. Sözü edilen malzemeler içerisinde en yaygın olarak kullanılanları ise paslanmaz çelik, titanyum alaşımları ve CoCr alaşımlarıdır [4]. Biyo malzemelerden yeterli mekanik gerilme dayanımı, tokluk gibi mekanik özelliklerin yanı sıra gerekli kullanım ömrünü sağlayacak korozyon önleyici özelliği sağlaması istenmektedir.

İmplantların büyük çoğunluğu CoCrMo alaşımından imal edilen döküm malzemedir. Fakat döküm yönteminin iri taneli yapı, dentritik yapı, döküm kusurları ile güçlendirilmiş alaşımlardan daha düşük dayanım gerilim ve yorulma dayanımı gibi bazı eksiklikleri mevcuttur. Bu etkilerin giderilmesi için medikal implantlar çeşitli elementler ile alaşımlandırılabilir.

İstenilen mekanik özelliklere sahip malzemelerin işlenebilirliğinin ve şekillendirilmesinin zor olmasından dolayı, implant ve dental parçaların imalatlarında laser melting metodu sıklıkla tercih edilmeye başlanmıştır [6]. Morgan vd. tarafından 2002 yılında SLS yöntemi kullanılarak yapılan bir çalışmada AISI 316L paslanmaz çelik malzemenin % 99'dan daha yüksek izafi malzeme yoğunluğuna sahip numuneler elde edilmiştir [7].

Verilere bakıldığında, ABD de yıllık tüm sağlık harcamalarının 1.5 trilyon dolardan daha fazla maliyette ve biyomalzeme harcamalarının 40 milyar dolar civarında olduğu, 11 milyon Amerikalının implant taşıdığı, kalça ve diz protezlerinin (titanyum, paslanmaz çelik, polietilen) yıllık kullanım miktarının en az 200.000 adet olduğu da yapılan çalışmada belirtilmektedir [8].

SLM, karmaşık geometriye sahip ürünlerin imal edilebildiği bir üretim teknolojisidir. SLM ile imalatı tamamlanan ürünlerin boyutları planlanan ölçülere çok yakındır. Fakat son bir işleme ihtiyaç duyulabilmektedir. SLM ile üretilmiş ürünü frezeleme ve taşlama işlemlerini uygulayarak kalıcı gerilme ve sertlik gibi iki önemli faktörü kapsayan yüzey tamlığını incelemişlerdir [6].

Biyomalzemeler için gerekli temel zorunluluklar korozyon direnci, mekanik ve biyokimyasal özellikler ile ilişkilendirilmiştir. Bunun sebebi metalik malzemelerin mükemmel dayanım, tokluk ve aşınma dayanımı sağlamalarıdır. Biyomalzeme, gerilme dayanımı, yorulma dayanımı gibi mükemmel mekanik özelliklerin yanında biyoyoumluluk, yüksek korozyon ve aşınma direnci de gerektirmektedir. Metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Metalik medikal implantlar paslanmaz çelik, titanyum alaşımları ve kobalt alaşımlarından üretilmektedir. İmplantlar tasarlanırken, genel anatomi ve anatomik sapmalar, cerrahi yaklaşım, cerrahi teknik, kemiklerde yerel iyileşme hızları, olası komplikasyonlar, fizyolojik ve biyomekanik koşullar, dinamik zorlama ve ağırlık taşıma koşulları, implanta kemiğin tepkisi ve implant malzemesinin özellikleri göz önünde bulundurulmaktadır [5].

Bu çalışmada, diş protez ve implant üretiminde sıklıkla kullanılan, SLM ile üretilmiş AISI 316 L (DIN 1.4404) ürünler üzerinde kişiye özel bir takım değişiklikler yapılması gerektiği durumlarda ürünün EDM ile işlenebilirliğin araştırılması için deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Deneysel bakır ve grafit olmak üzere iki farklı elektrot kullanılmıştır. Akım (amper, I) ve pulse on-time (μs , t_{on}) değerleri değiştirilerek deney parametreleri oluşturulmuştur. Elektrotlarda meydana gelen aşınma (EW) değerleri, yüzey pürüzlülük (R_a) değerleri ve malzemedeki talaş kaldırma oranı (MRR) değeri tespit edilerek, malzeme için en uygun EDM parametresi ve elektrot seçimi yapılmıştır.

