

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

METALİK BİYOMALZEMELERİN YÜZEYİNİN
FİBER LAZER İLE İŞLENMESİ: PASLANMAZ
ÇELİK VE CO-CR MALZEMELERİN
KARŞILAŞTIRILMASI

İbrahim Can UÇAR

Haziran, 2023

İZMİR

METALİK BİYOMALZEMELERİN YÜZEYİNİN FİBER LAZER İLE İŞLENMESİ: PASLANMAZ ÇELİK VE CO-CR MALZEMELERİN KARŞILAŞTIRILMASI

Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Konstrüksiyon ve İmalat Programı

İbrahim Can UÇAR

Haziran, 2023

İZMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

İBRAHİM CAN UÇAR tarafından **DOÇ.DR. ŞEFİKA KASMAN** ve **DOÇ.DR. SERTAN OZAN** yönetiminde hazırlanan “**METALİK BİYOMALZEMELERİN YÜZEYİNİN FİBER LAZER İLE İŞLENMESİ: PASLANMAZ ÇELİK VE CO-CR MALZEMELERİN KARŞILAŞTIRILMASI**” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Şefika KASMAN

Yönetici

Doç. Dr. Sertan OZAN

Yönetici

Prof. Dr. Binnur GÖREN KIRAL

Juri Üyesi

Prof. Dr. Evren Meltem TOYGAR

Juri Üyesi

Prof. Dr. İbrahim Etem SAKLAKOĞLU

Juri Üyesi

Prof. Dr. Okan FISTIKOĞLU

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEŞEKKÜR

Çalışmalar kapsamında yoğun özveri ve emeklerini benden esirgemeyen, bıkmadan yorulmadan beni destekleyen, çalışmaya teşvik eden, deney ve süreç kontrolü kısmında her zaman yanımda olan, bilmediğim her noktada her an desteği ile beni yönlendiren, çalışmalar sırasında yaşadığımız zorluklara benimle birlikte başa çıkan ve bana bu zorlukların nasıl aşılması gerektiğini öğreten, çalışmalar kapsamında gösterdiği sabırlı yaklaşımları ile geliştirme odaklı hareket eden, daha fazla çabalamanın her zaman daha iyi sonuçlar doğuracağını yaşayarak görmemi sağlayan, hiçbir sorumu yanıtsız bırakmayan sayın danışmanım Doç. Dr. Şefika KASMAN'a teşekkür ederim.

Çalışmalarımız esnasında gerek literatür gerekse sektörel bazlı uygulamalar ve biyomedikal uygulamalar ile ilgili tecrübelerini esirgemeyen ikinci danışmanım Doç. Dr. Sertan OZAN'a teşekkür ederim.

Deney numunelerinin kesimi ve hazırlanması konusunda destek veren değerli sanayici Nedim İTMEÇ'e, numunelerin işlenmesi konusunda destek veren Laseral Ltd. Şti.'ne, numunelerin incelenmesi konusunda destek veren Cemil IŞIKSAÇAN'a, Onur MEYDANOĞLU'na ve Mert GÜNYÜZ'e, ıslanabilirlik testleri konusunda destek veren Özgür ŞEN ve Özkan KOZAK'a teşekkür ederim.

Bu tez kapsamındaki çalışmalar Dokuz Eylül Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimince Desteklenmiştir. Proje Numarası: 2021.KB.FEN.043. Üniversitemin verdiği değerli katkılar için teşekkür ederim.

Araştırma ve tez sürecimde uykusuz geçen, stresli ve yoğun günlerimde moralimi yüksek tutup çalışma şevkimi sürekli olarak tazelemeye çalışan sevgili aileme teşekkür ederim.

İbrahim Can UÇAR

METALİK BİYOMALZEMELERİN YÜZEYİNİN FİBER LAZER İLE İŞLENMESİ: PASLANMAZ ÇELİK VE CO-CR MALZEMELERİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZ

Bu tez kapsamında implant malzemesi olarak kullanılması uygun olan biyomalzemelerden paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarının yüzeylerine lazerle tekstürleme uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Çalışmalar iki grupta gerçekleştirilmiştir. Birinci grup çalışmalarda, paslanmaz çelik ve kobalt-krom esaslı alaşımlar benzer işleme parametrelerinin oluşturduğu koşullar ile işlenmiş ve optimum koşullar tespit edilmiştir. Bunun yanında, titanyum alaşımı da benzer parametrelerin oluşturduğu koşullarla işlenerek diğer iki malzeme ile karşılaştırılmıştır. Birinci grup çalışmalarından elde edilen bilgiler ile ikinci grup çalışmalar gerçekleştirilmiş ve geniş bir perspektifle lazer yüzey tekstürleme işlemine ait bir yaklaşım sunulmuştur. Birinci grup çalışmalarda paslanmaz çelik, kobalt-krom esaslı alaşım ve titanyum alaşımı için tekstürleme uygulamaları tarama stratejisi, güç, ışının yüzey üzerindeki hareket hızı, frekans, tarama aralığı ve atım genişliği olmak üzere altı farklı parametre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu parametreler için seçilen değerlere göre on sekiz farklı tekstürleme kombinasyonu oluşturulmuş ve yüzeyler, bu tekstürleme kombinasyonlarına göre lazerle işlenmiştir. İkinci grup çalışmalarda tarama stratejisi, ışının hareket hızı, frekans ve tarama aralığı için seçilen değerlere göre altmış farklı tekstürleme kombinasyonu oluşturularak paslanmaz çelik ve kobalt-krom esaslı alaşım için tekstür uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Çalışmalardan elde edilen sonuçlara göre yüzey topografyası seçilen parametrelerden etkilenmektedir. Yüzey topografyası, yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanabilirliği önemli ölçüde değiştirmektedir. Yüzeyin kimyası da ıslanabilirliği önemli ölçüde etkilemektedir.

Anahtar kelimeler: Kobalt-krom alaşımı, paslanmaz çelik, titanyum alaşımı, implant, ıslanabilirlik, lazerle işleme

FIBER LASER PROCESSING OF SURFACE OF METALLIC BIOMATERIALS: COMPARISON OF STAINLESS STEEL AND CO-CR MATERIALS

ABSTRACT

Laser texturing applications on the surfaces of stainless steel and cobalt-chromium-based alloys, which are suitable biomaterials for use as implant materials, were carried out within the scope of this thesis. The studies were conducted in two groups. In the first group of studies, stainless steel and cobalt-chromium-based alloys were processed under similar processing parameters, and optimal conditions were determined. Additionally, the titanium alloy was processed under conditions created by similar parameters and compared with the other two materials. The second group studies were carried out based on the information obtained from the first group studies, and a comprehensive approach to the laser surface texturing process was presented. In the first group of studies, texturing applications were carried out for stainless steel, cobalt-chromium-based alloy, and titanium alloy using six different parameters: hatch strategy, power, scan speed, frequency, fill spacing, and pulse width. Eighteen different texturing combinations were created based on the selected values of these parameters, and the surfaces were processed with a laser beam according to these texturing combinations. In the second group of studies, sixty different texture combinations were created based on the hatch strategy, scan speed, frequency, and fill spacing; and texturing applications were performed for stainless steel and cobalt-chromium-based alloy. According to the results obtained from the studies, surface topography is affected by selected parameters. The surface topography greatly changes the surface roughness and wettability. The surface chemistry also significantly affects the wettability.

Keywords: Cobalt-chromium alloy, stainless steel, titanium alloy, implant, wettability, laser processing

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZ	iv
ABSTRACT.....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
TABLolar LİSTESİ.....	xi
KISALTMALAR	xiii
BÖLÜM BİR - GİRİŞ.....	1
1.1 Giriş	1
1.2 Literatür Araştırması	3
BÖLÜM İKİ - YÜZEY TEKSTÜRLEME	9
2.1 Yüzey Tekstürleme Teknikleri	9
2.2 Yüzey Kaplama Teknikleri ile Yüzey Tekstürleme	11
2.2.1 Kimyasal Metotlar ile Yüzey Tekstürleme.....	12
2.2.2 Fiziksel Metotlar ile Yüzey Tekstürleme	12
2.3 Lazer Işını ile Yüzey Tekstürleme	13
2.3.1 Lazer Işını İle Yüzey Tekstürleme İşlemini Kontrol Eden Parametreler	16
2.3.1.1 Lazer Işının Dalga Boyu	16
2.3.1.2 Lazer Işının Atım (Darbe) Enerjisi ve Enerji Yoğunluğu.....	16
2.3.1.3 Atım Süresi	17
2.3.1.4 Tepe Gücü (P_p)	17
2.3.1.5 Ortalama Güç (P_{ort})	17
2.3.1.6 Tarama Aralığı	17
2.3.1.7 Frekans	18
2.3.1.8 Tarama Hızı	19
2.3.1.9 Tarama Stratejisi	22

2.4 Biyomalzemeler.....	22
2.4.1 Biyomalzemelerde İstenen Özellikler.....	25
2.4.1.1 Biyouyumluluk	25
2.4.1.2 Konakçı Tepkisi	26
2.4.1.3 Toksisite.....	26
2.4.1.4 Mekanik ve Korozif Özellikler	26
2.4.1.5 Osseointegrasyon	27
2.4.2 Metalik Biyomalzemeler	27
2.4.2.1 Kobalt Esaslı Alaşımlar	28
2.4.2.2 Titanyum Esaslı Alaşımlar.....	30
2.4.2.3 Paslanmaz Çelikler.....	31
BÖLÜM ÜÇ - DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	33
3.1 Malzeme	33
3.2 Lazer Sistemi.....	35
3.3 Lazer Tekstürleme Prosedürü.....	36
3.4 Yüzey Karakterizasyonu ve Analizi.....	40
BÖLÜM DÖRT – SONUÇLAR VE İRDELEME	44
4.1 Lazer Yüzey Tekstürleme ve Yüzey Özellikleri Arasındaki İlişki	44
4.2 CoCr28Mo Alaşımının Lazerle Yüzey Tekstürleme İşlemine Proses Parametrelerinin Etkileri	45
4.2.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri	45
4.2.2 Proses Parametrelerinin Temas Açısı Üzerindeki Etkileri	54
4.2.3 Islanabilirlik Davranışı Üzerinde Yüzey Pürüzlülüğünün Etkisi	55
4.2.4 İşlenmiş Yüzeyin Kimyasal Kompozisyonu	58
4.2.5 Parametrelerin İstatistiksel Analizi.....	60
4.3 Lazer Yüzey Tekstüre Etme Parametrelerinin Biyomedikal Paslanmaz Çeliğin (316 LVM) Yüzey Özelliklerine Etkisi.....	64
4.3.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri	64

4.3.2 Proses Parametrelerinin Temas Açısı Üzerindeki Etkileri	69
4.3.3 Yüzeyin Kimyasal Yapısı	75
4.3.4 Parametrelerin İstatistiksel Analizi.....	76
4.4 Lazer Tekstüre Parametrelerinin Ti-6Al-4V ELI Biyomedikal Alaşımının Yüzey Özelliklerine Etkisinin Araştırılması	78
4.4.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri	78
4.4.2 Proses Parametrelerinin Temas Açılarına Etkileri.....	85
4.4.3 Yüzeyin Kimyası	88
4.4.4 Parametrelerin İstatistiksel Analizi.....	91
4.5 Biyomedikal Uygulamalar İçin CoCr28Mo Alaşımının Lazerle Yüzey Tekstürü: Proses Parametrelerinin Yüzey Özellikleri Üzerindeki Etkilerine Yönelik Bir Çalışma	94
4.5.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri	94
4.5.2 Proses Parametrelerinin Temas Açısı Üzerindeki Etkileri	103
4.6 AISI 316LVM Paslanmaz Çeliğinin Lazerle Yüzey Tekstürlenmesi: Parametrelerin Yüzey Özellikleri Üzerindeki Etkileri	110
4.6.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri	110
4.6.2 Proses Parametrelerinin Temas Açısı Üzerindeki Etkileri	114
BÖLÜM BEŞ – GENEL SONUÇLAR.....	121
KAYNAKÇA	122

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 Tarama stratejisine göre tarama aralığının şematik gösterimi	18
Şekil 2.2 Tarama yönünde ve tarama aralığında ışın çakışmaları.....	19
Şekil 2.3 Tarama hızı ve frekansın bir fonksiyonu olarak lazer darbelerinin çakışması	21
Şekil 2.4 $0^{\circ}/45^{\circ}$ ve $45^{\circ}/-45^{\circ}$ ikili tarama stratejileri için illüstrasyonlar (A), Lazer tekstüre uygulaması üzerinde tarama yönlerinin temsili gösterimi (B)	22
Şekil 3.1 Lazer yüzey tekstürleme için test numunelerinin tel erozyonla kesilmesi işlemleri (a, b) ve kesilmiş test numuneleri (c).....	34
Şekil 3.2 Lazer yüzey tekstürleme işlemleri için kullanılan markalama cihazı (A); lazer yüzey tekstürleme uygulamalarından alınan örnek görüntüler (a-d)	35
Şekil 3.3 Lazer yüzey tekstürlemede tarama stratejileri için örnek görüntüler.....	38
Şekil 3.4 Lazer yüzey tekstürleme için tarama stratejilerinin uygulanması.....	38
Şekil 3.5 Üç boyutlu optik profilometre ölçüm cihazı (a), ölçüm düzeni (b), ölçüm yapılan yüzey (c), ölçüm yapılan yüzeylerden alınan örnek bir görüntü (d); Profilometreden alınan görüntünün yazılımla kontrolü (A)	41
Şekil 3.6 Islanabilirlik test prosedürüne ait temsili bir örnek	42
Şekil 3.7 Taramalı elektron mikroskobu (SEM).....	43
Şekil 4.1 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler	49
Şekil 4.2 En yüksek ve en düşük yüzey pürüzlülük değerleri için iki boyutlu ve 3 boyutlu yüzey topografyaları	50
Şekil 4.3 Tekstürlü yüzeylerin 3B yüzey topografyaları (E3, E9, E11) ve SEM görüntüleri.....	52
Şekil 4.4 Her bir parametre için ortalama temas açılarındaki değişimler	56
Şekil 4.5 Temas açısı (CA) ve yüzey pürüzlülüğü (Sa) arasındaki ilişki.....	57
Şekil 4.6 E3, E4, E9 ve E11 yüzeyleri için SEM-EDX analizinin sonuçları.....	60
Şekil 4.7 E3, E4, E9 ve E11 lazer tekstürlü yüzey üzerinde elementlerin dağılımı...	63
Şekil 4.8 Optimum lazer tekstürleme koşulu için yüzeyin iki boyutlu (a) ve üç boyutlu (b) topografya görünüşleri.....	64
Şekil 4.9 Tekstürlü yüzeylerin üç boyutlu yüzey topografyaları; (a) E2, (b) E8, (c) E14, (d) E16 ve lazer tekstürlü yüzeylerin SEM görüntüleri	66

Şekil 4.10 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler	70
Şekil 4.11 Yüzeyi parlatılmış ve tekstürlenmiş bir yüzeyin temas açısı ve damla görüntüleri	72
Şekil 4.12 Temas açısı (CA) ve yüzey pürüzlülüğü (Sa) arasındaki ilişki	73
Şekil 4.13 Her bir parametre için ortalama temas açılarındaki değişimler	74
Şekil 4.14 SEM-EDX analiz sonuçları; (a) E2, (b) E8, (c) E14, (d) E16	76
Şekil 4.15 Optimum lazer tekstürleme koşulu için yüzeyin iki ve üç boyutlu topografya görüntüleri	78
Şekil 4.16 Tekstürlü yüzeylerin üç boyutlu yüzey topografyaları; (a) E3, (b) E5 ve (c) E16 lazer tekstürlü yüzeylerin SEM görüntüleri.....	81
Şekil 4.17 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler	84
Şekil 4.18 Her bir parametre için ortalama temas açılarındaki değişimler	89
Şekil 4.19 E3, E5 ve E10 lazer tekstürlü yüzey üzerinde elementlerin dağılımı	90
Şekil 4.20 E3, E5 ve E10 lazer tekstürlü yüzeyler SEM görüntüleri	91
Şekil 4.21 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler	98
Şekil 4.22 Lazer tekstürlü yüzeyler için SEM görüntüleri.....	100
Şekil 4.23 Lazer tekstürlü yüzeylerin SEM, optik görüntüleri ve 3D profilometre görüntüleri; (a) E57, tüm lazer tekstürlü yüzeyler arasında en pürüzsüz yüzey; (b) E48, düşük yüzey pürüzlülüğü ve hidrofobik davranış sergileyen yüzey; (a) E16, lazer tekstürlü yüzeyler arasında en pürüzlü yüzey.....	101
Şekil 4.24 Yüzey pürüzlülüğü için lazer tekstürleme parametrelerinin etkileşim grafiği.	102
Şekil 4.25 Her bir parametre için ortalama temas açısındaki değişimler.....	105
Şekil 4.26 Temas açısı için lazer tekstürleme parametrelerinin etkileşim grafiği ...	108
Şekil 4.27 Lazer tekstürlü yüzeyler için SEM-EDX çizgi ve haritalama analizi.....	109
Şekil 4.28 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler ...	112
Şekil 4.29 Yüzey pürüzlülüğü için lazer tekstürleme parametrelerinin etkileşim grafiği	114
Şekil 4.30 Her bir parametre için ortalama temas açısındaki değişimler	118
Şekil 4.31 Temas açısı için lazer tekstürleme parametrelerinin etkileşim grafiği ...	119
Şekil 4.32 Lazer tekstürlü yüzeylerin 3 boyutlu yüzey topografyası.....	120

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1 CoCr28Mo alaşıımı için kimyasal analiz (wt. %)	33
Tablo 3.2 AISI 316 LVM alaşıımı için kimyasal analiz (wt. %)	34
Tablo 3.3 Ti-6Al-4V ELI alaşıımı için kimyasal analiz (wt. %)	34
Tablo 3.4 Lazer sistemine ait karakteristikler	35
Tablo 3.5 Birinci grup çalışmalar için proses parametreleri ve parametreler için belirlenen değerler	36
Tablo 3.6 Birinci grup çalışmalar için deneysel test düzeni	37
Tablo 3.7 İkinci grup çalışmalar için proses parametreleri ve parametreler için belirlenen değerler	37
Tablo 3.8 İkinci grup çalışmalar için deneysel test düzeni	39
Tablo 4.1 L18 deneysel düzeni, yüzey pürüzlülük (Sa) ve ıslanabilirlik test sonuçları (CA)	47
Tablo 4.2 Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri	48
Tablo 4.3 Ortalama temas açısı değerleri	54
Tablo 4.4 Yüzey pürüzlülüğü için Sinyal-Gürültü oranları (S/N)	62
Tablo 4.5 Sinyal-Gürültü oranları (S/N) için ANOVA sonuçları	62
Tablo 4.6 L18 deneysel düzeni, yüzey pürüzlülük (Sa) ve ıslanabilirlik test sonuçları (CA)	68
Tablo 4.7 Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri	68
Tablo 4.8 Ortalama temas açısı değerleri	73
Tablo 4.9 Yüzey pürüzlülüğü için Sinyal-Gürültü oranları (S/N)	77
Tablo 4.10 Sinyal-Gürültü oranları (S/N) için ANOVA sonuçları	78
Tablo 4.11 Ti-6Al-4V ELI için yüzey tekstürleme deney düzeni ve yüzey özellikleri için ölçüm sonuçları	80
Tablo 4.12 Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri	80
Tablo 4.13 Yüzey pürüzlülüğü için Sinyal-Gürültü oranları (S/N)	85
Tablo 4.14 Ortalama temas açısı değerleri	86
Tablo 4.15 Temas açısı için Sinyal-Gürültü oranları (S/N)	92
Tablo 4.16 Yüzey pürüzlülüğü için Sinyal-Gürültü oranlarına ait ANOVA sonuçları	93

Tablo 4.17 Temas açısı için Sinyal-Gürültü oranlarına ait ANOVA sonuçları	93
Tablo 4.18 Deney düzeni, yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı değerleri.....	96
Tablo 4.19 Yüzey pürüzlülüğü için ANOVA sonuçları	103
Tablo 4.20 Temas açısı için ANOVA sonuçları	106
Tablo 4.21 SEM-EDX analiz sonuçları	107
Tablo 4.22 Deney düzeni, yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı değerleri.....	111
Tablo 4.23 Yüzey pürüzlülüğü için ANOVA sonuçları	114
Tablo 4.24 Temas açısı için ANOVA sonuçları	117



KISALTMALAR

PVD	: Fiziksel buhar biriktirme
CVD	: Kimyasal buhar biriktirme
MAO	: Mikro ark oksidasyonu
A	: Alan
l_{th}	: Isının yüzeyden malzeme içine yayılma mesafesi
τ_p	: Atım süresi (genişliği)
λ	: Lazer ışınının dalga boyu
SS	: Tarama hızı
HD	: Tarama aralığı
HS	: Tarama stratejisi
PW	: Atım genişliği
F	: Frekansı
J	: Joule
P_p	: Lazerin tepe gücü
P_{ort}	: Lazerin ortalama gücü
N	: Atım sayısı
E_p	: Lazer ışınının bir darbesinin enerjisi
E_D	: Enerji yoğunluğu
E_L	: Birim uzunluktaki enerji
O_H	: Tarama aralığında kraterlerin çakışması (tarama çakışması)
O_P	: Ardışık kraterlerin çakışması (atım çakışması)
D_B	: Lazer ışın çapı
S_a	: Ortalama yüzey pürüzlülüğü
D	: Malzemenin ısı difüzyon katsayısı
ASTM	: Uluslararası Amerikan Test ve Materyalleri Topluluğu
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
EDX	: Enerji dağılımlı X- ışını spektroskopisi
CA	: Temas açısı
S/N	: Sinyal gürültü oranı
D.F.	: Serbestlik derecesi

Seq. SS : Ardışık karaler toplamı
p : İstatistiksel anlamlılık değeri
P.C : Parametrenin sonuçlara yüzdesel katkı değeri
LIPSS : Lazerle indüklenmiş periyodik yüzey yapıları



BÖLÜM BİR

GİRİŞ

1.1 Giriş

Biyomalzemeler vücut içi fonksiyonel bir eksikliği gidermeye yönelik geliştirilen tıbbi bileşenlerin ya da araçların imalatında kullanılan organik, sentetik veya kompozit malzemelerdir. Biyomalzemeler vücut içi doku ve sıvılarla temas halinde olmaları sebebi ile biyolojik etkileşimlere uyum sağlamalı yani biyouyumlu olmalı, korozyona, aşınmaya ve yorulmaya dayanıklı olmalı ve yüksek şekillendirilebilirliğe sahip olmalıdırlar (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Vücut içi bileşenler, hasarlı bir organın yerine veya bir eksikliği tamamlamaya, geliştirmeye ya da iyileştirmeye yönelik kullanılırlar ve bu sebeple, kendisinden beklenen belli bir fonksiyonu yerine getirmesi için hem imal edildiği malzeme hem de imalat tekniği açısından kritik öneme sahiptirler. Medikal implant, fonksiyonelliğini yitirmiş ya da tam olarak yerine getiremeyen bir uzvun ya da organın yerini alan ve hem fonksiyonel olarak hem de şekilsel olarak organı taklit eden yapay bir araçtır. Vücut içi eksik bileşenleri tamamlamayı amaçlayan protezler için medikal implant malzeme grubunun geniş bir alanını kapsamaktadır denilebilir. Ortopedik ve dental implantlar canlı doku içine yerleştirilirler ve her ikisi de konakçı oldukları yerler ile güçlü bir bağ kurduğu ölçüde fonksiyonlarını yerlerine getirirler. Bir implant yüzeyi ile canlı kemik doku (osteoblast) arasında fibröz doku oluşmadan direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı osseointegrasyon olarak adlandırılmaktadır ve bir bileşenin kendisinden beklenen fonksiyonu yerine getirmesi ve sürdürmesi osseointegrasyon ile sağlanmaktadır. Bir implant yüzeyinin canlı doku ile sarılması neticesinde güçlü bir osseointegrasyon sağlanmış olur ki bu durum, konakçı dokunun implantı kabul etmesinin bir sonucudur. Osseointegrasyonun sağlanmasında implant malzemesi olarak biyouyumlu malzemelerin kullanımı büyük öneme sahipken yüzey özellikleri de oldukça önemlidir. Yüzey topografyası, yüzey pürüzlülüğü, yüzeyin kimyasal yapısı ve yüzeyin ıslanabilirliği gibi karakteristik özellikler, implantların biyolojik çevre ile etkileşimi için önemlidir (Conde vd., 2011; Gittens vd., 2013); ve bu özellikler, işleme tekniği ile değişebilmektedir. Bir implantın yüzeyinin işlenmesinde osseointegrasyonu

sağlamaya ve hücrel aktivasyonu geliştirmeye yönelik olarak zaman içinde birçok teknik geliştirilmiştir ve bu teknikler yüzey modifikasyonu üzerine yoğunlaşmıştır.

Yüzey modifikasyon işlemlerinden biri olan yüzey tekstürleme, metalik biyouyumlu malzemelerden imal edilen vücut içi bileşenlerin tribolojik özelliklerini, doku entegrasyonu yoluyla mekanik stabiliteyi ve biyolojik aktivasyonu geliştirmek amacıyla dokulu bir yüzey oluşturmak için yapılmaktadır. Bunun yanında, bir vücut içi bileşenin yüzeyinin tekstürlenmesi yoluyla yüzey özelliklerinin değiştirilmesi konakçı olduğu bölge ile arasındaki biyolojik süreçleri, hücre davranışlarını (çoğalma ve farklılaşma), protein absorpsiyonunu ve bakterilerin adezyonunu etkilediği ve yüzeyi biyouyumlu hale dönüştürdüğü bilinmektedir (Luong-Van vd., 2013; Shivakoti vd., 2021; Uhlmann vd., 2018). Metalik bir iş parçası yüzeyinde oluklar veya çukurlar oluşturma yoluyla dokulu bir yapı oluşturacak tekstürleme işlemi yüzeyden kimyasal, ısı veya mekanik yollarla metal çıkarma yaparak ya da yüzey kaplama teknikleri kullanılarak yapılmaktadır.

Bir implantın etrafını saran doku ile bağ oluşturacak ve bu bağı geliştirecek yüzey özelliklerinin sağlanabilmesine yönelik birçok yüzey işleme tekniği arasında lazerle yüzey tekstürleme işlemi oldukça geniş bir yer bulunmaktadır. Lazerle yüzey tekstürleme işleminin en önemli özelliği makrodan nano boyuta değişen bir ölçü aralığında yüzeyde gravürler oluşturulabilmesidir (Conde vd., 2011). Lazer ışının küçük bir alana odaklanabiliyor olması hem yoğun bir enerji ile metalin sertliğinden bağımsız işlenebilmesine olanak sağlamaktadır hem de mekanik yollarla işlenmesi geometrik açıdan kısıtlı olan uygulamalar için işlenebilme olasılığını artırması yönünden önemli avantajlar sağlamaktadır. Lazer ışını ile bir implant yüzeyinin işlenmesinde süreci kontrol eden parametrelerin değiştirilmesinde esnekliğin olması, özellikle yüzey tekstürleme işlemlerinde yüzey özelliklerinin istenen karakterlere ulaşmasında etkili bir yöntem olarak diğer yöntemlere göre öne çıkmaktadır. Lazer yüzey tekstürleme işleminin sağladığı bu avantajlar biyomedikal uygulamalar için kullanılabilirliğini arttırmaktadır.

Bu tez kapsamında CoCr28Mo, 316 LVM ve Ti-6Al-4V ELI alaşımlarından hazırlanan test numunelerinin yüzeyleri fiber lazer ile oyma yoluyla işlenmiştir. Lazer

ışını ile yüzey tekstürleme parametreleri; tarama stratejisi, güç, ışının yüzey üzerindeki hareket hızı, frekans, tarama aralığı ve atım genişliği; için seçilen değerler ile işleme stratejileri oluşturulmuştur ve bu işleme stratejileri ile yüzeyler tekstürlenmiştir. Parametrelerin tekstürlü yüzeylerin pürüzlülüğüne ve ıslanabilirliğine etkileri araştırılmıştır.

Bu yüksek lisans tezi sunulmadan önce bilimsel yayınlar (Kasman, Uçar, ve Ozan, 2023a, 2023b, 2023c, 2023d; Uçar, Kasman, ve Ozan, 2022a, 2022b) haline getirilip okuyucular ile paylaşılmıştır. Bu yüksek lisans tezi kapsamında hazırlanan yayınlarda kullanılan şekillerden bazıları farklı formata getirilerek tez içeriğinde kullanılmıştır. Bilimsel yayınların yüksek lisans tezinde Türkçe olarak tekrar sunulması için Springer Nature'dan (Kasman vd., 2023a) bilimsel yayını için “5546950276782” numaralı yeniden kullanım izni, (Kasman vd., 2023b) bilimsel yayını için “5567800379964” numaralı yeniden kullanım izni, (Kasman vd., 2023c) bilimsel yayını için “5546951024368” numaralı yeniden kullanım izni, (Kasman vd., 2023d) bilimsel yayını için “5546950780505” numaralı yeniden kullanım izni alınmıştır.

1.2 Literatür Araştırması

Ortopedik ve dental implantlar yüzey iyileştirme çalışmaları üzerine birçok araştırmaya konu olmaktadır. Son yılların en popüler imalat yöntemlerinden biri olan lazerler, yüzey tekstürlemede sağladığı avantajlar sebebi ile çeşitli makaleler ve kitaplara konu olmuştur. Bu bölümde literatürdeki bazı çalışmalar için kısa bir özet verilmektedir.

Götz vd. (2004), Ti-6Al-4V alaşımdan üretilmiş implantların yüzeylerinde lazer tekstürleme yöntemiyle 3 farklı çapta mikro delikler oluşturmuşlardır. Denek içerisine yerleştirilen implantlardan edinilen bilgiler ışığında osseointegrasyon ve yeni kemik formasyonu için en uygun mikro delik çapının 200 µm olduğu ve lazerle yüzeyin işlenmesinin implantın stabilitesini artırdığı sonucuna ulaşmışlardır.

Braga vd. (2007), CP-Ti malzemesinin yüzeyi Nd:YVO₄ atımlı bir lazerle tekstürlemişlerdir. Kullanılan işleme parametrelerinin α ve β fazları ile oksit oluşumları üzerindeki etkilerini incelemişlerdir.

B. H. Lee vd. (2008), Ti-6Al-4V ELI alaşımından iş parçalarının yüzeyinde farklı tekstürleme uygulamaları gerçekleştirmişlerdir. 3 farklı numune grubu oluşturulmuştur. Bu numune grupları: parlatılmış, plazma sprey kaplanmış ve alkali-ısıtılmış işleme tabi tutulmuştur. İlgili numuneler denek içerisine konumlandırıldıktan sonra 4, 8 ve 12 haftalık gözlem süreleri sonunda yüzey morfolojisinin biyomekanik ve histolojik açıdan etkileri incelenmiştir. Çalışmalardan elde edilen bulgular ile 150 nm ve 200 nm boyutundaki mikro deliklerin osseointegrasyonu etkili bir şekilde artırdığı sonucuna ulaşmışlardır.

Chong vd. (2009), lazerle nano ölçekte işlemler gerçekleştirmişlerdir. Gerçekleştirdikleri işlemlerin boyutları standart lazerlere göre çok daha hassas ve çok daha küçük ölçeklerde olup bu sayede yüzeyin pürüzlülüğünün net ve kesin bir şekilde değiştirilebilmesi sağlanmıştır.

Kubiak vd. (2011), ıslanabilirlik ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkiyi kurmak için altı farklı malzemeyi, farklı yüzey pürüzlülüklerini elde etme amacıyla 80, 400, 600 veya 2500 kum zımparalarla zımparalamışlardır. Cassie-Baxter ve Wenzel metotlarını kombine ederek ıslanabilirlik karakteristiği üzerinde büyük ölçüde yüzey pürüzlülüğünün etkili olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Shukla vd. (2016), seramik, polimer, metal alaşımların yüzeylerinde lazerle indüklenmiş periyodik yüzey yapıların (LIPSS) tribolojik özellikler, ıslanabilirlik karakteristikleri ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Elde edilen veriler doğrultusunda kısa ve ultra kısa atımlı lazer türlerinin polimerler üzerinde gerçekleştirilen tekstürleme işlemlerinde kullanılmasının etkili olabileceği sonucuna ulaşmışlardır.

B. E. J. Lee vd. (2018), lazerle indüklenmiş periyodik yapılar (LIPSS) üzerine yaptıkları araştırmada düşük uzamsal frekansa (LSP) sahip lazerle indüklenmiş

periyodik yüzey yapılarında daha düşük yüzey pürüzlülük değerlerinin elde edildiğini ve bu yapıların periyodikliği, yüzey pürüzlülüğü ve oluşan oksit tabakasının kalınlığını karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir.

Stango vd. (2018), 316L paslanmaz çelik ve Ti-6Al-4V alaşımından iş parçalarının yüzeylerinde lazerle tekstürler oluşturmuşlardır ve daha sonra bu yüzeyler üzerine hidroksiapatit olarak bilinen diş minesi ve kemiklerde bulunan bir mineral türünü elektroforez biriktirme adı verilen bir yöntemle kaplama yapmışlardır. Farklı ışın çakışma oranı ve farklı tarama deseni kullanılarak oluşturulan yüzeyler üzerinde yapılan analizler neticesinde tekstürlü ve kaplamalı yüzeylerin adezyon kuvvetinde ve aşınma direncinde iyileşmeler sağlanabileceği tespit edilmiştir.

Uhlmann vd. (2018), dental implantlar için mikro dokulu yüzeylerin geliştirilmesine ilişkin Ti-6Al-4V alaşımının yüzeyinde lazer tekstürleme uygulamaları gerçekleştirmişlerdir. Lazer tekstürleme yoluyla elde edilen yüzeyler ile aşındırıcı partikül püskürtme yöntemleri ile oluşturulan yüzeyler karşılaştırılmıştır. Yapılan deneysel çalışmalar sonunda, lazer tekstürleme yoluyla elde edilen yüzeylerde bakteri yapışmasının başarılı bir şekilde azaltılabildiği tespit edilmiştir.

Purnama vd. (2018), yüzeyi elektrokimyasal parlatma yapılmış ve lazerle tekstürlenmiş 316L paslanmaz çelik metaller için yüzey üzerinde endothelial adı verilen hücrelerin davranışlarını incelemişlerdir. X- ışını fotoelektron spektroskopisi ve SEM kullanarak yüzeyin kimyasal ve elemental yapısı incelenmiştir. Yüzeyler arasında kimyasal kompozisyonda önemli bir değişiklik olmazken hücre tutunumu ve yayılımı açısından tekstürlenmiş yüzeylerin parlatılmış yüzeylere göre önemli avantajlar sağlayabildiği sonucuna ulaşılmıştır.

Kaur vd. (2019), biyomedikal uygulamalarda kullanılan titanyum alaşımlarının yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla tekstürlenmesi ve kaplanmasını incelemişlerdir. Yaptıkları yüzey kaplama işlemlerinin aşınma direncini, ıslanabilirlik karakteristiklerini ve yüzeyin mekanik özelliklerini iyileştirdiğini, tekstürleme işleminin ise metal ile temas yüzeyi arasındaki hidrodinamik basıncı artırması sebebiyle sürtünme katsayısında azalmaya sebep olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Menci vd. (2019), β -Ti alaşımının yüzeyinin Nd:YAG lazer ve fiber lazerle tekstürlemesini gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen sonuçlar çerçevesinde aynı enerji düzeyinde fiber lazerin Nd:YAG lazere göre daha hızlı olduğu ve yüzeylere işlenen LIPSS yapılarının ıslanabilirlik karakteristiğinin büyük ölçüde yüzey pürüzlülüğüyle ilişkili olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Sandoval-Robles vd. (2020), lazer markalama ve elektro-parlatma yöntemleriyle işlenen CoCr ve Ti-6Al-4V ELI alaşımları için parametrelerin yüzey topografyası ve kimyasal bileşim üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Çalışmalar sonucunda, birim uzunluk başına enerji artışının yüzey pürüzlülük parametrelerinde artış yönünde bir eğilim ortaya koyduğu ve lazer tekstürleme sonrası yüzeyin kimyasal bileşiminin değıştiğini tespit etmişlerdir.

Luo vd. (2020), ortopedik implantlarda kullanılan CP-Ti malzemesinin yüzeyine mikro dalga formları işleyerek biyofilm oluşumunu azaltmayı ve biyouyumluluğu artırmayı hedeflemişlerdir. Üç farklı tür LIPSS tekstürü lazerle yüzeylere işlenmiş olup antibakteriyel aktivitenin, mikro dalga formunun ebatlarının bakteri ebatlarına yakın olduğunda artış gösterdiğini saptanmıştır.

Q. Wang vd. (2020), vücut içi implantlarda sıklıkla kullanılan titanyum alaşımlarında, osseointegrasyonu hızlandırmak amacıyla makro, mikro ve nano ölçekte çok sayıda ve farklı şekillerde tekstürleme işlemlerini gerçekleştirerek tekstürün ıslanabilirliğini, kimyasal kompozisyonundaki değışimleri araştırmışlardır.

Sirdeshmukh ve Dongre (2021), lazer mikro ve nano yüzey işleme yöntemlerinin biyomalzemelerin osseointegrasyonunu ve antimikrobiyal etkisini artırmaya yönelik kullanımını incelemişlerdir. Lazerle tekstürlenen yüzeylerin osteoblast hücrelerinin yüzey tutunmasını artırdığı ve osseointegrasyonu geliştirdiğı ve ayrıca, antimikrobiyal etki sağladığı tespit edilmiştir. Lazer yüzey işleme yöntemlerinin klasik mekanik işleme yöntemlerine göre avantajlarının olduğu ve biyomedikal uygulamalarda kullanımlarının artması nedeniyle, bu yöntemlerin gelecekte daha fazla araştırılması ve geliştirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Farklı malzemelerin ve farklı lazer

yüzey işleme yöntemlerinin bir arada kullanılmasının, daha etkili sonuçlar elde etmek için önemli olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Shivakoti vd. (2021), lazer ablasyon, lazerle tekstürleme ve lazer pürüzlendirme gibi farklı lazer yüzey işleme tekniklerini ayrıntılı olarak incelemişlerdir. Farklı lazer yüzey işleme teknikleri kullanarak ve aynı zamanda farklı malzemelerin hücre adezyonunu, implant osseointegrasyonunu ve antibakteriyel özellikleri iyileştirmedeki etkilerini araştırmışlardır.

Y. Wang vd. (2021), lazerle titanyum alaşımlı metal yüzeylerinde tekstürler oluşturmuşlardır ve bu yüzeylerde oksit oluşumu, hücre davranışı, temas açısı, yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirlik karakteristiklerini incelemişlerdir. İşlenen yüzeylerde 0° temas açısıyla süper hidrofilik bir yüzey elde edilmiş olup bir haftalık periyot sonrasında temas açısının 70° 'ye yükseldiği sonucuna ulaşmışlardır.

Han vd. (2021), kalça implantlarında tercih edilmekte olan Co-Cr-Mo alaışımının tekstürlenmesi ve bu tekstürün yüzey özelliklerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, lazerle alaşımların yüzeyleri üzerine üç farklı doku işlenmiştir. İlgili çalışmada yüzey ve doku arasındaki sürtünme katsayısında düşüş ve aşınma direncinde artış elde edildiği bildirilmiştir.

Y. Liu vd. (2020), osseointegrasyonun hangi şartlara bağlı olarak geliştiği üzerine bir araştırma gerçekleştirmişlerdir. Araştırmada implant yüzey işleme teknikleri ile oluşturulan gözenekli yapının formu osseointegrasyon mekanizmasıyla ilişkilendirilmiştir.

Beltrán vd. (2022) çalışmalarında, CP-Ti saf titanyum yüzeyinde LIPSS oluşturmuşlardır. Elde edilen bu yapıların ıslanabilirlik, osteoblast hücrelerinin tutunumu, mikro sertlik ve aşınma direnci açısından etkileri değerlendirilmiştir. Gerçekleştirdikleri araştırma sonucunda osteoblast hücrelerinin tutunması açısından %14'lük bir iyileştirme sağlandığını belirtmişlerdir.

Cunha vd. (2022), diş implantlarında kullanılan zirkonyumun yüzeyine mezo, mikro ve nano ölçekte lazer tekstürleme işlemleri uygulamışlardır. Yapılan çalışmalar sonucunda, yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirlik değerlerinin artırılması ile osseointegrasyon oluşumunun standart titanyum implantları ile aynı seviyeye getirmişlerdir.

Hou vd. (2022), titanyum alaşımlarıyla üretilen vücut içi implantların yüzeylerine mikro ve nano ölçekte işlemler gerçekleştirerek osseointegrasyonun artırılmasını incelemişlerdir. İlgili çalışmada üretim tekniklerinin karşılaştırmaları da sunulmuştur.

A. Al-Mahdy vd. (2023), sırasıyla 80, 400 ve 1200 zımparalar kullanılarak yüzeyleri parlatılmış 316L paslanmaz çelik deney numuneleri üzerine nanosaniye atımlı fiber lazer ile yüzey tekstürleme işlemi yapılmıştır ve tekstürlü yüzeyleri incelemişlerdir. Yüzeyde oluşturulan mikro çukurların yarattığı tekstürler optik profilometre ile incelenerek, lazerle işleme parametrelerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini değerlendirilmişlerdir.

Sirdeshmukh ve Dongre (2023), Ti-6Al-4V alaşımı için lazer tekstürleme koşullarının yüzey topografyası, ıslanabilirlik, yüzey morfoloji ve yüzey kimyası gibi yüzey özellikleri üzerinde etkilerini araştırmışlardır. Araştırmacılar, güç ve frekansın, etkili parametreler olduğunu tespit etmişlerdir. Tekstürleme sonucunda Ti yüzdesinde bir azalma söz konusu olurken Ti esaslı oksitlerde bir artış tespit etmişlerdir. Artan titanyum oksit tabakasının biyolojik olarak uyumlu ve korozyona dirençli bir yüzey oluşumunu teşvik ettiği sonucuna ulaşmışlardır.

BÖLÜM İKİ

YÜZEY TEKSTÜRLEME

Bu yüksek lisans tezi sunulmadan önce bilimsel yayınlar (Kasman, Uçar, ve Ozan, 2023a, 2023b, 2023c, 2023d; Uçar, Kasman, ve Ozan, 2022a, 2022b) haline getirilip okuyucular ile paylaşılmıştır. Bu yüksek lisans tezi kapsamında hazırlanan yayınlarda kullanılan şekillerden bazıları farklı formata getirilerek tezin bu bölümünün içeriğinde kullanılmıştır. Bilimsel yayınların yüksek lisans tezinde Türkçe olarak tekrar sunulması için Springer Nature'dan (Kasman vd., 2023a) bilimsel yayını için “5546950276782” numaralı yeniden kullanım izni, (Kasman vd., 2023b) bilimsel yayını için “5567800379964” numaralı yeniden kullanım izni, (Kasman vd., 2023c) bilimsel yayını için “5546951024368” numaralı yeniden kullanım izni, (Kasman vd., 2023d) bilimsel yayını için “5546950780505” numaralı yeniden kullanım izni alınmıştır.

2.1 Yüzey Tekstürleme Teknikleri

Metalik bir iş parçası yüzeyinde belirli bir gravür oluşturma amacıyla yapılan ve özellikle yüzeyin özelliklerini belirli bir amaca yönelik olarak geliştirmek ya da değiştirmek hedefi ile yapılan işleme sürecine yüzey tekstürleme denir. Yüzey tekstürleme işlemi özellikle makine parçalarının tribolojik özelliklerini geliştirmeye yönelik yapılırken biyomedikal uygulamalarda osseointegrasyonu sağlama ve geliştirmeye yönelik olarak yapılmaktadır. Metalik bir iş parçası yüzeyinde tekstür oluşturmak için önerilen birçok yöntem; talaşlı imalat, elektrokimyasal işleme, ultrasonik işleme, su jeti, elektro erozyon ve lazer ışıını ile işleme; vardır. Bu yöntemler arasında elektrokimyasal işleme, su jeti ile işleme ve lazer ışıını ile işleme dışındaki tüm işlemler takım kullanılarak ya da ısı etkileriyle yüzeyden metal kaldırma yoluyla tekstür oluşturmaktadır. Yüzey tekstürleme işleminin temel çıktısı hedeflenen gravür deseninin sahip olduğu topografyadır. Bir yüzeyin topografyası ve sahip olduğu tekstür yüzey pürüzlülüğü, yüzeyin dalgalılığı ve yüzeyin düzgünlüğü gibi üç farklı özellikle karakterize edilmektedir.

Biyomedikal uygulamalarda yüzey tekstürleme işlemi bir protez ya da implant yüzeyinin kullanım amacına uygun olarak fonksiyonunu yerine getirme veya geliştirme amacıyla yapılmaktadır. Bir tekstürleme ya da yüzey modifikasyon işlemi ile yüzeyde birçok mikro boyutlu çukurlar ve tepeler oluşturularak implant ya da protezin vücut içinde konumlandırıldığı yerdeki ossointegrasyonunun sağlanması yönünde önemli gelişmeler sağlanabileceği ile ilgili olarak literatürde birçok çalışma bulunmaktadır (A. Al-Mahdy vd., 2023; Beltrán vd., 2022; Berger vd., 2022; Braga vd., 2007; Costa vd., 2022; Cunha vd., 2022; Götz vd., 2004; Hou vd., 2022; Krzywicka vd., 2022; B. H. Lee vd., 2008; Lu vd., 2022; Shivakoti vd., 2021; Shukla vd., 2016; Sirdeshmukh ve Dongre, 2021, 2023; Stich vd., 2022; Unune vd., 2022; Xu ve Siedlecki, 2022). Biyomedikal uygulamalara yönelik olarak biyouyumlu metalik malzemelerin yüzeylerinde tekstürleme işlemleri için geleneksel imalat ve ileri imalat teknikleri birlikte ya da ayrı ayrı kullanılabilir. Ortopedik ve dental implantların imalatında kullanılabilecek geleneksel imalat yöntemleri arasında en geniş kullanım alanı bulan üretim yöntemlerinden biri talaşlı imalatıdır. İleri imalat yöntemleri ile karşılaştırıldığında, sadece işleme amacı ile değil döküm yoluyla üretilmiş olan implantların yüzey kalitesini geliştirmeye yönelik olarak da kullanılmaktadır. Bununla birlikte, talaşlı imalat yöntemlerinde yüzey üzerinde bir kesici takım yardımıyla hedeflenen işlemlerin yapılması gerektiği için takım esaslı problemler yüzey tekstürünü etkileyebilmektedir. Bazı gravürler ya da geometriler için geleneksel işleme tekniklerinde takım geometrisi söz konusu geometrinin oluşmasını kısıtlamaktadır, ki bu durum, söz konusu işleme yöntemini sınırlandıran en önemli etkidir.