2. Deneysel Çalışmalar

Deneysel çalışmalar, SLM ile üretilmiş AISI 316L (DIN 1.4404) malzeme kullanılmıştır. Malzemenin kimyasal bileşimi Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. Kimyasal bileşimi

	C	Mn	Si	P	S	Cr	Mo	Ni	N
AISI 316L (DIN 1.4404)	0.03	2.0	0.75	0.045	0.03	16-18	2-3	10-14	0.10

Deneysel çalışmalar, Süleyman Demirel Üniversitesi CAD/CAM araştırma uygulama merkezinde gerçekleştirilmiştir. EDM işlemi JS-EDM makinasında yapılmıştır. Deney sırasında parçalar dielektrik sıvı içerisine gömülmüş ve iki basınçlı hortumdan gelen sıvı ile oluşan talaş ortamdaki uzaklaştırılmıştır. Kullanılan dielektrik sıvının parlama noktası 130 °C

dir. Yüzey pürüzlülük değerlerinin belirlenmesinde Mitutoyo T-500 pürüzlülük ölçüm cihazı kullanılmıştır.

Deneylerde 10 mm çapında pozitif kutuplanmış, bakır ve grafit elektrotlar kullanılmıştır. Her bir elektrot için farklı t_{on} ve akım değerleri seçilerek deney parametreleri belirlenmiştir (Tablo 2).

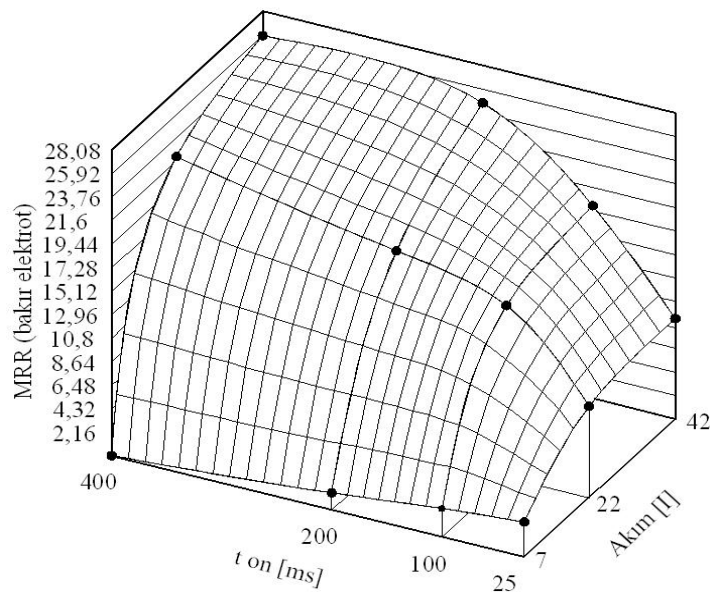
Tablo 2. Çalışma parametreleri

Akım (A)	7, 22, 42
t_{on} (μ s)	25, 100, 200, 400
Elektrot malzemesi	Bakır, Grafit

Her bir deney parametresi için 10 dakika sürede elektro erozyon işlemi ile talaş kaldırma yapılarak deneyler gerçekleştirilmiştir. Deneyler sonucunda iş parçası malzemesi üzerindeki aşınma değerleri ve talaş kaldırılan yüzeylerin R_a pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Aşınma değerlerinin, akım ve t_{on} değerlerine göre değişimlerini gözlemlemek için üç boyutlu grafikler çizilmiştir.

2.1. Talaş Kaldırma Oranı (MRR)

Bakır elektrot kullanılarak yapılan deneylerde, akım ve t_{on} değerinin değişmesiyle talaş kaldırma oranında meydana gelen değişim aşınma oranı miktarını gösteren grafik Şekil 1'de verilmiştir.