Bir implant yüzeyi belirli bir hedefe yönelik olarak fiziksel ve kimyasal işleme teknikleri ile de modifiye edilebilmektedir. Fiziksel ve kimyasal modifikasyon teknikleri arasında plazma daldırma iyon implantasyonu ve biriktirme (fiziksel buhar biriktirme (PVD)), kimyasal buhar biriktirme (CVD), sol gel ve mikro ark oksidasyonu (MAO) öne çıkan yöntemlerdir. Bu yüzey modifikasyon tekniklerinde kaplamanın zayıf bağlanma gücü sergileme ve toksik etkiler oluşturma potansiyellerinin yüksek olması nedeniyle kullanımları sınırlıdır (Davis vd., 2022). İleri imalat yöntemleri ile bir implant yüzeyinin işlenmesinde lazer ışını ile yüzey modifikasyonu, son yıllarda

araştırmacıların ilgisinin bu alana yoğunlaşmasına neden olmuştur. Lazer ışını ile yüzey tekstürleme veya lazer ışını ile metalik bir iş parçası üzerinde belirli bir gravürü oluşturma işlemi esasen lazer ışını ile etkileşim alanındaki malzemenin ısı enerjisi etkileri ile kaldırılması işlemidir. Önceki bölümlerde belirtildiği gibi malzemenin sertliğinden bağımsız, herhangi bir kuvvet etkisi olmadan karmaşık gravürlerin oluşturulmasında oldukça yaygın bir kullanım alanına sahiptir.

Yüzey tekstürleme, metalik malzemeden imal edilen vücut içi bileşenlerin tribolojik özelliklerini, doku entegrasyonunu ve biyolojik aktivasyonunu geliştirmek amacıyla tekstürlü bir yüzey oluşturmak için yapılan bir yüzey modifikasyon işlemidir. Bir vücut içi bileşenin yüzeyinin tekstürleme yoluyla özelliklerinin değiştirilmesinin konakçı olduğu bölge ile arasındaki biyolojik süreçlerin etkilendiği ve ayrıca, hücre davranışlarını (çoğalma ve farklılaşma), protein absorpsiyonunu ve bakterilerin adezyonunu etkilediği ve yüzeyi biyouyumlu hale dönüştürdüğü bilinmektedir (Luong-Van vd., 2013). Metalik bir iş parçası yüzeyinde çukurlar veya tepeler oluşturma yoluyla gözenekli bir topografya oluşturma tekstürleme teknikleri ile yapılabilmektedir. Bu yönde yüzey modifikasyonu kimyasal, ısı veya mekanik yollarla metal çıkarma yaparak ya da yüzey kaplama teknikleri kullanılarak yapılabilmektedir.

2.2 Yüzey Kaplama Teknikleri ile Yüzey Tekstürleme

Yüzey kaplamaları, implantların yüzey özelliklerini sürtünme katsayısını ve aşınma oranını azaltma yoluyla geliştirmek amacıyla yapılmaktadır. Yüzey kaplamaları implant yüzeyinde metalik veya seramik bir tabaka biriktirme uygulaması ile yapılmaktadır. Kaplayıcı materyalinin esas metal ile uyumunu sağlayacak uygun bir kaplama yönteminin seçilmesi, yoğun ve homojen bir kaplamanın sağlanması için önemlidir ve böyle bir kaplama ile yüzeyin fiziksel ve mekanik özelliklerinin hem aşınma hem de ıslanma davranışı açısından geliştirilmesi ve iyileştirilmesi sağlanarak implantların belirli yönde kullanımı efektif olarak mümkün kılınabilmektedir (Kaur vd., 2019). Kaplamalar aynı zamanda implant malzemesinin tribo-korozyonunu da önlemektedir (Kaur vd., 2019). İmplant yüzeyine uygulanan kaplama malzemesi vücut içi sıvılar (eklem sıvısı ve onun protein bileşenleri) ile etkileşime gireceği için

implantın yüzeyinin tribo-korozyon dayanımının artırılması gerekmektedir. Bu amaca yönelik olarak dayanıklı bir kaplama materyalinin seçilmesi önemli bir konu olsa da uygun bir kaplama tekniğinin seçilmesi de kaplama uygulamasının başarılı olmasında etkili olmaktadır (Ching vd., 2014). Bir implant yüzeyinde metalik veya seramik bir tabaka oluşturma yoluyla bir kaplama uygulaması fiziksel veya kimyasal metotlar ile gerçekleştirilebilmektedir (Ching vd., 2014). Bu yöntemlerden biri kullanılarak bir vücut içi bileşenin yüzeyinde uygun karakteristik özelliklerde bir tabaka oluşturulabilmesi mümkün olabilmektedir.

2.2.1 Kimyasal Metotlar ile Yüzey Tekstürleme

Kimyasal yöntemler, implant yüzeyine kaplama malzemesinin kimyasal reaksiyonlarla kaplanması esasına dayanan uygulamaları içermektedir. Kimyasal kaplama yöntemlerinin temelini oluşturan kimyasal reaksiyonlar ile implantın yüzeyi kimyasal bir bileşenle kaplanarak yüzeyde koruyucu bir tabaka oluşturulmaktadır (Bohara ve Suthakorn, 2022; Zafar vd., 2018). Bu tabaka ile yüzeyin hem korozyon direnci arttırılmaktadır hem de yüzeyde bir tekstür oluşturularak tribolojik özellikler iyileştirilebilmektedir (Bohara ve Suthakorn, 2022; Zafar vd., 2018). Kimyasal buhar biriktirme (CVD) ve elektrokimyasal biriktirme yöntemleri yaygın kullanılan kimyasal metotlardır.

2.2.2 Fiziksel Metotlar ile Yüzey Tekstürleme

Fiziksel yöntemlerle vücut içi bileşenin yüzeyine kaplama malzemesi farklı tekniklerle gönderilmektedir. Bu yöntemlerde ortak amaç yüzeyde ince bir film tabakası birikmesi sağlanarak bir tekstür oluşturmak ve yüzey kimyasını değiştirmektir (Xue vd., 2020; Zhu vd., 2021). Yaygın kullanılan yöntemlerden biri fiziksel buhar biriktirme tekniğidir. Bu yöntemde, katı haldeki kaplama malzemesi vakumlu bir ortamda bir enerji kaynağı aracılığı ile buharlaştırılarak vücut içi bileşenin yüzeyinde biriktirilir ve katılaşmayı takiben ince bir film yüzeye kaplanmış olur (Kligman vd., 2021; Y. Liu vd., 2020). Diğer fiziksel bir yöntem ise lazer kaplamadır. Bu yöntemde, inert bir gaz akışı ile taşınan toz halindeki kaplama malzemesinin yüzeye odaklanmış bir lazer ışını ile eritilerek yüzeyde biriktirilmesi (yapışması) sağlanır ve katılaşmayı

takiben yüzey, hedeflenen bir kaplama malzemesi ile kaplanmış olur (Jing vd., 2021; Kligman vd., 2021; Vilar ve Almeida, 2016).

2.3 Lazer Işını ile Yüzey Tekstürleme

Lazer ışını ile metalik malzemeler için yüzey tekstürleme, yüzey özelliklerini değiştirmek veya geliştirmek için kullanılan yüzey işleme tekniklerinden biridir. Lazer yüzey tekstürleme, yüksek yoğunluklu bir lazer ışını yardımıyla yüzey üzerinde ergime ve buharlaşma mekanizmalarının etkisi ile etkileşim alanındaki malzemenin kaldırılması ile gelişen bir işleme tekniğidir (Davim, 2013b; Ravi-Kumar vd., 2019; D. Zhang ve Guan, 2014). Bu yöntemde metalik malzemenin sertliğinden ve kimyasal içeriğinden bağımsız olarak işleme yapılabilir. Bu da lazer tekstürleme işleminin en önemli özelliklerinden biridir. Lazer yüzey işleme uygulamaları özellikle karmaşık geometrilerin oluşturulmasında sağladığı avantajlar sebebi ile medikal, otomotiv, havacılık ve elektronik başta olmak üzere endüstriyel birçok uygulama için kullanımı yaygın bir yöntemdir.

Lazer ışını ile yüzey üzerinde yapılan herhangi bir modifikasyon işleminin temeli ablasyon olarak adlandırılan lazer ışının etkileşimde olduğu malzemeyi buharlaştırma yoluyla uzaklaştırması mekanizmasına dayanmaktadır (D. Zhang ve Guan, 2014). Her malzeme için bir ablasyon eşiği bulunmaktadır ve malzemenin ablasyon eşiğinden daha yüksek yoğunluktaki bir lazer ışını, odaklandığı iş parçasından belli bir miktar malzemeyi buharlaştırma yoluyla kaldırabilmektedir. Lazer ışınının yarattığı yüksek elektriksel alan, lazerin dalga boyuna ve iş parçası malzemesinin kırılma indisine bağlı olarak etkileşimde olduğu yüzeyden elektronları uzaklaştırır ve serbest kalan bu elektronlar, iş parçası malzemesinin atomları ile çarpışarak yüzeyin ısınmasına neden olmaktadır. Yüzeye aktarılan bu ısı enerjisinin yeterince yüksek olması durumunda sırasıyla yüzeydeki metalin ergimesine ve sonra da buharlaşmasına neden olmaktadır. Bu sürecin sonucunda etkileşim alanında bir krater oluşmaktadır. Lazer ışının darbe süresi boyunca buhar fazı, etkileşim alanındaki malzemenin uyarılmış atom ve iyonlarından oluşan bir plazmanın oluşmasına neden olmaktadır (Semerok vd., 2002). Plazma fazı boyunca lazer ışının etkileşim alanında yarattığı etkiler ile plazma içinde bir iç basınç oluşmaktadır ve bu basıncın etkisi ile plazmanın genişlemesi söz konusu

olmaktadır (Davim, 2013b, 2013a). Plazma iç basıncının etkisi ile plazmanın genişlemesi, plazmanın taşıdığı enerjinin hedef yüzeyden uzaklaşmasına ve sonuçta etkileşim alanındaki malzemede sıcaklığın düşme eğilimi göstermesine neden olmaktadır (Lunney ve Jordan, 1998). Lazer darbesi ile üretilen yüksek ısı enerjisi nedeniyle oluşan plazmanın yarattığı iç basınç, ışının etkileşim alanında meydana getirdiği kraterin içinde buharlaşma sonrası kalan malzemenin kraterin çevresine püskürtülmesine neden olmaktadır. Kraterin çevresine püskürtülen parçacıklar ve erimiş malzeme kalıntıları bulundukları yerde yeniden katılaşmaktadır (Davim, 2013a; Lunney ve Jordan, 1998; Semerok vd., 2002).

Lazer ablasyon işlemi atmosfere açık bir ortamda gerçekleşir ise oluşan plazmanın içinde atmosferik ortamın sahip olduğu elementler de olacaktır. Bu durumda plazmanın basıncı ile etkileşim alanından uzaklaştırılan parçacıkların, metal kalıntılarının ve geride kalmış ergimiş metal yığınının bu elementlerle kimyasal reaksiyona girmesi söz konusu olmaktadır. Bu kimyasal reaksiyon neticesinde malzemesinin yüzey kimyasında değişimler olmaktadır (Davim, 2013b; Fadeeva vd., 2016; Y. Wang vd., 2021; Yang vd., 2017). Metalik bir malzemenin lazer ışını ile etkileşimi neticesinde gerçekleşen malzeme ablasyon işlemi bir ısıtma, ergitme, buharlaşma, uyarma ve iyonlaşma döngüsünü içeren karmaşık bir süreçtir (Semerok vd., 2002). Bu etkileşim döngüsü lazer atım (darbe) süresi, dalga boyu, açısal sapma, spot çapı ve atım enerjisi, malzemenin fiziksel özellikleri, ortamın bileşimi ve basınç gibi çok sayıda kontrol faktörüne bağlıdır.

Lazer atım süresi rejimi ile ilgi üç zaman karakteristiği kullanılmaktadır, bunlar sırasıyla “ τ_e ”, “ τ_i ” ve “ τ_L ” dir (Chichkov vd., 1996). Burada, τ_e , elektron soğurma süresini, τ_i , kafes ısıtma süresini ve “ τ_L ” ise lazer atım süresini ifade etmektedir (Chichkov vd., 1996). Bu zaman karakteristikleri ile bir lazer ışınıyla metal etkileşimi için femtosaniye, pikosaniye ve nanosaniye rejimleri denilen üç farklı rejim tanımlanmaktadır (Chichkov vd., 1996). Bu rejimler uzun ve kısa darbe süresi rejimleri olarak iki temel grup altında değerlendirildiğinde; nanosaniye atım süresi uzun, pikosaniye ve femtosaniye atım süreleri ise kısa atım süreli rejimler olarak sınıflandırılmaktadır. Bu atım rejimlerinde çalışan lazer sistemlerinin hepsinde lazer enerjisinin malzeme yüzeyine aktarımı söz konusudur. Malzemeye bu enerjinin nüfuz

etmesi ya da malzemenin bu enerjiyi absorbe etmesi malzemenin optik özellikleri ile ilgilidir. Lazer ışını ile metalik bir malzemenin yüzeyinden malzeme kaldırmak, etkileşim alanındaki malzemenin buharlaşma noktasına kadar ısıtılmasını gerektirmektedir. Bu noktada malzemenin termal özellikleri öne çıkmaktadır ve ayrıca, özellikle malzemeye aktarılan ısıнын yüzeyden malzeme içine yayılma mesafesi de önemli bir konudur (Chichkov vd., 1996). Isının yüzeyden malzeme içine yayılma mesafesi Denklem (2.1)'deki eşitlikle formüle edilmektedir (Chichkov vd., 1996).

$$l_{th} = \sqrt{D \cdot t_p} \quad (2.1)$$

Burada, “D”, malzemenin ısı difüzyon katsayısıdır ve “ t_p ” lazerin darbe süresini ifade etmektedir. Denklem 2.1'e göre ısıнын malzeme içinde ısı yayılım uzunluğu lazer ışınının atım süresi ile bağlantılıdır. Atım süresindeki bir artma ısı yayılım uzunluğunu da arttıracaktır ki bu durumda lazer ışının çapının etkilediği alandan daha geniş bir alanın lazer enerjisinden etkilenmesi durumu söz konusu olacaktır. Böyle bir durum nanosaniye gibi uzun atım sürelerinin söz konusu olduğu ablasyon rejimlerinde öne çıkmaktadır. Daha düşük atım sürelerinin, pikosaniye (kısa atım süresi) ve femtosaniye (ultra kısa atım süresi), söz konusu olduğu ablasyon rejimlerinde lazer enerjisi, lazer ışınıyla etkileşim alanındaki malzeme yüzeyinde lazer ışınının çapı kadar bir alan içinde etkili olmaktadır (Hamad, 2016). Kısa atım süresi ve ultra kısa atım süresi, yüksek hassasiyetli mikro ve nano işleme için daha iyi sonuçlar vermektedir (Hamad, 2016). Malzemeye daha uzun atım süreli bir etkileşim, nanosaniye, etkileşim alanındaki malzemenin sürekli olarak ısıtılmasına neden olmaktadır (Hamad, 2016). İş parçasının lazer enerjisi ile daha uzun süre etkileşimde olması ve lazer spot çapından daha geniş bir alanda ısıнын etkisinin söz konusu olması sonucunda etkileşim alanındaki malzemede önce ergime ve sonra buharlaşma mekanizmalarının çalışmasının söz konusu olduğu bir durum ortaya çıkmaktadır (Chichkov vd., 1996; Hamad, 2016). Lazer atım süresi malzemelerin ablasyon eşiği ve penetrasyon derinliği üzerinde etkili olmaktadır. Uzun atım süresi eşik akısının yükselmesine ve penetrasyon derinliğinin azalmasına sebep olmaktadır (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Lazer ışını ile etkileşimdeki malzemenin düşük yoğunluktaki uzun bir lazer darbesinin etkisinde kalmasıyla sırasıyla ısınma, erime ve buharlaşma

mekanizmaları aktif olmaktadır. Bu mekanizmaların etkisi ile metalik malzemenin yüzeyinde etkileşim alanıyla sınırlı bir bölgede belirli gravürün oluşması söz konusu olmaktadır.

2.3.1 Lazer Işını İle Yüzey Tekstürleme İşlemini Kontrol Eden Parametreler

2.3.1.1 Lazer Işının Dalga Boyu

Lazer ışının dalga boyu “ λ ” ile sembolize edilmektedir. Dalga boyu, bir dalganın birbirini takip eden iki tepesi arasındaki mesafedir (Dederich, 1993). Lazer aktif ortamına göre her bir lazer belli bir dalga boyuna veya boylarına sahiptir ve birimi ise nm veya μm ’dir (Basic Laser Principles, 2012).

2.3.1.2 Lazer Işının Atım (Darbe) Enerjisi ve Enerji Yoğunluğu

Darbeli lazerler, lazer ışınının optik gücünü belirli bir frekansta belirli bir süre boyunca darbeler halinde yayarlar. Darbeli lazerler, darbeler arası enerjiyi depolar ve bu biriken enerjiyi darbe sırasında malzemeye aktarırlar. Bu durumda malzemede enerji birikmesi söz konusu olmaz. Bir darbenin enerjisi, gücün frekansa (tekrarlama sayısı) bölünmesine eşittir ve malzeme kaldırmak için etkileşim alanında daha yüksek bir enerji aktarımı için darbelerin frekansını düşürmek gerekebilir, böylece darbeler arasında daha fazla enerji birikebilir. Lazer darbeleri frekans (F), tepe gücü (P_p) ve darbe süresi (τ_p , darbe genişliği) ile karakterize edilmektedir. Darbeli lazerlerde, darbe enerjisi, bir darbenin taşıdığı enerjidir ve birimi joule (J)’dür (Allemann ve Kaufman, 2011). Tek bir atımın enerjisi (E_p), Denklem (2.2), (2.3) ve (2.4)’teki eşitlikler ile formüle edilmektedir (Banat vd., 2020; Guarino vd., 2018; Leone vd., 2016).

$$P_p = \frac{P_{ort}}{F \cdot \tau_p} \quad (2.2)$$

$$E_p = \frac{P_{ort}}{F} \quad (2.3)$$

$$P_p = \frac{E_p}{\tau_p} \quad (2.4)$$

Enerji yoğunluğu, atım süresi boyunca etkileşim alanındaki enerji birikimini ifade eder ve birimi J/cm²'dir (Allemann ve Kaufman, 2011). Enerji yoğunluğu aynı zamanda enerji akısı olarak da adlandırılmaktadır. Tek bir atımın birim alandaki enerji yoğunluğu (E_D), Denklem (2.5)'teki eşitlikle formüle edilmektedir (Sun vd., 2022).

$$E_D = \frac{E_p}{A} \quad (2.5)$$

Çok sayıda atımın (N, atım sayısı) etkileşim bölgesindeki enerji yoğunluğuna etkisi Denklem (2.6)'daki eşitlikler ile hesaplanabilmektedir (Banat vd., 2020).

$$E_D = \frac{E_p}{A} \times N \quad (2.6)$$

2.3.1.3 Atım Süresi

Darbeli çalışan lazer sistemlerinde, atım süresi, bir darbenin tepe noktasının maksimum yarısındaki tam genişliği ifade etmektedir. Darbenin başlangıcı ile bitişi arasındaki süredir ve darbe genişliği olarak da adlandırılmaktadır.

2.3.1.4 Tepe Gücü (P_p)

En yüksek anlık optik güç lazer ışının tepe gücünü ifade etmektedir ve birimi W'tır.

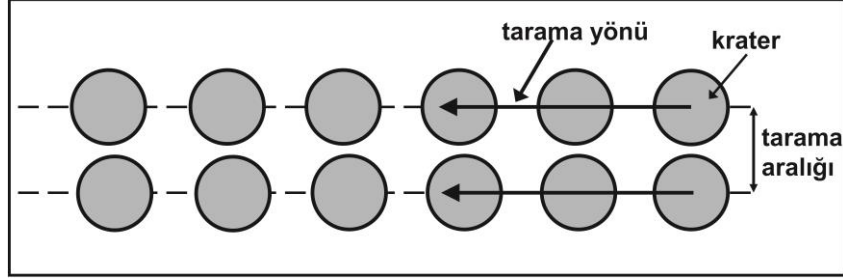
2.3.1.5 Ortalama Güç (P_{ort})

Tüm periyoda eşit olarak yayılmış lazer darbeleri tarafından yayılan enerjidir ve birimi W'tır.

2.3.1.6 Tarama Aralığı

Lazer ışını, iş parçası yüzeyinde tanımlı bir stratejiye göre yüzeyi işlerken sıralı hareket yaparak malzeme kaldırır. Yani tanımlı bir tarama stratejisine göre yüzeyi bir sıra taradıktan sonra ikinci sırayı bir önceki sıra ile tarama aralığının tanımladığı bir mesafe bırakıldıktan sonra tarar. Tarama aralığı, aynı yönlü tarama işlemleri için

sıralar arasındaki mesafeyi ifade etmektedir ve birimi mm’dir. Belirli bir tarama stratejisine göre tarama aralığı, Şekil 2.1’de görülmektedir.



Şekil 2.1 Tarama stratejisine göre tarama aralığının şematik gösterimi

Tarama aralığı boyunca lazer ışınlarının metal yüzeyinde oluşturduğu kraterlerin çakışması tarama çakışması olarak ifade edilmektedir. Şekil 2.2-B, tarama aralığında kraterlerin çakışmasını göstermektedir. Bu tez kapsamında tarama çakışması “ O_H ” ile ifade edilmektedir. Tarama aralığında kraterlerin tarama çakışması Denklem (2.8)’de verilen eşitlikle formüle edilmektedir (Hribar vd., 2022; Kaldos vd., 2004; Teixidor vd., 2015).

$$O_H (\%) = \left(1 - \frac{HD}{D_B}\right) \times 100 \quad (2.8)$$

Burada, “ O_H ” tarama aralığı boyunca kraterlerin çakışma oranını, “ HD ” tarama aralığını (mm), “ D_B ” ise lazer ışının çapını (mm) ifade etmektedir.

2.3.1.7 Frekans

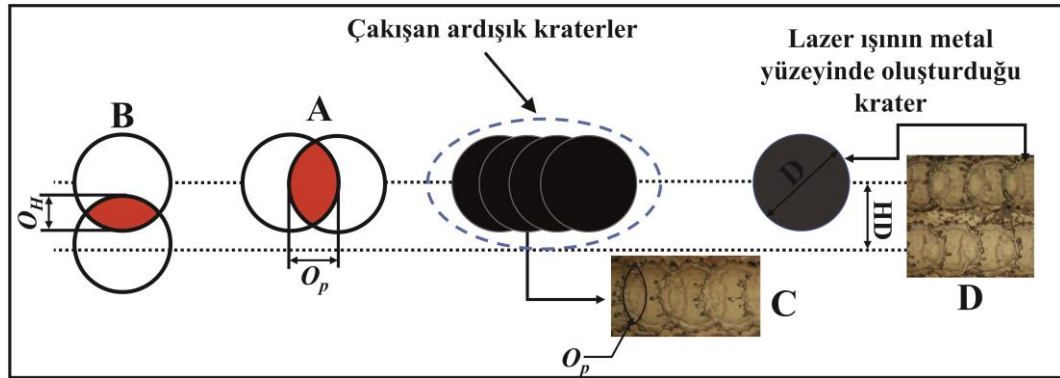
Darbeli lazerlerde frekans, lazer ışının saniyedeki darbe sayısını ifade etmektedir ve birimi Hz’dir. Frekans tarama hızı ile birlikte tarama yönündeki kraterlerin çakışma oranını (O_P) belirlemektedir. Hem frekans hem de ortalama güç, belirli bir ışın çapı için darbe başına enerji yoğunluğunu etkilemektedir (Guarino vd., 2018). Enerji yoğunluğu ayrıca darbe başına enerji ile de ilgilidir. Belirli bir darbe gücü için darbe başına enerji, frekanstaki artışla azalmaktadır (Guarino vd., 2018).

2.3.1.8 Tarama Hızı

Tarama hızı, lazer ışınının hareket hızıdır ve aynaların dönme hızı ile kontrol edilmektedir. Belli bir uzunluk boyunca lazer darbeleri arasındaki aralığı değiştirmek için kullanılan bir parametredir. Sabit bir lazer darbe çıkış gücü için birim uzunluk başına enerjinin nasıl dağıldığını da kontrol etmektedir. Birim uzunluktaki enerjinin tarama hızıyla nasıl değiştiği Denklem (2.9) ile formüle edilmiştir (Sandoval-Robles vd., 2020).

$$E_L = \frac{P}{SS} \left(\frac{J}{mm} \right) \quad (2.9)$$

Daha düşük bir tarama hızı ile lazer ışınının tanımlanan uzunluğu daha uzun bir sürede işlediği ifade edilmektedir. Böyle bir durum, birim alanın daha uzun süre darbe enerjisine maruz kalmasından kaynaklanan, uzunluk başına özgül lazer enerjisinin etkisinin de artması anlamına gelmektedir (Sandoval-Robles vd., 2020; W. Liu vd., 2022). Tarama hızı, frekans ile birlikte tarama yönündeki kraterlerin çakışma oranını belirlemektedir. Tarama yönündeki kraterlerin çakışma oranı bu tez kapsamında atım çakışması (O_p) olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 2.2 Tarama yönünde ve tarama aralığında ışın çakışmaları

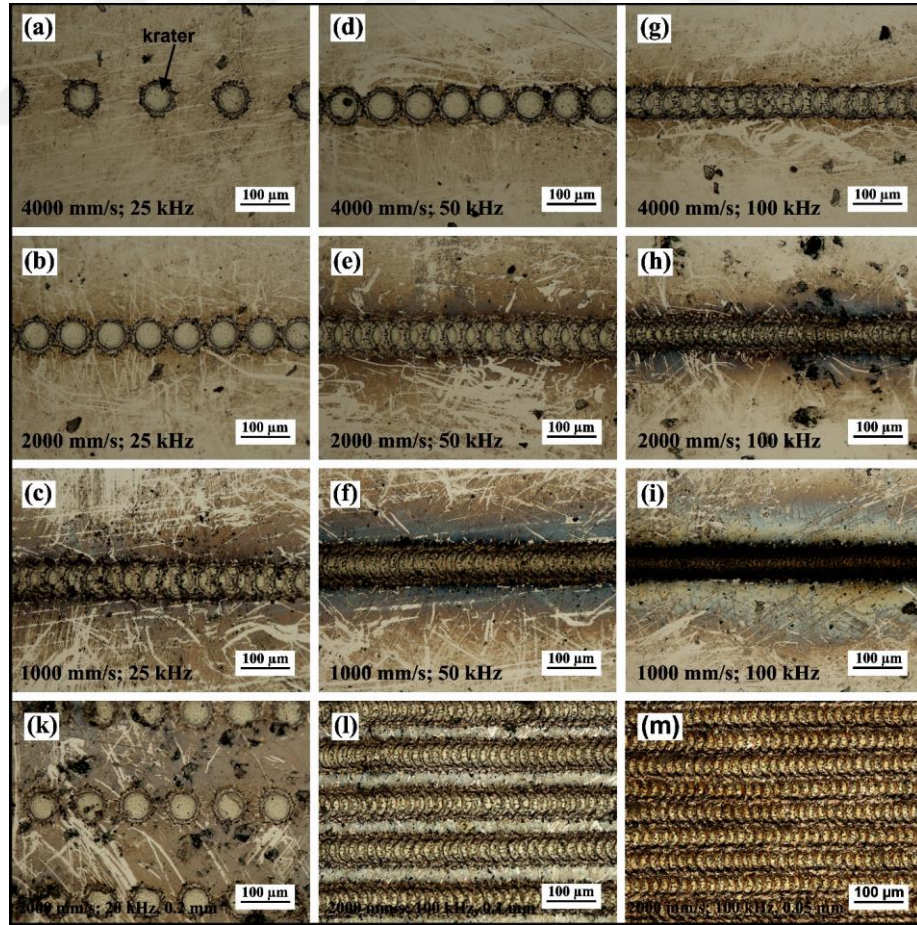
Tarama yönünde kraterlerin çakışması Denklem (2.10)'de verilen eşitlikle formüle edilmektedir (Hrıbar vd., 2022; Kaldos vd., 2004; Manninen vd., 2015; Menci vd., 2019; Teixidor vd., 2015).

$$O_p (\%) = \left(1 - \frac{SS}{D_{B.F}} \right) \times 10 \quad (2.10)$$

Burada, “Op” tarama yönündeki kraterlerin çakışma oranını (atım çakışması), “SS” tarama hızını (mm/sn), “F” frekansı (Hz), “DB” ise lazer ışının çapını (mm) ifade etmektedir.

Atım çakışması (darbeler arası çakışması) ve tarama çakışması için şematik bir gösterim Şekil 2.2’de verilmiştir. Tarama yönündeki ardışık kraterler, belli bir uzunluktaki lazer atımları arasında bir çakışma oluşturmaktadır. İki lazer kraterinin çakışma durumuna ait bir illüstrasyon Şekil 2.2-A’de görülmektedir. Şekil 2.2-B’de görülen tarama çakışması, tarama aralığı boyunca iki kraterin çakışma durumunu göstermektedir. Atım çakışması ile ilgili örnek bir görüntü Şekil 2.2-C’de görülmektedir. Şekil 2.2-C’de görülen çakışmalar, tarama yönünde kraterlerin çakışmasının söz konusu olabildiği bir tekstürleme uygulamasından alınmış bir yüzey görüntüsünü göstermektedir. Şekil 2.2-D, kraterlerin çakışmayacağı bir tarama aralığında, tarama çakışmasını ifade eden ve bir tekstürleme uygulamasından alınmış bir yüzey görüntüsünü göstermektedir. Çakışmaların etkilerini ortaya çıkarmak için yapılan uygulamalar Şekil 2.3’te verilmiştir. Lazer yüzey tekstürleme temel parametrelerinden olan tarama hızı ve frekansın bir fonksiyonu olarak atım çakışması ile ilgili görüntüler Şekil 2.3a-i’de görülmektedir. Şekil 2.3a-c’de görülen atım çakışmaları uygulamaları, 25 kHz’lik sabit bir frekans ve 1000 mm/sn ile 4000 mm/sn arasında değişen tarama hızlarında gerçekleştirilmiştir. Atım çakışmaları, Şekil 2.3g-i’de görülmektedir. Şekil 2.3d-f ve Şekil 2.3g-i görüntüleri tarama hızlarının sırasıyla 1000 mm/sn ile 4000 mm/sn arasında değiştiği ve 50 kHz ve 100 kHz’lik frekansların olduğu koşullardan alınmıştır. Denklem 2.10’deki eşitliğe göre, lazer ışın çapı sabit bir değere ayarlandığında, azalan tarama hızının ve artan frekansın atım çakışma oranında bir artışa neden olduğu sonucuna ulaşılmaktadır ve bu sonuç şekillerdeki çakışmalarda da görülmektedir. Buna göre, Şekil 2.3a-i incelendiğinde, tarama hızında bir azalma ve frekansta bir artma olduğunda atım çakışma oranının arttığı görülmektedir. Şekil 2.3a,b ve d incelendiğinde tarama hızı ve frekans için seçilen değerler kraterlerin çakışmalarını sağlayacak değerlerde olmadığı için herhangi bir atım çakışmasının olmadığı görülebilmektedir. Frekanstaki bir artma ve tarama hızındaki bir azalma nedeniyle atım çakışmasında ortaya çıkan herhangi bir artma, birim alan başına ısı girdisini yoğunluğunu arttırmaktadır. Şekil 2.3l ve m’de görülen farklı tarama çakışma

oranları, 2000 mm/sn tarama hızında gerçekleştirilen lazer yüzey tekstürleme uygulamalarından alınmıştır. Şekil 2.3k ve l'de görülen tekstürleme uygulamaları sırasıyla 20 kHz'deki frekans ve 0,2 mm'deki tarama aralığından ve 100 kHz'deki frekans ve 0,1 mm'deki tarama aralığında gerçekleştirilmişlerdir. Şekil 2.3m'de görülen tarama çakışmaları 2000 mm/sn tarama hızının, 100 kHz'de frekansın ve 0,05 mm'deki tarama aralığının söz konusu olduğu tekstürleme uygulamaları ile oluşturulmuştur. Şekil 2.3l ve m incelendiğinde tarama hızının sabit kalması koşuluyla tarama aralığındaki bir azalmanın tarama çakışması ihtimalini sağlayarak ve çakışmaların olabileceği bir aralık için çakışma oranını arttırarak birim alana aktarılan ısı girdisinde artış söz konusu olabilecektir. Her iki çakışma türü için çakışma oranı arttıkça birim alana aktarılan enerji miktarı da artmaktadır. Bu etki ile buharlaşan malzeme miktarı artarak gravürün derinliğini de belli bir oranda arttırmak mümkün olabilmektedir. Böyle bir sonuç aynı zamanda yüzey üzerindeki oluşumların da artmasını sağlayarak yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olmaktadır.

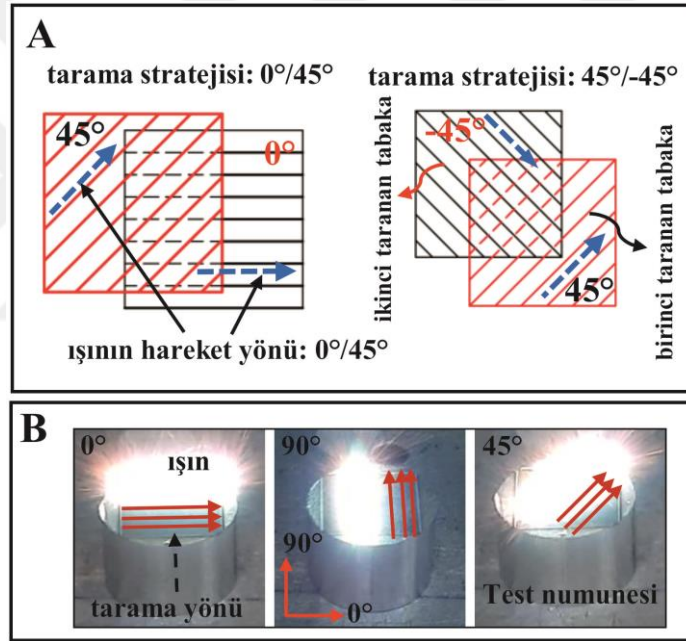


Şekil 2.3 Tarama hızı ve frekansın bir fonksiyonu olarak kraterlerin çakışması

2.3.1.9 Tarama Stratejisi

Lazer ışını ile metalik bir parça üzerinde tekstürleme yapılırken lazer ışınının hareket yönünü tanımlayan tarama açısının seçiminde yüksek derecede bir serbestlik vardır. Bu tez kapsamında lazer ışınının hareket yönünü ifade eden parametre, tarama stratejisi olarak adlandırılmaktadır.

Tarama stratejisi, lazer ışınının seçilen yüzey üzerindeki hareketinin açısal yönelimini ifade etmektedir. Şekil 2.4'de $0^\circ/45^\circ$ ve $45^\circ/-45^\circ$ iki yönlü tarama stratejileri için illüstrasyonlar ve tek yönlü tarama açıları için lazer tekstüre uygulamalarına ait gerçek tekstüre uygulamaları verilmiştir.



Şekil 2.4 $0^\circ/45^\circ$ ve $45^\circ/-45^\circ$ ikili tarama stratejileri için illüstrasyonlar (A), Lazer tekstüre uygulaması üzerinde tarama yönlerinin temsili gösterimi (B)

2.4 Biyomalzemeler

Biyomalzeme; vücut içindeki kayıp veya hastalıklı bir organa ait ya da iskelet sistemindeki bir eksikliği gidermek, onarmak (şekil ve işlevi eski haline getirmek) veya geliştirmek amacıyla tasarlanmış bir implant ya da protez gibi yapay tıbbi yapıların

malzemesine verilen genel bir addır (Aherwar vd., 2016; Dewidar vd., 2006; Kiran ve Ramakrishna, 2021).

Biyomalzemeler insan vücudunun farklı bölgelerinde; kalpte yapay kapakçıklar, kan damarlarında stentler, iskelet sisteminde (omuz, diz, kalça, dirsek), kulakta ve ortodontik uygulamalarda; implant veya protez malzemesi olarak kullanılmaktadır (Aherwar vd., 2016; Dewidar vd., 2006; Kiran ve Ramakrishna, 2021). İmplantlar yerine kullanıldıkları yapıları ya da bileşenleri taklit etmeleri gerektiği için ve biyolojik sistem ile temasta olacakları için imal edildikleri malzemelerin bu biyolojik sisteme uyumlu olmaları gerekmektedir. Genel olarak vücut içine yerleştirilen her bileşende aranan iki temel özellikten biri kullanım amacını doğru bir şekilde karşılayabilmesi ve diğeri de malzeme açısından biyoyumlu olmasıdır. Biyomalzeme kavramındaki biyo ön eki biyolojik ortamla malzemenin uyumunu ifade etmektedir. Vücut içine yerleştirilen yapay bileşenler etraflarındaki biyolojik ortamla temasta olacaklardır ve bir uygulamada biyoyumluluk açısından başarılı olan bir bileşen malzemesi başka bir uygulamada biyoyumluluğunu kaybedebilir. Vücut içine yerleştirilen yapay bir bileşen ile etrafındaki ortam, bileşenin malzemesinin biyoyumluluğunu belirleyen en önemli faktördür. Özellikle vücut içi sıvılar ile temasta olan bir bileşenin malzemesinin korozyona dayanıklı olması gerekiyorsa ya da yük altında olacak bir bileşenin malzemesinin mekanik açıdan belli özellikleri karşılaması gerekiyorsa, bir malzemenin biyoyumluluğunu bileşen açısından değerlendirmek gerekmektedir. Genel bir yaklaşımla şunu söylemek gerekmektedir; tıbbi bir uygulama amacıyla kullanılan vücut içi bir bileşenin işlevini yerine getirme derecesinde imal edildiği malzemenin biyolojik olarak biyoyumlu bir malzeme olması ve konumlandığı yerdeki biyolojik ortama uyumlu olması önemli kriterlerdir. Metalik bir vücut içi bileşenin kimyasal içeriğinde ya da yüzey kaplamasında toksik olmayan elementleri içermesi gerekmektedir. Metalik malzemelerin vücut içi sıvılarla reaksiyona girmesi söz konusu olduğunda, toksik metal iyonları vücutta birtakım sorunlar yaratmaktadır. Bu etkileşimler, alerjik reaksiyonlar gibi bağışıklık sistemi tepkileri ve implantın konumlandırıldığı bölgede oluşabilecek hücre ya da doku hasarları sebebiyle implantın vücut tarafından reddedilmesi gibi nedenlerle söz konusu

yapay bileşenin vücuttan çıkartılması gereksinimi oluşabilmektedir (Chen ve Thouas, 2015).

Biyouyumlu bir bileşenin işlevselliği üzerinde yüzey özellikleri (kaplama türü, kalınlığı, kimyasal ve mekanik özellikleri, topografyası) ve imal edildiği malzemeden kaynaklı özellikleri (kimyasal, fiziksel ve mekanik özellikleri) etkili olmaktadır. Bir biyouyumlu bileşenin yerini aldığı vücut içi bileşeni taklit etmesi veya bir eksikliği tamamlaması gerektiği durumlarda ve özellikle konakçı doku ya da çevre doku ile uyumun sağlanabilmesi gerekliliği ile özel olarak üretilirler. Bu açıdan vücut içi bileşenleri için seçilen malzemelerin amaca uygun ya da amacı gerçekleştirme derecesi dikkate alınarak seçilmesi gerekmektedir. Bu bakımdan, biyouyumlu bir malzeme seçiminde kimyasal kompozisyon, mekanik özellikler (elastisite, yorulma, sertlik, akma, çekme ve basma mukavemetleri), aşınma özellikleri, elektriksel ve termal iletkenlikler dikkate alınması gereken önemli kriterlerdir (Chen ve Thouas, 2015).

Hasarlı bir vücut içi bileşeni (doku, organ, kemik) değiştirmek, onarmak ya da iyileştirmeye yönelik kullanılacak olan yani belli bir fonksiyon için geliştirilmiş olan yapay bileşenin imal edildiği malzeme bitki ve hayvanlardan elde edilen doğal malzemelerden olabileceği gibi yapay malzemelerden de olabilir. Biyomalzemeleri kimyasal kompozisyonuna göre metaller, polimerler, seramikler ve kompozitler başlığı altında gruplandırmak mümkündür. Polimerler makromoleküllerdir ve biyolojik sıvılardaki düşük toksisite, kolay ön/son işlemleri, sterilizasyonları, daha iyi raf ömürleri, hafif olmaları ve dikkate değer fiziksel ve kimyasal özellikleri nedeniyle biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılan önemli ve çok yönlü bir biyomalzeme sınıfını temsil etmektedirler (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Polimer esaslı biyomalzemeler doğal ve sentetik olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Doğal polimerler kolajen, jelatin, elastin, ipek, selüloz, polisakkarit iken sentetik polimerler ise silikon, poli(etilen), poli(vinil klorür) ve poliüretandır.

Seramik esaslı biyomalzemeler yüksek sertliğe sahip gevrek malzemelerdir. Bunun yanında mükemmel biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci, yüksek aşınma ve yüksek mukavemet ile de karakterize edilirler (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Alümina, zirkonya, kalsiyum fosfat ve pirolitik karbon gibi biyouyumlu seramikler ve

kalsiyum fosfatlar gibi biyolojik olarak emilebilir seramikler yaygın olarak kullanılan biyo-seramiklerden bazılarıdır (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Biyouyumlu seramiklerin biyomedikal uygulamalar, ortopedik ve dental uygulamalar, için kullanımı yaygındır.

Metal esaslı biyomalzemeler arasında kobalt (Co) alaşımları, titanyum (Ti) ve alaşımları, paslanmaz çelikler (316L, 316 LVM), şekil hafızalı alaşımlar ve magnezyum (Mg) alaşımları (Davis vd., 2022) yaygın olarak kullanılan malzemelerdir.

Kompozit biyomalzemeler ise Karbon-PTFE ve alümina-PTFE gibi kompozitlerdir (Davis vd., 2022).

2.4.1 Biyomalzemelerde İstenen Özellikler

Biyomalzemelerin temel görevi, dokuları, organları (ör. kemik, kas, deri) veya vücut içi eksik bir bileşenin işlevini geliştirmek, iyileştirmek ya da tamamlamaktır. Biyomalzemelerden beklenen bu hedefleri gerçekleştirmesi, biyomalzemenin kimyasal içeriğinin ve mekanik özelliklerinin konumlandırılacağı yerle biyolojik ve fizyolojik uyumunun ve yapay bir bileşenin geometrik uyumunun karşılanabilmesi ile mümkün olabilmektedir.

2.4.1.1 Biyouyumluluk

Biyouyumluluk, vücut içine yerleştirilen yapay ya da doğal bir bileşenin biyolojik ortam (canlı organizma) tarafından kabul edilebilirliğini ve belirli bir fonksiyonu yerine getirme göstergesi olarak ifade edilebilir (Dewidar vd., 2006; Kiran ve Ramakrishna, 2021). Biyolojik ortamla temas edecek bir malzemenin dokularda ve konakçı organlarda hasar yaratabilecek istenmeyen reaksiyonlara sebep olmaması beklenir (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Bunun yanında vücut içine yerleştirilen malzemenin çevre dokular ve hücreler ile reaksiyonlarında hücresel aktiviteyi bastırmaması ve hücre ile doku çoğalmasını teşvik edebilmesi gerekmektedir (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Biyouyumluluk, bir biyomalzemenin vücut içine tedavi

amaçlı implante edilmesi ile herhangi bir toksisite ya da çevre dokularda hasar oluşturmada etkileşime geçebilmesi ve beklenen fonksiyonları yerine getirme derecesi olarak da tanımlanabilir (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Bu açıdan malzemedan biyolojik ortama herhangi bir iyon sızmasının, hücre ve doku ölümünün, iltihaplanma ve hücresel fonksiyonların bozularak hedeflenen ya da beklenen sonucun elde edilmemesi durumlarını yaratacak şartların oluşmasının önlenmesi için biyomalzemenin biyobozunur olması ya da olmaması durumunun dikkate alınması gerekmektedir.

2.4.1.2 Konakçı Tepkisi

Bir biyomalzemenin implante edildiği ya da konumlandırıldığı yer konakçı olarak ifade edilmektedir ve biyomalzemenin fonksiyonunu yerine getirmesi konakçı organizma ile reaksiyonu neticesinde ortaya çıkan etkilerle ilgilidir (Kiran ve Ramakrishna, 2021).

2.4.1.3 Toksisite

Bir biyomalzemenin toksisitesi kimyasal bileşiminde var olan elementlerin bir veya daha fazlasının biyolojik ortama karışması ile ilgilidir. Bir biyomalzemedan beklenen özellik implante edildiği canlı organizmayı olumsuz etkilemeden fonksiyonunu yerine getirmesidir. Biyoyumlu bir malzemenin toksik, kanserojen ve alerjik reaksiyonlara sebep olmaması için uygun bir kimyasal özelliğe sahip olması gerekir (Dewidar vd., 2006; Kiran ve Ramakrishna, 2021).

2.4.1.4 Mekanik ve Korozyif Özellikler

Biyomalzemeler, implante edildiği yere ve fonksiyonuna göre bazı kuvvetler etkisi ile gerilmelere maruz kalabilir ve şekil değiştirebilir (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Bunun yanında doğru bir implantasyon yapılmamış ise kayma da söz konusu olabilir (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Biyomalzemelerin mekanik özellikleri (çekme mukavemeti, akma mukavemeti, elastiklik modülü, sertlik, yorulma), sürünme davranışı ile korozyon direnci dikkate alınması gereken en önemli özelliklerdir (Kiran ve Ramakrishna, 2021). Bir biyomalzemenin yük etkisi veya korozyif etkilerle aşınması

o malzemeden yapılmış bir implantın fonksiyonelliğini kaybetmesine neden olur. Bir malzemenin mekanik özellikler açısından biyouyumlu olabilmesi için yeterli mekanik özelliklere sahip olması ve amaçlandığı süre boyunca fonksiyonunu gerçekleştirebilecek dayanıma sahip olması gerekmektedir.