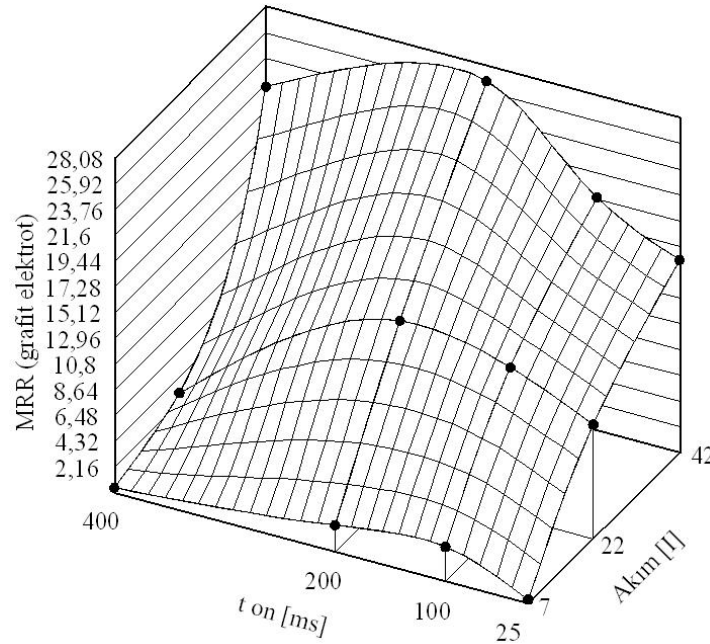


Şekil 1. Akım ve t_{on} parametrelerine göre MRR değeri değişimi (bakır elektrot)

Şekil 1. incelendiğinde, akım değerleri 22 ve 42 A de yapılan deneysel çalışmalarda t_{on} değeri arttıkça malzemede meydana gelen aşınma oranında (MRR) da artış oluşmuştur. 7 A da yapılan deneysel çalışmalarda t_{on} değeri arttıkça MRR değerlerinde azalma olduğu görülmektedir. Düşük akımlarda t_{on} değeri arttıkça MRR düşmekte, buna karşın yüksek akımda t_{on} değeri arttıkça MRR artmaktadır.

Aynı şekilde t_{on} değerleri esas alındığında ise akım değerleri arttıkça MRR değerinde düzenli azalan parabolik şeklinde artış görülmektedir. 7 amper akım ve 400 μs t_{on} değerinin uygulandığı işleme şartında en küçük MRR değeri oluşurken, akımın en yüksek değerini aldığı 42 amper ve 400 μs t_{on} değerinin uygulandığı işleme şartlarında ise en büyük MRR değeri elde edilmiştir.

Grafit elektrot kullanılarak yapılan deneylerden elde edilen MRR değerleri için oluşturulan grafik Şekil 2’de verilmiştir. Grafit elektrot kullanılarak yapılan deneylerde ise t_{on} değerleri sabit alındığında akım değerlerinin artmasıyla MRR değerlerinde doğrusal artış oluşmuştur.



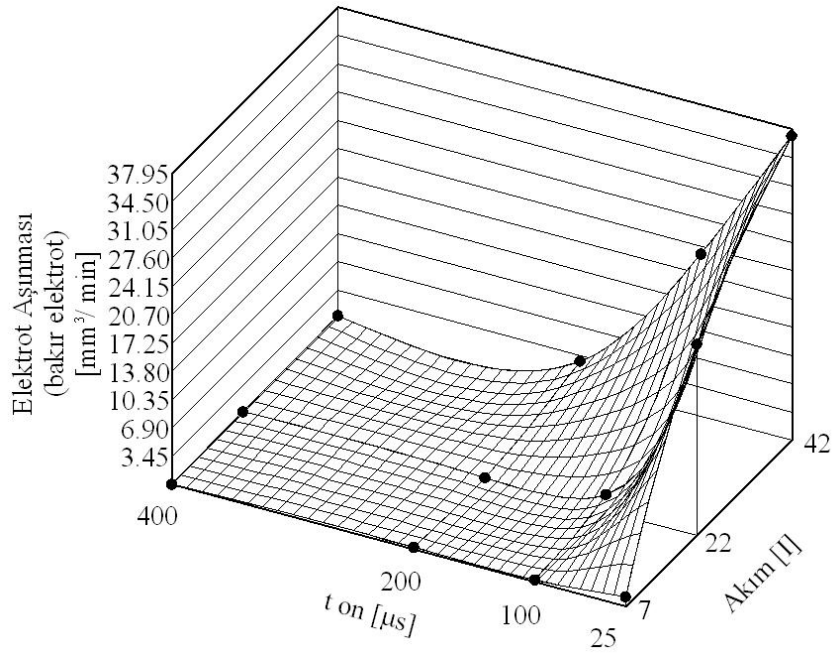
Şekil 2. Akım ve t_{on} parametrelerine göre MRR değeri değişimi (grafit elektrot)

Bakır elektrotla yapılan deneylerde sabit akım değerlerinde t_{on} değeri artarken (22 A ve 42 A) MRR sürekli artış göstermekte, grafit elektrotla yapılan deneylerde ise t_{on} değeri 200 μs değerine kadar artış oluşurken, 200-400 μs arasında parabolik azalma oluşmuştur. Burada en büyük MRR değeri, t_{on} 200 μs ve 42 A uygulanan deneyden elde edilmiştir. En küçük MRR

değeri ise, t_{on} 25 μs ve 7 A uygulanarak gerçekleştirilmiş deneyde oluşmuştur. MRR değerine göre grafit elektrotun t_{on} 400 μs olduğu değerinde, bakır elektrota göre çok daha iyi sonuç verdiği gözlenmiştir.