2.4.1.5 Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, Yunanca kemik “osteon” ve Latince bütünleştirmek “integrare” anlamına gelen kelimelerden türemiştir (Vaidya vd., 2017). Osseointegrasyon, bir implantın yüzeyi ile kemik dokusu arasında fibröz doku olmaksızın yapısal bağlantının sağlanması durumunu ifade etmektedir (Vaidya vd., 2017). Bir implant yüzeyi ile konakçı organizma (hücre ve doku) arasında fibröz doku oluşumu neticesinde bağlanmanın engellenmesi ile implantın gevşemesi ve işlevini yerine getirememesi durumu ortaya çıkabilir (Aherwar vd., 2016; Kiran ve Ramakrishna, 2021; Vaidya vd., 2017). Fibröz doku olmaksızın kemik dokusu ile entegrasyonun sağlanması, implant malzemesinin biyouyumluğuna ve bu implantın yüzey özellikleriyle doğrudan ilişkilidir. Yüzeye yapılan bir tekstüre uygulamasına veya kaplama işlemine bağlı yüzey topografyası ve pürüzlülüğü ile yüzeyin kimyasal kompozisyonu, iyi bir osseointegrasyonun sağlanmasında önemli faktörlerdir (Chen ve Thouas, 2015; Sammons, 2011).

2.4.2 Metalik Biyomalzemeler

Bir metalik biyomalzemenin biyouyumluluğu söz konusu metalik malzemenin kimyasal içeriğinin ve yüzey kimyasının konakçı olduğu biyolojik çevre ile arasındaki uyumuyla ilgili iken, fonksiyonelliği ise mekanik özellikleri ile ilgilidir. Elastisite modülü, bir malzemenin elastik olarak deforme olmaya karşı direncini ölçen bir değerdir ve metalik biyomalzemeler için önemli bir özellik ve seçim kriteridir. İmplantın imal edildiği alaşımın kemik dokusuna yakın değerde elastisite modülüne sahip olması istenmektedir. Bunun yanında bir implantın değişken yorulma yüklerine de dirençli olması istenmektedir. Bu özellik, özellikle yük altında çalışan bir implant için dikkate alınması gereken bir kriterdir (Khorasani vd., 2015). Hem düşük elastisite modülü hem de yorulma dayanımı optimize edilmezse, implantın gevşemesi sonucu

fonksiyonelliğini kaybetmesi söz konusu olabilmektedir. Genel olarak, metalik biyomalzemelerin uzun süreli yük taşıma kapasiteleri yüksektir. Ani yük değişimlerini karşılayabilirler ve yorulma, çekme, basma ve kesme mukavemeti gibi mekanik özellikleri yüksektir. Metalik biyomalzemelerin vücut içerisinde çalışmaya uygun seviyede süneklik karakteristiğine sahip olması sebebi ile özellikle ortopedik ve dental uygulamalar için kullanımı diğer metal dışı malzemelere göre daha yaygındır.

Metalik bir biyomalzeme vücut içi sıvılarla (enzimler, asitler, proteinler) kimyasal reaksiyon neticesinde korozyona uğrayabilir ve iyon salınımı ile toksisiteye neden olabilir (Davis vd., 2022). Bu gibi dezavantajlarına rağmen metalik biyomalzemeler kobalt (Co) alaşımları, titanyum (Ti) ve alaşımları, paslanmaz çelikler (316L, 316 LVM), platin, gümüş, şekil hafızalı alaşımlar ve magnezyum (Mg) alaşımları yaygın olarak implant malzemesi olarak kullanılmaktadır (Davis vd., 2022).

2.4.2.1 Kobalt Esaslı Alaşımlar

Biyomedikal uygulamalar için Co-Cr alaşımları “Vitarium” olarak bilinir. Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları, iyi mekanik özellikleri, yüksek mukavemet-ağırlık oranı, yüksek korozyon dirençleri ve aşınma dirençleri, yüksek yorulma dayanımına ve yük taşıma kapasitesine sahiptirler (Abdudeen vd., 2022; Han vd., 2021; Kaivosoja vd., 2013; Merola ve Affatato, 2019; Murphy vd., 2016; Niinomi vd., 2015; Rohman, 2014; Santos, 2017). Bu özellikleri nedeniyle insan vücudunda uzun süreli implantasyona uygundur (Narnaware, 2017). Bu alaşımları sınırlandıran özelliklerinden biri olan kemikten daha yüksek elastisite modülüne sahip olmalarıdır. Buna rağmen yüksek mukavemet ve aşınma direnci sergilemektedirler (Nakano, 2019; Narnaware, 2017). Bu alaşımlar ortopedik, kardiyovasküler ve dental uygulamalar için kullanılabilen metalik biyomalzemelerdir (Narnaware, 2017; Niinomi vd., 2015).

İki tip kobalt esaslı alaşımlar biyomalzeme olarak kullanılmaktadır: döküm yöntemiyle imal edilmiş Co-Cr-Mo alaşımları ve sıcak dövme ile işlenmiş Co-Ni-Cr-Mo ve Co-Cr-W-Ni alaşımları (Narnaware, 2017; Rohman, 2014). Dövme Co-Cr alaşımları, döküm alaşımlarına göre daha yüksek aşınma direnci sağlamaktadır (Narnaware, 2017). Döküm alaşımları dental uygulamalarda ve eklem bileşenlerinin

imalatında kullanılırken, dövme alaşımları kalça ve diz protezlerinin imalatında kullanılmaktadır (Narnaware, 2017; Rohman, 2014). Molibdenin varlığı döküm veya dövme işlemleri sonrasında tane yapısında küçültme sağlayabilmektedir ve bu avantaj sebebiyle mukavemette de bir artma sağlanabilmektedir. Kromun varlığı da alaşımın korozyon direncini arttırmaktadır (Narnaware, 2017). Co-Cr-Mo alaşımlarının döküm alaşımları, dövme alaşımlarına göre daha yüksek elastisite modülüne sahiptirler (Narnaware, 2017). Dövme alaşımları döküm alaşımlarına göre daha yüksek mukavemet/aşınma direncine sahiptirler (Narnaware, 2017). Hem döküm hem de dövme alaşımlarının vücut içi sıvılarla reaksiyonu neticesinde “Co” ve “Cr” iyonlarının toksisite yaratması mümkündür (Narnaware, 2017). Kobalt esaslı alaşımlardan imal edilmiş bir vücut içi bileşenin fonksiyonelliği biyolojik performansı ile birlikte mekanik ve yüzey özelliklerine de bağlıdır (Narnaware, 2017). Bu alaşımlardan imal edilen implant ya da protezler için osseointegrasyonun sağlanması ve geliştirilmesi amacıyla yüzeyleri için çeşitli yüzey modifikasyon teknikleri kullanılmaktadır.

ASTM F75, bir döküm kobalt-krom-molibden (Co-28Cr-6Mo) alaşımıdır. Bu alaşım, yüzeyinde bulunan krom oksit (Cr_2O_3) tabakası nedeniyle yüksek korozyon direncine sahiptir (Santos, 2017). ASTM F75 alaşımı, total kalça artroplastisi bileşenlerini ve total diz artroplastisi bileşenlerinin imalatında kullanılır. Ayrıca, dental uygulamalarda kullanımı yaygındır.

ASTM F799, ASTM F75 ile benzer kimyasal bileşime sahip olan termomekanik yöntemler ile üretilen kobalt-krom-molibden (Co-28Cr-6Mo) alaşımıdır. Alaşım, döküm sonrasında sıcak dövme ile son şekline getirilmektedir. Döküm sonrasında termomekanik bir işlemde geçirilmiş olması bu alaşıma ASTM F75 alaşımına göre daha yüksek mekanik özellikler sağlamaktadır. ASTM F799 alaşımı da ortopedik ve dental uygulamalarda kullanılır.

ASTM F90, bir kobalt-krom-tungsten-nikel (Co-20Cr-15W-10Ni) dövme alaşımıdır. Bu alaşımda “Ni” ve “W” elementlerinin varlığı alaşımın işlenebilirliğini geliştirme yönünde katkı sağlamaktadır. ASTM F90 alaşımının termomekanik işlem sonrasındaki mekanik özellikleri (tavlanmış durumdaki akma ve çekme dayanımları),

ASTM F75 alaşımının özellikleriyle neredeyse aynıdır. Ancak soğuk dövme sonrasındaki mekanik özelliklerde önemli artışlar söz konusudur. ASTM F90 alaşımı, stentler ve mekanik kalp kapakçıkları gibi kardiyovasküler implantların imalatında yaygın olarak kullanılmaktadır.

ASTM F562, bir kobalt-nikel-krom-molibden (Co-35Ni-20Cr10Mo) dövme alaşımıdır. Bu alaşıma soğuk dövme ve yaşlandırma tavlamaşı ile yüksek mukavemet kazandırılmaktadır.

2.4.2.2 Titanyum Esaslı Alaşımlar

Titanyum, alaşımlandırıldığında ve deformasyonla şekillendirildiğinde mekanik özellikleri önemli  l de gelişen düşük yoğunluklu bir elementtir (demirin yoğunluğunun yaklaşık %60'ı ve kobaltın yoğunluğunun yaklaşık yarısı) (Chen ve Thouas, 2015). Titanyum  zg l dayanım ( ekme dayanımı/yoğunluk) ve tribolojik açıdan kobalt esaslı alaşımlar ve paslanmaz çeliklerle karşılaştırıldığın daha yüksek bir özgül dayanım sağlarken tribolojik özellikler açısından zayıftır (Chen ve Thouas, 2015; Rack ve Qazi, 2006). Titanyum esaslı alaşımlar biyouyumlu olmaları, düşük elastisite modülü ve korozyon direnci açısından da gelişmiş özellikler sergilemeleri sebebi ile biyomalzeme olarak yaygın bir kullanım alanı bulunmaktadır (Chen ve Thouas, 2015; Khorasani vd., 2015; Rack ve Qazi, 2006).

Titanyum, kemik dokusuyla mekanik ve kimyasal bağ kurabilmektedir (Khorasani vd., 2015). Titanyumdan imal edilmiş bir vücut içi bileşen, titanyumun toksik olmaması sebebiyle vücut tarafından reddedilmez (Chen ve Thouas, 2015). Titanyum alaşımları, içerdiği fazlara (α , β ve $\alpha+\beta$) göre gruplandırılmaktadır (Chen ve Thouas, 2015). Ticari titanyum alaşımları, saf titanyum alaşımı (CP-Ti, ASTM F67) ve $\alpha+\beta$ (Ti-6Al-4V, ASTM F136) alaşımları implant malzeme üretiminde en çok kullanılan titanyum esaslı alaşımlardır (Chen ve Thouas, 2015).

Ti-6Al-4V alaşımının bir varyantı olan Ti-6Al-4V ELI alaşımı biyomedikal uygulamalar açısından ortopedik ve dental implant uygulamaları için sık kullanılmaktadır. ELI kodu, alaşımın demir ve oksijen elementinin içeriğinin çok

düşük olduğunu ifade eder. Bunun yanında, β -titanyum alaşımlarının kullanımı da giderek yükselmektedir (Chen ve Thouas, 2015). Titanyum esaslı alaşımlarda alaşım elementleri olarak “V”, “Al”, “Nb”, “Zr”, “Mo”, “Fe” ve “Ta” bulunabilmektedir. Alaşım elementlerinin toksisiteye sebep olması implantın biyolojik fonksiyonlarını etkileyebilmektedir.

İki fazlı ($\alpha + \beta$) titanyum alaşımları, CP-Ti’den daha yüksek mekanik özellikler ve mükemmel korozyon direnci sergilemektedir (Narnaware, 2017). Ti-6Al-4V alaşımı iki fazlı bir ($\alpha + \beta$) titanyum alaşımıdır ve α fazı, mükemmel mukavemet özellikleri ve oksidasyon direnci sağlarken, β dengeleyici olarak kontrollü miktarlarda vanadyum eklenmesi, β fazının daha yüksek mukavemete ulaşmasını sağlamaktadır. Ti-6Al-4V ile temsil edilen birinci nesil titanyum alaşımlarının “V” ve “Al” alaşım elementlerini içermesi sebebiyle insan vücudunda istenmeyen reaksiyonlara neden olduğu yönünde çalışmalar bulunmaktadır (Verstraeten vd., 2008). İkinci nesil titanyum alaşımlarında (β -titanyum alaşımları), β dengeleyici elementler (Mo, Ta ve Zr) bulunmaktadır. Metalurjik özellikler açısından Ti-6Al-4V alaşımı ile benzer özelliklere sahip Ti-6Al-7Nb ve Ti-5Al-2.5Fe alaşımları “V” içermemektedirler, ancak bu alaşımlar da toksik özellikler sergilemektedirler (Chen ve Thouas, 2015). İki fazlı ($\alpha + \beta$) Ti alaşımlarının mekanik özellikleri α ve β fazlarının dağılımı ve fazların boyutlarına bağlıdır (Narnaware, 2017). İki fazlı ($\alpha + \beta$) Ti alaşımlarından imal edilen implantlar diğer metalik biyomalzemelerle kıyaslandığında mükemmel korozyon direnci ve yüksek yorulma dayanımı sergilemektedirler (Narnaware, 2017).

Bazı β -titanyum alaşımları, “Ta”, “Zr”, “Nb” ve “Sn” gibi elementler içermektedir. Yüksek biyouyumluluk sergileyen bu alaşımlar yüksek mukavemet, düşük elastisite modülü ve soğuk deformasyonla yüksek mekanik özellikler sağlanabilmesi sebebi ile son yıllarda daha yaygın olarak kullanılmaktadır (Narnaware, 2017; L.C. Zhang ve Chen, 2019).

2.4.2.3 Paslanmaz Çelikler

Paslanmaz çelik, yüksek oranda krom ve değişen miktarlarda nikel içeren bir grup demir-karbon esaslı alaşımlar için yapılan genel bir tanımlamadır. Krom elementinin

varlığı yüzeyde krom oksit oluşumu sağlayarak alaşımın korozyona dayanımını arttırmaktadır. Paslanmaz çelikler, krom içeriklerine göre krom ve krom-nikel olarak iki gruba ayrılabilirler (Chen ve Thouas, 2015). Bunun yanında, alaşımların metalurjik yapısına göre paslanmaz çelikler dört alt grupta sınıflandırılabilir: martenzitik, ferritik, östenitik ve dubleks paslanmaz çelikler (Chen ve Thouas, 2015).

Dubleks paslanmaz çelikler hariç, diğer üç grup paslanmaz çelik medikal uygulamalarda kullanılmaktadır. Bu üç paslanmaz çelik arasında östenitik paslanmaz çelikler, iyi korozyon direnci ve orta düzeyde mukavemetin gerekli olduğu çeşitli implant imalatlarında kullanılmaktadır. Östenitik paslanmaz çelikler arasında en çok “316” paslanmaz çeliği kullanılmaktadır.

Paslanmaz çeliklerden “316” veya “316L” kalite paslanmaz çelikler, implant malzemesi olarak kullanılan biyomalzemelerdir. Paslanmaz çelik sınıflandırmasındaki “316” rakamı, alaşımın çoğunlukla demir, yaklaşık %17 krom, %10 nikel ve az miktarda diğer alaşım elementlerinin varlığını ifade ederken, “316L” paslanmaz çeliğindeki “L” tanımlaması çelik içerisindeki karbon oranının “316” ile kıyaslandığında daha düşük oranda olduğunu ifade etmektedir (Narnaware, 2017). 316L (ASTM F138) paslanmaz çeliği, biyomedikal uygulamalarda en yaygın kullanılan paslanmaz çelik grubu alaşımdır. Paslanmaz çelikler yüksek mukavemet, süneklik, tokluk, işlenebilirlik ve diğer biyoyumlu alaşımlara göre nispeten ekonomik olma gibi avantajlara sahiptir. Bunun yanında, korozyona dayanımı açısından diğer alaşımlara göre daha zayıf olması, kemikten daha yüksek elastisite modülüne sahip olması ve temel bazı alaşım elementlerinin “Ni”, “Cr” ve “Co” alerjik reaksiyonlar oluşturması bu alaşımların kullanımını sınırlandırmaktadır. Östenitik paslanmaz çelikler manyetik değildir bu da implant malzemesi olarak kullanımının sebeplerinden biridir.

BÖLÜM ÜÇ

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu yüksek lisans tezi sunulmadan önce bilimsel yayınlar (Kasman, Uçar, ve Ozan, 2023a, 2023b, 2023c, 2023d; Uçar, Kasman, ve Ozan, 2022a, 2022b) haline getirilip okuyucular ile paylaşılmıştır. Bu yüksek lisans tezi kapsamında hazırlanan yayınlarda sunulan şekillerden ve tablolardan bazıları farklı formata getirilerek tezin bu bölümünün içeriğinde kullanılmıştır. Bilimsel yayınların yüksek lisans tezinde Türkçe olarak tekrar sunulması için Springer Nature'dan (Kasman vd., 2023a) bilimsel yayını için “5546950276782” numaralı yeniden kullanım izni, (Kasman vd., 2023b) bilimsel yayını için “5567800379964” numaralı yeniden kullanım izni, (Kasman vd., 2023c) bilimsel yayını için “5546951024368” numaralı yeniden kullanım izni, (Kasman vd., 2023d) bilimsel yayını için “5546950780505” numaralı yeniden kullanım izni alınmıştır.

3.1 Malzeme

Bu tez kapsamında kobalt esaslı bir alaşım, paslanmaz çelik ve titanyum esaslı bir alaşım olmak üzere üç farklı malzeme kullanılmıştır. Bu malzemelerden kobalt esaslı olan alaşım CoCr28Mo alaşımı, paslanmaz çelik AISI 316 LVM ve titanyum esaslı olan alaşım ise Ti-6Al-4V ELI alaşımıdır. Malzemelere ait kimyasal bileşimler Tablo 3.1, 3.2 ve 3.3’de listelenmiştir. Lazer yüzey tekstürleme işlemi için numuneler 16 mm çapında ve 3 m uzunluğundaki bir çubuktan 10 mm kalınlığında kesilerek hazırlanmıştır. Çubuktan test numunelerini hazırlama işlemi için tel erozyon ile kesme işlemi uygulanmıştır. Şekil 3.1a-c’de test numunelerinin kesim işlemine ve kesilmiş test numunelerine ait görüntüler verilmiştir.

Tablo 3.1 CoCr28Mo alaşımı için kimyasal analiz (wt. %)

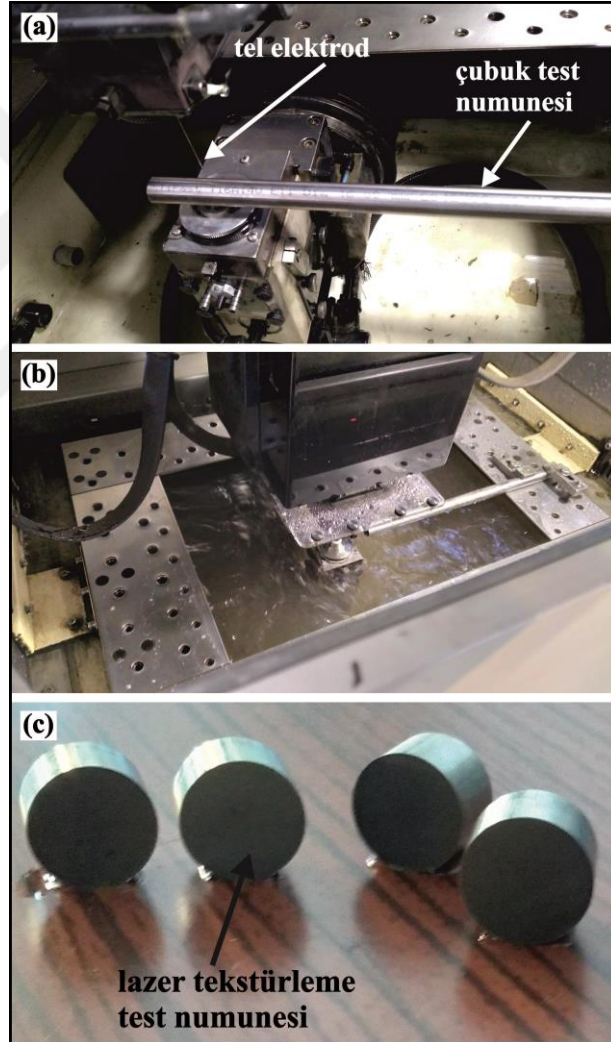
Alaşım/ Elementler	C	Si	Mn	Ni	Cr	Mo	Fe	W	Co
CoCr28Mo	0,057	0,573	0,598	0,103	27,93	5,85	0,196	<0,5	Bal.

Tablo 3.2 AISI 316 LVM alaşımı için kimyasal analiz (wt. %)

Alaşım/ Elementler	C	Si	Mn	Ni	Cr	Mo	N	Cu	Fe
AISI 316 LVM	0,013	0,37	1,81	14,86	17,73	2,8	0,089	0,079	Bal.

Tablo 3.3 Ti-6Al-4V ELI alaşımı için kimyasal analiz (wt. %)

Alaşım/ Elementler	Al	V	C	Fe	O	Ti
Ti-6Al-4V ELI	6,5	4,5	0,08	0,25	0,13	Bal.



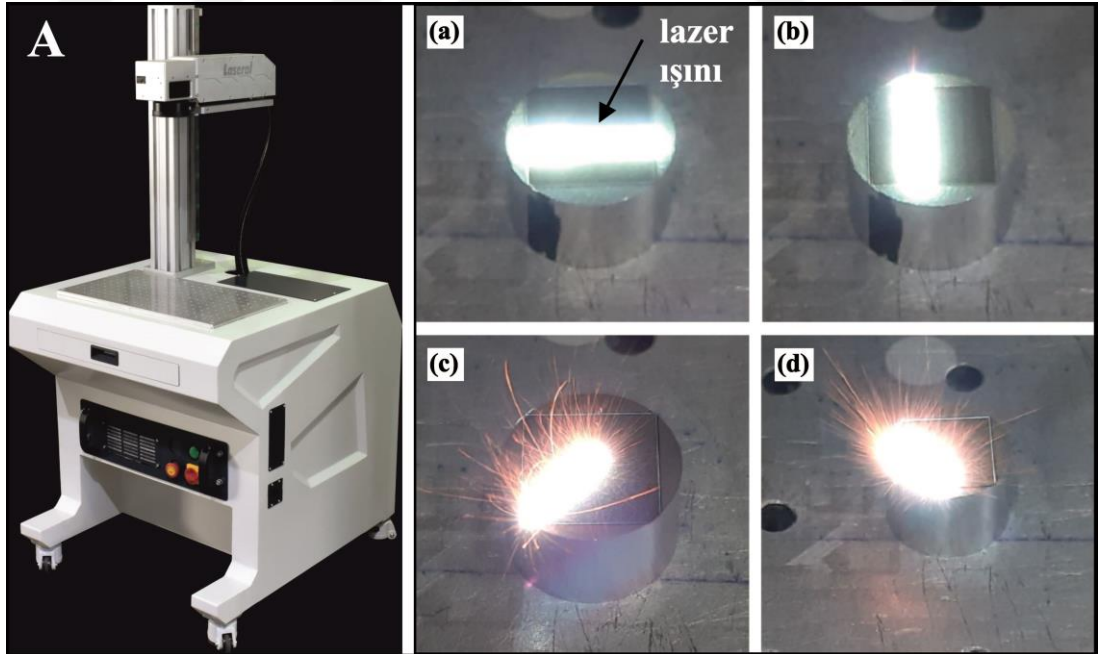
şekil 3.1 Lazer yüzey tekstürleme için test numunelerinin tel erozyonla kesilmesi işlemleri (a, b) ve kesilmiş test numuneleri (c)

3.2 Lazer Sistemi

Lazer yüzey tekstürleme işleminde Ytterbium katkılı nanosaniye darbeli endüstriyel bir fiber lazer markalama cihazı (JPT MOPA tarafından YDFLP-E-20-M7-S-R) kullanılmıştır. Bu tez kapsamındaki çalışmalarda kullanılan lazer sistemine ait karakteristik özellikler Tablo 3.4’de listelenmiştir. Şekil 3.2A’da fiber lazer markalama cihazına ait bir görüntü ve Şekil 3.2a-d’de deneysel uygulamalar sırasında alınan görüntülerden örnekler bulunmaktadır.

Tablo 3.4 Lazer sistemine ait karakteristikler

Karakteristikler	Sembol/Birim	Değer
Nominal çıkış gücü	P_{nom}/W	20,90
Dalga boyu	λ/nm	1064
Mod	TEM	0,0
	M^2	<1,4
Maksimum atım enerjisi	E_p/mj	0,8



Şekil 3.2 Lazer yüzey tekstürleme işlemleri için kullanılan markalama cihazı (A); lazer yüzey tekstürleme uygulamalarından alınan örnek görüntüler (a-d)

3.3 Lazer Tekstürleme Prosedürü

Lazer markalama sistemi ile yüzeyde oyma yoluyla tekstür oluşturma işlemi yüzeye odaklanmış bir lazer ışını ile sağlanmıştır. Lazer ışını düzlemsel olan iş parçası yüzeyine f-theta lens yardımıyla odaklanmıştır. Maksimum güç için odak mesafesi 265 mm'ye ayarlanmıştır. Odaklanmış lazer ışının bir yazılım yardımıyla yüzeyde tanımlı bir tarama stratejisine göre hareket ettirilmesi sonucu tekstürleme işlemi gerçekleştirilmiştir.

Lazer yüzey tekstürleme uygulamaları için deneysel çalışmaların kapsamını iki ayrı grup çalışması oluşturmaktadır. Birinci grup çalışmalar kapsamında CoCr28Mo ve 316 LVM malzeme aynı deney koşulları ile işlenmiştir. Deneysel çalışmalar kapsamında kullanılan altı farklı parametre; tarama stratejisi (HS), güç (P), ışının yüzey üzerindeki hareket hızı (SS), frekans (F), tarama aralığı (HD), ve atım genişliği (süresi) (PW) seçilmiştir. Parametrelerden tarama stratejisi için altı farklı strateji seçilirken diğer parametrelerin her biri için üç farklı değer seçilmiştir. Parametreler ve bu parametreler için belirlenen değerler Tablo 3.5'te listelenmiştir. Taguchi metodu kullanılarak her bir parametre ve bu parametreler için seçilen farklı değerlerin etkileşimine göre on sekiz farklı deney kombinasyonunu içeren bir deney düzeni oluşturulmuştur. Oluşturulan deney düzeni Tablo 3.6'da verilmiştir. Lazer yüzey tekstürleme uygulamaları için 12 mm kenar uzunluğuna sahip kare şeklinde bir alan seçilmiş ve belirli derinlikte bir tekstür oluşturmak için deney düzenine uygun olarak yüzeyler üzerinde 16 kez tarama işlemi gerçekleştirilmiştir.

Tablo 3.5 Birinci grup çalışmalar için proses parametreleri ve parametreler için belirlenen değerler

Parametre	Sembol, (Birim)	Değerler					
Tarama stratejisi	HS, (°)	0	90	45	45/-45	0/90	0/-45
Güç	P, (%)	70		85		100	
Tarama hızı	SS, (mm/sn)	500		750		1000	
Frekans	F, (kHz)	50		100		150	
Tarama aralığı	HD, (mm)	0,01		0,02		0,03	
Atım genişliği	PW, (ns)	75		150		225	

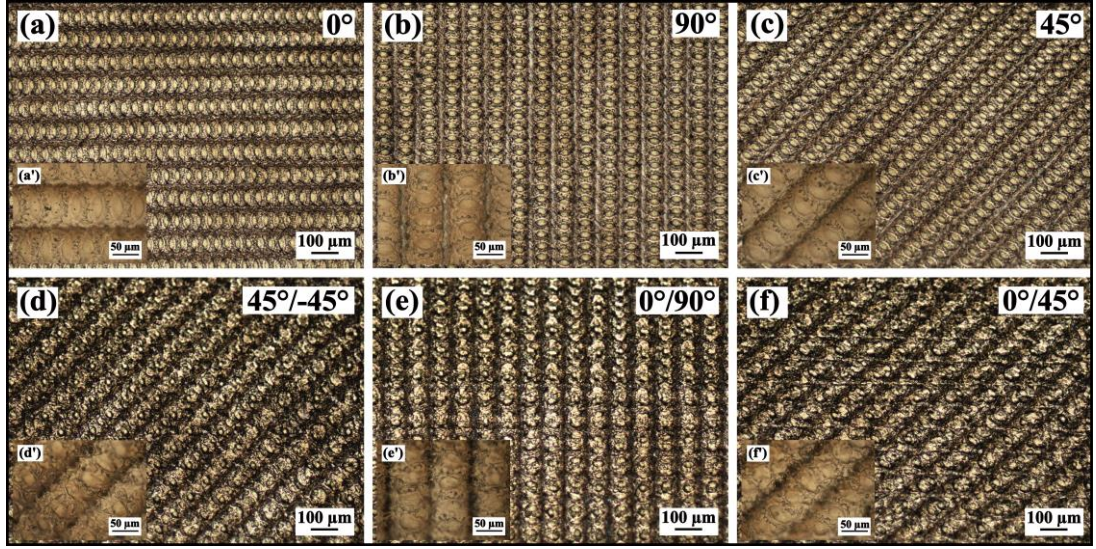
Tablo 3.6 Birinci grup çalışmalar için deneysel test düzeni

No	HS	P	SS	F	HD	PW
E1	0	70	500	50	0,01	75
E2	0	85	750	100	0,02	150
E3	0	100	1000	150	0,03	225
E4	90	70	500	100	0,02	225
E5	90	85	750	150	0,03	75
E6	90	100	1000	50	0,01	150
E7	45	70	750	50	0,03	150
E8	45	85	1000	100	0,01	225
E9	45	100	500	150	0,02	75
E10	45/-45	70	1000	150	0,02	150
E11	45/-45	85	500	50	0,03	225
E12	45/-45	100	750	100	0,01	75
E13	0/90	70	750	150	0,01	225
E14	0/90	85	1000	50	0,02	75
E15	0/90	100	500	100	0,03	150
E16	0/-45	70	1000	100	0,03	75
E17	0/-45	85	500	150	0,01	150
E18	0/-45	100	750	50	0,02	225

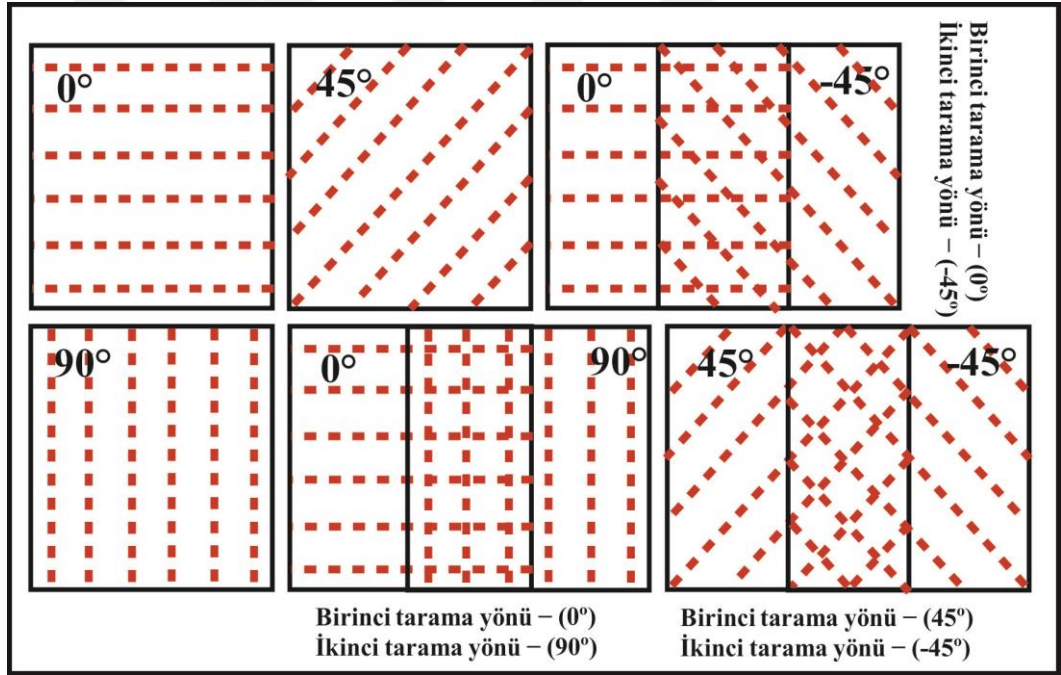
Tablo 3.7’de, ikinci grup çalışmalar için seçilen proses parametreleri ve bu parametreler için belirlenen değerler yer almaktadır. Tablo 3.7’de verilen parametreler ve parametreler için belirlenen değerlerin etkileşimine göre altmış farklı deney kombinasyonu oluşturulmuştur ve oluşturulan deney düzeni Tablo 3.8’de verilmiştir.

Tablo 3.7 İkinci grup çalışmalar için proses parametreleri ve parametreler için belirlenen değerler

Parametre	Sembol, (Birim)	Değerler				
Tarama stratejisi	HS, (°)	0	45	45/-45	0/90	0/45
Tarama hızı	SS, (mm/sn)	300		600		900
Frekans	F, (kHz)	100			200	
Tarama aralığı	HD, (mm)	0,01			0,03	
Güç	P, (%)	100				
Atım genişliği	PW, (ns)	100				



Şekil 3.3 Lazer yüzey tekstürlemede tarama stratejileri için örnek görüntüler



Şekil 3.4 Lazer yüzey tekstürleme için tarama stratejilerinin uygulanması

Tablo 3.8 İkinci grup çalışmalar için deneysel test düzeni

No	HS	SS	F	HD
E1	0	300	100	0,01
E2	0	300	100	0,03
E3	0	300	200	0,01
E4	0	300	200	0,03
E5	0	600	100	0,01
E6	0	600	100	0,03
E7	0	600	200	0,01
E8	0	600	200	0,03
E9	0	900	100	0,01
E10	0	900	100	0,03
E11	0	900	200	0,01
E12	0	900	200	0,03
E13	45	300	100	0,01
E14	45	300	100	0,03
E15	45	300	200	0,01
E16	45	300	200	0,03
E17	45	600	100	0,01
E18	45	600	100	0,03
E19	45	600	200	0,01
E20	45	600	200	0,03
E21	45	900	100	0,01
E22	45	900	100	0,03
E23	45	900	200	0,01
E24	45	900	200	0,03
E25	45/45	300	100	0,01
E26	45/45	300	100	0,03
E27	45/45	300	200	0,01
E28	45/45	300	200	0,03
E29	45/45	600	100	0,01
E30	45/45	600	100	0,03
E31	45/45	600	200	0,01
E32	45/45	600	200	0,03
E33	45/45	900	100	0,01
E34	45/45	900	100	0,03
E35	45/45	900	200	0,01
E36	45/45	900	200	0,03
E37	0/90	300	100	0,01

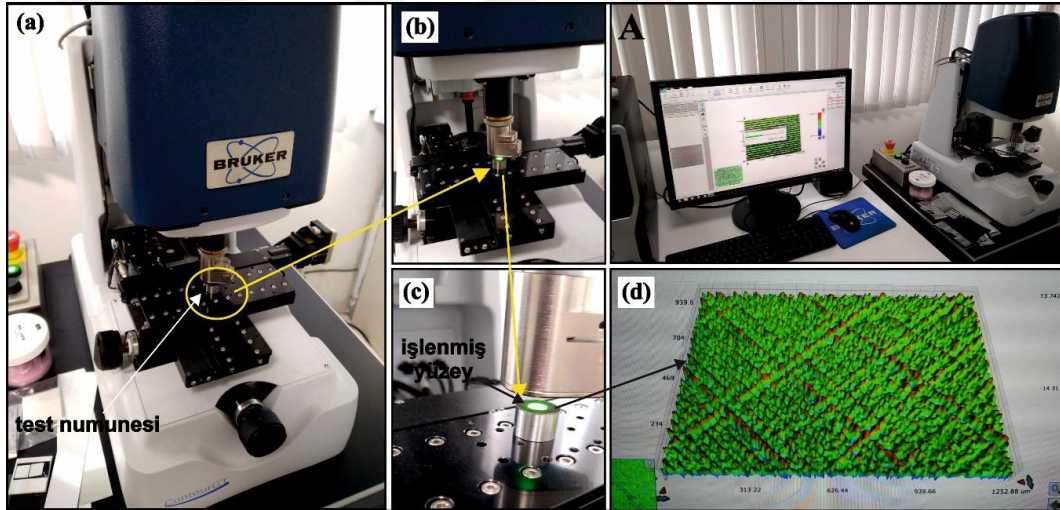
Tablo 3.8 Devamı

E38	0/90	300	100	0,03
E39	0/90	300	200	0,01
E40	0/90	300	200	0,03
E41	0/90	600	100	0,01
E42	0/90	600	100	0,03
E43	0/90	600	200	0,01
E44	0/90	600	200	0,03
E45	0/90	900	100	0,01
E46	0/90	900	100	0,03
E47	0/90	900	200	0,01
E48	0/90	900	200	0,03
E49	0/45	300	100	0,01
E50	0/45	300	100	0,03
E51	0/45	300	200	0,01
E52	0/45	300	200	0,03
E53	0/45	600	100	0,01
E54	0/45	600	100	0,03
E55	0/45	600	200	0,01
E56	0/45	600	200	0,03
E57	0/45	900	100	0,01
E58	0/45	900	100	0,03
E59	0/45	900	200	0,01
E60	0/45	900	200	0,03

3.4 Yüzey Karakterizasyonu ve Analizi

Yüzeylerde lazer ışınlarıyla oluşturulan tekstürler, taramalı elektron mikroskobu (SEM), optik profilometre ve temas açısı ölçüm cihazları kullanılarak karakterize edilmiştir. Yüzeylerin topoğrafyasının pürüzlülük değerlerinin belirlenmesinde pürüzlülük parametrelerinden “Sa” değeri kullanılmıştır. Üç boyutlu optik profilometre ile ölçülen pürüzlülük değeri alansal olarak ifade edilir ve ortalama pürüzlülüğü ifade eden “Sa” değeri de belirli bir alan üzerinde ölçülen tüm noktaların ortalama yükseklik farkını ifade etmektedir. “Sa” değeri, yüzeyin aritmetik ortalamasına göre her noktanın yükseklik farkını mutlak değer olarak ifade etmektedir.

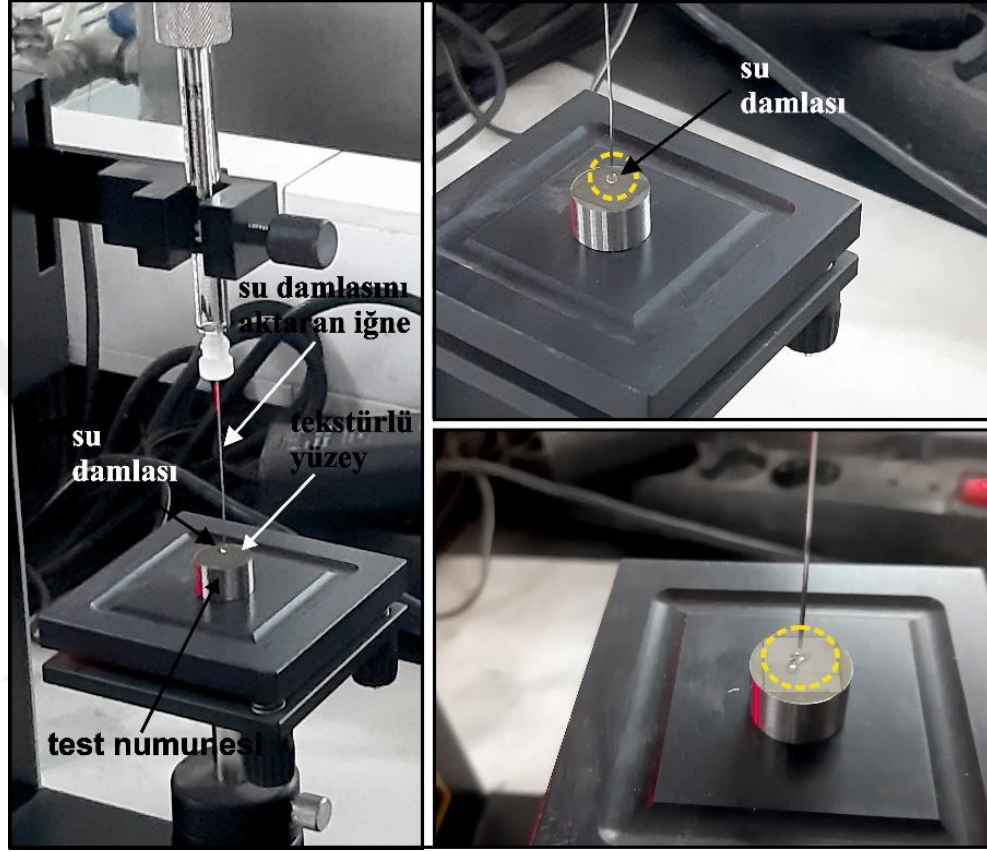
Yüzey topografyasının pürüzlülük ölçümleri için Şekil 3.5’de görülen Bruker Contour GT-K model üç boyutlu (3D) optik profilometre cihazı kullanılmıştır. Ölçümlerde yüzey topografyasından gerekli pürüzlülük ölçümlerini elde etmek için yeşil ışık interferometre kullanılmıştır. Ölçümler, ISO 4287 standardının gerekliliklerine uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Yüzey topografyası ölçümlerinin temassız bir şekilde yüksek çözünürlükte gerçekleşmesini sağlayacak kalibrasyon ayarları ve ölçüm parametrelerinin ayarları, özel bir yazılım (Vision 64) kullanılarak bilgisayar kontrolü ile gerçekleştirilmiştir. Dokulu her yüzeyde dört ölçüm yapılmıştır ve ölçümlerin ortalama değeri, dokunun nihai yüzey pürüzlülük değeri olarak kullanılmıştır.



Şekil 3.5 Üç boyutlu optik profilometre ölçüm cihazı (a), ölçüm düzeni (a,b), ölçüm yapılan yüzey (c), ölçüm yapılan yüzeylerden alınan örnek bir görüntü (d); Profilometreden alınan görüntünün yazılımla kontrolü (A)

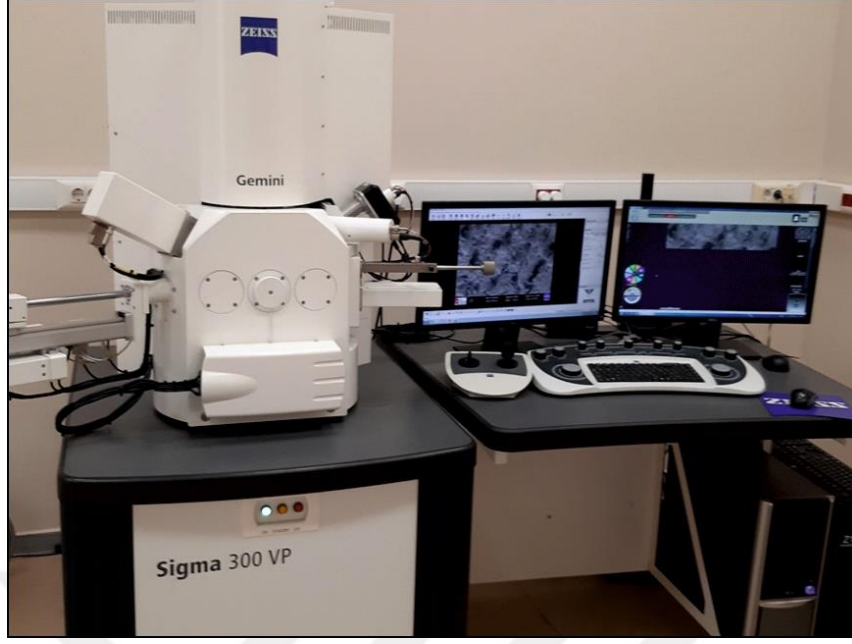
Herbir tekstürlü yüzeyin ıslanabilirlik davranışı temas açısı (CA, θ) ile karakterize edilmiştir ve temas açısı değerlerinin tespiti için bir gonyometre (Tansiyometre-Model OCA EC15) kullanılmıştır. Testlerde, 4 μ l’lik bir de-iyonize su damlası yüzeye damlatılmış ve damlanın yüzeye temasından itibaren dengeye ulaşması için maksimum 30 sn beklenmiştir. Islanabilirlik testleri sırasında Unibrain 1394 kamera damlanın yüzeye damlaması, yüzeye teması ve denge durumuna ulaşması için beklenmesine kadar tüm süreci kaydedip bir yazılım (FTA32) aracılığı ile analiz

ederek temas açısı ölçümlerine ait değerleri sayısal olarak vermiştir. Şekil 3.6, bir ıslanabilirlik testinin gerçekleşmesindeki prosedürleri göstermektedir.



Şekil 3.6 Islanabilirlik test prosedürüne ait temsili bir örnek

Tekstürlü yüzeylerin kimyasal bileşim analizi, Şekil 3.7’de görülen taramalı elektron mikroskobu (SEM, Carl Zeiss 300VP) aracılığıyla enerji dağılım spektroskopisi (EDS, EDX) tekniği kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 3.7 Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

BÖLÜM DÖRT

SONUÇLAR VE İRDELEME

4.1 Lazer Yüzey Tekstürleme ve Yüzey Özellikleri Arasındaki İlişki

Bir implantın doku ile temasındaki entegrasyonunun çok önemli bir konu olduğu iyi bilinmektedir. Bu entegrasyonun sağlanmasında yüzey topografyası ile yüzey özelliklerinden pürüzlülük, ıslanabilirlik ve yüzey kimyası kritik öneme sahip özelliklerdir. Bir yüzeyin topografyası, malzemenin kullanıcı tanımlı bir geometri için işlem parametrelerine verdiği tepkiye dayalı olarak değişir. Lazer ışını ile işlenmiş bir yüzeyde çok sayıda mikro boyutlu çukurlar ve tepeler oluşmaktadır. Çukurların ve tepelerin yarattığı tekstürlerin nasıl şekillendiği işlem parametrelerinin oluşturduğu kombinasyon ile doğrudan ilişkilidir. Osseointegrasyon, canlı doku ile vücut içi bileşenin yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel bağlantının sağlanması olarak tanımlanmaktadır (Parithimarkalaighan ve Padmanabhan, 2013; Zhou vd., 2021). Osseointegrasyonun sağlanmasında yüzey özelliklerinin etkili olduğu bilinmektedir.

Vücut içi implantların doku ile teması sonucunda gelişen olaylar implantın kullanım ömrünü belirlemektedir ve kullanım ömrü için en etkili ve önemli kriterlerden biri implantın temas yüzeyi ile doku uyumluluğunun sağlanmasıdır (Zhou vd., 2021). Bu çalışmanın konsantrasyonu, lazer ışını ile yüzey üzerinde belirli bir geometrik yapıda oluşturulan tekstürün etkilerini, ıslanabilirlik ve yüzey pürüzlülüğü ile değerlendirerek ortaya koymaktır. Biyometalik malzemeden üretilmiş bir implant ya da protez yüzeyinde belirli bir tekstür oluşturmanın amacı yüzeyde biyomineralizasyon için uygun ortamın sağlanmasıdır. İmplant gibi vücut içi bir bileşenin çevre dokular ile uyumu ve konumlandırılacağı yere yardımcı bir birleşenle sabitlenmesi, yüzey pürüzlendirme işlemleri ile arttırılabilir (Q. Wang vd., 2020). Artan yüzey pürüzlülüğünün, biyomineralizasyon için daha uygun bir ortam sağladığı bazı çalışmalarda belirtilirken (Gittens vd., 2014; Hotchkiss vd., 2016; Sarraf vd., 2022; Q. Wang vd., 2020; Zhou vd., 2021), bazı çalışmalarda ise aksi bildirilmektedir. Yüzey pürüzlülüğü ile ıslanabilirlik arasında kesin bir ilişki yoktur. Bu noktada ıslanabilirlik ile yüzey tekstürü arasındaki ilişki önem kazanmaktadır (Bizi-Bandoki

vd., 2011). Tez kapsamında kullanılan alaşımlara uygulanan lazer yüzey tekstürleme işlemi sonrasında yüzey pürüzlülüğünün ve ıslanabilirliğin nasıl değiştiği parametrelerle ilişkilendirilerek ortaya konmuştur ve bunlara ait çalışma sonuçları aşağıdaki alt başlıklarla sunulmuştur.

4.2 CoCr28Mo Alaşımının Lazerle Yüzey Tekstürleme İşlemine Proses Parametrelerinin Etkileri

Metalik biyo-alaşımlardan biri olan CoCr28Mo alaşımının implant uygulamaları için yüzey özelliklerinin geliştirilmesine yönelik olarak fiber lazerle yüzey tekstürleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Lazer oyma yoluyla yüzey tekstürleme işleminin yüzeyin ıslanabilirliği ve pürüzlülüğü üzerinde işlem parametrelerinin etkileri iki grup çalışma ile araştırılmıştır. Birinci grup çalışmada altı farklı parametre ve bunlara atanan değerlere göre bir deney düzeni kurulmuştur. Lazer oyma işlemi için seçilen proses parametrelerinden biri için altı farklı değer ve diğer beş parametrenin her biri için üç farklı değer seçilmiştir. Parametreler ve onlara atanan değerler için Taguchi metodu kullanılarak L18 ortogonal deney düzeni kurulmuştur. Bu çalışmada kullanılan parametreler, parametreler için seçilen değerler ve oluşturulan deney düzenine ait detaylı bilgi Bölüm 3’de verilmiştir.

Yüksek lisans tezinin bu bölümü sunulmadan önce bilimsel yayın (Kasman, Uçar, ve Ozan, 2023a) haline getirilip okuyucular ile paylaşılmıştır. Bilimsel yayının (Kasman vd., 2023a) yüksek lisans tezinde Türkçe olarak tekrar sunulması için Springer Nature’dan “5546950276782” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.

4.2.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri

Lazer oyma işlemi ile CoCr28Mo alaşımının yüzey tekstürleme işlemi L18 deney düzenine göre gerçekleştirilmiştir. Oyulmuş yüzeyler üzerinde yapılan pürüzlülük ölçüm sonuçları Tablo 4.1’de verilmiştir. Tablo 4.1’deki yüzey pürüzlülük ölçüm sonuçlarına göre her bir parametrenin her bir seviyesi için ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ilgili parametrenin diğer tüm parametrelerle etkileşiminden ölçülen yüzey pürüzlülük değerleri dikkate alınarak hesaplanmıştır. Sonuçlar, Tablo 4.2’ye

kaydedilmiştir. Tablo 4.2'deki ortalama yüzey pürüzlülük değerlerine göre Şekil 4.1'de görülen yüzey pürüzlülüğü ile parametreler arasındaki etkileşimi ifade eden ana etkiler grafikleri çizilmiştir. Şekil 4.1a'da verilen tarama stratejisi (tarama yönü) ile yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişki incelendiğinde en yüksek ve en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri, tarama stratejisinin sırasıyla 90°'ye ve 45°/-45°'ye ayarlanmasıyla mümkün olduğu görülmektedir. Şekil 4.1b'de gücün yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi incelendiğinde güç, %70'den %85'e yükseldiğinde yüzey pürüzlülüğünde bir azalma olduğu ve gücün, %85'den %100'e yükselmesi ile yüzey pürüzlülüğünde bir artma olduğu tespit edilmiştir. Şekil 4.1c'de tarama hızının yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi incelendiğinde, artan tarama hızının yüzey pürüzlülüğü üzerinde azalma yönünde bir eğilim ortaya koyduğu görülmektedir. Şekil 4.1d ve f'de, frekans ve atım genişliğinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi görülebilmektedir. Her bir parametreye ait grafik incelendiğinde, iki parametrenin benzer bir eğilim gösterdiği; frekans ve atım genişliğindeki herhangi bir artışın yüzey pürüzlülüğünü artırdığı tespit edilmiştir. Şekil 4.1e'de tarama aralığının yüzey pürüzlülüğüne etkisini gösteren grafik incelendiğinde, tarama aralığının 0,01 mm ile 0,02 mm arasında olduğu bir koşul için yüzey pürüzlülüğünün arttığı ve 0,02 mm ile 0,03 mm olduğu bir koşul için yüzey pürüzlülüğünün azaldığı tespit edilmiştir.

Şekil 4.2, en yüksek ve en düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahip tekstürlü yüzeylerin iki boyutlu ve üç boyutlu yüzey topografyalarını göstermektedir. Seçilen tarama yönüne göre yüzeylerde oluşan mikro ve makro boşlukların oluşturduğu tekstürün yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri net bir şekilde görülebilmektedir. Oluk derinliğinin yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğu ve oluk derinliğinin artmasının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı düşünülmektedir.

Yüzey pürüzlülüğü makro ölçekte, mikro ölçekte ve nano ölçekte değerlendirilmektedir (Q. Wang vd., 2020). Makro ölçekteki pürüzlülük 10 µm'den milimetreye kadar herhangi bir değerde olabilirken mikro ölçekli bir pürüzlülük değeri 1 µm ile 10 µm arasında değişmektedir (Q. Wang vd., 2020). İmplantlar ve mineralize kemik arasında optimal kenetlenme için yüzey pürüzlülüğünün mikro ölçekli aralıklarda olmalıdır (Q. Wang vd., 2020). Öte yandan, nano ölçekli bir topografiya, 1 µm'den daha düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahiptir (Q. Wang vd., 2020). On

sekiz test numunesinin tekstürlü yüzeyinden ölçülen ortalama yüzey pürüzlülük değerleri 1 μm ile 7 μm arasında değişmektedir. Bu yüzey pürüzlülük değerleri mikro ölçekli pürüzlülük değer aralıklarındadır. Tekstürlenmemiş ve parlatılmış bir test numunesinin yüzeyinin pürüzlülük değeri $0,018 \mu\text{m} \pm 0,003$ olarak ölçülmüştür. Tekstürlenmemiş yüzeyin pürüzlülüğü, tekstürlü numunelerin pürüzlülük değerlerine kıyasla oldukça düşük bir değerde olduğu açıktır. Metalik bir implantın biyoyumluluğu, tekstürlenmiş yüzeyin canlı dokuya bağlanma kabiliyetine bağlıdır (Riveiro vd., 2018; Kaiser ve Bruinink, 2004). Kemik dokusunun implanta tutunma yeteneği, yüzey topografisine, pürüzlülüğe, yüzeyin kimyasal yapısına ve implant yüzeyinin ıslanabilirlik özelliğine bağlıdır (Riveiro vd., 2018; Kaiser ve Bruinink, 2004).

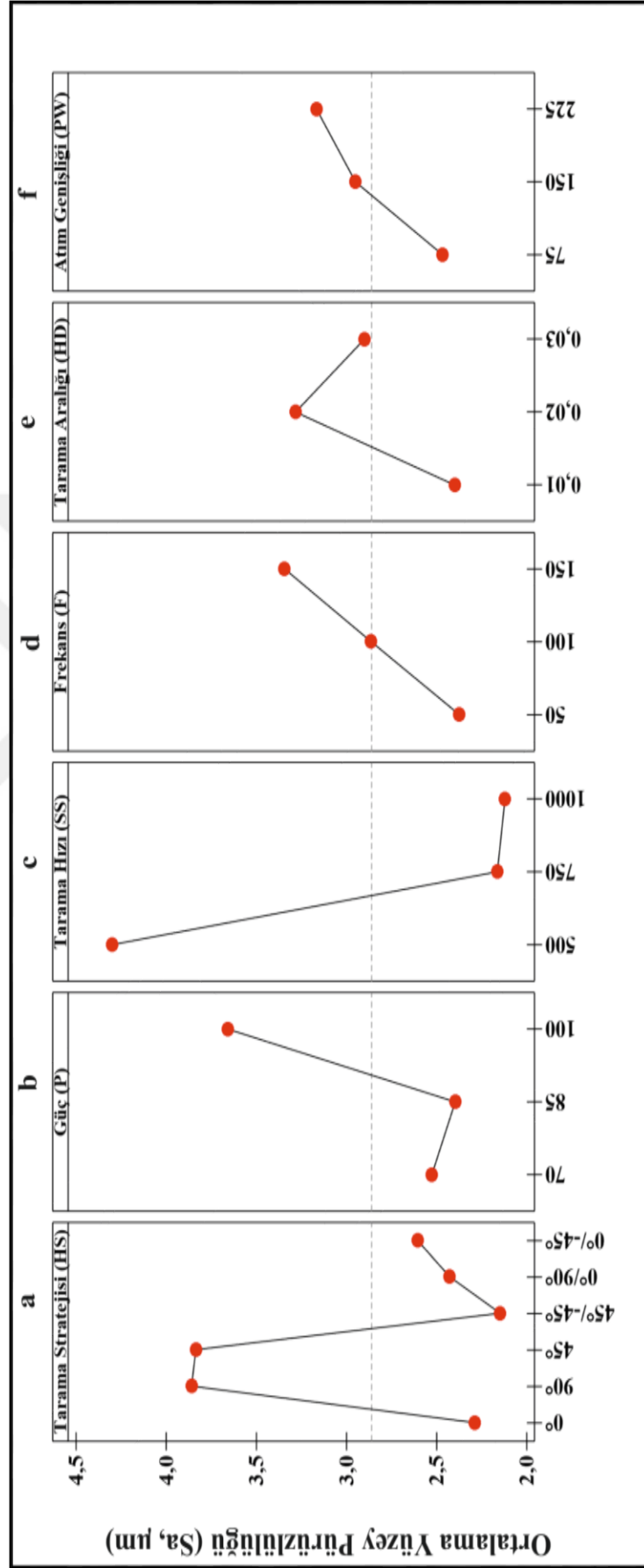
Tablo 4.1 L18 deneysel düzeni, yüzey pürüzlülük (Sa) ve ıslanabilirlik test sonuçları (CA)

No	HS	P	SS	F	HD	PW	Sa	CA
E1	0	70	500	50	0,01	75	$1,430 \pm 0,12$	$22 \pm 0,47$
E2	0	85	750	100	0,02	150	$1,782 \pm 0,05$	$20,5 \pm 0,32$
E3	0	100	1000	150	0,03	225	$3,659 \pm 0,16$	$130 \pm 3,21$
E4	90	70	500	100	0,02	225	$6,176 \pm 0,46$	$18,8 \pm 3,94$
E5	90	85	750	150	0,03	75	$2,203 \pm 0,14$	$31 \pm 0,57$
E6	90	100	1000	50	0,01	150	$3,200 \pm 0,17$	$59 \pm 26,80$
E7	45	70	750	50	0,03	150	$2,928 \pm 0,02$	$92 \pm 5,59$
E8	45	85	1000	100	0,01	225	$1,855 \pm 0,14$	$47,5 \pm 1,39$
E9	45	100	500	150	0,02	75	$6,724 \pm 0,42$	$15,6 \pm 1,87$
E10	45/-45	70	1000	150	0,02	150	$1,444 \pm 0,03$	$55 \pm 1,07$
E11	45/-45	85	500	50	0,03	225	$3,122 \pm 0,02$	120 ± 0
E12	45/-45	100	750	100	0,01	75	$1,878 \pm 0,06$	$16 \pm 16,68$
E13	0/90	70	750	150	0,01	225	$1,865 \pm 0,02$	$20 \pm 7,38$
E14	0/90	85	1000	50	0,02	75	$1,247 \pm 0,03$	$20 \pm 0,41$
E15	0/90	100	500	100	0,03	150	$4,173 \pm 0,1$	$15,9 \pm 4,22$
E16	0/-45	70	1000	100	0,03	75	$1,320 \pm 0,04$	$52,3 \pm 3,37$
E17	0/-45	85	500	150	0,01	150	$4,175 \pm 0,07$	0
E18	0/-45	100	750	50	0,02	225	$2,325 \pm 0,06$	0

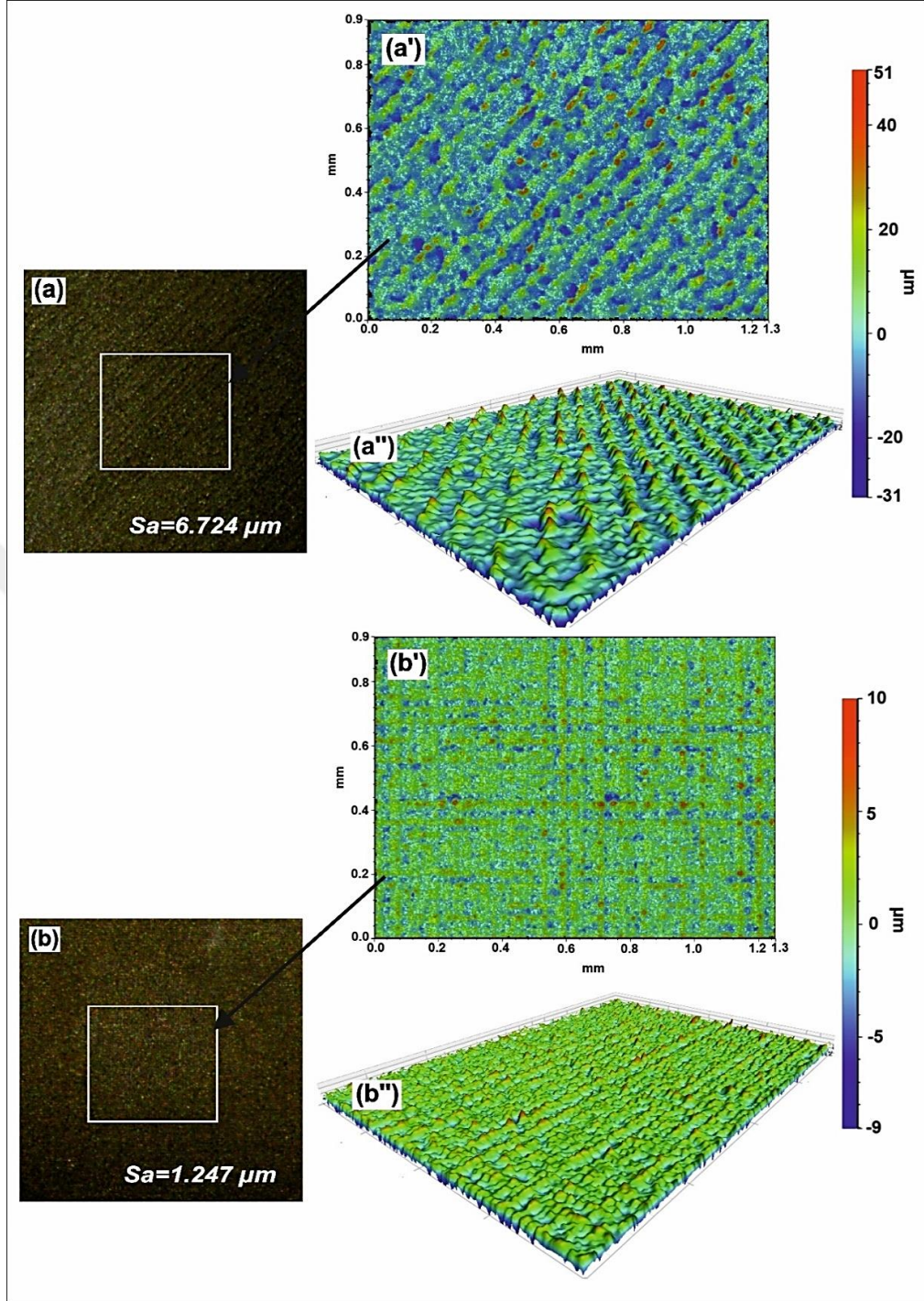
Tablo 4.2 Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri

Seviye	HS	P	SS	F	HD	PW
1	2,290	2,527	4,300	2,375	2,400	2,467
2	3,860	2,397	2,164	2,864	3,283	2,950
3	3,836	3,660	2,121	3,345	2,901	3,167
4	2,148					
5	2,428					
6	2,607					

Lazer ışının gücü, lazer ışınının metalik yüzeye odaklandığı etkileşim alanındaki termal enerjiyi önemli ölçüde etkilemektedir. Lazer ışını ile metalin etkileşiminde buharlaşma sonrası kalan ergimiş malzemenin bir kısmı ışının yarattığı krater içinde kalırken, bir kısmı da plazma basıncının etkisiyle krater yan duvarına ve kraterin dışına doğru yönlenir. Plazma basıncının etkisi ile ergimiş malzeme, kraterin yan duvarlarında ve kraterin dışında birikerek katılaşmalarını bulundukları yerde tamamlar. Güçteki artış termal enerjiyi de artırarak etkileşim alanında göreceli olarak daha fazla ergimiş malzemenin bulunmasına yol açmaktadır. Ergimiş malzemenin krater çevresinde sıçrantılar ve damlalar şeklinde birikerek katılaşması, pürüzlülüğü yüksek yüzey topoğrafyalarının oluşmasında etkili olduğu düşünülmektedir. Lazer ışının metal yüzeyini katmanlar halinde tarayarak işlemesi sırasında gerçekleşen mekanizmalar yukarıda bahsedilen etkileşimlerin döngüsel olarak tekrarlanması durumunu ortaya koymaktadır ki bu döngünün etkisinin tarama sayısına göre değişeceği ve etkisinin daha belirgin olacağı düşünülmektedir. Güç, tarama hızı ve frekans bu döngüdeki yüzey oluşumlarını doğrudan etkilemektedir. Bir sıra boyunca kraterlerin üst üste binmesi ile oluşan olukta bulunan ergimiş malzeme, frekansın artması ile kolayca dışa doğru yönlendirilebilirken, tersi durumda oluk içinde katılaşmalarını tamamlamaktadır. Lazer ışınının malzeme ile etkileştiği bölgede termal enerjinin etkisiyle metalin buharlaşması için geçen süre, atım genişliği ile belirlenir. Atım enerjisi ile lazer ışının penetrasyon genişliği arasında ters bir ilişki vardır (Sahoo ve Davim, 2019).



Şekil 4.1 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler



Şekil 4.2 En yüksek ve en düşük yüzey pürüzlülük değerleri için iki boyutlu ve 3 boyutlu yüzey topografyaları

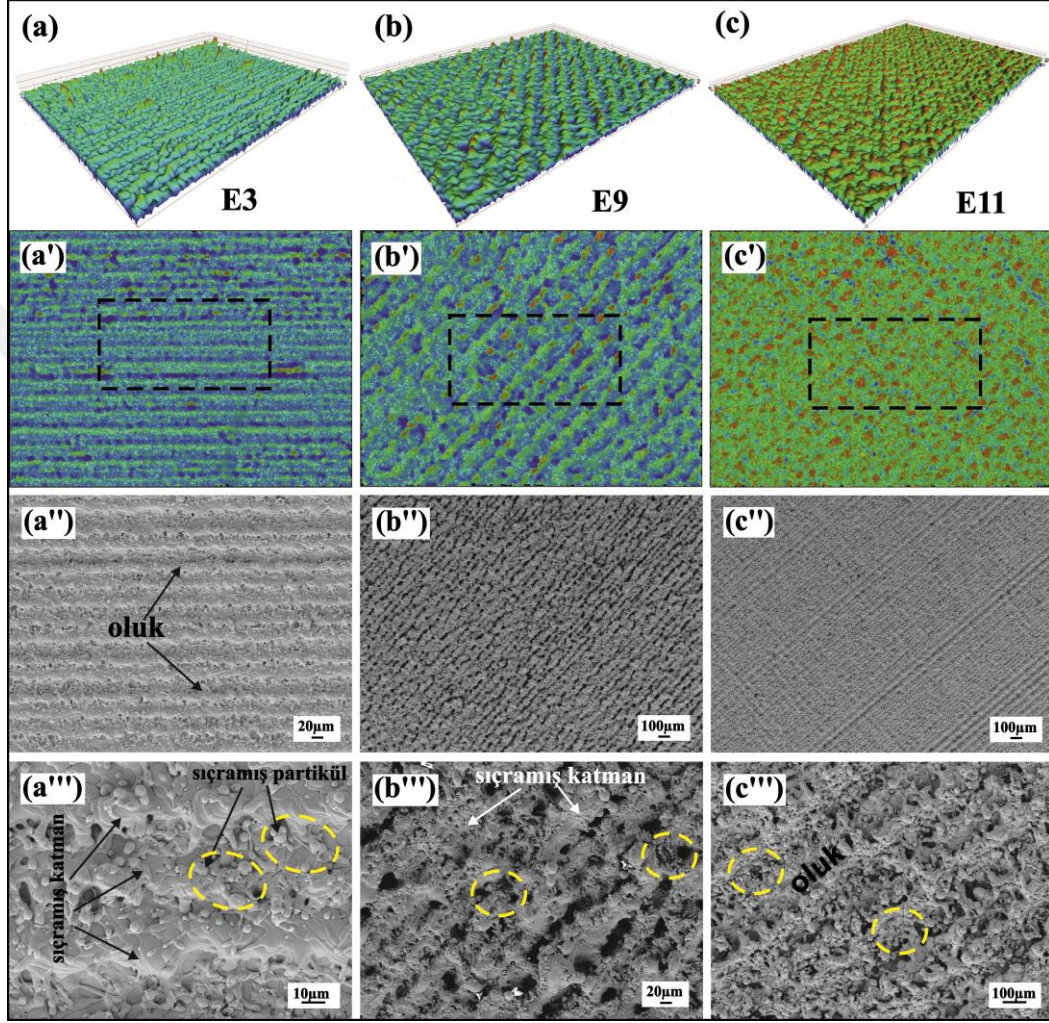
Atım genişliğindeki artış, malzemeye etki eden sıcaklıkta kalma süresini de artırmaktadır. Sıcaklık yeterince yüksekse, malzeme daha uzun atım süreleri ve daha yüksek buhar (plazma) basıncı ile daha uzun süre sıvı fazda kalır. Bu durumda plazma basıncının her atımda etkileşim alanından daha büyük miktarlarda malzeme çıkarması

söz konusu olmaktadır. Atım genişliği boyunca malzemeye aktarılan enerjinin çoğu, malzemenin ergitilmesi için harcanmaktadır. Atım genişliği azaltılırsa, söz konusu enerji, malzemenin ergimeden sonra buharlaşmasını sağlamak için yetersiz kalmaktadır. Bu durumda ergimiş malzeme oluk içinde kalır ve ergidiği yerde katılaşmasını tamamlar (Manninen vd., 2015). Atım genişliğindeki azalma, işlem sıcaklığında da azalmaya neden olmaktadır (Manninen vd., 2015). Lazerle tekstürlenmiş yüzeylerin ergime ve katılaşma özelliğinin, yüzey pürüzlülüğü, yüzey tekstürü ve ıslanabilirlik üzerinde etkili olduğu değerlendirilmektedir.

Şekil 4.3, üç farklı lazer ablasyon işlemi ile üretilen tekstürlü yüzeylerin üç boyutlu (3B) yüzey topografyalarını (E3, E9, E11) ve SEM görüntülerini göstermektedir. Üç boyutlu yüzey topografyaları, tarama stratejisinin tekstür formu üzerinde on altı ablasyon tekrarından sonraki etkilerini göstermektedir. Şekil 4.3a', Şekil 4.3a üzerinde gösterilen üç boyutlu yüzey topografyasının iki boyutlu bir görünümünü göstermektedir. Bu yüzey, tarama stratejisinin 0°, tarama hızının 1000 mm/sn, frekansın 150 kHz, gücün %100, tarama aralığının 0,03 mm ve atım genişliğinin 225 ns olduğu koşulda üretilmiştir. Bu yüzey için atım çakışma oranı ve tarama çakışma oranları sırasıyla %92,59 ve %99,97 olarak hesaplanmıştır. Birim alanda birbiriyle çakışan ışınların, çakışma oranının yüksek olması ısı yoğunluğunun da yüksek olduğunu işaret etmektedir. Şekil 4.3 incelendiğinde önemli miktarda malzemenin buharlaşmayı takiben kraterlerin oluşturduğu olukların yan duvarlarında ve dışında katılaştığı görülmektedir. Bu etki, Şekil 4.3a" ve Şekil 4.3c"" de de görülebilmektedir. Şekil 4.3a"" incelendiğinde, olukların etrafında farklı boyutlarda ve küresel formlarda sıçrantı (sıçramış) parçacıkları (partiküller, damlalar) yani yeniden katılaşmış malzeme kalıntılarının olduğu tespit edilmiştir. Oluklardan dışarı atılan artık malzemelerin küresel damlacıklar halinde yeniden katılaştığı; özellikle oluğun oluşturduğu boşlukta kalan ergimiş malzemenin tabakalı katılaşma eğilimi sergilediği tespit edilmiştir. Lazer ışınının metalle etkileşimi ve bu etkileşimde belirli bir tarama yönündeki hareketi ile oluşan oluk ve çevresindeki oluşumlar (sıçrantı parçacıkları, malzeme kalıntıları) yüzeyin topoğrafyasını ve dolayısı ile tekstürünü belirlemektedir.

Şekil 4.3a", b"" ve c"" de sıçrantı (sıçramış) parçacıklarından bazıları sarı kesikli dairelerle ve oklarla işaretlenmiştir. Bununla birlikte sıçrayan malzemelerin katmanlar

halinde de yığıldığı Şekil 4.3a"', b"' ve c"' incelendiğinde tespit edilmiştir. Şekil 4.3b"' ve 4c"' detaylı olarak incelendiğinde oluklarda çok sayıda gözenek olduğu ancak bunların Şekil 4.3b"' de daha yoğun olduğu görülmektedir. Bu yüzeyler ("E9", "E11") sırasıyla 45° ("E9") ve 45°/-45° ("E11") tarama stratejileriyle işlenmiştir.



Şekil 4.3 Tekstürlü yüzeylerin 3B yüzey topografyaları (E3, E9, E11) ve SEM görüntüleri

"E9" ile kodlanmış yüzeydeki (Şekil 4.3b'') gözenekler, "E11" ile kodlanmış yüzeydeki (Şekil 4.3c'') gözenekler ile karşılaştırıldığında göreceli daha büyük olduğu tespit edilmiştir. Bu iki yüzey ("E9" ve "E11") 500 mm/sn tarama hızında işlenmiştir, ancak "E9" yüzeyi daha yüksek bir frekans değeri ile işlenmiştir. Jiao, Brousseau, Han, Zhu ve Bigot (2019) bu durumun katılaşma sırasında ergimiş malzemenin viskoz yapısı ile ilgili olduğu görüşünü ortaya koymuşlardır. Oluk kenarlarında yeniden katılaşmış malzeme kalıntılarının yarattığı çıkıntıların yüzey topoğrafyasını ve yüzey

pürüzlülüğünü etkileme özelliği olduğu düşünülmektedir. Şekil 4.3a", b" ve c" incelendiğinde görülmüştür ki yüzeyler, düşük tarama hızı ile işlendiğinde ("E9", "E11") yüksek tarama hızına ("E3") göre çıkıntılar daha belirgin olmaktadır. Benzer bir sonuç Jiao vd. (2019) tarafından yapılan bir çalışmada da tespit edilmiştir. "E9" yüzeyi için ölçülen yüzey pürüzlülüğü değeri 6,724 μm iken, "E3" ve "E11" yüzeyleri için yüzey pürüzlülük değerleri sırasıyla 3,659 μm ve 3,122 μm olarak ölçülmüştür. Frekansın yüksek değerleri için oluk içinden daha fazla malzemenin püskürmesi durumu söz konusu olmaktadır. Böyle bir durum, ısı girdisinde yarattığı azalmayla ilişkilendirilebilir. Ancak, ısı girdisindeki bir azalma sadece frekans ilgili değildir. Tarama hızı birim alandaki ısı girdisinin üzerinde önemli bir etkiye sahiptir; özellikle yüksek tarama hızının ısı girdisinde azalma yönünde etkisi bulunmaktadır. Hem yüksek tarama hızı hem de yüksek frekans ışın çakışmasını azalttığından, ısı girdisinin azalmasını sağlamaktadırlar. Böyle bir durumun birim alandan çıkarılan malzeme miktarını ve oluk etrafına yönlendirilen ve sıçrayan malzeme miktarını azaltma yönünde bir etki ortaya koyacağı düşünülmektedir. Tarama çakışması üç yüzey için neredeyse benzerken, atım çakışması bu yüzeyler, "E3", "E9" ve "E11", için farklı değerlerde hesaplanmıştır. Daha büyük bir atım çakışması, daha yüksek bir yüzey pürüzlülüğü sonucunu ortaya çıkarmıştır. Ardışık lazer ışınlarının oluşturduğu atım çakışması ile ışınlar arasındaki yüksek çakışmalar, belirli bir alan için tekrarlanan ergime ve buharlaşma döngülerinin sayısının artmasına ve sonuç olarak yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olmuştur. "E3", "E9" ve "E11" yüzeyleri arasında en yüksek yüzey pürüzlülüğü "E9" yüzeyinden ölçülmüştür. Üç lazer işleme stratejisi için atım genişlikleri "E3" ve "E11" için 225 ns iken E9 için 75 ns'dir. Daha uzun atım genişliği kısa atım genişliklerine göre geride az miktarda ergimiş malzeme bırakırken oluktan daha fazla malzemenin buharlaşmasını sağlamaktadır (Jiao vd., 2019). Önceki bölümlerde belirtildiği üzere plazmanın basıncı nedeniyle, ergimiş malzemenin bir kısmı oluğun dışına doğru yönlendirilir ve yönlendirildiği yerde katılaşırken, bir kısmı ise oluğun içinde kalır ve katılaşmasını oluk içinde tamamlamaktadır. Bu döngüde oluktan dışarı doğru yönlendirilen ve tekrar katılaşan malzeme miktarı, frekans ve tarama hızı değerine bağlı olarak yüzey topografyasının ve dolayısı ile tekstürün şekillenmesinde rol oynamaktadır. Şekil 4.3'deki SEM görüntüleri incelendiğinde bu yaklaşımın etkileri net bir şekilde görülmektedir. Çok sayıda gözenek, çakışan oluk,

oluk çıkıntıları, sıçrantı parçacıkları ve katmanlarının varlığı daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ile sonuçlanan kaba bir yüzey tekstürü ortaya çıkarmaktadır.

4.2.2 Proses Parametrelerinin Temas Açısı Üzerindeki Etkileri

Temas açısı, lazerle işlenmiş yüzeylerin ıslanabilirliğinin bir göstergesidir. Yüzeye damlatılan suyun yüzeyde kararlı bir hal alması sonucunda damlanın yüzeye yaptığı açıya göre; ölçülen temas açısı 10° 'den küçük ise yüzey süper hidrofilik bir özelliğe sahiptir; 10° ile 90° arasında ise hidrofilik bir özelliğe sahiptir; 90° 'den büyükse yüzey hidrofobik bir özelliğe sahiptir ve 150° 'den büyükse yüzey süper hidrofobik bir özelliğe sahiptir, kabullerinden biri yapılarak yüzey özelliği temas açısı üzerinden karakterize edilmektedir. Yüzeyi parlatılmış test numunesinin temas açısı 75° olarak ölçülmüştür ve bu yüzey 90° 'den küçük bir temas açısına sahip olması sebebi ile hidrofilik bir özellik sergilemektedir. Lazerle tekstürlenmiş yüzeyler üzerinde yapılan temas açısı ölçüm sonuçları Tablo 4.1'de listelenmiştir. Tablo 4.1'de verilen sonuçlara göre ortalama temas açısı değerleri hesaplanmış ve sonuçlar Tablo 4.3'de verilmiştir. Parametrelerin temas açısına etkisi Tablo 4.3'de verilen verilere göre grafiksel olarak Şekil 4.4'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3 Ortalama temas açısı değerleri

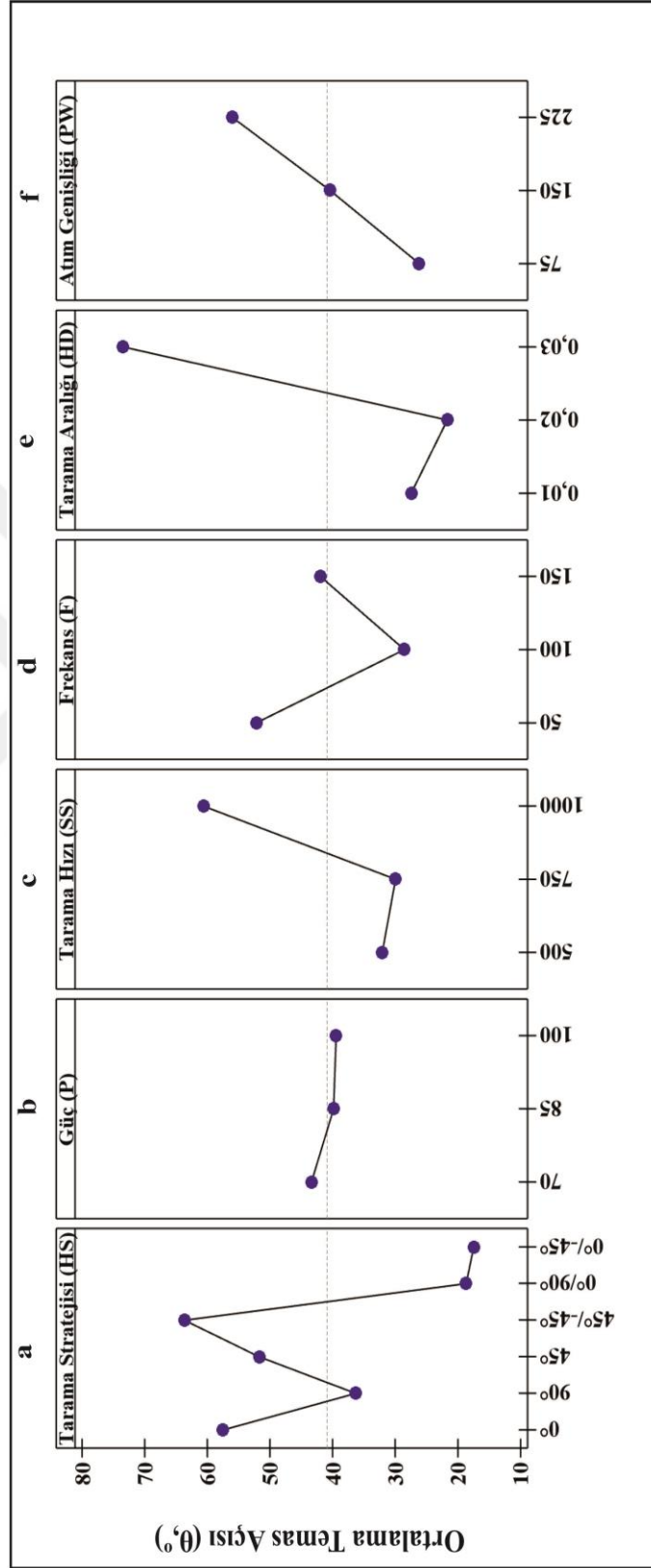
Seviye	HS	P	SS	F	HD	PW
1	57,50	43,35	32,05	52,17	27,42	26,15
2	36,27	39,83	29,92	28,50	21,65	40,40
3	51,70	39,42	60,63	41,93	73,53	56,05
4	63,67					
5	18,63					
6	17,43					

Şekil 4.4'deki grafikler, ilgili parametrenin diğer tüm parametrelerle etkileşiminde ölçülen temas açılarının ortalama değerleri dikkate alınarak oluşturulmuştur. Şekil 4.4a incelendiğinde tarama stratejisi sırasıyla 45° ve 0° olduğunda yüzeyler en yüksek ve en düşük temas açılarını vermektedir. Şekil 4.4b'de görülmektedir ki, lazer ışının gücü arttıkça temas açısında bir azalma meydana gelmektedir. Tarama hızı, frekans ve tarama aralığının temas açısı üzerindeki etkisi Şekil 4.4c-e'de

görülmektedir. Şekil 4.4c-e'deki grafikler incelendiğinde parametrelerin temas açısı üzerinde benzer bir eğilim ortaya koydukları görülmektedir. Atım genişliği için Şekil 4.4f'de görülen grafik incelendiğinde, atım genişliğindeki herhangi bir artışın temas açısını artırdığı görülebilmektedir. Temas açısı ölçümlerinin analizi göstermektedir ki temas açısının değeri tarama yönündeki değişme ile değişmektedir. Şekil 4.3'de verilen "E3", "E9" ve "E11" yüzeyleri için en yüksek yüzey pürüzlülüğüne ($6,724 \mu\text{m}$) ve en düşük temas açısına ($15,6^\circ$) sahip olan "E9" yüzeyinde, çok sayıda derin ve geniş çukurların olduğu görülmektedir. En yüksek temas açılara sahip "E3" ve "E11" yüzeyleri, "E9" yüzeyine kıyasla daha düşük oyuk derinliklerine ve hatta orantılı olarak daha az sayıda çukurlara sahip oldukları tespit edilmiştir. En yüksek temas açısı olan 130° , "E3" yüzeyinin sahip olduğu tekstürden elde edilmiştir. Bu yüzey $3,659 \mu\text{m}$ 'lik bir pürüzlülük değerine sahiptir. Lazer ışını ile tekstürlenmiş on sekiz yüzey arasında yüzey pürüzlülüğü $2,9 \mu\text{m}$ ile $3,7 \mu\text{m}$ arasında değişen yüzeyler hidrofobik özellik gösterirken ($3,2 \mu\text{m}$ 'lik ve 59° temas açısına sahip yüzey hariç), bu yüzeyler dışındaki diğer tüm yüzeyler hidrofilik bir özellik sergilemektedir.

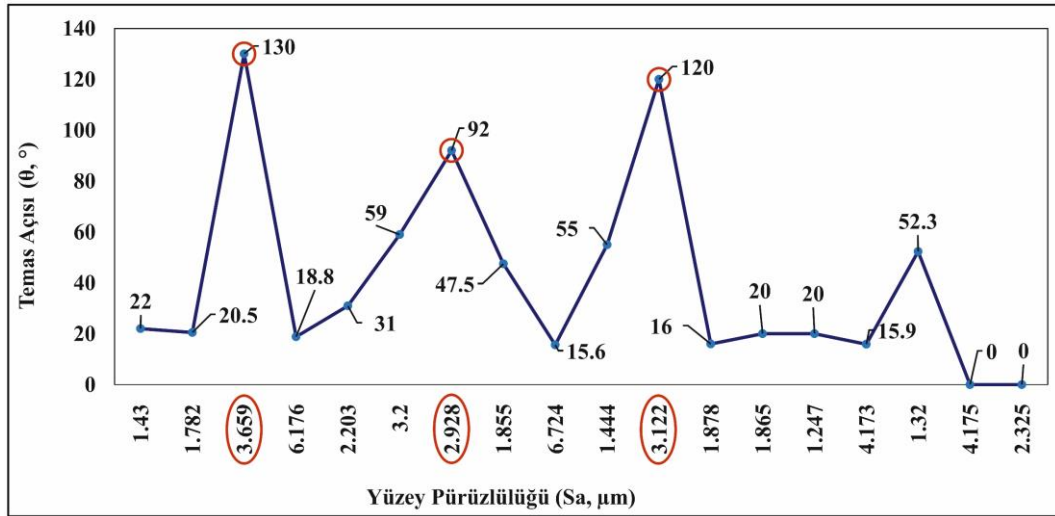
4.2.3 Islanabilirlik Davranışı Üzerinde Yüzey Pürüzlülüğünün Etkisi

Tüm lazer tekstürleme kombinasyonları için temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişki Tablo 4.1'de verilen sonuçlara göre Şekil 4.5'de grafiksel olarak görülmektedir. Bu çalışma kapsamında elde edilen sonuçlardan yola çıkarak temas açısı ile yüzey pürüzlülüğü arasında net bir ilişki olduğu yönünde bir çıkarım yapmak mümkün değildir. "E15" ve "E17" test numunelerinin yüzey pürüzlülüğü hemen hemen aynı iken, temas açılarının farklı olması sebebi ile ıslanabilirlik özelliklerinin de farklı olduğu söylenebilir. "E15" için temas açısı yaklaşık 16° iken, "E17" için damla yüzeye yayılmıştır. Bu iki yüzey tekstürü farklı tarama stratejileri ile işlenmiştir. "E15" numunesi, $0^\circ/90^\circ$ tarama stratejisi ile işlenmişken, "E17" numunesi $0^\circ/-45^\circ$ tarama stratejisi ile işlenmiştir. "E5" ve "E18" test numuneleri arasında da benzer bir ilişki kurmak mümkündür. "E5" ve "E18" in yüzey pürüzlülüğü sırasıyla $2,203 \mu\text{m}$ ve $2,325 \mu\text{m}$ 'dir. "E5" için temas açısı 31° olarak ölçülürken, damla "E18" numunesinin yüzeyine yayılmıştır. "E5" ve "E18" için tarama stratejileri sırasıyla 90° ve $0^\circ/-45^\circ$ dir.



Şekil 4.4 Her bir parametre için ortalama temas açılarındaki değişimler

Temas açısının yüzey pürüzlülüğü dışında başka bir yüzey özelliğinden etkilendiği açıktır ve bu özelliğin yüzey kimyası ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Bunun yanında tarama stratejisinin yüzey topografyasından dolayı tekstüründe de etkili olduğu düşünülürse, yüzey topografyasından dolayı yüzeyin ıslanabilirlik davranışında etkili olduğu çıkarımını yapmak da mümkündür. “E1” ve “E10” numuneleri için yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı arasındaki ilişkinin karşılaştırılması ile bu sonucu destekleyen bir çıkarım elde edilmiştir. “E1” için temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü sırasıyla 22° ve 1,430 µm olarak ölçülürken, “E10” için temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü 55° ve 1,444 µm olarak ölçülmüştür. “E1” ve “E10” için tarama stratejileri sırasıyla 0° ve 45°/-45°’dir. Benzer bir gözlem “E8” ve “E13” yüzeyleri üzerinde yapılan ölçümlerde de elde edilmiştir. “E8” için temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü 47,5° ve 1,855 µm olarak ölçülürken ve “E13” için 20° ve 1,865 µm olarak ölçülmüştür. “E8” ve “E13” numuneleri için tarama stratejileri sırasıyla 45° ve 0°/90°’dir.



Şekil 4.5 Temas açısı (CA) ve yüzey pürüzlülüğü (Sa) arasındaki ilişki

Lazer ışını ile yüzeyde oluşturulan tekstürün şeklinde ve yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olan ışın çakışma oranlarının da tarama stratejisi kadar temas açısı üzerinde etkili olduğu düşünülmektedir. Karşılaştırılan yüzeyler arasındaki çakışma oranları için bir değerlendirme yapıldığında, çakışma oranı değiştikçe yüzey pürüzlülüğü değişmese bile temas açısının farklı olduğu ortaya çıkmıştır. Işın çakışma oranları ve tarama stratejisi, yüzey tekstürünü etkili bir şekilde değiştirmektedir.

Benzer çakışma oranları için temas açıları arasında bir karşılaştırma yapılmıştır. Benzer atım çakışma oranına sahip “E4”, “E5”, “E13” ve “E15” yüzeyleri için temas açıları sırasıyla 18,8°, 31°, 20° ve 15,9°’dir. Bunun yanında, diğer benzer atım çakışma oranına sahip “E1”, “E8”, “E11” ve “E16” yüzeyleri için benzer karşılaştırmalar yapılmıştır. Buna göre, “E1”, “E8”, “E11” ve “E16” yüzeyleri için ölçülen temas açıları sırasıyla 22°, 47,5°, 120° ve 52,3°’dir ve görülmüştür ki, yüzeylerin işlendiği koşulda atım çakışma oranı aynı olsa bile temas açıları farklılık göstermektedir. Aynı tarama stratejileri için atım çakışma oranı ve temas açısı arasında bir ilişki kurulursa, çakışma oranındaki bir azalmanın temas açısında bir azalmaya neden olduğu sonucuna varılabilmektedir. Deneysel verilerden yola çıkılarak, yüzey tekstürünün, yüzey kimyasının ve yüzey pürüzlülüğünün, yüzeyin ıslanabilirlik davranışını etkilediği sonucuna ulaşılmıştır. İşlenmiş tüm yüzeyler arasında en yüksek temas açısı, “E3” test koşulu ile işlenmiş yüzeyden elde edilmiştir ve bu yüzeyden ölçülen temas açısı değeri 130°’dir. Bu test koşulunda tarama stratejisi 0° iken, diğer parametreler; güç için %100, tarama hızı için 1000 mm/sn, frekans için 150 kHz, tarama aralığı için 0,03 mm ve atım aralığı için 225 ns’dir. Daha önce vurgulandığı üzere, temas açısı 90° ile 150° arasında ise yüzey hidrofobik davranış sergilerken, 90°’den küçük açılarda hidrofilik davranış sergilemektedir. Temas açısı sonuçlarına göre “E3”, “E11” ve “E7” dışında diğer tüm yüzeylerin hidrofilik davranış sergilediği tespit edilmiştir. Hidrofobik davranış sergileyen “E3” yüzeyi için yüzey pürüzlülüğü 3,659 µm iken, “E11” ve “E7” için yüzey pürüzlülük değerleri 3,122 µm ve 2,928 µm’dir. Tablo 4.1’de verilen sonuçlar ve Şekil 4.5 dikkate alındığında, yüzey pürüzlülüğü 2,9 µm’den düşük ve 3,7 µm’den yüksek olan yüzeylerin hidrofilik davranış sergilediği sonucu çıkarılabilmektedir. Hidrofobik davranış sergileyen yüzeylerin temas açısı ile yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, yüzey pürüzlülüğündeki artışın temas açısında artışa neden olduğu tespit edilmiştir (Bizi-Bandoki vd., 2011).