2.2. Elektrot Aşınması (EW)

Bakır ve grafit elektrot kullanılarak yapılan deneylerde akım ve t_{on} değerinin değişmesiyle elektrotta meydana gelen elektrot aşınması (EW) değerleri için oluşturulan grafikler Şekil 3 ve Şekil 4'de verilmiştir.

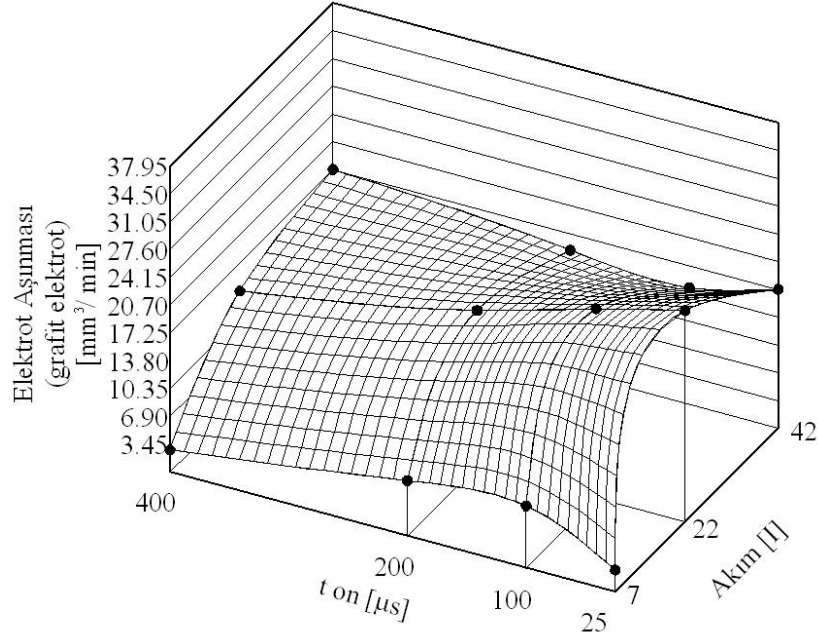


Şekil 3. Akım ve t_{on} parametrelerine göre EW değeri değişimi (bakır elektrot)

Şekil 3. incelendiğinde en küçük t_{on} değeri olan 25 μs 'de akım değerlerinin artışı ile elektrot aşınmasının en fazla değişimi sergilediği görülmüştür. t_{on} değerinin 25-200 μs olduğu deney parametrelerinde akımın artışıyla beraber özellikle 42 amper değerinde EW da en yüksek değerlere ulaşmıştır. Buna karşın 200-400 μs arasındaki değerlerde akımın artışına bağlı olarak EW değişiminin yok denecek kadar az olduğu Şekil 3'den anlaşılmaktadır.

Konu ile ilgili yapılmış olan çalışmalarda akım değerinin azalması ve t_{on} değerinin artmasıyla elektrot aşınma değerinin azaldığı ve işlem verimliliğinin arttığı ifade edilmektedir [9-10]. Bu durum, yapılan çalışmanın literatür ile uyum içinde olduğunu göstermektedir.

Şekil 4 grafit elektrot kullanılarak yapılan deneylerde, akım ve t_{on} değerinin değişimiyle bakır elektrot malzemedeki meydana gelen elektrot aşınma değişimini göstermektedir.