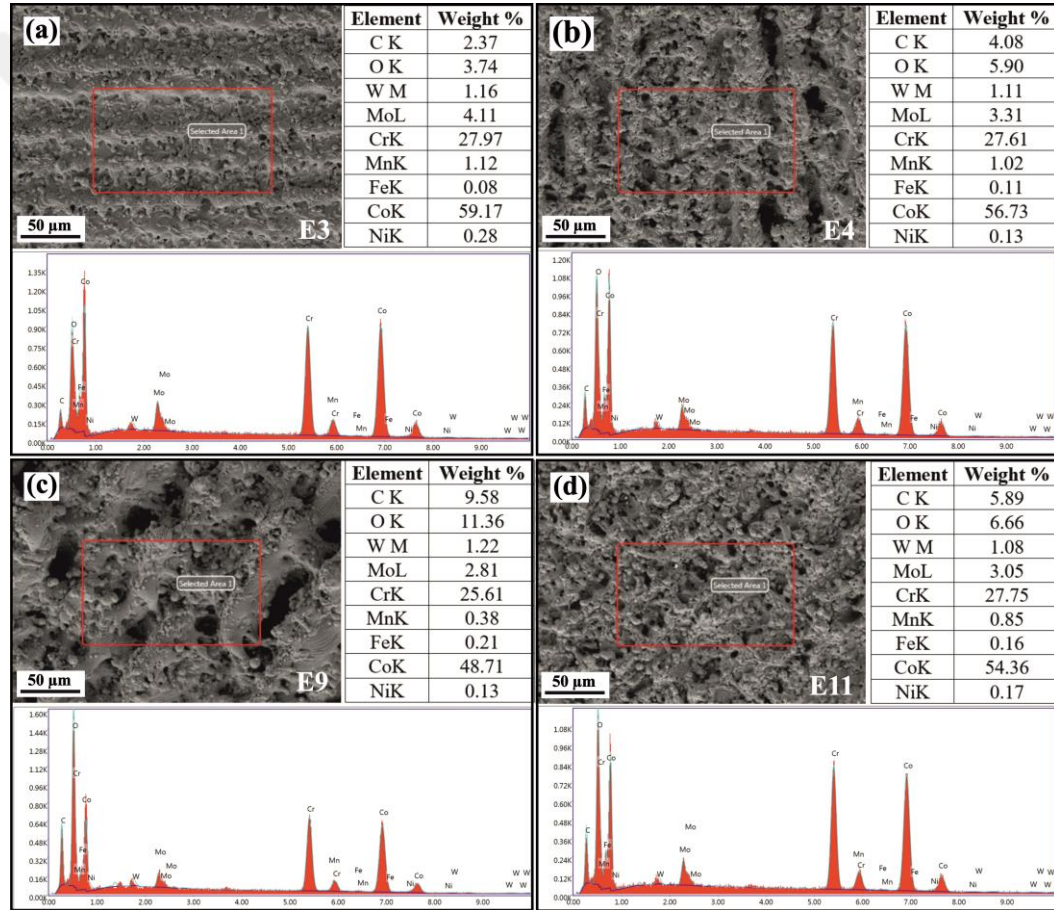
4.2.4 İşlenmiş Yüzeyin Kimyasal Kompozisyonu

Tekstürlü yüzeylerden “E3”, “E4”, “E9” ve “E11” için SEM ve EDX analizleri yapılmış ve sonuçlar Şekil 4.6’da verilmiştir. Şekil 4.6’da görüldüğü gibi yüzeyler üzerinde bir alan seçilmiş ve bu alanda EDX analizi yapılmıştır. Analiz sonuçlarına göre tespit edilen elementler için yüzde oranları Şekil 4.6’da verilmiştir. Seçilen

yüzeylerin oksijen (O) içeriği karşılaştırılmış ve en yüksek “O” içeriğinin %11,36’lık bir oran ile “E9” yüzeyinde olduğu tespit edilmiştir. Azalan oranlarda, “E11”, “E4” ve “E3” yüzeyleri için “O” içerikleri sırasıyla %6,66, %5,90 ve %3,74 olarak tespit edilmiştir. Yapılan analizler ile tespit edilen “O” içeriğinin lazer tekstürlü yüzey üzerindeki metal oksitlerden kaynaklandığı düşünülmektedir. Yüzey üzerinde yapılan analiz sonucu molibden (Mo) elementinin oranındaki tespit edilen dalgalanma, “O” elementinin oranı ile ilgili olduğu düşünülmektedir. “O” elementinin oranının yüksek olduğu durum için “Mo” elementinin oranı düşüktür. Yüzeyin kobalt (Co) içeriğine gelince, “E9”da net bir azalma tespit edilmiştir. Bazı elementlerin kimyasal bileşiminde tespit edilen dalgalanma, tekstüre uygulamalarında metale uygulanan enerjideki değişimlerle ilişkili olduğu düşünülmektedir (Sandoval-Robles vd., 2020). Ayrıca bazı elementlerin oksitlerinin oluşumunun ilgili azalmayı teşvik edici bir etki sağladığı düşünülmektedir. “Co”, “C” ve “Mo” içeren metalik bir malzemede, lazer ışınının malzeme ile etkileşimi sırasında termal dönüşümler nedeniyle σ fazı (Co(Cr, Mo)) gibi bir intermetalik faz ve $M_{23}C_6$ gibi bir çökelti oluşabilmektedir (Mineta vd., 2010; Sandoval-Robles vd., 2020). Lazer tekstüre işlemi sonrasında oluşan metal oksitlerin yüzey enerjisini azalttığı ve ayrıca, tekstürleme sırasında havadaki organik karbonların yüzey tarafından emilerek yüzeyin karbon içeriğini arttığı düşünülmektedir (Fadeeva vd., 2016; Qiao vd., 2018). Özellikle, “E3” ve “E11” yüzeyleri, değişen tarama stratejileri, tarama hızları ve frekans değerleri ile işlenmiştir. Bu iki yüzeyin “C” ve “O” konsantrasyonları arasında neredeyse iki kat fark olmasına rağmen, krom içeriğinin aynı olduğu, ancak “Mo” ve “Co” içeriği, yüksek tarama hızı ve frekans ile işlenmiş yüzeyler için düşük tarama hızı ve frekans ile işlenmiş yüzeylerle karşılaştırıldığında oransal olarak daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Her iki yüzey için benzer pürüzlülük değerleri söz konusudur ve her iki yüzey hidrofobik bir özellik sergilemektedir.

Tekstürlü yüzeylerden “E3”, “E4”, “E9” ve “E11” için CoCr28Mo alaşımını karakterize eden temel elementler için element dağılım analizi yapmak üzere belirli bir alan içinde analitik haritalama gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.7, tekstürlü yüzeylerin element dağılımı görüntülerini göstermektedir. Şekil 4.7’de görüldüğü gibi, element konsantrasyonundaki farkın, çukurlar ve yüzey arasındaki derinlik farkından

kaynaklandığı düşünülmektedir. Lazer ışını-metal etkileşimi sırasında boşluktan dışarıya doğru malzeme kütle göçünün meydana geldiği iyi bilinmektedir. Bu göçte etkili olan faktör, ablasyon işlemi sırasında lazer ışını ile metal arasındaki ergime ve buharlaşma mekanizmasıdır. Lazer ışını ve metalin etkileşimi ile oluşan plazmanın yarattığı geri tepme basıncı nedeniyle boşluğun dışına doğru yönelmiş, boşluk yan duvarlarında ve etrafında sıçrayarak katılaşmasını tamamlayan malzeme kalıntıları, yüzeyin yapısı üzerinde de etkili olmaktadır ve bu oluşumun etkileri element haritalamada da kendini göstermektedir. Benzer bulgular ilgili çalışmalarda da (Gunenthiram vd., 2018; Y. Wang vd., 2021) raporlanmıştır.



Şekil 4.6 E3, E4, E9 ve E11 yüzeyleri için SEM-EDX analizinin sonuçları

4.2.5 Parametrelerin İstatistiksel Analizi

Yüzey pürüzlülüğü, parlatılmış ve işlenmemiş yüzeyler için ($Sa < 0,5 \mu m$), minimum pürüzlü yüzeyler için ($Sa 0,5-1 \mu m$), orta derecede pürüzlü yüzeyler için

(Sa 1–2 μm) ve pürüzlü yüzeyler için ($Sa \geq 2 \mu\text{m}$) olarak sınıflandırılmaktadır (Cruz vd., 2022; Strickstock vd., 2017; Wennerberg ve Albrektsson, 2009).

Bir implantın yüzey pürüzlülüğü osseointegrasyon mekanizması üzerinde etkilidir (Cruz vd., 2022). Tekstürlü bir yüzeyin hidrofiliği, yoğun ve hızlı bir osseointegrasyonun sağlanmasında etkilidir (Elias vd., 2008). Bu çalışma kapsamında tekstürlenmiş yüzeylerden alınan pürüzlülük değerleri 1,2 μm ile 6,8 μm arasında değişmektedir. Yüzey pürüzlülüğünün 1–2 μm arasında değiştiği tekstürlü yüzeylerin, hızlı bir osseointegrasyonun sağlanmasında etkili olduğu yönünde literatürde görüşler bulunmaktadır (Strickstock vd., 2017; Wennerberg ve Albrektsson, 2009). Bu nedenle pürüzlülük değerleri 1-2 μm arasında olan hidrofilik bir yüzey dikkate alınarak istatistiksel bir analiz tasarlanmıştır ve kalite karakteristiği de bu doğrultuda “en küçük, en iyi” olarak seçilerek analiz gerçekleştirilmiştir. “En küçük, en iyi” kalite karakteristiği için S/N oranı Denklem 4.1’de verilen formülle hesaplanmaktadır (X. Wang vd., 2017).

$$\frac{S}{N} = -10 \log_{10} \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_{ij}^2 \right] \quad (4.1)$$

Taguchi yöntemi kullanılarak yüzey pürüzlülüğü için yapılan analizin ilk aşamasını sinyal-gürültü oranının (S/N) belirlenmesi oluşturmaktadır. Sinyal-gürültü oranının belirlenmesinde Denklem 4.1’de verilen formül kullanılmıştır. Analizin temelinde hedeflenen çıktı üzerindeki süreci etkileyen kontrol edilebilir faktörlerin etkilerini en üst düzeye çıkarmak ve kontrol edilemeyen faktörlerin etkilerini en aza indirmek vardır ve bu durumun sağlanması ile beklenen çıktıya ulaşma hedefi arttırılabilmektedir. Bu nedenle, analizlerde “S/N” oranını maksimum yapmak amaçlanmıştır. Bu çalışmada on sekiz yüzey pürüzlülüğü için S/N oranı değerleri hesaplanmıştır. Bu S/N oranı değerleri dikkate alınarak her bir parametrenin her bir seviyesi için ortalama S/N oranı değerleri hesaplanmıştır ve sonuçlar Tablo 4.4’de verilmiştir. Her bir parametre için S/N oranı değerleri arasından en yüksek olan değer optimal seviyeyi işaret etmektedir. Bu doğrultuda her bir parametre için tüm S/N oranı değerleri arasından en yüksek değer dikkate alındığında lazerle yüzey tekstürleme işlemi için optimum parametre kombinasyonu; tarama stratejisi için 45°/-45°, güç için

%70, tarama hızı için 1000 mm/sn, frekans için 50 kHz, tarama aralığı için 0,01 mm ve atım genişliği için 75 ns olarak tespit edilmiştir. Öngörülen optimum koşulun, lazer yüzey tekstürleme uygulamalarında test edilen on sekiz deney kombinasyonundan farklı olduğu tespit edilmiştir. Öngörülen optimum koşul için lazerle tekstürleme uygulaması yapılmış ve işlenmiş yüzey üzerinde yapılan dört ölçüm sonucu ile hesaplanan ortalama değer, optimum yüzey pürüzlülüğü olarak kabul edilmiştir. Optimum yüzey pürüzlülüğü $1,002 \pm 0,017 \mu\text{m}$ olarak tespit edilmiştir. Bu yüzey için optik profilometreden alınan topografyanın iki boyut ve üç boyutlu görünümü Şekil 4.8’de verilmiştir.

Parametrelerin istatistiksel anlamlılığı varyans analizi (ANOVA) ile test edilmiştir. ANOVA için sonuçlar Tablo 4.5’de verilmiştir. Her bir parametrenin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi hesaplanmış ve azalan sırada tarama hızı için %37,05, tarama stratejisi için %19,81, güç için %17,09, atım genişliği için %10,16, frekans için %4,99 ve tarama aralığı için %2,84 olarak hesaplanmıştır.

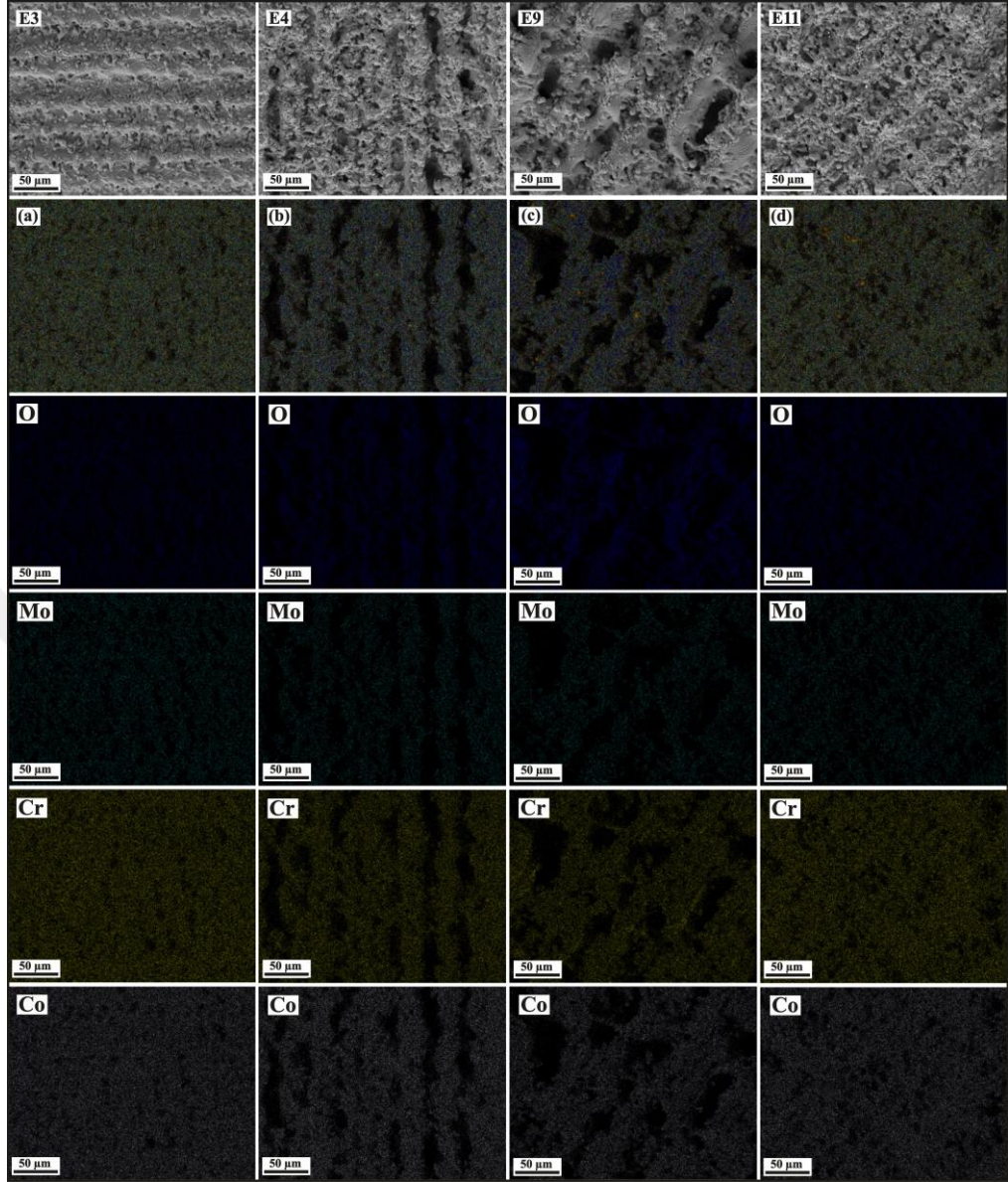
Tablo 4.4 Yüzey pürüzlülüğü için Sinyal-Gürültü oranları (S/N)

Seviye	Sinyal-Gürültü oranı (S/N)					
	HS	P	SS	F	HD	PW
1	-6,463	-6,539*	-11,699	-6,946*	-6,980*	-6,048*
2	-10,926	-6,912	-6,570	-7,743	-8,304	-8,745
3	-10,416	-10,523	-5,704*	-9,284	-8,690	-9,180
4	-6,184*					
5	-6,580					
6	-7,377					

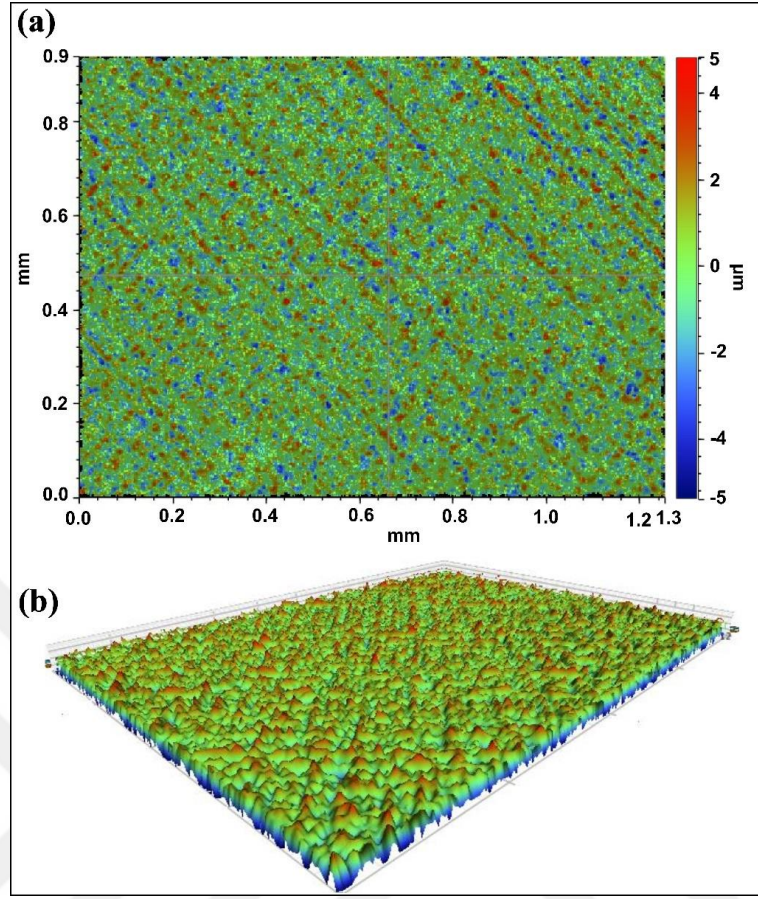
* Optimum seviye

Tablo 4.5 Sinyal-Gürültü oranları (S/N) için ANOVA sonuçları

Kaynak	Parametreler							
	HS	P	SS	F	HD	PW	Hata	Toplam
D.F.	5	2	2	2	2	2	2	17
Seq. SS	67,34	58,10	125,97	16,95	9,65	34,54	27,39	339,99
p	0,574	0,32	0,179	0,618	0,739	0,442	-	-
P.C	19,81	17,09	37,05	4,99	2,84	10,16	8,06	-



Şekil 4.7 E3, E4, E9 ve E11 lazer tekstürlü yüzey üzerinde elementlerin dağılımı



Şekil 4.8 Optimum lazer tekstürleme koşulu için yüzeyin iki boyutlu (a) ve üç boyutlu (b) topografya görüntüleri

4.3 Lazer Yüzey Tekstüre Etme Parametrelerinin Biyomedikal Paslanmaz Çeliğin (316 LVM) Yüzey Özelliklerine Etkisi

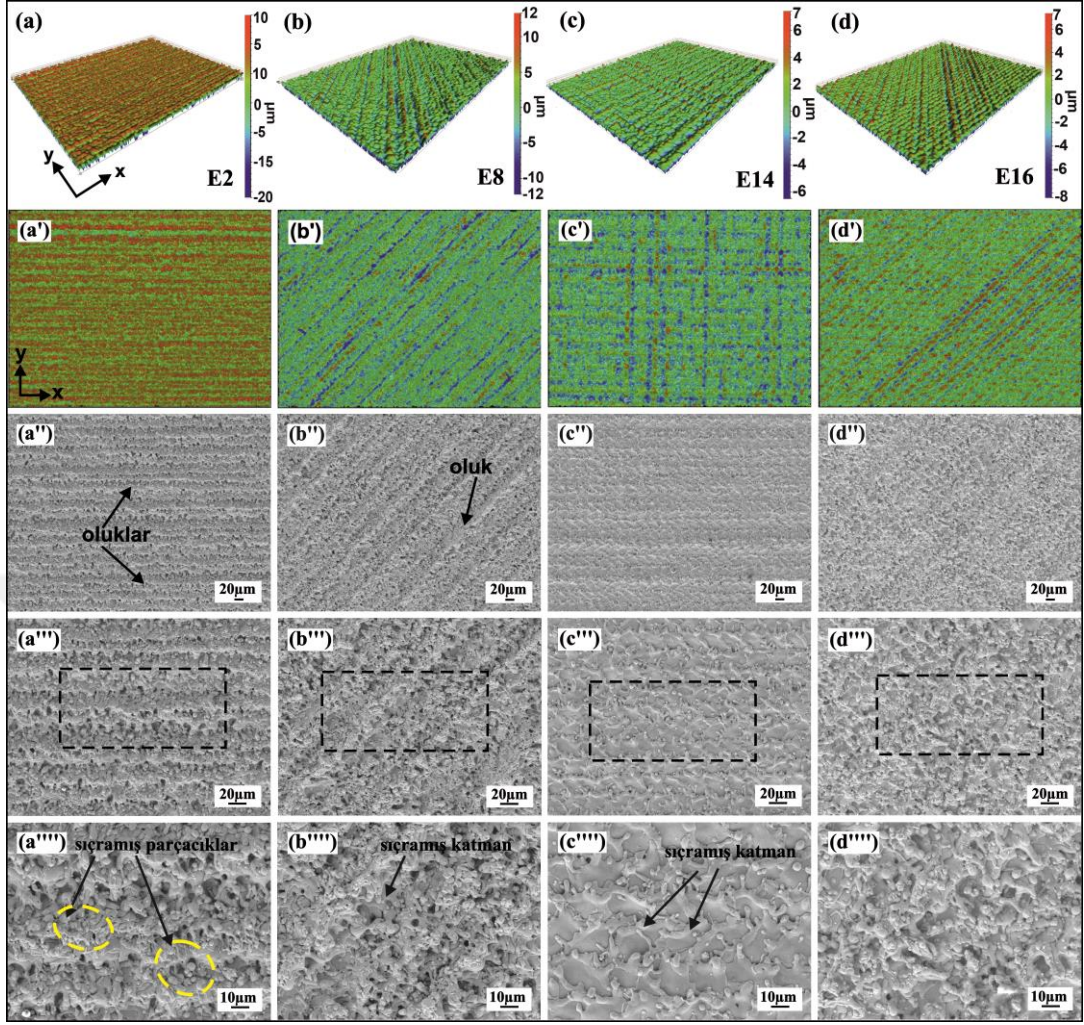
Yüksek lisans tezinin bu bölümü sunulmadan önce bilimsel yayın (Kasman, Uçar, ve Ozan, 2023b) haline getirilip okuyucular ile paylaşılmıştır. Bilimsel yayının (Kasman vd., 2023b) yüksek lisans tezinde Türkçe olarak tekrar sunulması için Springer Nature'dan "5567800379964" numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.

4.3.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri

Metalik iş parçasının yüzeyi lazer ışını ile tarandıktan sonra tarama yönünde ve tarama aralığındaki kraterlerin belirli bir oranda üst üste gelmesiyle bir yüzey tekstürü oluşacağı ve bu tekstürlerin şekillenmesinde tarama stratejisinin etkisinin olduğu tespit edilmiştir ve önceki bölümlerde bu durumla ilgili bulgulardan bahsedilmiştir. Lazer

ışını ile metal yüzeyinde bir gravür oluşturma işleminde atım çakışması ve tarama çakışması oranlarındaki artışın neden olduğu tekrarlayan termal döngülerin etkisiyle yüzeyde bir tekstür oluşmaktadır. Sabit bir frekans için tarama hızının azalmasının çakışma oranını arttırdığı ve sabit bir tarama hızı için frekansın artmasının atım çakışma oranını arttırdığı deneysel çalışmalar sonrasında tespit edilmiştir ve buna ait detaylı açıklama Bölüm 2’de bulunmaktadır. Çakışma yaratabilecek bir tarama aralığı için tarama aralığındaki bir azalma, tarama çakışma oranını artırmaktadır. Lazer ışının bir metal ile etkileşimi sonrası oluşan plazma içindeki basıncın kademeli olarak artan etkisi ile buharlaşma sonrası kalan ergimiş malzeme, bir geri tepme basıncının etkisiyle oluşan kraterin dışına doğru yönelir ve burada tekrar katılaşır (Kaldos vd., 2004; Leone vd., 2016; Leone vd., 2020; Meijer vd., 2002; Semak ve Matsunawa, 1997). Yeniden katılaşan bu malzeme oluşumlarının etkisi ile yüzey topografyasının sahip olduğu tekstürün bir form aldığı deneysel çalışmalar sonrasında tespit edilmiştir.

Şekil 4.9’da üç boyutlu yüzey profilometre ve SEM görüntüleme analizlerinde farklı büyütme oranlarından alınan görüntülerle tekstürlü yüzeyler üzerinde detaylı incelemeler yapılmıştır. Lazer ışının oluşturduğu kraterler ve birbiri ile çakışan kraterlerin yarattığı oluklar ve bu oluklar arasındaki bölgeler Şekil 4.9a-d”da görülebilmektedir. Şekil 4.9a”-d”de oluklardan atılan ergime sonrası damla şeklindeki yeniden katılaşmış kalıntı malzemeler ve sıçrantı parçacıkları ile malzeme tabakaları net bir şekilde görülebilmektedir. Bu özelliklerin varlığının yüzey pürüzlülüğünü etkilediği tespit edilmiştir. Literatürde de benzer bir sonuca rastlanmıştır (Jiao vd., 2019). Şekil 4.9c” incelendiğinde, “E14” yüzeyinde bu özelliklerin diğer yüzeylere göre nispeten daha düşük olduğu görülmektedir ki bu olguların “E14”ün yüzey pürüzlülüğünün daha düşük bir değer sergilemesinin sebebi olduğu düşünülmektedir. Işın çakışmalarının, bu türde bir yüzey oluşmasında etkili olduğu ve dolayısı ile tarama hızı, frekans ile gücün de bu katmanlı yapının biçimini doğrudan etkilediği düşünülmektedir. Katmanların yüzey tekstürünün şekillenmesinde etkili olduğu ve bu etki sebebiyle, yüzey pürüzlülüğünü de karakterize ettiği düşünülmektedir.



Şekil 4.9 Tekstürlü yüzeylerin üç boyutlu yüzey topografyaları; (a) E2, (b) E8, (c) E14, (d) E16 ve lazer tekstürlü yüzeylerin SEM görüntüleri

Yüzey pürüzlülük sonuçları Tablo 4.6’da listelenmiştir. Parametrelerin her bir değeri için Tablo 4.6’da verilen yüzey pürüzlülük değerlerine göre ortalama yüzey pürüzlülük değeri hesaplanmış ve sonuçlar Tablo 4.7’de verilmiştir. Tablo 4.7’de verilen yüzey pürüzlülük değerlerinin grafiksel gösterimi Şekil 4.10 verilmiştir. Tablo 4.6’da görüldüğü gibi, “E1-E3” numuneleri tarama stratejisinin 0° olduğu ve tarama aralığının 0,01 mm ile 0,03 mm olduğu koşullara ait tekstüre işleminin sonuçlarını göstermektedir. Sonuçlar, atım çakışma oranının artmasıyla yüzey pürüzlülüğünün arttığını göstermektedir. Atım çakışma oranındaki bir artış birim uzunluktaki krater sayısının fazla olmasının bir sonucudur ve bu nedenle, yerel sıcaklıkta da bir artışın olması muhtemel bir sonuç olarak ortaya çıkmaktadır. Bu durumda, lazer ışınının oluşturduğu oluk derinliğinde artma ve olukların kenarlarında kalınlaşma söz konusu

olacaktır. Bu durum, ilgili literatürde vurgulandığı gibi yüzey pürüzlülük değerinde artış yaratabilmektedir (Leone vd., 2020). Yüzey pürüzlülüğündeki bu artış çakışma oranlarıyla ilişkilendirilmesine rağmen, güç ve atım genişliğindeki herhangi bir artışın da “E1-E3” için yüzey pürüzlülük değerlerini arttırma yönünde bir etkiye sahip olduğu söylenebilir. Gücünün yüzey pürüzlülük değeri üzerindeki etkisi göz önüne alındığında, güçteki herhangi bir artış, literatürde vurgulandığı gibi yüzey pürüzlülük değerlerini arttırmaktadır (Kasman, 2013; Kasman ve Saklakoğlu, 2013). Güç, atım genişliği ve frekans etkileşimi dikkate alınarak ölçülmüştür ve 12 W ile 22 W arasında değiştiği sonucuna ulaşılmıştır. Bu çalışma için gücün yüzey pürüzlülük üzerindeki etkisi “E1-E3” için değerlendirildiğinde, güçteki bir artışın yüzey pürüzlülük değerini arttırdığı tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlülük değerleri dikkate alınarak diğer test numuneleri için de benzer bir inceleme yapılmıştır. Yüzey pürüzlülük değerlerinin yukarıda belirtilen parametrelerle değiştiği ve ayrıca tarama hızı ve tarama stratejisinden de etkilendiği sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca, oyulmuş yüzeyin tekstürünün tarama stratejisi ve ışın çakışma oranlarından etkilendiği sonucuna da ulaşılmıştır. Bu açıdan yüzey pürüzlülük değerinin güç ve yüzey tekstürü açısından da değerlendirilmesi gerektiği düşünülmelidir. Yaklaşık olarak aynı güç için yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde, güç yaklaşık olarak aynı değerde olsa bile yüzey pürüzlülük değerlerinin farklılık gösterdiği tespit edilmiştir. “E3” ve “E9” yüzey tekstürleri karşılaştırıldığında güç sırasıyla 21,6 W ve 21,58 W, yüzey pürüzlülük değerleri ise sırasıyla 2,83 μm ve 3,98 μm olarak ölçülmüştür. “E8” ve “E17” yüzey tekstürleri karşılaştırıldığında ise güç sırasıyla 18,92 W ve 18,9 W, yüzey pürüzlülük değerleri ise sırasıyla 1,97 μm ve 4,68 μm olarak ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark, atım çakışma değerine ve tarama stratejisine bağlanmaktadır. Yüzey pürüzlülük değerleri “1,97 μm ”, 45°’lik bir tarama stratejisinden ve %88,89 O_p ’den atım çakışma oranından elde edilirken, yüzey pürüzlülük değeri “4,68 μm ” 0°/-45° tarama stratejisinden ve %96,30 O_p atım çakışma oranından elde edilmiştir. Lazer ışını ile tekstürlenmiş yüzeyin yüzey pürüzlülük değerinin tarama stratejisi ve ışın çakışmalarından etkilendiği sonucuna ulaşılmıştır. Tablo 4.7’de her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğüne ait sonuçlar verilmiştir. Parametrelerin her bir seviyesi açısından en düşük yüzey pürüzlülük değeri dikkate alındığında en uygun tekstürleme koşulu; tarama stratejisi için 0°, güç için %70, tarama hızı için 1000 mm/sn, frekans

için 50 kHz, tarama aralığı için 0,01 mm, atım genişliği için 75 ns olarak tespit edilmiştir. Aynı analiz en yüksek yüzey pürüzlülük değeri için yapılmış ve en uygun tekstürleme koşulu, tarama stratejisi için 90°, güç için %100, tarama hızı için 500 mm/sn, frekans için 150 kHz, tarama aralığı için 0,03 mm ve atım genişliği için 150 ns olarak tespit edilmiştir.

Tablo 4.6 L18 deneysel düzeni, yüzey pürüzlülük (Sa) ve ıslanabilirlik test sonuçları (CA)

No	HS	P	SS	F	HD	PW	Sa	CA
E1	0	70	500	50	0,01	75	1,36±0,03	21,7±0,4
E2	0	85	750	100	0,02	150	1,80±0,05	25,7±4,6
E3	0	100	1000	150	0,03	225	2,83±0,09	88,2±1,6
E4	90	70	500	100	0,02	225	5,10±0,22	6,8±1,9
E5	90	85	750	150	0,03	75	1,87±0,01	22,7±1,2
E6	90	100	1000	50	0,01	150	2,76±0,18	0
E7	45	70	750	50	0,03	150	2,71±0,05	14,9±2,4
E8	45	85	1000	100	0,01	225	1,97±0,16	71,2±4,3
E9	45	100	500	150	0,02	75	3,98±1,08	5,3±1,6
E10	45/-45	70	1000	150	0,02	150	1,50±0,02	35,1±1,5
E11	45/-45	85	500	50	0,03	225	3,05±0,14	5,8±1,5
E12	45/-45	100	750	100	0,01	75	1,83±0,04	25,6±1
E13	0/90	70	750	150	0,01	225	2,17±0,03	14,8±1,4
E14	0/90	85	1000	50	0,02	75	1,17±0,03	14,0±0,6
E15	0/90	100	500	100	0,03	150	4,60±0,13	8,3±4,0
E16	0/-45	70	1000	100	0,03	75	1,45±0,00	114,5±1,6
E17	0/-45	85	500	150	0,01	150	4,68±0,11	4,2±0,9
E18	0/-45	100	750	50	0,02	225	2,31±0,03	8,0±1,4

Tablo 4.7 Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri

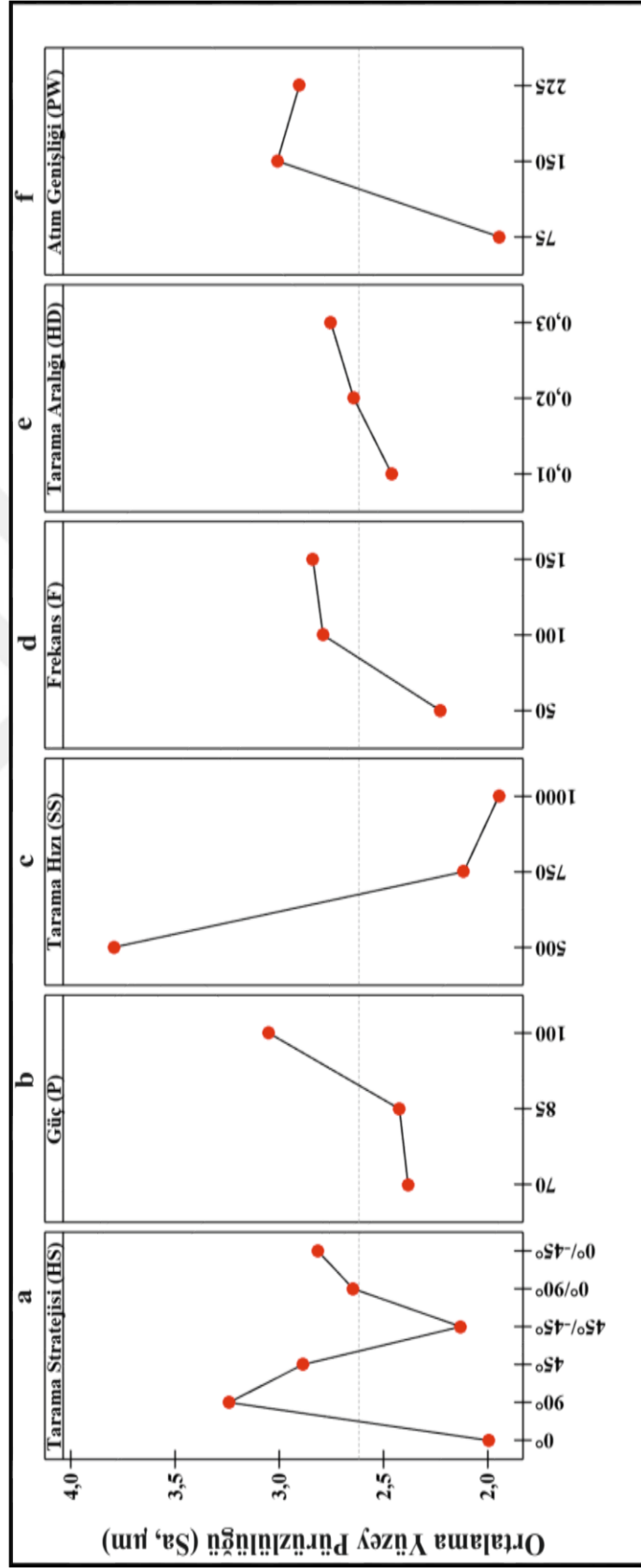
Seviye	HS	P	SS	F	HD	PW
1	1,993	2,381	3,794	2,227	2,460	1,942
2	3,241	2,423	2,114	2,789	2,642	3,009
3	2,886	3,050	1,946	2,838	2,752	2,903
4	2,128					
5	2,645					
6	2,815					

Her bir parametrenin ortalama değerlerine göre ana etkiler grafiği çizilmiş ve sonuçlar şekil 4.10'da verilmiştir. şekil 4.10'da görüldüğü gibi, tarama hızındaki bir artış yüzey pürüzlülüğü değerinde kayda değer bir azalmaya neden olmuştur. G, frekans ve tarama aralığında bir artış, yüzey pürüzlülüğü değerinde bir artışa neden olmuştur. Tarama hızı ve frekans atım çakışma oranını ve tarama aralığı ise tarama çakışmasını belirlemektedir. Bu iki çakışma, tarama stratejisiyle bağlantılı olarak yüzeyin tekstür ve topografyasını şekillendirdiği düşünülmektedir. Yüzey tarama tekrarlarının sayısı, tanımlanmış bir tarama stratejisiyle tüm yüzeyin lazer ışınıyla işlenmesiyle oluşan tekstür için önemlidir. Her tarama bir önceki taramada oluşan olukların, sıçrantı parçacıklarının ve malzeme kalıntılarının şeklini kaybetmesine ve hatta belki de kaybolmasına neden olup, yerine yeni yüzey oluşumlarının eklenmesine neden olmaktadır. Bu tekrarlayan olaylar nedeniyle, yüzey ilk taramadan farklı bir tekstür formuna sahip olmaktadır.

4.3.2 Proses Parametrelerinin Temas Açısı zerindeki Etkileri

Temas açısının katı bir yüzey üzerine damlatılan bir su damlası ile yüzey tekstürü arasındaki etkileşimi tanımlayan karakteristik bir özelliği ifade ettiği ve temas açısının değerine göre yüzeyin ıslanabilirliğinin değerlendirildiği daha önceki bölümlerde belirtilmiştir. Bu çalışmada, lazer ışını kullanılarak farklı lazer yüzey tekstürleme kombinasyonları ile oluşturulan tekstürlü yüzeyler üzerinde yüzeyin ıslanabilirlik özelliklerinin belirlenmesine yönelik olarak temas açısı ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Yüzeyi parlatılmış test numunesinin temas açısı $67,64^{\circ}$ olarak llmştir ve bu ölçüme ait test görseli şekil 4.11a'da görülmektedir. Ölçülen temas açısı 10° ile 90° arasında olduğu için yüzey hidrofilik olarak değerlendirilmektedir. Damlacık ile yüzey arasındaki temas açısı, tarama stratejisinin oluşturduğu tekstürün yüzey pürüzlülüğü, ışın çakışmalarını belirleyen faktörler ve diğer parametrelerle ilişkilendirilmektedir. Temas açıları için sonuçlar Tablo 4.6'da verilmiştir ve şekil 4.12'de ise grafiksel olarak gösterilmektedir.

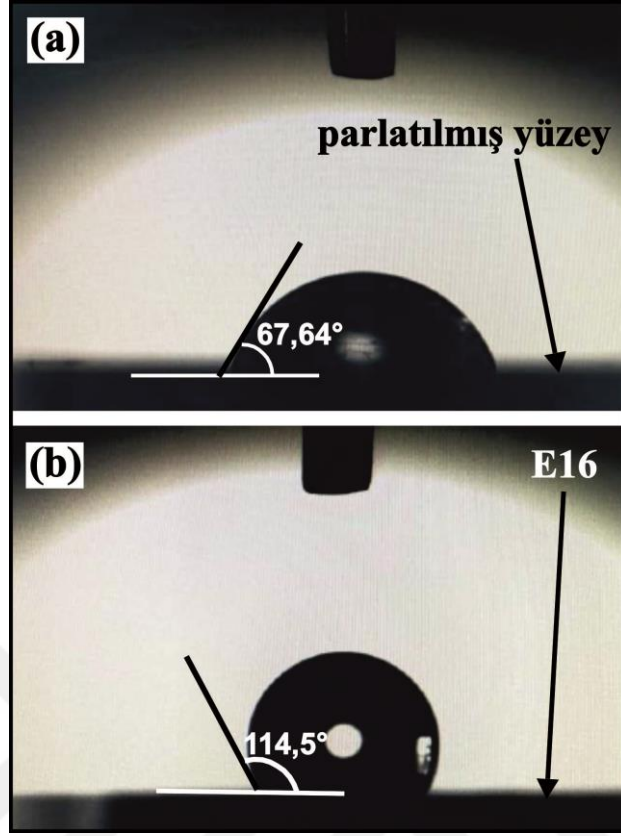


Şekil 4.10 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler

Temas açısının 90° ile 150° arasında olması durumunda yüzeyin hidrofobik ve yüzeyin temas açısı 10° 'den küçük olması durumunda ise yüzeyin süperhidrofilik özellik sergilediği bilinmektedir. Bu kapsamda, "E16" tekstürlü yüzey üzerinde ölçülen $114,5^\circ$ 'lik temas açısı (Şekil 4.11b), bu yüzeyin hidrofobik bir özellik sergilediğini işaret etmektedir. Bu numunenin tekstürlü yüzeyinin pürüzlülük değeri $1,45 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Tablo 4.6'daki temas açısı değerleri dikkate alındığında, "E4", "E6", "E9", "E11", "E15", "E17" ve "E18" tekstürlü yüzeyleri için yüzeyin süperhidrofilik bir özellik sergilediği tespit edilmiştir. Bu yüzeyler ve "E16" yüzeyi dışında diğer tüm yüzeyler için ölçülen temas açıları 10° ile 90° arasında olduğu için söz konusu yüzeylerin hidrofilik bir özellik sergilediğini söylemek mümkündür.

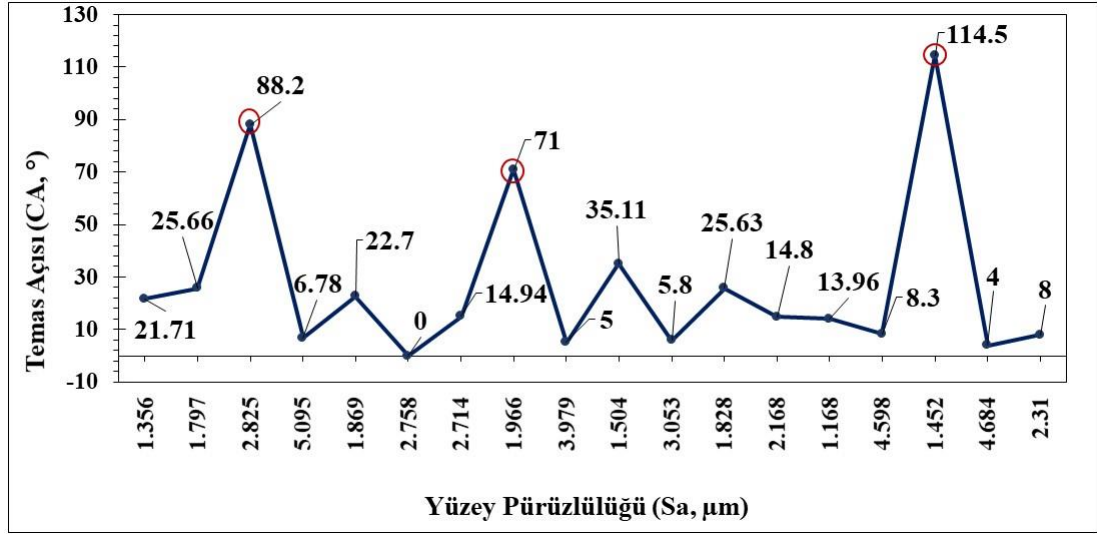
Temas açıları yüzey pürüzlülük değerleri ile ilişkilendirildiğinde, temas açısının yüzeyin yüksek bir pürüzlülük değeri gösterip göstermediğinden bağımsız davrandığı tespit edilmiştir. Bu çıkarım, "E5" ve "E12" numunelerinin benzer yüzey pürüzlülük değerleri ve farklı temas açısı değerleri göstermesi nedeniyle yapılmıştır. Yüzey pürüzlülük ve temas açısı "E5" için sırasıyla $1,87 \mu\text{m}$ ve $22,7^\circ$ iken, "E12" için sırasıyla $1,83 \mu\text{m}$ ve $25,6^\circ$ olarak ölçülmüştür. "E6" ve "E7" tekstürlü yüzeyleri için de benzer bir gözlem yapılmıştır; bu numunelerin yüzey pürüzlülük değeri hemen hemen aynı değerdedir, ancak "E7" tekstürlü yüzeyi için temas açısı $14,94^\circ$ iken, "E6" yüzeyi için damlanın yüzeye yayılması nedeniyle temas açısı sıfır olarak değerlendirilmiştir. Bu iki yüzey için yüzey pürüzlülüğü ile ıslanabilirlik arasındaki ilişki değerlendirildiğinde, farklı temas açısı değerleri olmasına rağmen, iki yüzeyden birinin hidrofilik ve diğerinin süperhidrofilik bir özellik sergilemesi sebebi ile şu çıkarım yapılabilmektedir: söz konusu iki yüzey de hidrofilik yüzey karakteristiğine sahiptir.