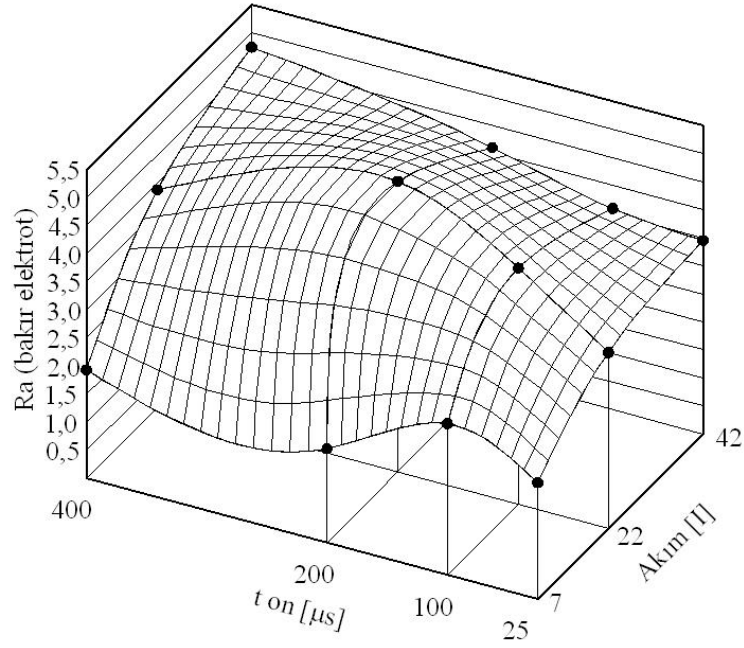


Şekil 4. Akım ve t_{on} parametrelerine göre EW değeri değişimi (grafit elektrot)

Şekil 4. incelendiğinde akım değerleri 7, 22 ve 42 A ile yapılan deneylerde t_{on} değeri arttıkça grafit elektrot 25, 100 ve 200 μs ye kadar artış 400 μs değerine doğru azalarak, elektrot aşınma oranında düşüş meydana geldiği görülmektedir. En küçük t_{on} değeri olan 25 μs de akım değerlerinin artışı ile elektrot aşınması en fazla değere ulaşmıştır. Akım değeri 7 A ile 22 A arasında elektrot aşınmasında ani artış meydana gelmiştir. En fazla elektrot aşınmasının 22 amper akım değerinin uygulandığı işlem parametrelerinde olduğu görülmektedir.

2.3. Yüzey Pürüzlülüğü (R_a) Ölçümü

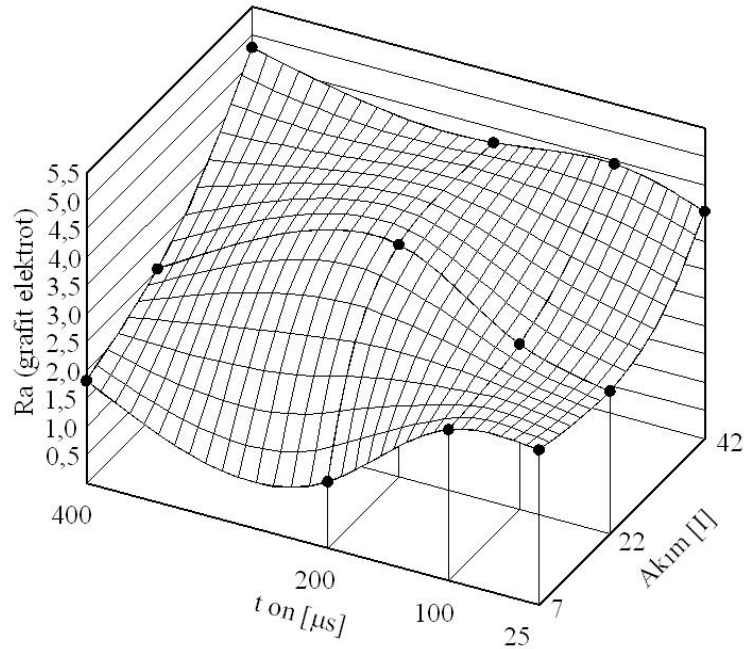
Bakır elektrot kullanılarak yapılan EDM işlemlerinde malzeme yüzeyinde işleme parametrelerine bağlı olarak oluşan farklı yüzey pürüzlülük değerleri (R_a) akım ve t_{on} değer değişimlerine göre incelenmiştir (Şekil 5).



Şekil 5. Akım ve t_{on} parametrelerine göre R_a değeri değişimi (bakır elektrot)

Bakır elektrot kullanılarak gerçekleştirilen deneylerden elde edilen şekil incelendiğinde, 25 ve 400 μs t_{on} değerlerinde akımın artmasıyla yüzey pürüzlülük değerlerinde de artış gözlenmiştir. Bu pürüzlülük artışı 100 ve 200 μs 'de 22 amper akım değerine kadar gerçekleşmiştir.

Grafit elektrot kullanılarak yapılan deneylerde, akım ve t_{on} değerinin değiştirilmesiyle malzemede meydana gelen R_a değişimi Şekil 6'da görülmektedir.