Yüzeyin hidrofilikliğin güçlü ve hızlı osseointegrasyon mekanizmaları üzerinde etkili olduğu bildirilmektedir (Elias vd., 2008). Şekil 4.13, parametrelerin temas açısı üzerindeki etkisini göstermektedir. Şekil 4.13, Tablo 4.8'de görülen parametrelerin ortalama temas açısı değerleri dikkate alınarak çizilmiştir.



Şekil 4.11 Yüzeyi parlatılmış ve tekstürlenmiş bir yüzeyin temas açısı ve damla görüntüleri

Şekil 4.13b incelendiğinde güçteki bir artışın temas açısında azalmaya neden olduğu ve yüzeyin hidrofilik davranış sergileme eğilimi göstermesini teşvik ettiği sonucuna ulaşılmıştır. Şekil 4.13c’de incelendiğinde temas açısının, tarama hızı arttıkça arttığı; bununla birlikte yüzeyin hala hidrofilik bir eğilim gösterdiği görülmektedir. Frekans, tarama aralığı ve atım genişliğindeki bir değişimin, temas açısında doğrusal bir değişikliğe neden olmadığı Şekil 4.13d-f incelendiğinde görülebilmektedir. Şekil 4.13a incelendiğinde en düşük ve en yüksek temas açısı, sırasıyla tarama stratejisi 90° ve 0° olduğunda elde edilmiştir. Tarama stratejisi 0°/-45° ile işlenmiş yüzeyler dışında diğer tüm tarama stratejileri ile işlenmiş yüzeylerin hidrofilik özellikler gösterdiği tespit edilmiştir. “E5” ve “E12” ile “E6” ve “E7” tekstürlü yüzeyler hemen hemen aynı yüzey pürüzlülük değerleri sergilemiş olsalar bile temas açıları arasında farklılıkların olduğu görülebilmektedir.

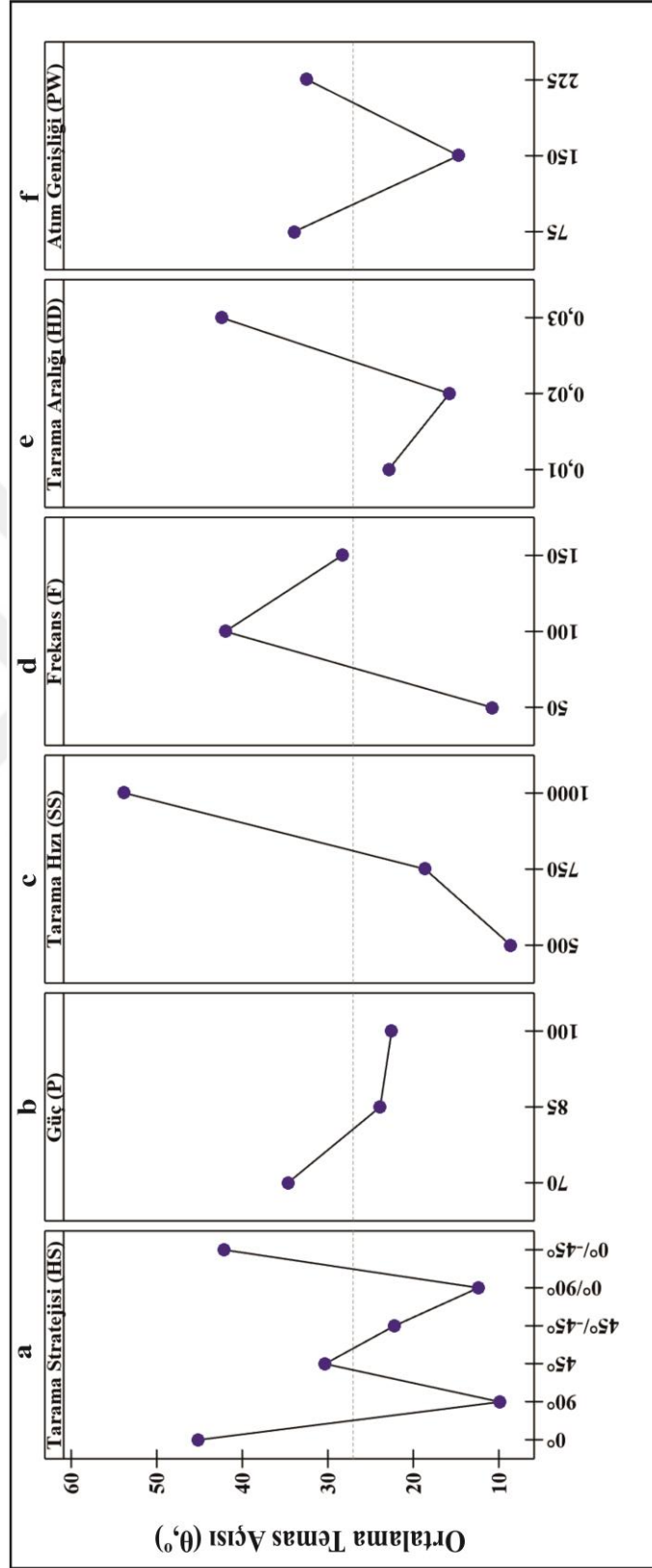


Şekil 4.12 Temas açısı (CA) ve yüzey pürüzlülüğü (Sa) arasındaki ilişki

Tablo 4.8 Ortalama temas açısı değerleri

Seviye	HS	P	SS	F	HD	PW
1	45,190	34,640	8,598	10,735	22,857	33,917
2	9,827	23,853	18,622	41,978	15,752	14,668
3	30,313	22,522	53,795	28,302	42,407	32,430
4	22,180					
5	12,353					
6	42,167					

Tablo 4.6'daki sonuçlar incelendiğinde, yüzey topografyasının çakışma oranları (atım çakışma oranı ve tarama çakışma oranı), güç, atım genişliği ve tarama stratejisinin ortak etkisiyle olduğu sonucuna ulaşılmaktadır. Yüzey topoğrafyasının tarama stratejisinin diğer parametrelerle etkileşimi sonucu olduğu ve oluşan yüzeyin kimyasının etkisiyle gelişen bir mekanizmanın temas açısı üzerinde etkili olduğu önceki bölümlerde vurgulanmıştır. Belirli bir tekstüre sahip bir yüzey, farklı bir tekstüre sahip bir yüzey ile benzer ıslanabilirlik davranışı sergileyebilir ve bu tür bir sonucun, sadece yüzey pürüzlülüğü ile ilişkilendirilmemesi gerekmektedir.

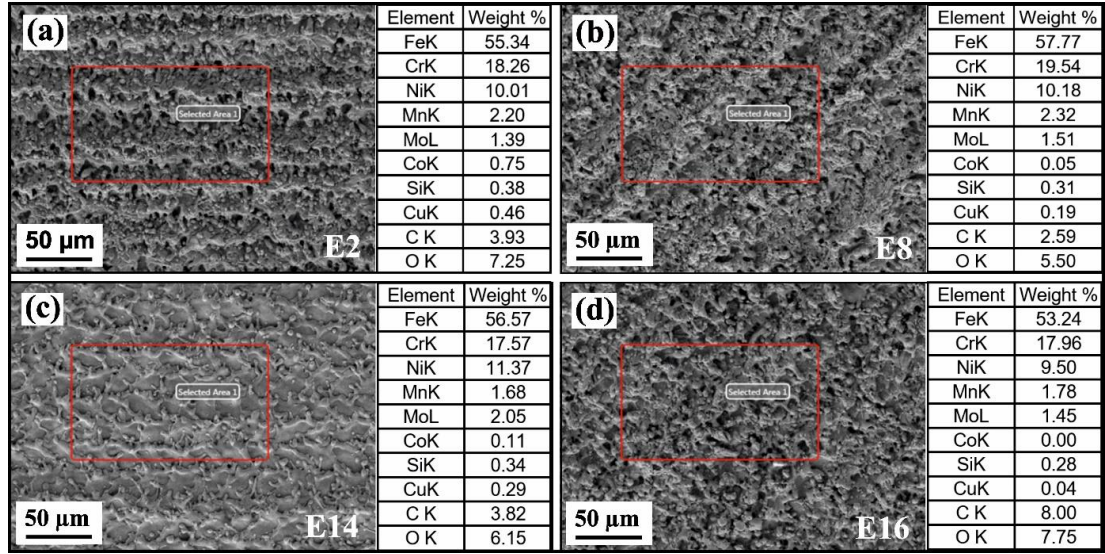


Şekil 4.13 Her bir parametre için ortalama temas açılarındaki değişimler

Yüzey topografyasından kaynaklı yüzey tekstürünün ve yüzey kimyasının da yüzeyin ıslanabilirliği üzerinde etkili olduğu dikkate alınmalıdır. Bu çıkarıma uygun iki tekstürlü yüzey (“E2” ve “E12”) için ölçülen temas açıları ve yüzey pürüzlülüğü değerleri hemen hemen aynıdır. Bu iki tekstürlü yüzey için atım çakışma oranı da aynıdır (%91,67). Literatür incelemeleri, ıslanabilirliğin yüzey dokusundan (Pang vd., 2017; Qin vd., 2018) ve yüzey tekstürleme işleminden sonra oluşan yüzey kimyasından (Alberti vd., 2019; Ta vd., 2015) büyük ölçüde etkilendiğini göstermektedir.

4.3.3 Yüzeyin Kimyasal Yapısı

Tekstürlü yüzeyler üzerindeki element haritalama işlemi SEM-EDX analizi ile yapılmıştır. Sonuçlar Şekil 4.14’te gösterilmiştir. “E2”, “E8”, “E14” ve “E16” numunelerinin tekstürlü yüzeylerinde “C” bulunduğu ve bu numunelerin “C” oranları sırasıyla yaklaşık %3,93, %2,59, %3,82 ve %8’dir. Tespit edilen karbon oranlarının lazer yüzey tekstüre süreçleri ile doğrudan ilişkili olmayıp, “C” kontaminasyonu ile ilgili olabileceği düşünülmektedir (Hočevar vd., 2020; Purnama vd., 2020). “C” içeriği farkının yüzey tekstür formu ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Yüzeyler üzerinde “O” de tespit edilmiştir. “O” oranı “E2” için %7,25, “E8” için %5,5, “E14” için %6,15, “E16” için %7,75 olarak tespit edilmiştir. “O” oranlarında bir fark söz konusudur. Proses koşulları göz önüne alındığında fark yaratabilecek değişkenin tarama stratejisi olduğu düşünülmektedir ve tarama stratejisinin yüzey tekstürü üzerinde etkili olması sebebiyle “O” oranındaki değişimin nedeninin tarama stratejisi olabileceği düşünülmektedir. Tekstürlü yüzeyler üzerindeki oksit tabakasının, “O” içeriğinin varlığının nedeni olduğu düşünülmektedir. Kimyasal bileşimdeki Cr ve Fe içeriği olası bir oksit tabakasının oluşumunun sebebi olduğu düşünülmektedir. Krom içeren oksitler CrO , Cr_2O_3 ve CrO_3 ve demir içeren oksitler Fe_3O_4 , Fe_2O_3 ve FeO , tekstürlü yüzeylerde oksijen içeriğinin varlığının nedeni olabileceği düşünülmektedir (Hočevar vd., 2020; Purnama vd., 2020).



Şekil 4.14 SEM-EDX analiz sonuçları; (a) E2, (b) E8, (c) E14, (d) E16

4.3.4 Parametrelerin İstatistiksel Analizi

Parametrelerin istatistiksel analizinin birinci aşaması olan her bir deney kombinasyonu için S/N oranı hesaplanmış ve elde edilen veriler ile Tablo 4.9’da görülen her bir parametrenin her bir seviyesi için ortalama S/N oranları hesaplanmıştır. Tablo 4.9’daki en yüksek S/N oranları dikkate alınarak her bir parametre için minimum yüzey pürüzlülüğüne göre optimum seviye belirlenmiştir. Lazer tekstüre uygulamaları için en uygun koşul, tarama stratejisi için 0°, güç için %70, tarama hızı için 1000 mm/sn, frekans için 50 kHz, tarama aralığı için 0,01 mm ve atım genişliği için 75 ns olarak tespit edilmiştir. Optimum yüzey tekstürleme için tespit edilen kombinasyon, mevcut deney planında kullanılan lazer tekstüre koşullarından biri değildir. Tespit edilen optimum koşul için doğrulama testi yapılmış ve bu yüzey üzerinde yapılan pürüzlülük ölçümü sonucunda yüzey pürüzlülüğü $0,96 \pm 0,08 \mu\text{m}$ olarak tespit edilmiştir ki bu değer, tüm deneysel uygulamalardaki en düşük değeri göstermektedir. Mevcut deneysel düzen içinde “E1” lazer tekstüre etme koşulu, 500 mm/sn tarama hızında gerçekleştirilmiştir. “E1” için tarama hızı dışındaki diğer tüm parametreler için seçilen koşullar optimum koşul ile aynı değerdedir. Optimum ve başlangıç tekstüre koşulları karşılaştırıldığında, tarama hızı 500 mm/sn’den 1000 mm/sn’ye çıkarıldığında, yüzey pürüzlülüğünde %29’luk bir azalma olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuç, tarama hızının yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde etkilediğini

göstermektedir. Birim uzunluk başına tarama hızındaki azalmayla birlikte ışın çakışma oranında ve çakışan ışın sayısında artma meydana gelmektedir. Böyle bir durumun, çakışan krater sayısında ve birim uzunluk başına krater etrafına sıçrayan ve yeniden katılan malzeme kalıntıları ve oluşumları ile katmanların miktarında da artışa neden olduğu düşünülmektedir (Leone vd., 2020). Tarama hızındaki azalmanın neden olduğu yüzey pürüzlülüğü değerindeki artış, yüzey dokusunun oluşumunu etkileyen ve yeniden katılmış malzeme kalıntılarının varlığından da büyük ölçüde etkilenmektedir.

Parametrelerin istatistiksel olarak anlamlılığı varyans analizi (ANOVA) ile araştırılmıştır ve herbir parametrenin anlamlılığı %5 anlamlılık düzeyinde veya %95 güven aralığı için test edilmiştir ve değerlendirmeler bu yönde yapılmıştır. Tablo 4.10'daki sonuçlar, lazer tekstüre uygulamaları için kullanılan parametrelerin “p” değerinin 0,05’ten büyük olması sebebiyle, parametreler için istatistiksel olarak “anamlı değildir” sonucuna ulaşılmıştır. Her bir parametre için belirlenen değerlerin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı herhangi bir değişiklik yaratmayacak değerlerde olduğu düşünülmektedir.

Tablo 4.9 Yüzey pürüzlülüğü için Sinyal-Gürültü oranları (S/N)

Seviye	Sinyal-Gürültü oranı (S/N)					
	HS	P	SS	F	HD	PW
1	-5,586*	-6,494*	-10,857	-6,407*	-7,117*	-4,983*
2	-9,462	-6,808	-6,405	-7,806	-7,233	-8,797
3	-8,846	-9,265	-5,306*	-8,354	-8,218	-8,787
4	-6,160					
5	-7,107					
6	-7,975					

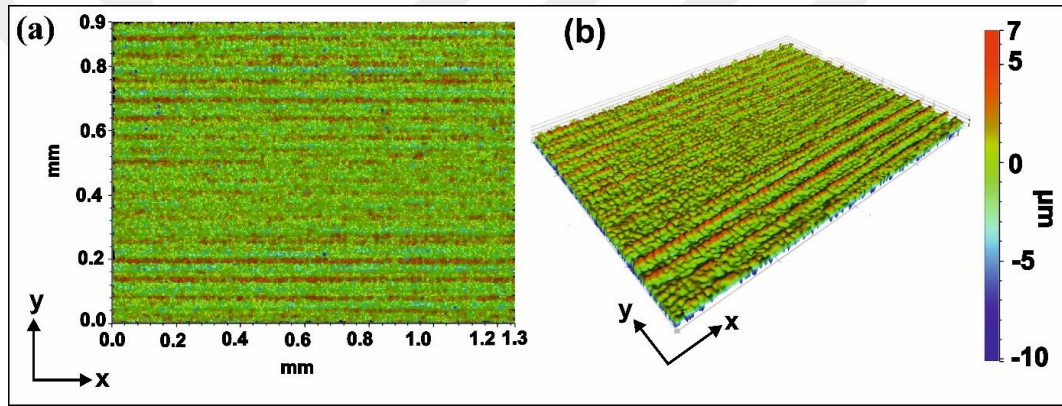
* Optimum seviye

Yüzey pürüzlülüğü için parametrelerin etkinliği hesaplanmıştır. Buna göre, en etkili parametrenin %40,46 değeri ile tarama hızı olduğu tespit edilmiştir. Parametrelerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etki değeri azalan sırayla %22,64 ile atım genişliği, %13,46 ile tarama stratejisi, %10,78 ile güç, %4,72 ile frekans ve %1,71 ile tarama

aralığı olarak belirlenmiştir. En düşük yüzey pürüzlülüğü değeri için optimum yüzeyin üç boyutlu ve iki boyutlu görüntüleri Şekil 4.15’te görülmektedir.

Tablo 4.10 Sinyal-Gürültü oranları (S/N) için ANOVA sonuçları

Kaynak	Parametreler							
	HS	P	SS	F	HD	PW	Hata	Toplam
D,F,	5	2	2	2	2	2	2	17
Seq, SS	34,50	27,62	103,68	12,09	4,396	58,02	15,95	256,285
p	0,613	0,366	0,133	0,569	0,784	0,216	-	-
P,C	13,46	10,78	40,46	4,72	1,71	22,64	6,23	-



Şekil 4.15 Optimum lazer tekstürleme koşulu için yüzeyin iki ve üç boyutlu topografya görünümeleri

4.4 Lazer Tekstüre Parametrelerinin Ti-6Al-4V ELI Biyomedikal Alaşımının Yüzey Özelliklerine Etkisinin Araştırılması

Yüksek lisans tezinin bu bölümü sunulmadan önce bilimsel yayın (Kasman, Uçar, ve Ozan, 2023c) haline getirilip okuyucular ile paylaşılmıştır. Bilimsel yayının (Kasman vd., 2023c) yüksek lisans tezinde Türkçe olarak tekrar sunulması için Springer Nature’dan “5546951024368” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.

4.4.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri

Yüzey pürüzlülüğü için ölçülen değerler Tablo 4.11’de görülmektedir. Yüzey pürüzlülüğü için sonuçlar incelendiğinde en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri 7,49

μm 'dir ve bu değer "E6" yüzeyinden ölçölmüştür. "E6" yüzeyi tarama stratejisinin 90° , frekansın 50 kHz, atım genişliğinin 150 ns, tarama aralığının 0,01 mm, gücün %100 ve tarama hızının 1000 mm/sn olduğu parametre kombinasyonu ile işlenmiştir. Diğer yüksek yüzey pürüzlölüğü sergileyen yüzeyler "E4", "E9", "E1", "E15", "E11", "E17" ve "E8" için yüzey pürüzlölükleri sırasıyla 5,17 μm , 5,56 μm , 5,59 μm , 6,52 μm , 6,57 μm , 6,60 μm ve 6,61 μm olarak ölçölmüştür. Bu çalışma kapsamında farklı lazer gravür oluşturma işlemleriyle oluşturulan yüzey tekstürlerinden "E9" ve "E1" yüzeyleri benzer yüzey pürüzlölük değerleri sergilerken, "E8", "E11", "E15", "E17" yüzeyleri de kendi aralarında benzer yüzey pürüzlölük değerleri sergilemektedirler. "E8" yüzeyinin tekstürü 1000 mm/sn ile oluşturulurken diğer tüm yüzey tekstürleri 500 mm/sn ile oluşturulmuştur. "E10" en düşük yüzey pürüzlölüğü sergileyen tekstürlü yüzey olarak tespit edilmiştir ve pürüzlölük değeri 1,34 μm olan bu yüzey, gücün %70, tarama aralığının 0,02 mm, tarama stratejisinin $45^\circ/-45^\circ$, atım genişliğinin 150 ns, tarama hızının 1000 mm/sn ve frekansın 150 kHz olduğu tekstürleme kombinasyonu ile oluşturulmuştur.

Şekil 4.16a-c'da "E3", "E5" ve "E10" yüzeyleri için iki ve üç boyutlu yüzey topografyalarına ait görüntüler ve Şekil 4.16a"-c""da ise SEM görüntüleri verilmiştir. Yüzeyler üzerinde olukların oluşturduğu izler net bir şekilde ayırt edilebilmektedir. Bunun yanında oluk içinde, oluk yan duvarlarına ve oluk dışına yönelmiş ve yeniden katılmış malzeme kalıntılarını, sıçrantı malzeme parçacıkları ve katmanları da Şekil 4.16a""-c"" görölebilmektedir. Lazer ışını ile tekstürleme uygulaması sonrasında ortaya çıkan yüzey topoğrafyasının bu yeniden katılmış malzeme kalıntıları, sıçrayan parçacıklar ve tabakalar ile oluk kenar formundan ve çıkıntıların yüksekliğinden oldukça etkilendiği görölebilmektedir. Lazer ışınlarının oluşturduğu olukların tarama stratejisi ile belirlenen bir yönde çakışması sonucu yüzey topoğrafyasının belirli bir form aldığı daha önceki bölümlerde belirtilmiştir. Bununla birlikte, tekstürleme parametrelerinin oyma sonrası yüzeyde görölen oluşumlar üzerinde oldukça etkili olduğu tespit edilmiştir.

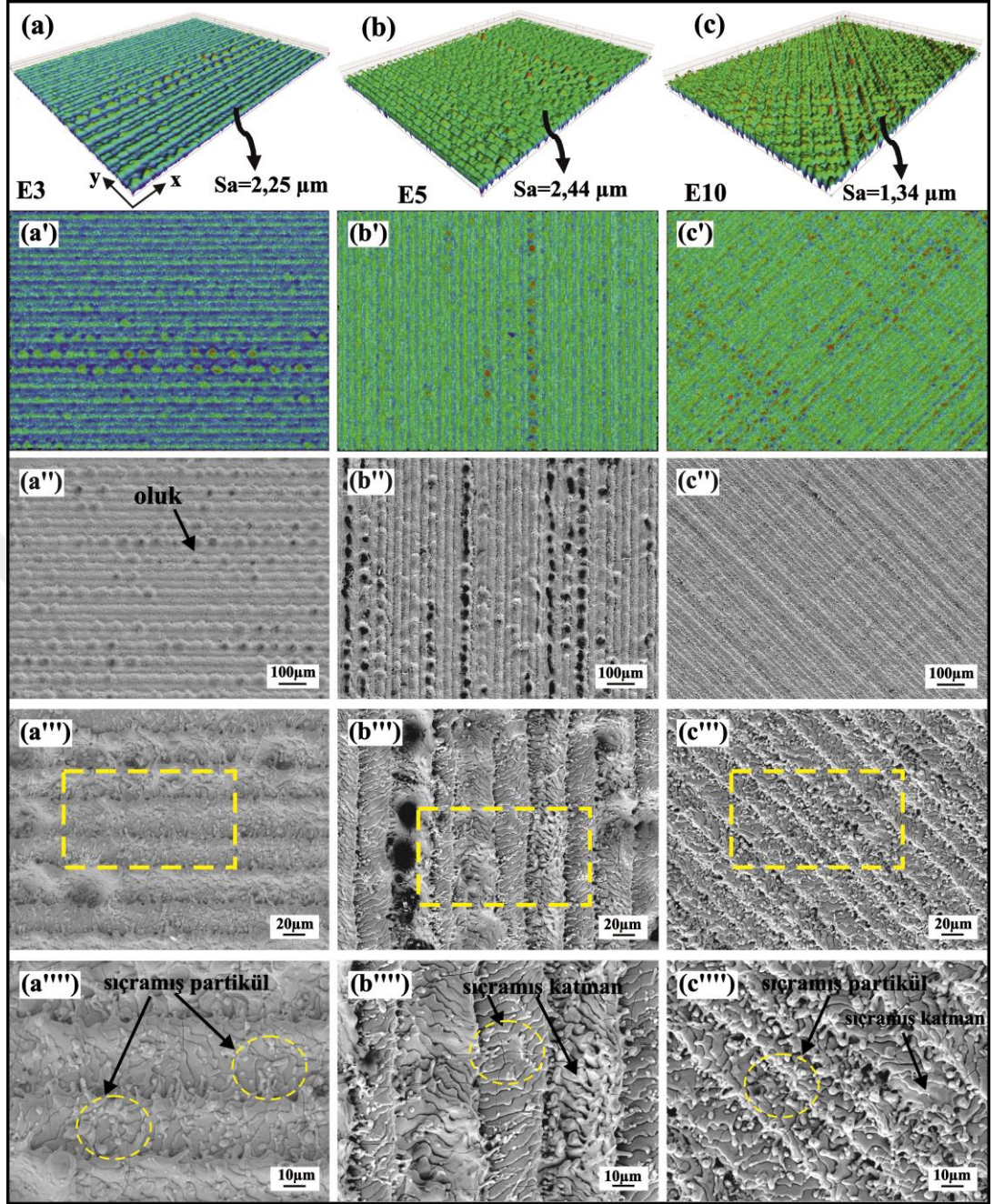
Tablo 4.11 Ti-6Al-4V ELI için yüzey tekstürleme deney düzeni ve yüzey özellikleri için ölçüm sonuçları

No	HS	P	SS	F	HD	PW	Sa	CA
E1	0	70	500	50	0,01	75	5,59±0,11	0
E2	0	85	750	100	0,02	150	2,56±0,08	9±2,77
E3	0	100	1000	150	0,03	225	2,25±0,16	109±0,43
E4	90	70	500	100	0,02	225	5,17±0,39	28±5,02
E5	90	85	750	150	0,03	75	2,44±0,05	112±0,45
E6	90	100	1000	50	0,01	150	7,49±0,65	0
E7	45	70	750	50	0,03	150	4,01±0,11	32±5,10
E8	45	85	1000	100	0,01	225	6,61±0,11	11±15,94
E9	45	100	500	150	0,02	75	5,56±0,52	0
E10	45/-45	70	1000	150	0,02	150	1,34±0,11	116±1,5
E11	45/-45	85	500	50	0,03	225	6,57±0,26	22±14,94
E12	45/-45	100	750	100	0,01	75	5,13±1,44	0
E13	0/90	70	750	150	0,01	225	2,13±0,03	27±5,6
E14	0/90	85	1000	50	0,02	75	1,66±0,08	57±0,93
E15	0/90	100	500	100	0,03	150	6,52±0,38	0
E16	0/45	70	1000	100	0,03	75	2,42±0,34	67±8,63
E17	0/45	85	500	150	0,01	150	6,60±1,18	0
E18	0/45	100	750	50	0,02	225	4,33±0,49	6±2,01

Parametreler için ortalama yüzey pürüzlülük değerleri hesaplanmış ve hesaplanan değerler Tablo 4.12’de verilmiştir. Tablo 4.12’de verilen ortalama yüzey pürüzlülük değerlerine göre Şekil 4.17’de görülen grafikler çizilmiştir. Bu grafikler, ortalama yüzey pürüzlülüklerine göre parametrelerin ana etkilerini göstermektedir.

Tablo 4.12 Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri

Seviye	HS	P	SS	F	HD	PW
1	3,467	3,443	6,002	4,942	5,592	3,800
2	5,033	4,407	3,433	4,735	3,437	4,753
3	5,393	5,213	3,628	3,387	4,035	4,510
4	4,347					
5	3,437					
6	4,450					



Şekil 4.16 Tekstürlü yüzeylerin üç boyutlu yüzey topografyaları; (a) E3, (b) E5 ve (c) E10 lazer tekstürlü yüzeylerin SEM görüntüleri

Şekil 4.17a’da tarama stratejisine göre yüzey pürüzlülüğündeki değişimler görülmektedir. Grafik incelendiğinde en düşük yüzey pürüzlülüğünün tarama stratejisi $0^\circ/90^\circ$ olduğunda elde edilirken tarama stratejisi 0° olduğunda da düşük bir yüzey pürüzlülüğü elde edilebildiği tespit edilmiştir. Dolayısı ile tarama stratejisinin diğer

parametrelerle etkileşimi yüzey tekstürünün oluşumunda kuvvetli bir etki ortaya koyduğu söylenebilir.

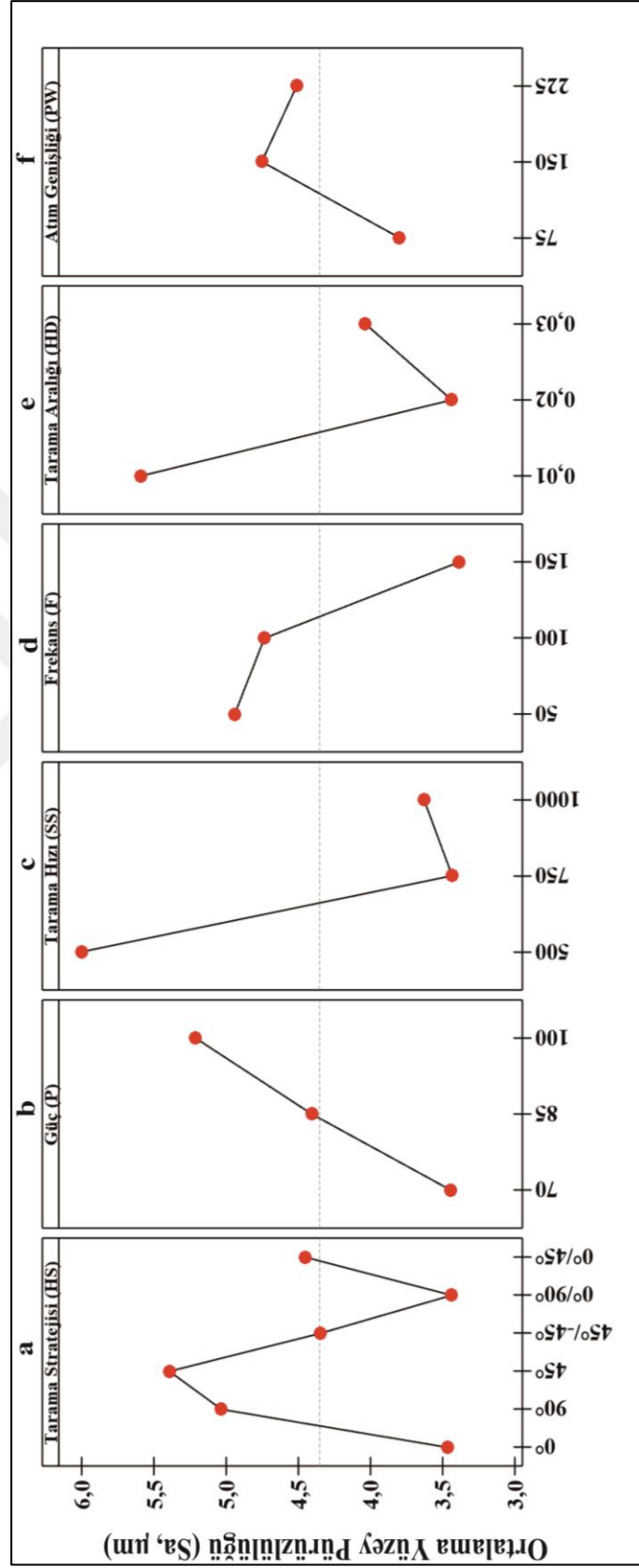
Şekil 4.17b’de görüldüğü gibi, güçteki bir artış yüzey pürüzlülüğünde de artışa sebep olmaktadır. Bu sonucun artan oluk derinliği, oluk içinde ve çevresinde yeniden katılaştıran malzeme kalıntıları ya da oluşumları ile birlikte, oluk duvarlarında yeniden katılaştıran malzeme kalıntılarının etkisi ile oluk duvarının yüksekliğinin artmasından kaynaklı bir durumun yarattığı etkiler ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Özellikle tarama hızı ve frekansın da bu oluşumlar üzerinde etkili olduğunu belirtmek gerekir. Düşük güçteki bir lazer ışını tarafından sağlanan enerji malzemeyi buharlaştıramazsa, belirli bir kalınlıkta ergimiş ve yeniden katılaşmış bir tabaka yaratmaktadır. Düşük enerjili bir lazer ışını, düşük derinlikte oluklar oluşturmaktadır; tarama hızı yüksekse, birim uzunluk başına daha düşük bir ısı girişi söz konusu olmaktadır ve böyle bir durum, buharlaşan malzeme miktarını ve geride kalan yeniden katılaşmış malzeme miktarını da azaltacak bir etki yaratmaktadır. Yüksek tarama hızları da yüzey pürüzlülüğünün azaltılmasında dikkate değer bir etkiye sahiptir. Tarama hızı yerel sıcaklığı kontrol eder. Metal üzerinde düşük bir tarama hızında hareket eden bir lazer ışının birim uzunluk boyunca metalle etkileşimde olması etkileşim süresini arttır. Düşük tarama hızından kaynaklı olarak yerel sıcaklığın artmasına benzer bir etki, lazer ışınının gücü ile de sağlanabilmektedir.

Şekil 4.17c, tarama hızının yüzey pürüzlülüğünü nasıl etkilediğini göstermektedir. Yapılan çalışmalar sonucunda, daha yüksek tarama hızlarının daha düşük yüzey pürüzlülüğü ile sonuçlanacak yüzey oluşumları yarattığı tespit edilmiştir. Tarama hızının iki yüksek değeri arasında yüzey pürüzlülüğünde artış yönündeki bir eğilim, tarama stratejisinin ve tarama aralığının etkileriyle ilgili olduğu düşünülmektedir. Tarama hızındaki herhangi bir azalma, birim uzunlukta sıcaklıkta yarattığı bir artış nedeniyle etki altındaki alanda ergimiş malzemedeki bir artışa neden olmaktadır. Bu olay nedeniyle, oluk içindeki ergimiş ve yeniden katılaşmış malzeme tabakasının kalınlığında da bir artışın olduğu düşünülmektedir. Ayrıca, tarama hızının, frekansın ve tarama aralığının etkisi ile oluşabilecek yüksek çakışma oranlarının söz konusu olduğu bir tarama işleminde yüzeyin kaotik bir tekstür sergilemesi de mümkün olmaktadır. Tarama stratejisine göre, belirli bir tarama yönünde ve belirli bir derinliğe

sahip olukların oluşması ve bu olukların bir sıra boyunca çakışması da kaotik bir yüzey dokusunun oluşumunda etkilidir. Frekans, yüzey pürüzlülüğünü etkileyen önemli bir parametredir. Düşük bir frekans, lazer ışınının malzeme ile daha uzun süre etkileşerek daha derin kraterler oluşmasını sağlama yönünde bir etki ortaya koymaktadır. Bilindiği üzere daha derin oluklar daha yüksek yüzey pürüzlülüğü oluşturmaktadır. Yüksek frekans, ardışık atımlar arasındaki süreyi kısaltarak malzemenin ışınla etkileşim süresini kısaltır. Ayrıca, frekanstaki bir artış, atım enerjisini azaltmaktadır.

Şekil 4.17d, frekans ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Şekil 4.17d incelendiğinde, frekanstaki bir artışın yüzey pürüzlülüğünü azalttığı görülmektedir. Frekansın etkisi, tarama hızıyla birlikte daha belirgin hale gelmektedir çünkü, sabit bir tarama hızında frekans arttıkça atım çakışma oranı da artmaktadır ve böylece yüzey pürüzlülüğü değerinde de bir artma meydana gelmektedir. Yüzey pürüzlülüğü değerindeki artış, tarama işlemi sırasında çakışan oluklarda biriken ergimiş ve ardından yeniden katılaşmış malzeme kalıntılarıyla ilişkilendirilebilir. Olukların çakışma olasılığı ya da çakışma durumu da tarama aralığı ile ilgilidir. Daha yüksek tarama çakışma oranı, daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ortaya çıkarmaktadır. Tarama aralığı, tarama stratejisini izleyen iki ardışık tarama çizgisi arasındaki mesafe olması sebebi ile tarama aralığının yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi, atım çakışma oranı dikkate alınarak değerlendirilmelidir.

Şekil 4.17e, tarama aralığının yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini göstermektedir. Şekil 4.17e’de görüldüğü gibi, tarama aralığında 0,02’den ve 0,01 mm’ye azalması, daha yüksek bir yüzey pürüzlülüğünün ortaya çıkmasına sebep olduğu tespit edilmiştir. Atım genişliğinin azaltılması, lazer ışınının malzeme yüzeyindeki etkileşim süresini azaltma yönünde bir etki ortaya koymaktadır. Bu durum, termal penetrasyon derinliğinin azalmasına sebep olmaktadır. Atım genişliğinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi Şekil 4.17f’de görülmektedir. Atım genişliği, 75 ns’den 150 ns’ye yükseldiğinde yüzey pürüzlülüğü değerinde bir artma söz konusu iken 150 ns’den 225 ns’ye yükseldiğinde yüzey pürüzlülüğü değerinde bir azalma söz konusu olmaktadır. Atım genişliğini artırmak, malzemeye daha fazla atım enerjisi iletilmesini sağlamaktadır. Ancak bu durumun yüzey pürüzlülüğüne etkisi, belli bir değerden sonra yüzey pürüzlülüğünü azaltma yönünde olmaktadır.



Şekil 4.17 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler

Tablo 4.13'te görülen S/N oranı değerleri göz önüne alındığında, lazer yüzey tekstürleme işleminde en düşük yüzey pürüzlülüğü, işleme koşulu güç %70, tarama aralığı 0,02 mm, tarama hızı 1000 mm/sn, tarama stratejisi 0°/90°, frekans 150 kHz ve atım genişliği 75 ns olduğunda elde edilebileceği tespit edilmiştir. Bununla birlikte, genel eğilim ve istatistiksel analiz sonuçları, tarama hızı için 1000 mm/sn'nin daha düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahip yüzeyler ürettiği yönündedir.

Tablo 4.13 Yüzey pürüzlülüğü için Sinyal-Gürültü oranları (S/N)

Seviye	Sinyal-Gürültü oranı (S/N)					
	HS	P	SS	F	HD	PW
1	-10,05	-9,68*	-15,52	-12,99	-14,33	-10,65*
2	-13,17	-11,58	-10,25	-12,83	-9,5*	-12,16
3	-14,46	-13,78	-9,26*	-9,2*	-11,19	-12,23
4	-11,03					
5	-9,09*					
6	-12,27					

* Optimum seviye

4.4.2 Proses Parametrelerinin Temas Açılarına Etkileri

Lazer ışını ile oluşturulmuş tekstürlü bir yüzeyin ıslanabilirliğini değerlendirmek için temas açısı ölçümleri gerçekleştirilmiştir ve sonuçlar Tablo 4.11'de verilmiştir. Temas açısına göre ıslanabilirlik davranışları ile yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişki "E1", "E2", "E6", "E9", "E12", "E15", "E17" ve "E18" için karşılaştırılmıştır. Bu yüzeylerden "E2" ve "E18" yüzeyi hariç diğer yüzeyler için test sırasında damlanın yüzeye yayılması nedeniyle temas açısı değerleri 0° olarak kaydedilmiştir. Bu yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü ve temas açıları karşılaştırılmıştır. Buna göre, yüzey pürüzlülüğündeki herhangi bir artışın, yüzeyin süper hidrofilik davranış eğilimi göstermesine neden olduğu sonucuna varılmıştır. Bu çalışma kapsamındaki tekstürlü yüzeyler üzerinde yapılan temas açısı ölçüm sonuçlarına göre en yüksek temas açısı değeri 116° olup, yüzey pürüzlülüğünün en düşük olduğu tekstürlü yüzeyden ("E10") elde edilmiştir. Diğer iki en yüksek temas açısı olan 109° ve 112°, "E3" ve "E5" yüzeylerinden ölçülmüştür. Bu iki tekstürlü yüzeyin yüzey pürüzlülük değerleri sırasıyla 2,25 µm ve 2,44 µm olarak ölçülmüştür. Bilindiği gibi 90°'den büyük bir

temas açısı, yüzeyin hidrofobik bir davranış sergilediğini, daha küçük açılar ise yüzeyin hidrofilik bir davranış sergilediğini işaret etmektedir. Bu durumda “E3”, “E5” ve “E10” tekstürlü yüzeyler için yüzeyin hidrofobik davranış sergilediği tespiti yapılmıştır.

Proses parametrelerinin temas açısına etkileri Şekil 4.18’de grafiksel olarak verilmiştir. Şekil 4.18’deki her bir grafik, Tablo 4.14’deki ortalama temas açıları dikkate alınarak oluşturulmuştur. Şekil 4.18a-f, her bir parametre için ortalama temas açısını göstermektedir. Şekil 4.18a’daki grafik, tarama stratejisine göre temas açısının nasıl bir değişim gösterdiğini ortaya koymaktadır. Buna göre en düşük temas açısı tarama stratejisi 45° olduğunda elde edilmiştir. Şekil 4.18b’deki grafik, gücün temas açısında nasıl bir değişim ortaya koyduğunu göstermektedir ve buna göre güçteki bir artışın temas açısında azalmaya neden olduğu görülmektedir. Şekil 4.18c-e’de tarama hızı, frekans ve tarama aralığının temas açısına etkisi görülmektedir ve parametrelerin değerlerinde bir yükselme söz konusu olduğunda temas açısında da bir yükselme olduğu tespit edilmiştir. Bununla birlikte, artan tarama hızının ve frekansın etkili bir şekilde temas açısını artırma yönünde genel bir eğilim ortaya koyduğu tespit edilmiştir. Daha önce bahsedildiği gibi, tarama hızı ve frekans atım çakışma oranını, tarama aralığı ise tarama çakışma oranını belirlemektedir. Öte yandan, tarama çakışma oranının artmasına neden olan bir durumun, temas açısının azalmasına da neden olduğu tespit edilmiştir. Atım genişliğinin 75 ns ile 150 ns olduğu aralıkta temas açısı azalırken, 150 ve 225 ns aralığında temas açısında artış olduğu belirlenmiştir.

Tablo 4.14 Ortalama temas açısı değerleri

Seviye	HS	P	SS	F	HD	PW
1	39,33	45,00	8,33	19,50	6,33	39,33
2	46,67	35,17	31,00	19,17	36,00	26,17
3	14,33	19,17	60,00	60,67	57,00	33,83
4	46,00					
5	28,00					
6	24,33					

Tablo 4.11'deki temas açıları için test sonuçları incelendiğinde “E1”, “E2”, “E4”, “E6”, “E7”, “E8”, “E9”, “E11”, “E12”, “E13”, “E14”, “E15”, “E16”, “E17” ve E18 yüzeyleri genel olarak hidrofilik özellik göstermektedir. Yukarıda belirtilen yüzeyler arasında “E1”, “E2”, “E6”, “E9”, “E12”, “E15”, “E17” ve “E18” yüzeylerinin süper hidrofilik özellik sergilediği tespit edilmiştir. Ayrıca yüzey pürüzlülüğü 4 μm 'den az olan süper hidrofilik bir yüzey vardır ki bu da “E2” yüzeyidir ve yüzey pürüzlülüğü 2,56 μm 'dir. Yüzey pürüzlülüğü 4 μm 'nin altında olan “E13”, “E14” ve “E16” yüzeyleri de hidrofilik özellikler sergilemekle birlikte diğer yüzeylere göre daha yüksek temas açılarına sahip oldukları tespit edilmiştir. Hem yüzey pürüzlülüğü hem de temas açısı değerlerinin sonuçları dikkate alındığında, pürüzlü yüzeylerin damlanın yüzeye yayılarak yapışmasına neden olduğu tespit edilmiştir. Bu yapışma, özellikle yüzey pürüzlülüğü yüksek yüzey dokularında yüzeyi hidrofilik hale getirmektedir ki damlanın yüzeyde yayılması, yapışması ve belli bir temas açısı göstermemesi bu sonucu desteklemektedir. Hidrofobik özellik sergileyen üç yüzeyin yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde pürüzlülük değerlerinin 2,6 μm 'den küçük olduğu tespit edilmiştir. Bununla birlikte, yüzey pürüzlülüğü 2,6 μm 'den az olan üç yüzeyin hidrofilik özellik sergilediği tespit edilmiştir. Bu yüzeyler; “E16”, “E14” ve “E13” deney koşullarında oluşturulmuş ve temas açıları sırasıyla 67°, 57° ve 27° olarak ölçülmüştür. Bu yüzeylerde damlacıklar yüzeye tamamen yayılmasa bile temas açılarının 90°'den küçük olması sebebi ile yüzeyler hidrofilik özellik sergilemektedir.

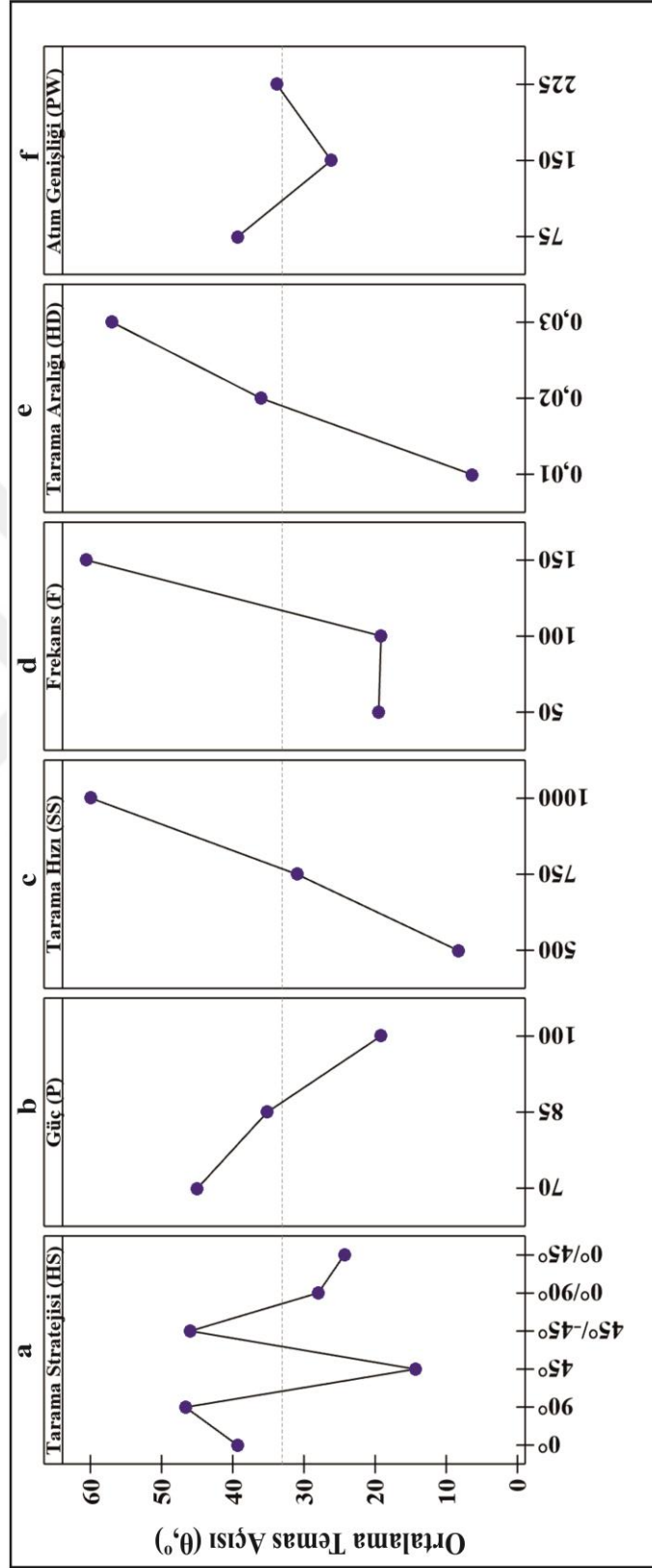
Tekstürlü yüzeyler üzerindeki olukların derinliğinin yüzeyin hidrofobik ya da hidrofilik özellik sergilemesinde etkili olduğu düşünülmektedir. Bu durum doğrudan yüzey pürüzlülüğü ile ilgili olmakla birlikte yüzey tekstürünün, yüzey topografyasının ve yüzeyin kimyasal bileşiminin temas açısını etkilediği düşünülmektedir. On sekiz farklı tekstürleme koşulunun oluşturduğu yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü ve temas açıları incelendiğinde yukarıda açıklanan durumun bir noktaya kadar geçerli olduğu sonucuna varılmıştır. Şekil 4.16'da görüldüğü gibi, tüm tekstürlü yüzeylerde olukların içinde ve çevresinde düzensiz oluk kenarları, yeniden katılaşmış malzeme kalıntıları ve katmanları ile sıçrantı malzeme parçacıkları bulunmaktadır. Bu yeniden katılaşan kalıntılar, katmanlar ve cüruf birikintileri oluğun içinde ve çevresinde farklı oranlarda bulunarak olukların şeklini değiştirmektedir. Ayrıca, yüzey dokusunun ve yüzey

pürüzlülüğünün değişmesine de katkıda bulunmaktadır ki böyle bir durumda, yüzey tekstürünün sahip olduğu pürüzlülüğün sadece oluğun tepe ve çukur derinlikleri ve formuyla ilgili olmadığını, aynı zamanda yukarıda belirtilen özelliklerden de etkilendiğini göstermektedir. Özellikle yüzeyin çapraz açılarda ve iki farklı açıda tarandığı uygulamalarda bu özellikler ön plana çıkmaktadır ve etkin bir şekilde kaotik bir yüzey oluşumunda teşvik edici rol oynamaktadır.

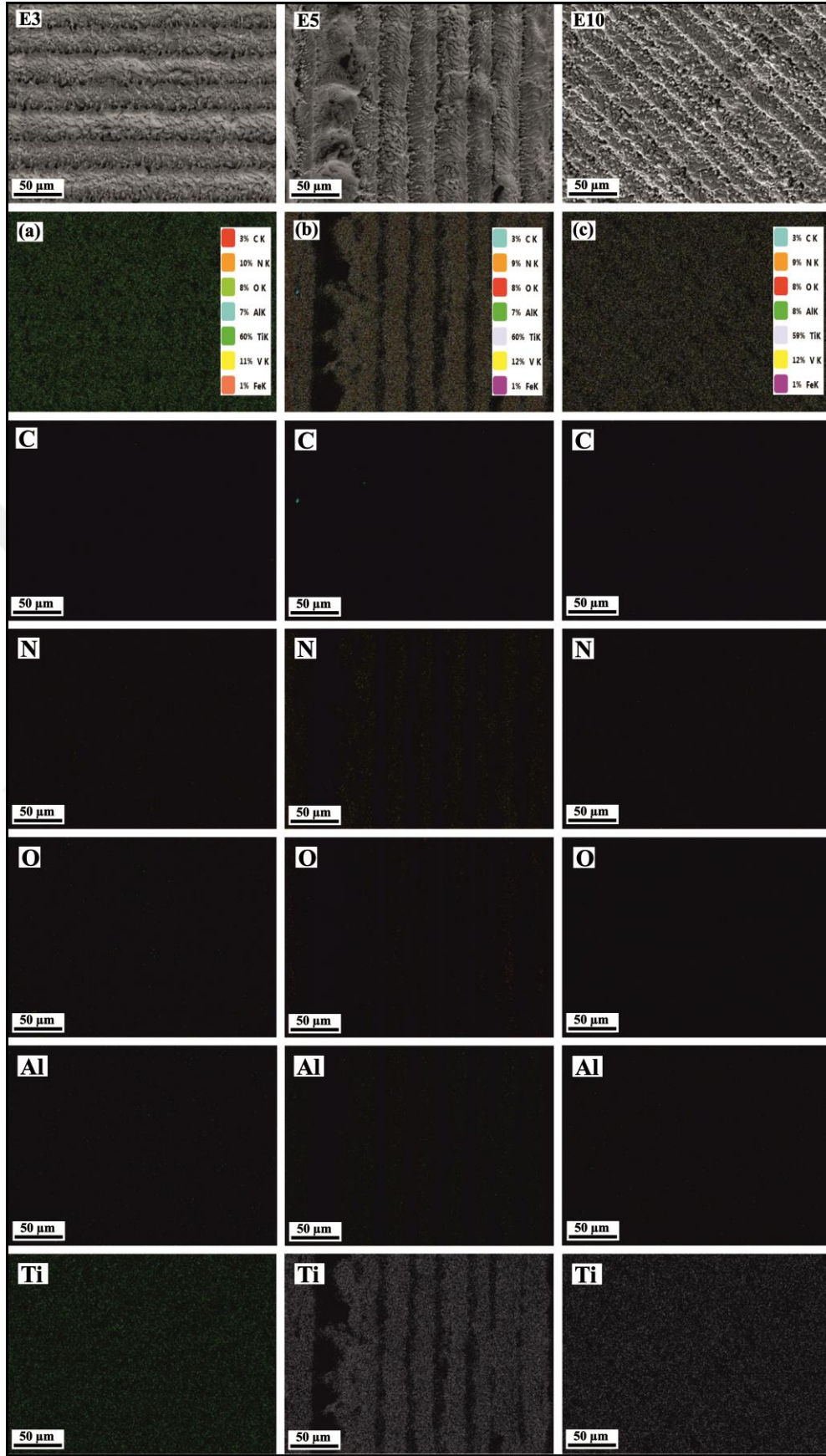
4.4.3 Yüzeyin Kimyası

Yüzeyin kimyasal yapısının tekstürlü yüzeyin ıslanabilirlik özelliği üzerinde etkili olduğu önceki bölümlerde belirtilmiştir. Lazer ışını ile yüzey tekstürleme işleminin atmosferik koşullarda gerçekleşmesi sebebi ile ergime ve yeniden katılaşma mekanizmaları yüzeyin oksidasyonuna neden olmaktadır. Bu nedenle, tekstürlü yüzeyin kimyasal yapısını araştırmak için SEM-EDX analizi yapılmıştır. SEM-EDX analizi için, hidrofobik özelliğe sahip tekstürlü yüzeylerden E3, E5 ve E10 yüzeyleri seçilmiş ve sonuçlar Şekil 4.19’da verilmiştir. Bu üç yüzey için “O” konsantrasyonu %8 olarak tespit edilmiştir. “O” varlığı, bir oksit tabakasının oluşumunu işaret etmektedir. Bu oksitlerin TiO , Ti_2O_3 , TiO_2 ve Al_2O_3 olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, analizlerde azot da tespit edilmiştir. Azotun varlığının (Palanivel vd., 2017) TiN ile ilişkili olduğu düşünülmektedir (Y. Wang vd., 2021).

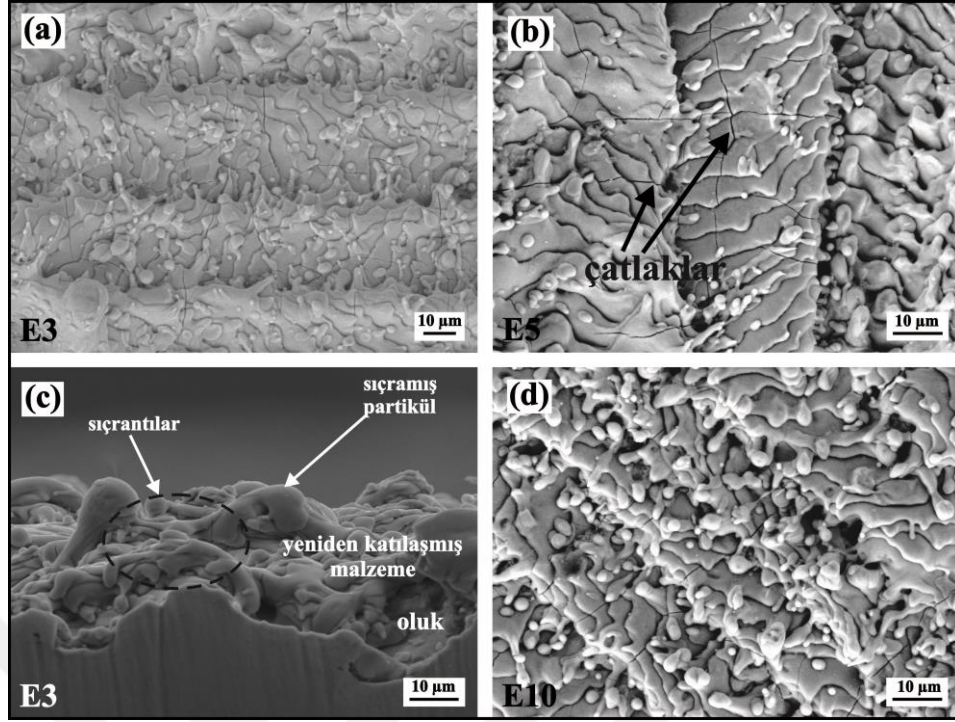
Şekil 4.20’de görüldüğü gibi, tekstürlü yüzeylerde birçok çatlak bulunmaktadır. Bu çatlaklar gelişigüzel dağılmış olmakla birlikte süreklilik de sergilemektedir. Ayrıca çatlakların büyük çoğunluğunun oluklara ve tarama yönüne dik doğrultuda yönlendiği görülmektedir. Lazer tekstürleme işlemi sırasında hızlı erime ve yeniden katılaşma döngülerinin ve homojen olmayan termal stresin bu çatlakların oluşmasında etkili olduğu düşünülmektedir (Eghbali vd., 2021; Manninen vd., 2015).



Şekil 4.18 Her bir parametre için ortalama temas açılarındaki değişimler



Şekil 4.19 E3, E5 ve E10 lazer tekstürlü yüzey üzerinde elementlerin dağılımı



Şekil 4.20 E3, E5 ve E10 lazer tekstürlü yüzeyler için SEM görüntüleri

4.4.4 Parametrelerin İstatistiksel Analizi

Hem yüzey pürüzlülüğü hem de temas açısı için “en küçük en iyi” karakteristiği kullanılarak S/N oranları belirlenmiştir. Yüzey pürüzlülüğü için ortalama S/N oranları Tablo 4.13’te verilmiştir. Tabloda parametrelerin her biri için en yüksek sinyal-gürültü oranını veren seviye dikkate alınarak yüzey pürüzlülüğü için en uygun lazer tekstürleme koşulu; tarama stratejisi $0^\circ/90^\circ$, güç %70, tarama hızı 1000 mm/sn, frekans 150 kHz, tarama aralığı 0,02 mm ve atım genişliği 75 ns olarak tespit edilmiştir. Optimum tekstürleme işlemi için yüzey pürüzlülük değeri $0,994 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Temas açısı için ortalama S/N oranları Tablo 4.15’te verilmiştir. Tabloda parametrelerin her biri için en yüksek sinyal-gürültü oranını veren seviye dikkate alınarak yüzey pürüzlülüğü için en uygun lazer tekstürleme koşulu; tarama stratejisi 45° , güç %100, tarama hızı 500 mm/sn, frekans 100 kHz, tarama aralığı 0,01 mm ve atım genişliği 150 ns olarak tespit edilmiştir.

Tablo 4.15 Temas açısı için Sinyal-Gürültü oranları (S/N)

Seviye	Sinyal-Gürültü oranı (S/N)					
	HS	P	SS	F	HD	PW
1	13,39	-10,91	57,37*	15,34	58,42*	31,23
2	10,02	-7,14	-5,73	15,77*	-6,66	34,92*
3	16,36*	57,28*	-12,42	8,06	-12,53	-26,93
4	10,62					
5	12,09					
6	15,97					

* Optimum seviye

Parametrelerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki istatistiksel etkisinin tespiti için ANOVA sonuçları Tablo 4.16’da verilmiştir. Tablo 4.16’te verilen ANOVA sonuçları dikkate alınarak, parametrelerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki önemi değerlendirildiğinde, atım genişliği hariç diğer tüm lazer yüzey tekstürleme parametrelerinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca, her parametrenin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi azalan sırayla şu şekildedir: tarama hızı için %35,40, tarama aralığı için %18,76, tarama stratejisi için %15,65, frekans için %14,39, güç için %13,12, atım genişliği için %2,49 olarak hesaplanmıştır. Tarama hızının yüzey pürüzlülüğü üzerinde en etkili parametre olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Önceki bölümlerde bahsedildiği gibi, tarama hızı, lazer ışını atımlarının çakışması ile oluşan oluk derinliğini ve şeklini, oluk kenarlarında ve etrafında yeniden katılacak malzeme kalıntıları, sıçrantı parçacıkları ile malzeme katmanlarının miktarı ve şekli üzerinde etkilidir. Bu nedenle tarama hızı, yüzey topografyasının şekillenmesinde ve bu topografyanın sahip olduğu tekstürün formunda etkili olmaktadır. İstatistiksel sonuç bu olguyu doğrulamaktadır. Tarama aralığı aynı zamanda tarama aralığındaki çakışma oranını etkileyen en etkili parametredir. Yüzey tekstürü hem tarama çakışmasından hem de atım çakışmasından etkilenmektedir. Temas açısı üzerinde her bir parametrenin önemine ilişkin ANOVA sonuçları Tablo 4.17’de verilmiştir. Parametrelerin temas açısı üzerindeki etkisi azalan oranda sırasıyla; tarama aralığı için %27,03, tarama hızı için %25,84, güç için %25,6, atım genişliği için %20,9, frekans için %0,33 ve tarama stratejisi için %0,15 olarak hesaplanmıştır. Tarama aralığı, tarama hızı, güç ve atım genişliği, temas açısı üzerinde hemen hemen aynı derecede etkilidir sonucuna ulaşılmıştır. Lazer ışınlarının oluşturduğu oluğun şekli, lazer tarama

hızı, frekans ve tarama aralığından etkilenen çakışmalardan büyük ölçüde etkilenmektedir. Oluğun formunun ve çevresindeki oluşumların yüzey tekstürünü, yüzey pürüzlülüğünü ve temas açısını etkilediği sonucuna ulaşılmıştır. Artan frekans ve tarama hızıyla oluk derinliğinin azaldığı ve bunun sonucunda göreceli daha pürüzsüz yüzeyler elde edildiği iyi bilinmektedir. Ancak, frekans ve tarama hızındaki artışın yüzeyin hidrofobikliğini doğrudan etkilemediği belirlenmiştir (Dongre vd., 2020).

Tablo 4.16 Yüzey pürüzlülüğü için Sinyal-Gürültü oranlarına ait ANOVA sonuçları

Kaynak	Parametreler							
	HS	P	SS	F	HD	PW	Hata	Toplam
D.F.	5	2	2	2	2	2	2	17
Seq. SS	60,21	50,46	136,17	55,33	72,14	9,57	0,73	384,61
p	0,03	0,014	0,005	0,013	0,01	0,071	-	-
P.C	15,65	13,12	35,40	14,39	18,76	2,49	0,19	-

Tablo 4.17 Temas açısı için Sinyal-Gürültü oranlarına ait ANOVA sonuçları

Kaynak	Parametreler							
	HS	P	SS	F	HD	PW	Hata	Toplam
D.F.	5	2	2	2	2	2	2	17
Seq. SS	106,7	17630	17791,5	226,9	18612,6	1444	49,4	68859,5
p	0,614	0,003	0,003	0,179	0,003	0,00	-	-
P.C	0,15	25,6	25,84	0,33	27,03	20,9	0,07	-

4.5 Biyomedikal Uygulamalar İçin CoCr28Mo Alaşımının Lazerle Yüzey Tekstürü: Proses Parametrelerinin Yüzey Özellikleri Üzerindeki Etkilerine Yönelik Bir Çalışma

Yüksek lisans tezinin bu bölümü sunulmadan önce bilimsel yayınlar haline getirilip okuyucular ile paylaşılmıştır. Bu bölümün bir kısmı (Kasman, Uçar, ve Ozan, 2023d) makale haline getirilip okuyucular ile paylaşılmıştır. Bilimsel yayının (Kasman vd., 2023d) yüksek lisans tezinde Türkçe olarak tekrar sunulması için Springer Nature’ dan “5546950780505” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır. Tezin bu bölümünün bir kısmı ayrıca “Cukurova 9th International Scientific Researches Conference” kitapçığında tam metin bildiri (Uçar, Kasman, ve Ozan, 2022a) olarak basılmıştır.

4.5.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri

Lazer ışını ile işlenen yüzeylerde oluşan yüzey tekstürlerinin pürüzlülüğü üç boyutlu profilometre ile ölçülmüş ve sonuçlar Tablo 4.18’de verilmiştir. Parametrelere atanan her bir seviye için ortalama yüzey pürüzlülük değeri dikkate alınarak Şekil 4.21a-d’de görülen ana etkiler grafikleri çizilmiştir. Tarama stratejisinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi ışının tarama yönündeki hareketi ve diğer kontrol parametreleri ile birlikte değerlendirilmiştir. Buna göre en düşük yüzey pürüzlülüğü tarama stratejisi $45^{\circ}/-45^{\circ}$ olduğunda söz konusu olduğu Şekil 4.21a’da görülmektedir. Detaylı bir inceleme ile tarama stratejisi $0^{\circ}/90^{\circ}$ olduğunda ve $0^{\circ}/45^{\circ}$ olduğunda yüzey pürüzlülüğünden elde edilen değerler tarama stratejisi $45^{\circ}/-45^{\circ}$ olduğundaki koşulda elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü ile çok az bir değişim ile neredeyse benzer bir değer ortaya koyduğu tespit edilmiştir. Tarama hızına ait grafik incelendiğinde (Şekil 4.21b), tarama hızındaki herhangi bir artmanın yüzey pürüzlülüğünde azalma yönünde bir etki ortaya koyduğu tespit edilmiştir. Şekil 4.21c’deki grafik frekansın yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini göstermektedir. Grafik incelendiğinde frekansın yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi tarama hızının tersi yönde olduğu ve frekanstaki herhangi bir artışın yüzey pürüzlülüğünde bir artış yarattığı tespit edilmiştir.

Lazer yüzey tekstürleme işlemi, termal enerjiye bağlı bir işleme tekniğidir. Birim alandaki sıcaklığı etkileyen parametreler, topografyayı karakterize eden yüzey

tekstürünü de etkilemektedir. Önceki bölümlerde belirtildiği gibi, sabit bir tarama hızı için artan frekans çakışma oranını artırmaktadır. Şekil 4.21c’de artan frekansa bağlı, yüzey pürüzlülüğündeki artışın ışın çakışma oranındaki artışla ilişkili olduğu düşünülmektedir. Sonuç olarak, düşük hız ve yüksek frekansın ortak etkisi ile artan ışın çakışma oranı, daha yüksek pürüzlülüğe sahip bir yüzey tekstürü ortaya çıkarmaktadır. Tarama aralığının yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi Şekil 4.21d’de görülmektedir. Tarama aralığındaki herhangi bir azalma, olukların çakışma oranını artırmaktadır. Lazer ışınlarının oluşturduğu kraterlerin tarama yönündeki çakışmaları ile oluşan oluk formu, tarama çakışması ile değişmektedir. Tarama çakışmasının yüksek olduğu bir yüzey tekstürleme koşulunda tarama alanı içinde çakışan olukların sayısında bir artış söz konusu olacaktır. Böyle bir koşulla üretilmiş yüzeyin topografyasında birçok tepe ve boşluğun oluşması sebebi ile yüzey tekstürünün pürüzlülük değerinde bir artış olacaktır. Tarama aralığındaki azalmadan kaynaklanan tarama çakışma oranındaki artışın daha yüksek pürüzlülüğe sahip bir yüzeye neden olduğu tespit edilmiştir.

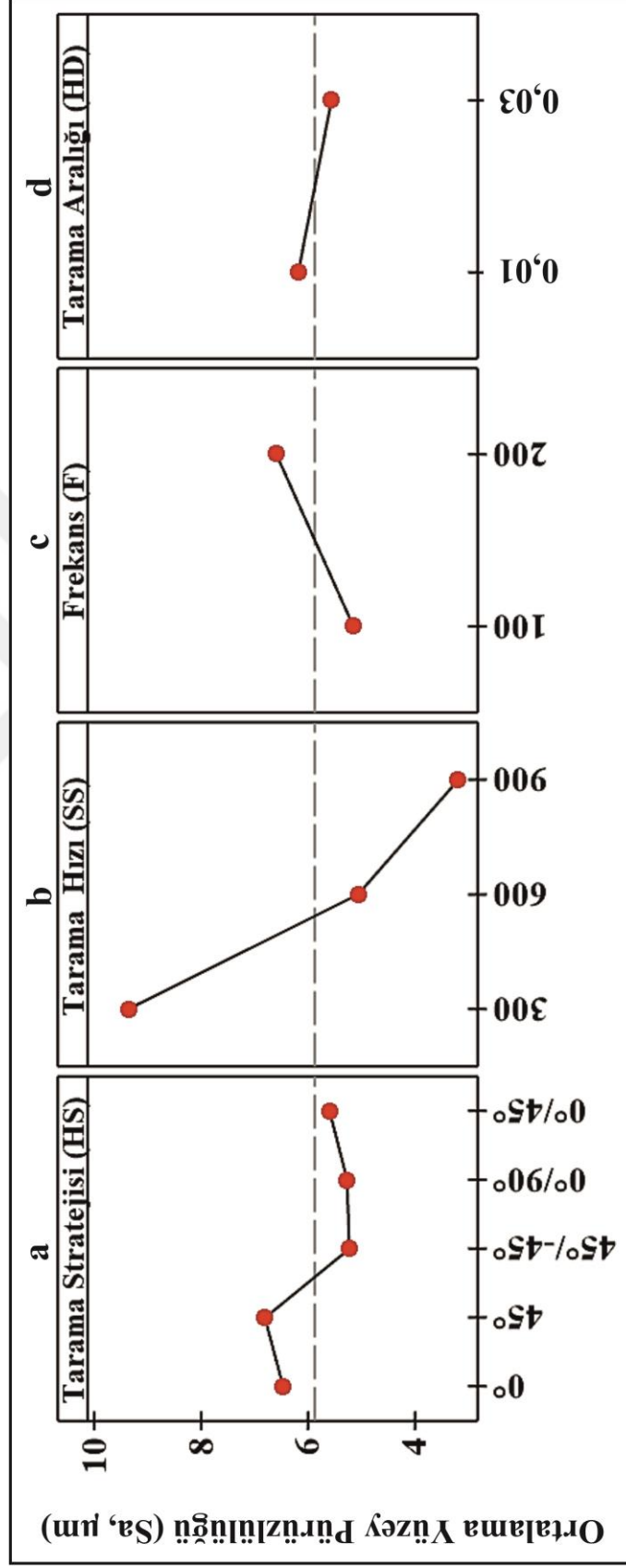
Lazer ışınının tekstürlü yüzeyler üzerindeki etkisini incelemek için birçok yüzey üzerinde SEM ile detaylı incelemeler yapılmış ve elde edilen görseller Şekil 4.22’de verilmiştir. Tekstürlü yüzeyler üzerindeki detaylı incelemeler neticesinde oluk içindeki ve dışındaki katılaşmış malzeme kalıntılarının şeklinin yüzey dokusunun şekillenmesinde çok etkili olduğu tespit edilmiştir. Bunun yanında malzeme kalıntılarının oluşumunda tarama hızı ve frekansın etkili olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca tarama stratejisine göre frekans ve tarama hızının etkilerinin atım çakışma değerine bağlı olarak yüzey tekstürünün şekillenmesinde etkili olduğu tespit edilmiştir.

Tablo 4.18 Deney düzeni, yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı değerleri

No	HS	SS	F	HD	Sa (μm)	CA (θ , °)
E1	0	300	100	0,01	9,41 $\pm$ 0,21	0
E2	0	300	100	0,03	8,40 $\pm$ 0,22	31,9 $\pm$ 3,3
E3	0	300	200	0,01	9,83 $\pm$ 1,52	0
E4	0	300	200	0,03	10,61 $\pm$ 0,43	0
E5	0	600	100	0,01	7,07 $\pm$ 0,37	0
E6	0	600	100	0,03	2,81 $\pm$ 0,06	20,9 $\pm$ 2,1
E7	0	600	200	0,01	6,06 $\pm$ 0,07	20,8 $\pm$ 2,5
E8	0	600	200	0,03	6,53 $\pm$ 0,4	83,6 $\pm$ 3,6
E9	0	900	100	0,01	3,03 $\pm$ 0,11	126,2 $\pm$ 0,6
E10	0	900	100	0,03	2,32 $\pm$ 0,05	113,6 $\pm$ 2,6
E11	0	900	200	0,01	5,21 $\pm$ 0,14	20,8 $\pm$ 1,6
E12	0	900	200	0,03	6,29 $\pm$ 1,14	128,0 $\pm$ 0,5
E13	45	300	100	0,01	9,86 $\pm$ 0,14	0
E14	45	300	100	0,03	9,12 $\pm$ 0,48	25,2 $\pm$ 5,1
E15	45	300	200	0,01	10,22 $\pm$ 0,67	0
E16	45	300	200	0,03	10,76 $\pm$ 0,37	10,3 $\pm$ 3,7
E17	45	600	100	0,01	8,34 $\pm$ 0,16	5,2 $\pm$ 1,1
E18	45	600	100	0,03	2,85 $\pm$ 0,1	105,3 $\pm$ 3,5
E19	45	600	200	0,01	6,17 $\pm$ 0,35	12,1 $\pm$ 4,8
E20	45	600	200	0,03	7,14 $\pm$ 0,29	118,5 $\pm$ 0,7
E21	45	900	100	0,01	2,86 $\pm$ 0,26	16 $\pm$ 2,1
E22	45	900	100	0,03	2,27 $\pm$ 0,06	128,6 $\pm$ 0,7
E23	45	900	200	0,01	4,97 $\pm$ 0,21	13,8 $\pm$ 5,25
E24	45	900	200	0,03	7,13 $\pm$ 0,34	99,4 $\pm$ 3,9
E25	45/-45	300	100	0,01	8,79 $\pm$ 0,26	119,6 $\pm$ 1,1
E26	45/-45	300	100	0,03	6,86 $\pm$ 0,25	122,1 $\pm$ 1,9
E27	45/-45	300	200	0,01	9,96 $\pm$ 0,52	0
E28	45/-45	300	200	0,03	10,37 $\pm$ 0,21	0
E29	45/-45	600	100	0,01	4,97 $\pm$ 0,12	61,5 $\pm$ 15,1
E30	45/-45	600	100	0,03	2,60 $\pm$ 0,04	119,3 $\pm$ 10,1
E31	45/-45	600	200	0,01	5,07 $\pm$ 0,07	12 $\pm$ 4
E32	45/-45	600	200	0,03	4,78 $\pm$ 0,12	109,5 $\pm$ 5,3
E33	45/-45	900	100	0,01	1,72 $\pm$ 0,09	65,9 $\pm$ 8,4
E34	45/-45	900	100	0,03	2,21 $\pm$ 0,04	110,1 $\pm$ 5,6
E35	45/-45	900	200	0,01	3,06 $\pm$ 0,11	31,3 $\pm$ 3,2

Tablo 4.18 Devamı

E36	45/-45	900	200	0,03	2,39±0,04	117,7±1,5
E37	0/90	300	100	0,01	9,93±0,16	0
E38	0/90	300	100	0,03	7,06±0,11	121,1±1,4
E39	0/90	300	200	0,01	8,20±0,27	94,6±1
E40	0/90	300	200	0,03	9,97±0,21	0
E41	0/90	600	100	0,01	4,49±0,07	8,2±1,9
E42	0/90	600	100	0,03	2,66±0,11	102,7±8,9
E43	0/90	600	200	0,01	5,33±0,22	7,1±1,42
E44	0/90	600	200	0,03	5,24±0,21	124,2±1,2
E45	0/90	900	100	0,01	2,26±0,32	9,1±1,3
E46	0/90	900	100	0,03	1,95±0,03	104±2,5
E47	0/90	900	200	0,01	3,83±0,4	12,2±2,5
E48	0/90	900	200	0,03	2,33±0,1	119,6±2,3
E49	0/45	300	100	0,01	9,08±0,34	0
E50	0/45	300	100	0,03	9,02±0,11	0
E51	0/45	300	200	0,01	9,89±0,32	0
E52	0/45	300	200	0,03	9,74±0,27	0
E53	0/45	600	100	0,01	5,51±0,20	9,9±4,4
E54	0/45	600	100	0,03	3,04±0,63	112,8±1
E55	0/45	600	200	0,01	5,24±0,04	0
E56	0/45	600	200	0,03	5,48±0,12	56,1±0,9
E57	0/45	900	100	0,01	1,87±0,17	9,1±1,1
E58	0/45	900	100	0,03	2,26±0,05	108,1±1,7
E59	0/45	900	200	0,01	3,30±0,07	0
E60	0/45	900	200	0,03	2,72±0,02	92,4±2,3



Şekil 4.21 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler

Metal bir yüzey üzerinde lazer ışınlarının oluşturduğu bir krater, kraterin etrafına yönlenmiş sıçramış malzeme parçacıklarının ve kalıntılarının yığıntı şeklinde oluk kenarında ve etrafında yeniden katılaştığı ve ayrıca tekstürleme koşuluna bağlı olarak katmanlı yığılmalar da olacağı önceki bölümlerde belirtilmiştir. Tarama yönünde birçok kraterin üst üste binmesi nedeniyle oluşan oluk içi, kenarları ve çevresinde sıçramış malzeme kalıntıları orantılı olarak artar. Üst üste çakışan kraterlerin oluşturduğu oluklar Şekil 4.22’de net bir şekilde görülmektedir. Bu oluşumları yaratan işlem koşulları yüzey tekstürünün de şekillenmesini sağlamaktadır.

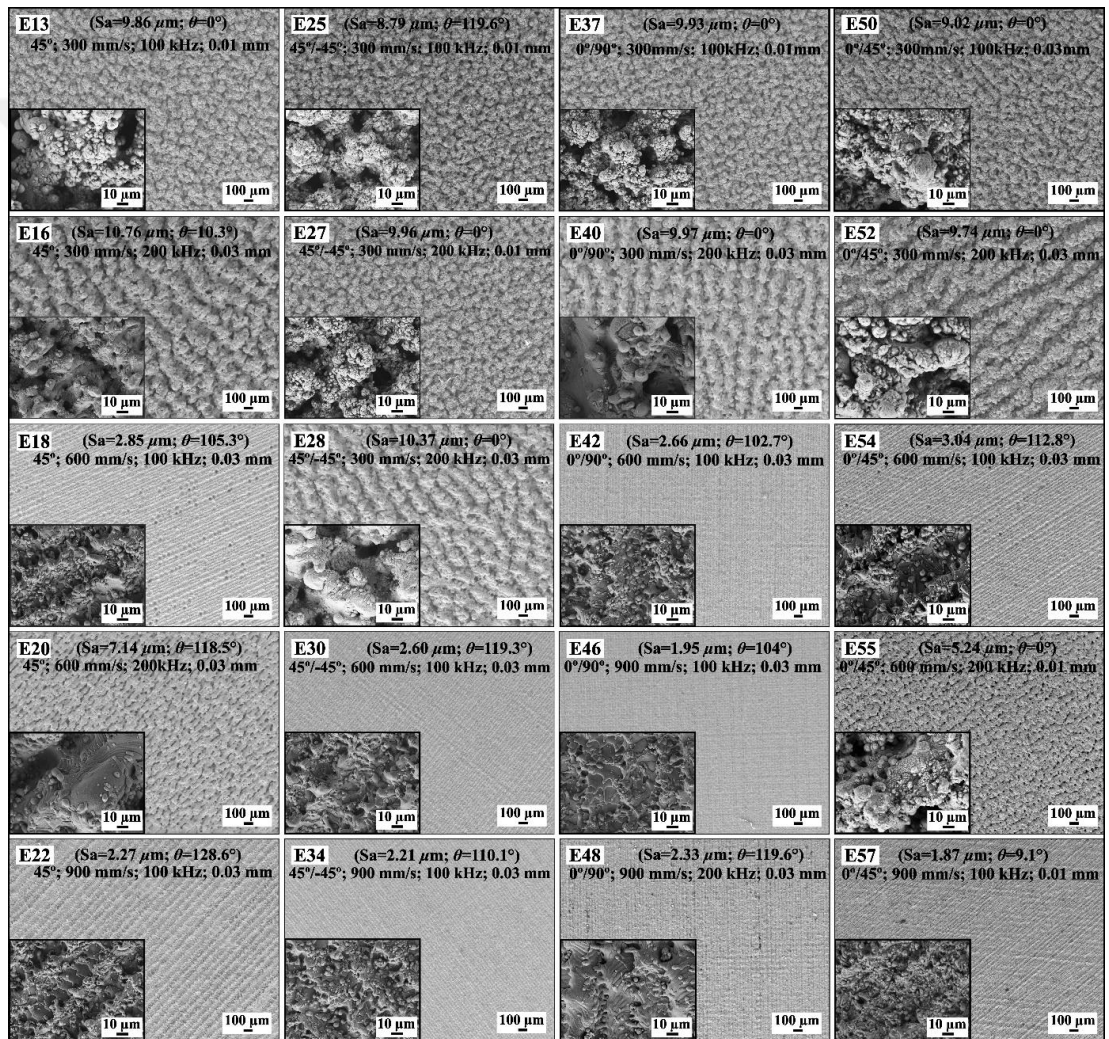
Şekil 4.23’de “E57”, “E48” ve “E16” tekstürlü yüzeylere ait makro yüzey görüntüleri, SEM ve 3D profilometre görüntüleri görülmektedir. Malzemenin lazer ışını ile etkileşimi sonucunda oluk içinde ve dışında katılaşmayı tamamlayan malzeme kalıntılarının ergime, buharlaşma ve yeniden katılaşma mekanizmasından sonra oluşturduğu tekstürlü yüzeyler görülmektedir. Lazer yüzey uygulamalarında en pürüzlü yüzey “E16” tekstürlü yüzeyden elde edilmiştir. Bu yüzeyin SEM görüntüleri Şekil 4.22’de ve Şekil 4.23’de verilmiştir. Şekil 4.23 c”’de verilen görüntü 3D profilometreden alınmış bir görüntüdür ve SEM sonuçlarıyla uyumlu bir yüzey profilinin olduğu açık bir şekilde görülmektedir.

Yüzey üzerindeki oluk kenarlarının şekli ve oluk etrafındaki malzeme kalıntılarının etkileri, yüzey tekstürünü etkili bir şekilde şekillendirdiği görülmektedir. Tüm tekstürlü yüzeyler arasında en düşük yüzey pürüzlülüğü, Şekil 4.22 ve Şekil 4.23a’da görülen “E57” yüzeyinde tespit edilmiştir ve bu yüzeyin SEM ve 3D profilometre görüntüleri Şekil 4.23a-a” görülmektedir. Kalıntıların yoğunluğunun nispeten diğer yüzeylere göre daha az olduğu ve bu durumun yüzey pürüzlülüğündeki azalmaya etkileri açık bir şekilde görülebilmektedir. Şekil 4.23b-b”’deki SEM görüntüler incelendiğinde, ki bu yüzey E48 tekstürlü yüzeye aittir, bu yüzeyin tekstürünün diğer yüzeylerden oldukça farklı olduğu görülmektedir.

Tarama stratejisi $45^{\circ}/-45^{\circ}$ olduğunda kaydedilen en düşük pürüzlülük değeri $1,72 \mu\text{m}$ ’dir. $0^{\circ}/45^{\circ}$ ve $0^{\circ}/90^{\circ}$ tarama stratejileri için en düşük pürüzlülük değerleri sırasıyla $1,87 \mu\text{m}$ ve $1,95 \mu\text{m}$ ’dir. Bu tarama stratejileri için ilgili yüzey pürüzlülük değerleri, tarama hızı 900 mm/sn ’ye ayarlandığında elde edilmiştir. Tarama stratejisi $45^{\circ}/-45^{\circ}$

ve $0^\circ/45^\circ$ ile $45^\circ/-45^\circ$ ve $0^\circ/90^\circ$ arasındaki pürüzlülük değerlerindeki değişim sırasıyla %8 ve %12'dir. Diğer tarama stratejileri ile karşılaştırıldığında oldukça düşüktür. Bu düşük farkın tarama aralığındaki değişimden kaynaklandığı düşünülmektedir.

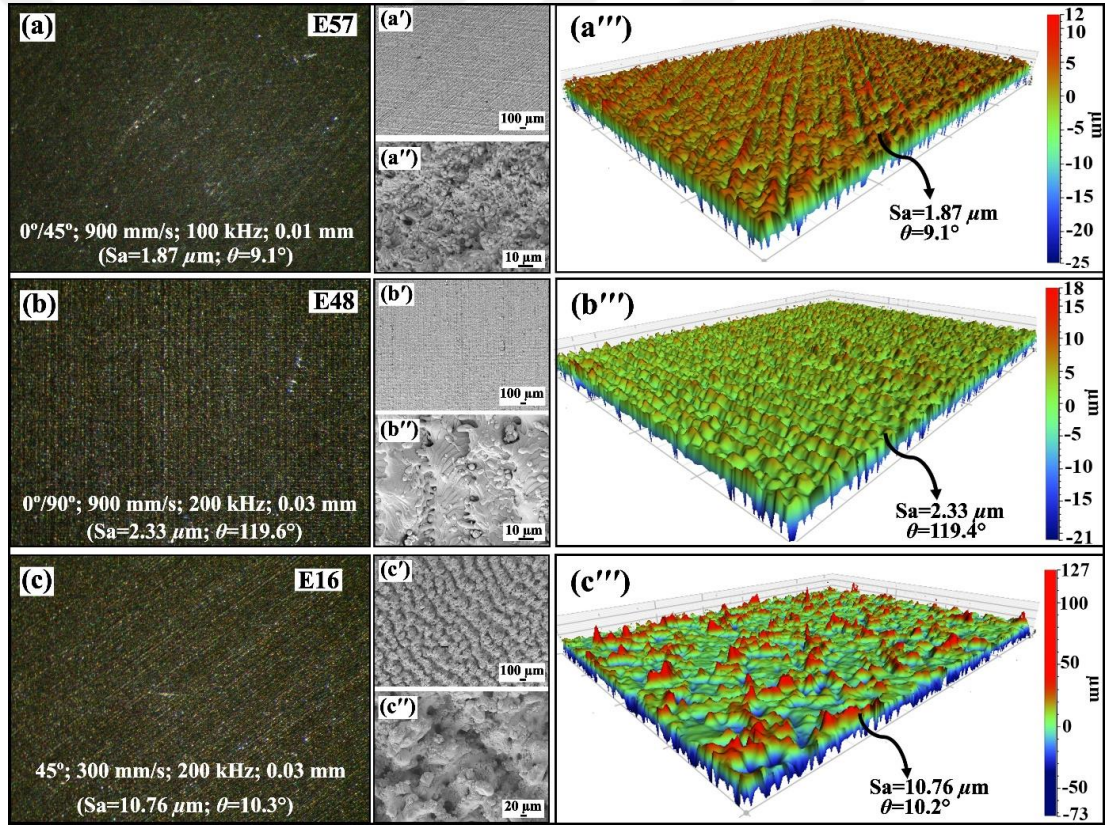
Şekil 4.23a-c''' en düşük yüzey pürüzlülüklerinden temsili iki yüzey ve en yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip yüzey için optik, SEM ve profilometreden alınan 3D görüntülerini göstermektedir. Yüzey üzerinde yeniden katılmış kalıntıların etkileri görülmektedir.



Şekil 4.22 Lazer tekstürlü yüzeyler için SEM görüntüleri.

Parametrelerin etkileşim grafiği Şekil 4.24'de verilmiştir. Her bir tarama stratejisi ve tarama hızı arasındaki etkileşim grafikleri göstermektedir ki, her bir tarama stratejisi için tarama hızındaki artış yüzey pürüzlülüğünde azalma yönünde bir etki

yaratmaktadır. Bunun yanında, her bir tarama stratejisi ile tarama hızı arasındaki etkileşim neredeyse benzer bir eğilim ortaya koymaktadır. Şekil 4.24’de yapılan detaylı incelemeler sonucunda $45^\circ/-45^\circ$ ve $0^\circ/90^\circ$ tarama stratejileri için çizilen etkileşim grafiklerinin birbiriyle örtüştüğü tespit edilmiştir. Şekil 4.24’de tarama stratejisi ve frekans arasındaki etkileşimin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi incelendiğinde, benzer bir eğilimin olduğu ve her bir tarama stratejisi için düşük pürüzlülük değerlerinin frekans 100 kHz olduğunda mümkün olduğu tespit edilmiştir. 0° ve 45° tarama stratejileri ile frekans etkileşiminde de benzer bir eğilimin olduğu ve en yüksek yüzey pürüzlülüğünün 45° ’deki tarama strateji ile işlenmiş yüzeylerden elde edildiği tespit edilmiştir.

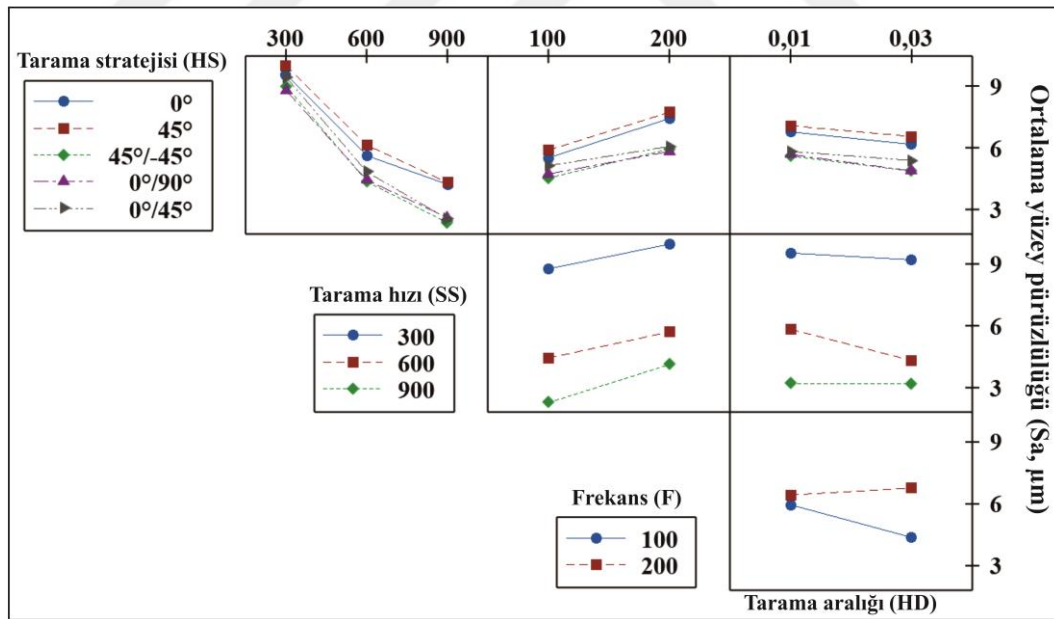


Şekil 4.23 Lazer tekstürlü yüzeylerin SEM, optik görüntüleri ve 3D profilometre görüntüleri; (a) E57, tüm lazer tekstürlü yüzeyler arasında en pürüzsüz yüzey; (b) E48, düşük yüzey pürüzlülüğü ve hidroforik davranış sergileyen yüzey; (c) E16, lazer tekstürlü yüzeyler arasında en pürüzlü yüzey.

Tarama stratejisi ve tarama aralığındaki etkileşimin yüzey pürüzlülüğünde yarattığı değişimler incelendiğinde her bir tarama stratejisi için tarama aralığının artması ile yüzey pürüzlülüğünde azalma olduğu tespit edilmiştir. $45^\circ/-45^\circ$ ve $0^\circ/90^\circ$ tarama

stratejileri için tarama aralığındaki değişim ortalama yüzey pürüzlülüğünün neredeyse aynı değerler vermesi sebebi ile etkisi aynıdır sonucuna varılmıştır.

Şekil 4.24’de tarama hızı ile frekans arasındaki etkileşim incelendiğinde, artan frekansla birlikte yüzey pürüzlülüğünde artma olduğu ve tarama hızının 900 mm/sn olduğu işleme koşulları dışında, frekanstaki değişiminin yüzey pürüzlülüğünde önemli bir değişikliğe neden olmadığı tespit edilmiştir. Tarama hızı ile tarama aralığı arasındaki etkileşim incelendiğinde tarama hızının 600 mm/sn olduğu işleme koşulları dışında, tarama aralığındaki değişimin yüzey pürüzlülüğünde önemli bir değişikliğe neden olmadığı görülmüştür. Bunun yanında, 300 mm/sn ve 900 mm/sn tarama hızları için tarama aralığının yüzey pürüzlülüğü üzerinde anlamlı bir değişim yaratmadığı tespit edilmiştir. Frekans ile tarama aralığı arasındaki etkileşimin analizinde yüzey pürüzlülüğü üzerinde 200 kHz’lik bir frekansın, 100 kHz’lik bir frekans kadar etkili olmadığı ve yüzey pürüzlülüğünde 200 kHz’lik bir frekansın anlamlı bir değişim yaratmadığı tespit edilmiştir.



Şekil 4.24 Yüzey pürüzlülüğü için lazer tekstürleme parametrelerinin etkileşim grafiği.