Şekil 6. Akım ve t_{on} parametrelerine göre R_a değeri değişimi (grafit elektrot)

Şekil 6’da uygulanan akım arttıkça her t_{on} değerinden elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinin arttığı görülmektedir, buna benzer tespitler Valentincic ve Junkar tarafından yapılan çalışmalarda da elde edilmiştir [11]. Literatürde konu ile ilgili yapılmış bir çalışmada, akım değerinin artması ile işlenen malzemenin yüzey pürüzlülüğünün de arttığı ifade edilmiştir [12].

3. Sonuçlar

Implant malzemesi olarak kullanılan Seçici Lazer Ergitme metodu ile üretilmiş AISI 316 L (DIN 1.4404) malzemeye EDM işleminin uygulanmıştır. Yapılan çalışmada bakır ve grafit elektrotlar ile bitirme EDM işlemleri yapılmıştır. Hem bakır hem de grafit elektrot kullanılarak yapılan deneylerde MRR bakımından birbirine yakın aşınma değerleri elde edilmiştir. Bakır elektrot kullanılarak yapılan deneylerde genel olarak aynı akım değerlerinde t_{on} değerinde artış ile MRR değerinde de artış gözlenmiştir. Elektrot aşınması bakımından ise bakır elektrotta t_{on} değerinin artmasıyla elektrotta meydana gelen aşınma en aza inmiştir. Grafit elektrotta bu azalma bakır elektrottaki kadar bariz olmamıştır. Elektrot aşınması bakımından bakır elektrotun bu tip malzemelerin işlenmesinde daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir.

MRR değerinin büyük olduğu deney parametrelerinde elektrot aşınma değeri küçük, küçük olduğu parametrelerde ise büyük olduğu gözlenmiştir. Yüzey pürüzlük değerleri olarak elde edilen veriler incelendiğinde ise bakır ve grafit elektrotlarla yapılan deneylerde MRR değerlerinde olduğu gibi birbirine yakın R_a değerleri ile karşılaşılmıştır. Genel olarak sabit t_{on} değerinde akım değeri arttıkça R_a değerlerinde artış meydana gelmiştir. Bu artış, bakır elektrot veya grafit elektrot kullanılmasına göre değişmiştir.

Kaynaklar

- [1] Shellabear, M., Nyrhila, O., 2004. DMLS- Development history and state of the art. LANE 2004 conference, Erlangen, Almanya.
- [2] Sinirlioğlu M. C., Rapid Manufacturing of Dental and Medical Parts via LaserCUSING® Technology using Titanium and CoCr Powder Materials, RapidTech 2009: US-TURKEY Workshop on Rapid Technologies.

- [3] Simon J.P., Fabry G., An overview of implant materials, *Acta Orthopaedica Belgica*, Vol.57 – 1 – 1991.
- [4] Çelik A., Bayrak Ö., Alsaran A., Kaymaz İ., Yetim A.F., Effects of plasma nitriding on mechanical and tribological properties of CoCrMo alloy, *Surface & Coatings Technology* 202 (2008) 2433–2438.
- [5] İnternet Kaynağı, Adres: www.metaldunyasi.com, Poyraz M., Sağın A., Ortopedik İmplant Malzemelerin Genel Özellikleri, Erişim Tarihi: 06.12.2010.
- [6] Brinksmeier E., Levy G., Meyer D., Spierings A.B., 2010, Surface integrity of selective-laser-melted components, *CIRP Annals - Manufacturing Technology* 59, 601–606.
- [7] Morgan, R., Sutcliffe, C.J., and O'Neill, W., 2001. Experimental Investigation of Nanosecond Pulsed Nd:YAG Laser Re-melted Pre-placed Powder Beds. *Rapid Prototyping Journal*, 7 (3) (2001),159–172.
- [8] İnternet kaynağı, Adres: <http://www.biyomalzeme.org.tr/VH.pdf>, Erişim Tarihi: 04.08.2011
- [9] Puertas I., Luis C.J., Álvarez L., 2004, Analysis of the Influence of EDM Parameters on Surface Quality, MRR and EW of WC–Co, *Journal of Materials Processing Technology* 153–154, 1026–1032.
- [10] Kumar S., Singh R., Singh T.P., Sethi B.L., Surface Modification By Electrical Discharge Machining: A Review, *Journal of Materials Processing Technology* 209 (2009) 3675–3687.
- [11] Valentincic, J., Junkar, M., 2004. On-line selection of rough machining parameters. *J. Mater. Process. Technol.* 149, 256–262.
- [12] Habib S.S., Study of the parameters in electrical discharge machining through response surface methodology approach, *Applied Mathematical Modelling* 33 (2009) 4397–44.