Her bir parametrenin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisine ilişkin ANOVA bulguları Tablo 4.19’da verilmiştir. Parametrelerin “p” değerleri 0,05’ten küçük olduğu için tüm parametrelerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca en etkili

parametrenin %77,43'lik etki oranı ile tarama hızı olduğu sonucuna varılmıştır. En az etkili parametre, %1,12'lik bir etki oranı ile tarama aralığıdır.

Tablo 4.19 Yüzey pürüzlülüğü için ANOVA sonuçları

Kaynak	Proses Parametreleri					
	HS	SS	F	HD	Hata	Toplam
D.F.	4	2	1	1	51	59
Seq. SS	24,83	398,24	31,12	5,77	54,38	514,34
p	0,001	0,000	0,000	0,024		
P.C (%)	4,83	77,43	6,05	1,12	10,57	

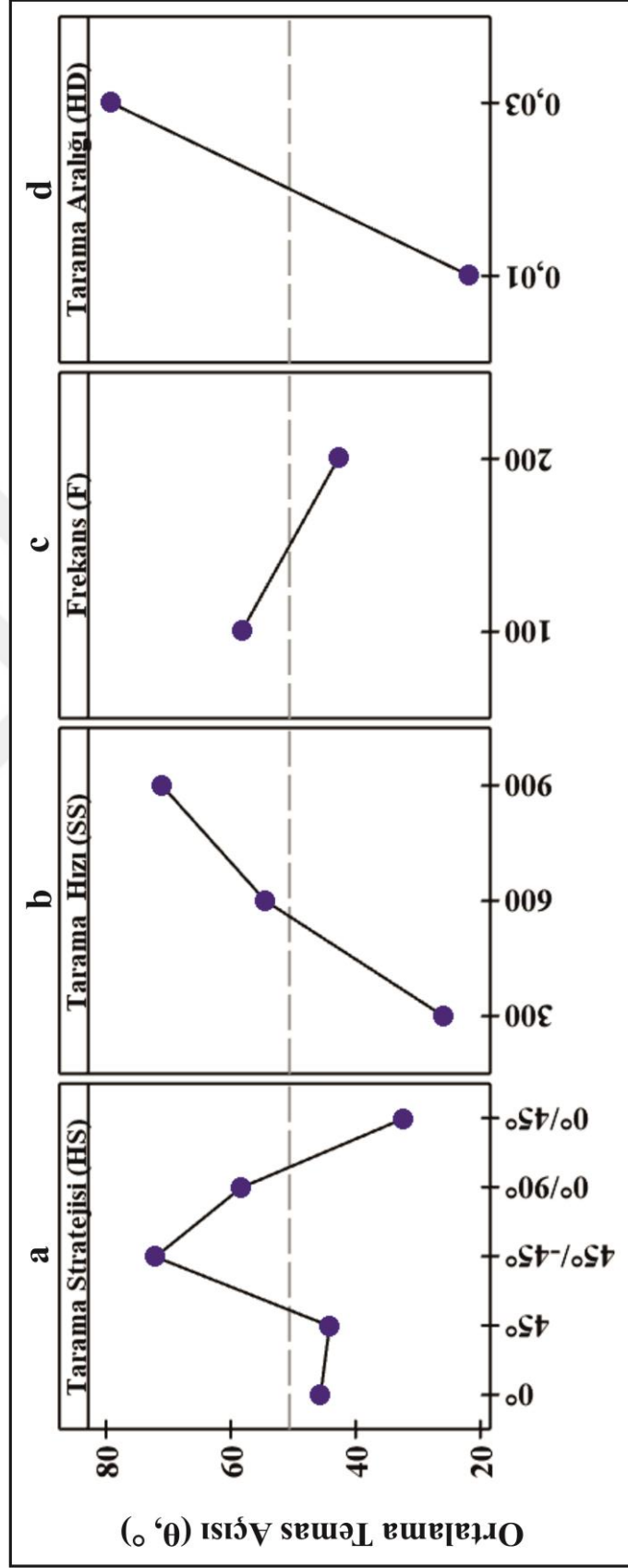
4.5.2 Proses Parametrelerinin Temas Açısı Üzerindeki Etkileri

Temas açısı ölçümlerinin sonuçları Tablo 4.20'de verilmiştir. Yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip tekstürlü yüzeylerde su damlasının yüzeye yayılması sebebi ile bu yüzeyler için temas açıları 0°'dir ve bu yüzeyler için temas açılarının 10°'den düşük olması sebebi ile bu yüzeyler, süper hidrofilik özelliklere sahiptir. Ayrıca, hidrofilik özellik sergileyen tekstürlü yüzeyler de tespit edilmiştir ve bu yüzeylerden ölçülen temas açılarının değeri 10° ile 90° arasındadır.

Her bir parametrenin temas açısı üzerindeki ana etkisi ve parametrelerin etkileşiminin temas açısı üzerindeki etkisi, sırasıyla Şekil 4.25'te ve Şekil 4.26'da grafiksel olarak verilmiştir. Parametrelerin her bir seviyesi için ölçülen temas açılarının ortalama değerlerine göre çizilen grafiklerin gösterdiği eğilim dikkate alınarak yapılan analizler sonucunda, tarama hızının etkisine ilişkin bir değerlendirme yapıldığında, tarama hızındaki herhangi bir artışın temas açısını artırma eğilimi gösterdiği sonucuna varılmıştır (Şekil 4.25b). Tarama hızının diğer parametrelerle etkileşimi Şekil 4.26'da görülmektedir. Etkileşim grafikleri incelendiğinde 45°/-45° ve 0°/90° tarama stratejileri için tarama hızının, temas açısı üzerinde benzer bir etki yarattığı görülmüştür. Aynı şekilde 45° ve 0°/45° tarama stratejileri için de tarama hızı, temas açısı üzerinde benzer bir etki yaratmıştır. 0° tarama stratejisi diğer tarama stratejilerine göre temas açısı üzerinde tersi yönde bir etki yaratmıştır. Tarama hızının 300 mm/sn olduğu koşullarda tüm tarama stratejileri için en düşük temas açıları tespit

edilmiştir. Tarama hızı ve tarama aralığı arasındaki etkileşim incelendiğinde 300 mm/sn tarama hızı hariç diğer iki tarama hızının, tarama aralığı ile etkileşimi temas açısında benzer bir etki ortaya koymuştur. Artan tarama aralığı her bir tarama hızı için temas açısında bir artışa neden olmuştur. Tarama hızının 300 mm/sn olduğu koşullarda tarama aralığındaki bir artış, temas açısında bir artışa neden olsa da bu farkın anlamlı olmadığı düşünülmektedir.

Şekil 4.25c’de frekansın temas açısı üzerindeki etkisi görülmektedir. Frekansın temas açısı üzerindeki etkisi tarama hızının yaptığı etkinin tam tersi yöndedir. İki farklı frekans için yapılan ölçüm sonuçları, frekanstaki bir artışın temas açısında bir azalmaya yol açtığını göstermektedir. Tarama hızı, frekans ve ışın çapı ile birlikte tarama yönündeki çakışma oranını (atım çakışması) belirlemektedir. Atım çakışma oranının artması yüzey pürüzlülüğünü artırmaktadır ki böyle bir yüzey için temas açısında bir azalmanın söz konusu olduğu tespit edilmiştir. Şekil 4.26’da tarama hızı ve frekans etkileşiminin temas açısı üzerindeki etkisi incelendiğinde, 600 mm/sn’lik tarama hızı hariç diğer iki tarama hızı için artan frekansın temas açısını azalttığı tespit edilmiştir. Ancak 600 mm/sn ve 900 mm/sn tarama hızları için temas açılarındaki değişimin 300 mm/sn tarama hızlarına göre nispeten küçük olduğu sonucuna varılmıştır. Şekil 4.25d’de tarama aralığının temas açısına etkisi incelendiğinde, tarama aralığının artmasıyla temas açısının da arttığı görülebilmektedir. Oluklardaki çakışma oranının artması temas açısının azalmasına neden olmuştur. Bu etki pürüzlülüğü yüksek bir yüzey tekstürünün etkisi ile ortaya çıkmıştır. Pürüzlü yüzeyler, 0°’lik bir temas açısı ile süper hidrofilik bir özellik sergilemiştir. Bu çalışmada seçilen tarama aralıklarının yüksek çakışma oranları yaratarak pürüzlülüğü artırma eğilimi gösterdiği sonucuna ulaşılmıştır. Tarama aralığı ve tarama hızının etkileşiminin temas açısındaki etkileri incelendiğinde, 900 mm/sn ve 600 mm/sn tarama hızları için tarama aralığındaki herhangi bir artışın temas açısını da artırdığı tespit edilmiştir. 300 mm/sn tarama hızı, diğer tarama hızlarına kıyasla temas açısında minimum bir değişiklik oluştursa da benzer bir eğilim göstermektedir. Tarama stratejisinin tarama aralığı ile etkileşiminde görülmüştür ki tüm tarama stratejileri benzer bir eğilim ortaya koymaktadır ve tarama aralığındaki bir artışın temas açısında artış yarattığı tespit edilmiştir.



Şekil 4.25 Her bir parametre için ortalama temas açısındaki değişimler

Tarama stratejisi, %7,15'lük etkinlik oranıyla etkili parametrelerden biridir. Şekil 4.26 incelendiğinde, 45°/-45° çapraz tarama stratejisinde ve 0°/45° çift yönlü tarama stratejisinde sırasıyla daha yüksek ve daha düşük temas açılarının elde edildiği belirlenmiştir. Tarama hızı ve tarama stratejisi etkileşiminin temas açısı üzerindeki etkisi incelendiğinde, 0°/90° çapraz tarama stratejisi dışındaki tüm tarama stratejilerinin, her tarama hızı için benzer bir eğilim ortaya koyduğu tespit edilmiştir. Tarama stratejisi ve frekans etkileşiminin 45°/-45° ve 0°/45° stratejileri için temas açısı üzerindeki etkisi incelendiğinde, frekanstaki artışın temas açısında azalma yönünde bir eğilim yarattığı ortaya çıkmıştır. Ancak, diğer stratejiler dikkate alındığında frekansın, temas açısını önemli ölçüde değiştirmediği tespit edilmiştir.

Parametrelerin temas açısı üzerindeki istatistiksel etkisine ait ANOVA sonuçları Tablo 4.20'de verilmiştir. Tarama hızı ve tarama aralığı için “p” değerleri 0,05'den küçük olması sebebi ile temas açısı üzerinde istatistiksel olarak anlamlıyken, tarama stratejisinin ve frekansın istatistiksel olarak anlamsız olduğu tespit edilmiştir. Parametrelerin temas açısı üzerinde etki yüzdeleri incelendiğinde en yüksek etkiyi %32'lik bir etki ile tarama aralığı gösterirken diğer parametrelerin etki değerleri Tablo 4.20'de görülmektedir.

Tablo 4.20 Temas açısı için ANOVA sonuçları

Kaynak	Proses Parametreleri					
	HS	SS	F	HD	Hata	Toplam
D,F,	4	2	1	1	51	59
Seq, SS	11053	20650	3608	49516	69738	154565
p	0,105	0,001	0,110	0,000		
P,C (%)	7,15	13,36	2,33	32,04	45,12	

Lazer parametrelerinin değişmesiyle değişen atım enerjisinin kimyasal bileşimde neden olduğu değişiklikler SEM element analizi ile incelenmiştir. Bu araştırma için 20 farklı yüzey seçilmiş ve SEM element analizleri yapılmıştır. Seçilen bu yirmi yüzeyden sekizi Şekil 4.27'de gösterilmektedir. Analiz sonuçları Tablo 4.21'de raporlanmıştır. SEM element haritalamasından elde edilen görüntüler, işleme

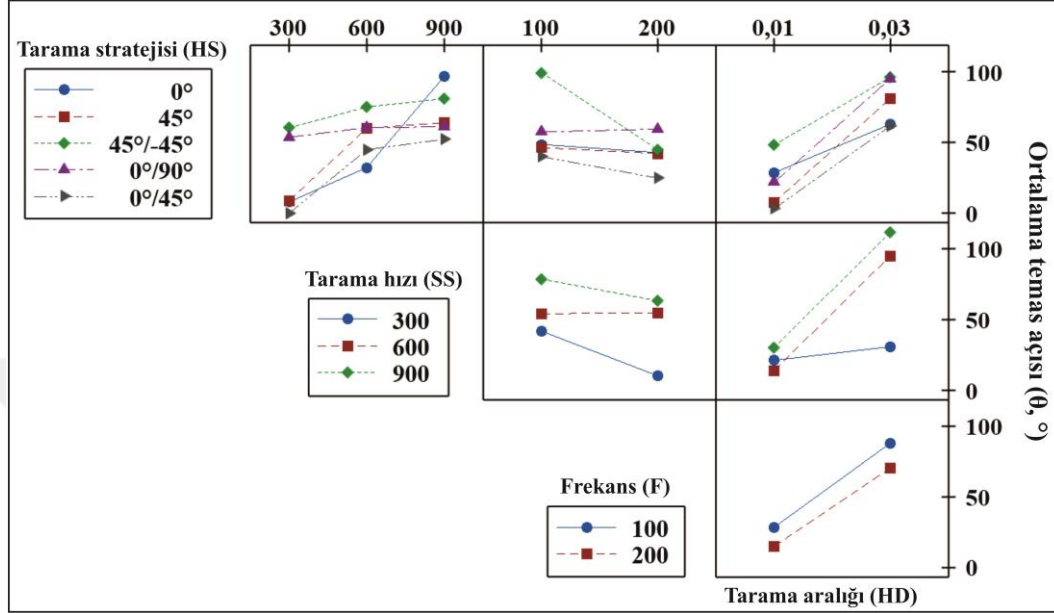
koşullarının bir fonksiyonu olan her bir yüzey üzerindeki lazer parametrelerinin etkilerine göre ana elementlerin dağılımını göstermektedir.

Tablo 4.21 SEM-EDX analiz sonuçları

No	Element oranları (wt, %)						
	Cr	Co	Mo	O	Mn	Fe	C
E13	29,37	45,47	1,69	18,04	0,84	0,10	3,11
E16	33,44	41,97	2,11	15,60	1,70	0,19	3,01
E18	28,37	57,87	2,97	6,17	0,83	0,11	2,55
E20	29,14	50,65	3,31	10,28	1,47	0,34	3,39
E22	28,37	57,32	3,25	5,29	0,92	0,16	3,26
E25	24,5	38,66	1,69	17,82	0,33	0,23	15,17
E27	29,15	45,03	2,08	17,62	1,02	0,19	3,13
E28	33,49	41,46	1,95	16,36	1,34	0,09	3,35
E30	28,53	57,71	3,27	5,39	1,02	0,2	2,67
E34	28,23	57,88	3,27	5,64	1,44	0,53	2,2
E37	28,42	45,72	2,01	17,53	1,53	0,18	3,28
E40	34,54	39,25	2	17,04	1,34	0,26	3,43
E42	28,39	56,15	3,07	6,58	0,91	0,13	3,62
E46	28,11	59,57	3,19	5,04	1,65	0,29	1,29
E48	26,71	55,21	4,37	6,53	1,36	0,49	4,03
E50	33,44	41,97	2,11	15,6	1,7	0,19	3,01
E52	32,08	42,61	1,84	17,52	1,4	0,16	2,91
E54	27,66	57,26	3,28	6,41	1,33	0,09	2,32
E55	24,47	53,42	3,12	13,58	1,01	0,14	2,97
E57	27,25	54,03	2,82	9,49	0,73	0,3	4,18

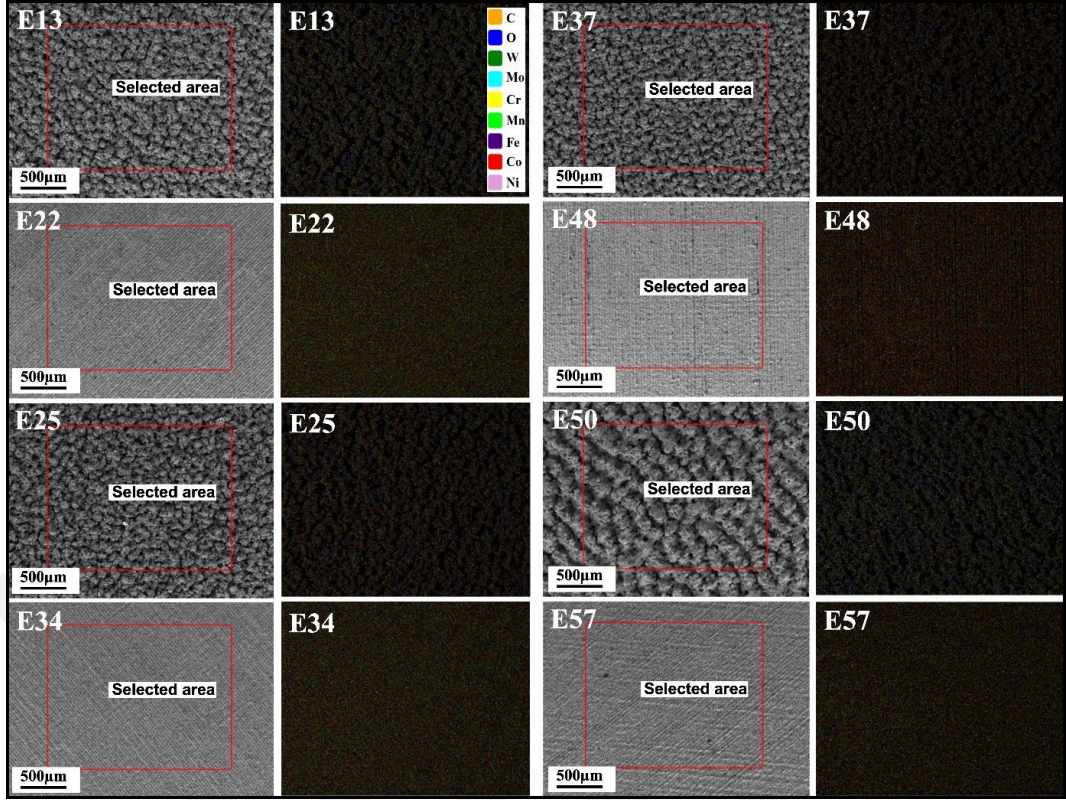
Sabit tarama stratejisi için elementlerin oranlarındaki (% ağırlık olarak) dalgalanma, uygulanan işlem parametrelerindeki değişikliklerle açıklanabilmektedir. Tarama hızının 300 mm/sn, frekansın 100 kHz ve tarama aralığının 0,01 mm olduğu bir koşul ile işlenmiş yüzeyler için analiz sonuçları, "Co" ve "Cr"un hem 45° hem de 0°/90° tarama stratejileri için hemen hemen aynı oranda olduğunu göstermiştir. Bu yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı değerleri de benzerdir. Ancak, 45°/-45° tarama stratejisi için bu elementlerin oransal olarak azaldığı tespit edilmiştir. Bu yüzey aynı zamanda hidrofobik bir davranış göstermektedir. Bu yüzeylerin "O" oranları

hemen hemen aynı olup %18,04 ile %17,53 arasında değişmektedir. “O” varlığının bir oksit tabakası ile ilgili olduğu ve bu oksit tabakasının muhtemel bir Cr_2O_3 oksidi olduğu düşünülmektedir.



Şekil 4.26 Temas açısı için lazer tekstürleme parametrelerinin etkileşim grafiği

Tarama hızının 600 mm/sn, frekansın 100 kHz ve tarama aralığının 0,03 mm olduğu bir koşul ile tekstürlenmiş yüzeyler için sonuçlar, "Co", "Cr", "Mo" ve "O" elementlerinin tüm tarama stratejileri için hemen hemen aynı oranda olduğunu göstermektedir. Bu yüzeylerin pürüzlülük ve temas açısı da benzer değerlerde olup, yüzey pürüzlülüğü 2,6 μm ile 3,04 μm ve temas açısı 102° ile 120° arasında değişmektedir. Tüm tarama stratejileri için 300 mm/sn, 200 kHz ve 0,03 mm koşuluyla tekstürlenmiş yüzeyler için benzer incelemeler yapılmıştır. Bu tekstürleme koşulu için yukarıda belirtilen elementlerin oranlarında ihmal edilebilecek kadar az değişim olduğu tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğündeki değişim de ihmal edilebilir düzeydedir ve bu yüzeylerin tamamı süper hidrofilik özellik sergilemektedir. Tarama stratejileri 45°, 45°/-45° ve 0°/90° için tarama hızının 900 mm/sn, frekansın 100 kHz ve tarama aralığının 0,03 mm olduğu koşullar için sonuçlar, elementlerde minimum bir değişim olmasına rağmen, nispeten düşük yüzey pürüzlülük değerleri ile bu yüzeyler, hidrofobik bir özellik sergilemektedir.



Şekil 4.27 Lazer tekstürlü yüzeyler için SEM-EDX analizi.

Tarama hızındaki değişimin sabit bir frekans ve tarama aralığındaki etkileri üzerine bir çalışma yapılmıştır. 100 kHz ve 0,03 mm için tarama hızının 600 mm/sn'den 900 mm/sn'ye çıkarılması, bahsedilen element oranlarında belirgin bir değişime neden olmamıştır. Frekansın 200 kHz, tarama stratejisinin 45°, tarama aralığı 0,03 mm için tarama hızının 300 mm/sn'den 600 mm/sn'ye çıkarılması "Cr" ve "O" oranlarının düşmesine neden olduğu tespit edilmiştir. 0°/90°, 200 kHz ve 0,03 mm'de benzer gözlemler yapılmıştır. Tarama hızının 300 mm/sn'den 900 mm/sn'ye çıkması "Cr" ve "O" oranlarının düşmesine neden olmuştur. Tekstüre koşulları 0°/45°, 100 kHz ve 0,03 mm olduğunda, tarama hızının 300 mm/sn'den 600 mm/sn'ye çıkarılması "Cr" ve "O" oranlarının düşmesine neden olmuştur.

4.6 AISI 316LVM Paslanmaz Çeliğinin Lazerle Yüzey Tekstürlenmesi: Parametrelerin Yüzey Özellikleri Üzerindeki Etkileri

Tezin bu bölümünün bir kısmı “Cukurova 9th International Scientific Researches Conference” kitapçığında tam metin bildirisi (Uçar, Kasman, ve Ozan, 2022b) olarak basılmıştır.

4.6.1 Proses Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerindeki Etkileri

Lazerle işlenmiş yüzeylerin üzerinde yapılan pürüzlülük ölçümlerine ait sonuçlar Tablo 4.22’de verilmiştir. Parametrelerden biri değişken, diğer üç parametre sabit tutularak her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri hesaplanmıştır. Yüzey pürüzlülüğünün ortalama değerlerine göre parametrenin ana etkileri grafiksel olarak Şekil 4.28’de verilmiştir. Şekil 4.28a’da tarama stratejisinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi görülmektedir. Ortalama yüzey pürüzlülüğü için en yüksek değer tarama stratejisi $0^{\circ}/90^{\circ}$ olduğu koşulda elde edilirken en düşük değer tarama stratejisinin $0^{\circ}/45^{\circ}$ olduğu koşulda tespit edilmiştir. Şekil 4.28b’de tarama hızının yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi incelendiğinde, artan tarama hızının yüzey pürüzlülüğünde azalma yönünde bir etki ortaya koyduğu görülmektedir. Şekil 4.29’da görülen tarama stratejisi ve tarama hızı arasındaki etkileşim grafikleri incelendiğinde 0° ve 45° tarama stratejileri için tarama hızının artmasıyla yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen azalma benzer bir eğilim göstermektedir. Tarama stratejilerinin $0^{\circ}/90^{\circ}$ ve $45^{\circ}/-45^{\circ}$ olduğu koşullar için de tarama hızının artmasıyla yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen azalma benzer bir eğilim göstermektedir. En yüksek değer tarama stratejisi $0^{\circ}/90^{\circ}$ ve tarama hızı 300 mm/sn olduğunda elde edilirken, en düşük değer tarama stratejisi $0^{\circ}/45^{\circ}$ ve tarama hızı 900 mm/sn olduğunda elde edilmiştir. Şekil 4.28c’de frekansın yüzey pürüzlülüğü üzerindeki incelendiğinde, frekanstaki bir artışın yüzey pürüzlülüğünde de bir artışa neden olduğu görülmektedir. Tarama stratejisi ile frekansın etkileşiminin yüzey pürüzlülüğüne etkileri Şekil 4.29’da görülmektedir. Tüm tarama stratejileri için frekanstaki bir artış yüzey pürüzlülüğünde artış yönünde bir etki yarmaktadır ancak, bu etki çok büyük bir değişim yaratacak kadar belirgin değildir. Tüm tarama stratejileri içinde $0^{\circ}/90^{\circ}$ tarama stratejisi için frekanstaki değişim yüzey pürüzlülüğünde daha belirgin bir değişim ortaya

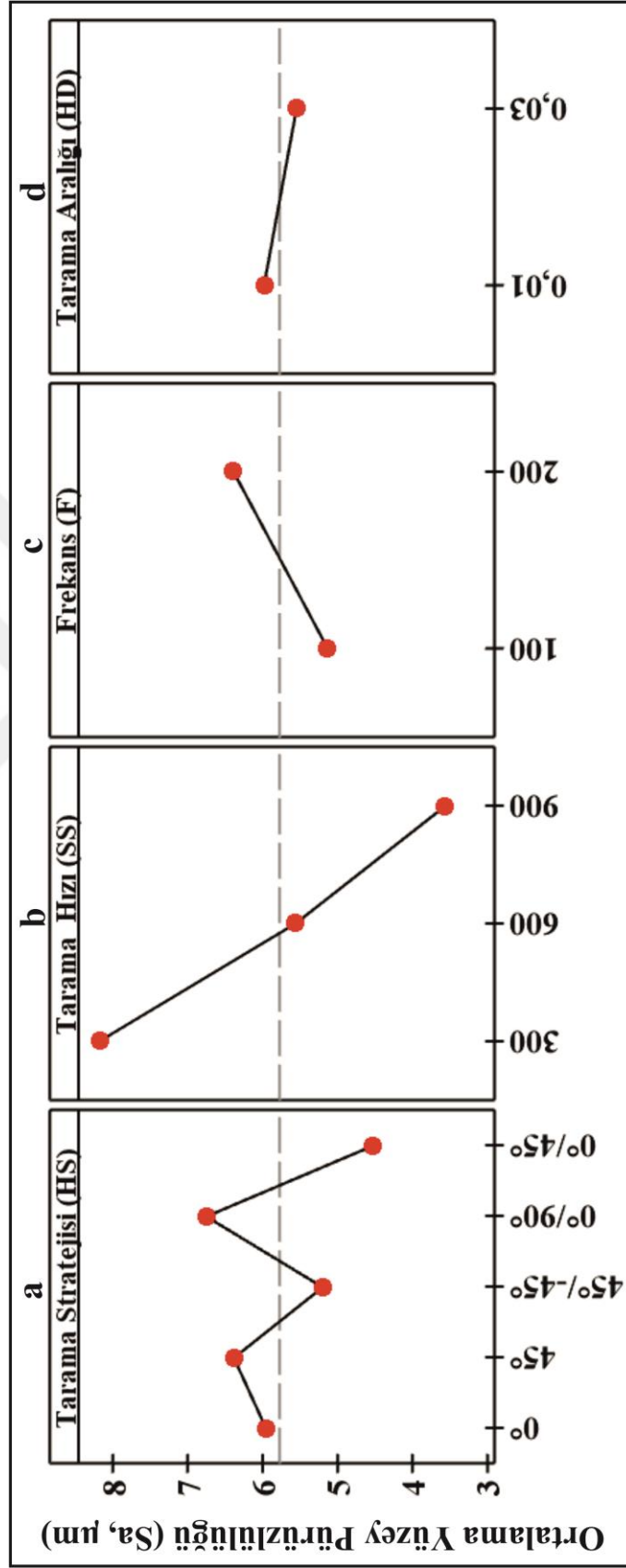
koymaktadır. Benzer bir durum tarama stratejisi ile tarama aralığının etkileşimi arasında da söz konusu olmaktadır. Şekil 4.28d’de tarama aralığının yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi grafiksel olarak görülmektedir. Grafikteki değişim incelendiğinde, artan tarama aralığının yüzey pürüzlülüğünde azalma yönünde bir etki ortaya koyduğu ancak bu etkinin diğer parametrelere kıyasla düşük olduğu görülmektedir.

Tablo 4.22 Deney düzeni, yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı değerleri

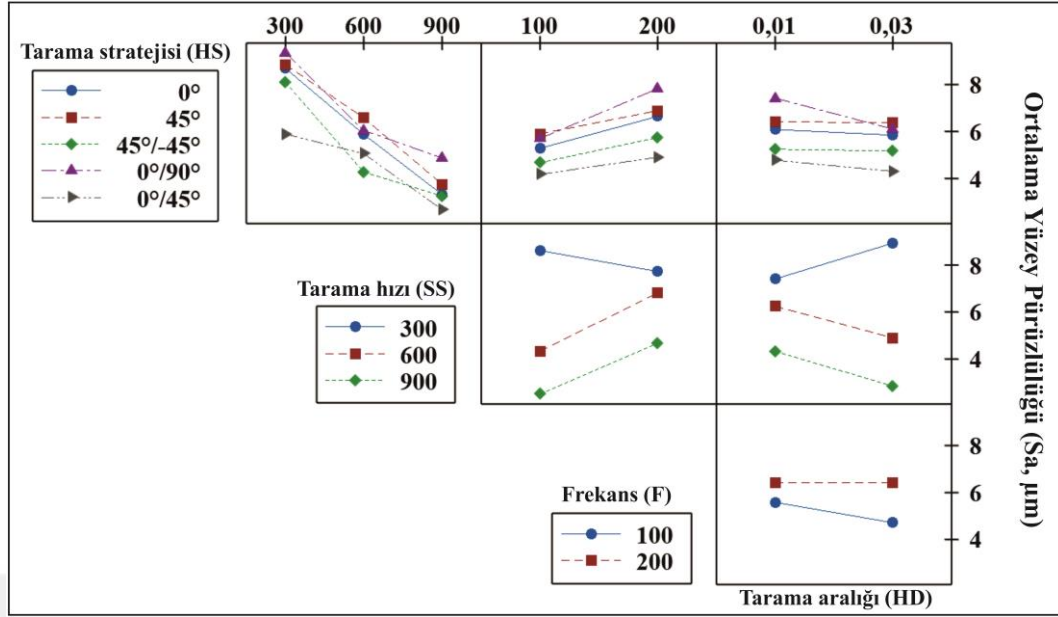
No	HS	SS	F	HD	Sa (μm)	CA (θ , °)
E1	0	300	100	0,01	8,43 $\pm$ 0,08	0
E2	0	300	100	0,03	9,84 $\pm$ 0,16	0
E3	0	300	200	0,01	5,99 $\pm$ 0,92	0
E4	0	300	200	0,03	10,51 $\pm$ 0,43	0
E5	0	600	100	0,01	5,62 $\pm$ 0,71	0
E6	0	600	100	0,03	2,71 $\pm$ 0,04	132 $\pm$ 1,11
E7	0	600	200	0,01	8,17 $\pm$ 0,22	0
E8	0	600	200	0,03	7,03 $\pm$ 0,23	131 $\pm$ 1,16
E9	0	900	100	0,01	2,55 $\pm$ 0,12	8 $\pm$ 1,26
E10	0	900	100	0,03	2,56 $\pm$ 0,03	121 $\pm$ 2,81
E11	0	900	200	0,01	5,75 $\pm$ 0,21	0
E12	0	900	200	0,03	2,42 $\pm$ 0,07	121 $\pm$ 0,64
E13	45	300	100	0,01	9,46 $\pm$ 0,36	0
E14	45	300	100	0,03	10,11 $\pm$ 0,20	65 $\pm$ 1,75
E15	45	300	200	0,01	5,21 $\pm$ 0,35	0
E16	45	300	200	0,03	10,60 $\pm$ 0,63	0
E17	45	600	100	0,01	7,13 $\pm$ 0,09	0
E18	45	600	100	0,03	3,33 $\pm$ 0,21	0
E19	45	600	200	0,01	8,15 $\pm$ 0,16	0
E20	45	600	200	0,03	7,73 $\pm$ 0,41	116 $\pm$ 3,99
E21	45	900	100	0,01	2,96 $\pm$ 0,21	0
E22	45	900	100	0,03	2,41 $\pm$ 0,03	120 $\pm$ 2,16
E23	45	900	200	0,01	5,64 $\pm$ 0,06	0
E24	45	900	200	0,03	4,00 $\pm$ 0,12	131 $\pm$ 0,33
E25	45/-45	300	100	0,01	8,99 $\pm$ 0,16	0
E26	45/-45	300	100	0,03	8,37 $\pm$ 0,25	0
E27	45/-45	300	200	0,01	6,66 $\pm$ 0,66	0
E28	45/-45	300	200	0,03	8,38 $\pm$ 0,19	0

Tablo 4.22 Devamı

E29	45/-45	600	100	0,01	3,87±0,24	0
E30	45/-45	600	100	0,03	2,55±0,14	80±2,92
E31	45/-45	600	200	0,01	4,46±0,17	0
E32	45/-45	600	200	0,03	6,22±0,48	71
E33	45/-45	900	100	0,01	2,32±0,10	13±2,46
E34	45/-45	900	100	0,03	1,94±0,04	10±1,14
E35	45/-45	900	200	0,01	5,18±0,92	0
E36	45/-45	900	200	0,03	3,58±0,15	119±0,63
E37	0/90	300	100	0,01	9,57±0,33	0
E38	0/90	300	100	0,03	9,20±0,17	55±0,70
E39	0/90	300	200	0,01	9,17±1,06	0
E40	0/90	300	200	0,03	9,50±0,61	0
E41	0/90	600	100	0,01	5,00±0,20	20±2,13
E42	0/90	600	100	0,03	4,61±0,30	130±5,74
E43	0/90	600	200	0,01	7,75±0,17	26±7,67
E44	0/90	600	200	0,03	6,83±0,22	132±0,84
E45	0/90	900	100	0,01	3,82±0,20	84±3,37
E46	0/90	900	100	0,03	2,00±0,06	132±4,84
E47	0/90	900	200	0,01	9,21±0,24	25±1,91
E48	0/90	900	200	0,03	4,48±0,31	0
E49	0/45	300	100	0,01	6,16±2,95	0
E50	0/45	300	100	0,03	6,12±2,1	0
E51	0/45	300	200	0,01	4,49±1,22	0
E52	0/45	300	200	0,03	6,80±1,77	0
E53	0/45	600	100	0,01	5,81±0,12	0
E54	0/45	600	100	0,03	2,65±0,17	130±0,90
E55	0/45	600	200	0,01	6,47±0,21	0
E56	0/45	600	200	0,03	5,31±0,12	0
E57	0/45	900	100	0,01	2,02±0,10	30±4,55
E58	0/45	900	100	0,03	2,30±0,03	126±1,60
E59	0/45	900	200	0,01	3,73±0,16	10±1,50
E60	0/45	900	200	0,03	2,65±0,11	106±1,21



Şekil 4.28 Her bir parametre için ortalama yüzey pürüzlülüğündeki değişimler



Şekil 4.29 Yüzey pürüzlülüğü için lazer tekstürleme parametrelerinin etkileşim grafiği

Parametrelerin tekstürlü yüzeyin pürüzlülüğü üzerindeki istatistiksel etkisi için yapılan ANOVA analiz sonuçları Tablo 4.23'te verilmiştir. Sonuçlar, tarama aralığı hariç diğer tüm parametrelerin, “p” değerlerinin 0,05’ten küçük olması nedeniyle istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir. Parametrelerin etkileri sırasıyla tarama hızı için %52,41, tarama stratejisi için %9,54 ve frekans için %5,81’dir. En düşük etkiyi %0,69 oranıyla tarama aralığı göstermiştir.

Tablo 4.23 Yüzey pürüzlülüğü için ANOVA sonuçları

Kaynak	Proses Parametreleri					
	HS	SS	F	HD	Hata	Toplam
D,F,	4	2	1	1	51	59
Seq, SS	38,775	213,041	23,638	2,817	128,182	406,453
p	0,008	0,000	0,003	0,295		
P,C (%)	9,54	52,41	5,81	0,69	31,54	

4.6.2 Proses Parametrelerinin Temas Açısı Üzerindeki Etkileri

Proses koşulları göz önünde bulundurularak yüzeyin pürüzlülüğü ile damlanın yüzeyle yaptığı temas açısı arasında bir ilişki olup olmadığı konusunda değerlendirmeler yapabilmek için ıslanabilirlik testleri yapılmış ve sonuçlar temas

açısı olarak Tablo 4.22’de verilmiştir. Daha önceki bölümlerde belirtildiği gibi temas açısının 90° ’den küçük olması durumunda yüzey hidrofilik bir özellik sergiler. Tablo 4.22’deki temas açısı değerleri incelendiğinde birçok yüzeyin 0° ’lik bir temas açısı nedeniyle süper hidrofilik ve 90° ’den küçük temas açıları nedeniyle de hidrofilik özellikte olma eğilimi gösterdiği tespit edilmiştir. Temas açıları 90° ’den büyük olan tekstürlü yüzeyler de tespit edilmiştir ve bu yüzeyler üzerinden ölçülen temas açıları 105° ve 133° arasında değişmektedir. Altmış farklı tekstürlü yüzey arasından on dört yüzeyin hidrofobik bir özellik sergilediği tespit edilmiştir. Bu on dört yüzeyin ortak özelliği, tarama aralığının 0,03 mm olduğu işleme koşullarıyla tekstüre edilmiş olmalarıdır. Tarama hızının 300 mm/sn olduğu koşullarda tekstürlenmiş yüzeylerin hiçbirinin hidrofobik davranış göstermediği tespit edilmiştir. Bu davranışın 300 mm/sn tarama hızı ile işlenen yüzeylerin pürüzlülük değerlerinin yüksek olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Tarama hızının 300 mm/sn olduğu tüm lazer yüzey tekstürleme işlemlerinde en düşük yüzey pürüzlülük değeri tüm tarama stratejileri için frekansın 200 kHz olduğu koşullarda elde edilmiştir. Tablo 4.22 incelendiğinde, yüzey pürüzlülük değerleri birbirinden farklı olan tekstürlü yüzeylerin süper hidrofilik (0°) ya da hidrofobik özellik sergilemesi ($>90^\circ$) nedeniyle, temas açısı üzerinde sadece yüzeyin pürüzlülük değerinin etkili olmadığı tespit edilmiştir. Bunun yanında, aynı ya da yakın pürüzlülük değerine sahip tekstürlü yüzeylerin ıslanabilirlik özelliğinin aynı olmayabileceği de tespit edilmiştir. Benzer yüzey pürüzlülüğü sergileyen iki yüzey “E42” ve “E51” karşılaştırılmıştır. “E42”; tarama stratejisi $0^\circ/90^\circ$, tarama hızı 600 mm/sn, frekans 100 kHz ve tarama aralığı 0,03 mm; koşulu için yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı sırasıyla $4,61\ \mu\text{m}$ ve 130° olarak ölçülmüştür. Ancak “E51”; tarama stratejisi $0^\circ/45^\circ$, tarama hızı 300 mm/sn, frekans 200 kHz ve tarama aralığı 0,01 mm; yüzey pürüzlülük ve temas açısı sırasıyla $4,49\ \mu\text{m}$ ve 0° olarak ölçülmüştür. Bu iki yüzey karşılaştırıldığında görülmektedir ki lazerle tekstürlenmiş yüzeyler için yüzey pürüzlülüğü değerleri yakın olsa da temas açılarının farklı olma durumları mümkün olabilmektedir. Islanabilirlik davranışı ile ilgili tüm temas açıları incelendiğinde, yüzey pürüzlülüğü $2\ \mu\text{m}$ ile $2,72\ \mu\text{m}$ arasında olduğunda yüzey hidrofobik özellik göstermektedir. Bu genel eğilimi bozan bir tekstürlü yüzey vardır ve bu yüzey, tarama stratejisi $0^\circ/45^\circ$, tarama hızı 900 mm/sn, frekans 100 kHz ve tarama aralığı 0,01 mm koşulu ile işlenmiştir. Bu yüzey “E57” için pürüzlülük değeri $2,02\ \mu\text{m}$ ve bu yüzey

üzerinden ölçülen temas açısı 30° 'dir. Ayrıca, yüksek yüzey yüzey pürüzlülüğü sergileyen yüzeyler arasında da hidrofobik özelliklerde yüzeyler bulunmaktadır. Bu yüzeyler "E8", "E20", "E24", "E36", "E42" ve "E44" yüzeyleridir. Hemen hemen aynı pürüzlülük değerine ve temas açısına sahip iki yüzey karşılaştırıldığında, farklı topografyanın ürünü olan tekstürler "E48" ve "E51", farklı koşullarda işlenmesine rağmen benzer davranış göstermiştir. Bu iki yüzey, farklı tarama stratejileri, tarama hızları ve tarama aralıkları kullanılarak işlenmiştir.

Şekil 4.30, parametrelerin temas açısı üzerindeki etkisini göstermektedir. Şekil 4.30a'da tarama stratejisinin temas açısı üzerindeki etkisine ait grafik görülmektedir. En düşük temas açıları $45^\circ/-45^\circ$ tarama strateji ile işlenmiş yüzeylerden ölçülürken, en yüksek temas açıları $0^\circ/90^\circ$ tarama strateji ile işlenmiş yüzeylerden ölçülmüştür. Şekil 4.30b'deki grafikte tarama hızının temas açısı üzerindeki etkisi görülmektedir ve artan tarama hızının temas açısını arttırdığı tespit edilmiştir. Frekansın temas açısı üzerindeki etkisi Şekil 4.30c'deki grafikte görülmektedir. Frekansın artması temas açısında azalan yönde bir eğilim ortaya koymuştur. Şekil 4.30d'deki grafikte tarama aralığının temas açısı üzerindeki etkisi görülmektedir ve artan tarama aralığının temas açısını arttırdığı tespit edilmiştir.

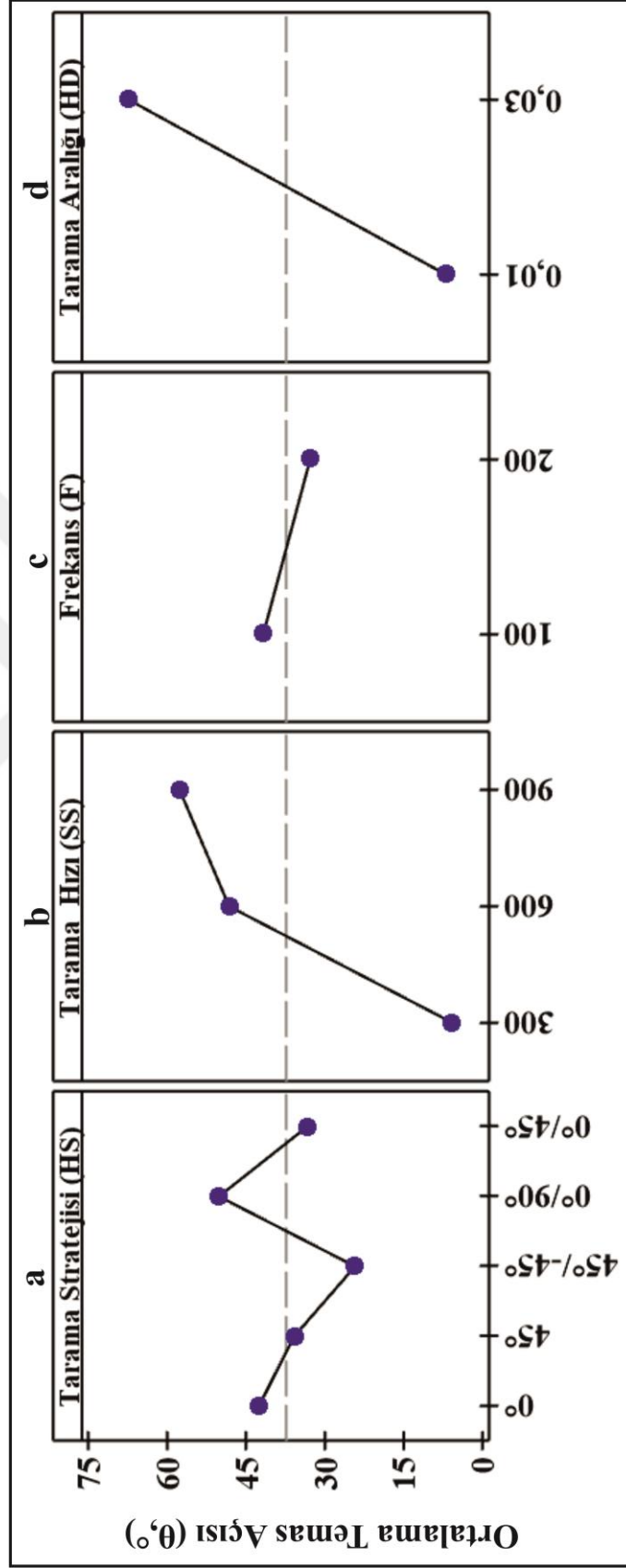
Parametreler ile temas açısı arasındaki etkileşim Şekil 4.31'de gösterilmiştir. Tarama stratejisi ve hızın etkileşiminde 0° , $0^\circ/90^\circ$ ve $45^\circ/-45^\circ$ tarama stratejileri için tarama hızlarının değişimine göre temas açısında ortaya çıkan değişim neredeyse benzer bir eğilim ortaya koyarken 45° 'lik tarama stratejisi yukarıda bahsi geçen tarama stratejilerine göre zıt yönde bir eğilim ortaya koymaktadır. 0° , $0^\circ/90^\circ$ ve $45^\circ/-45^\circ$ tarama stratejileri için temas açısı, tarama hızı 300 mm/sn'den 600 mm/sn'ye yükselirken artma, 600 mm/sn'den 900 mm/sn'ye yükselirken azalma yönünde bir eğilim göstermiştir. Tarama stratejisi $0^\circ/45^\circ$ olduğunda temas açısı, artan tarama hızıyla birlikte artmıştır. Tarama stratejisi ve frekansın etkileşiminde 45° ve $45^\circ/-45^\circ$ tarama stratejileri için frekanstaki bir artış, temas açısında artma yaratırken $0^\circ/90^\circ$ ve $0^\circ/45^\circ$ tarama stratejileri için tersi durum söz konusu olmuştur ve artan frekans temas açısında azalmaya neden olmuştur. 0° tarama stratejisi için frekanstaki değişimin temas açısında neredeyse hiç değişim yaratmadığı tespit edilmiştir. Tarama stratejisi ve tarama aralığının etkileşiminde tüm tarama stratejileri için tarama aralığındaki bir

artış, temas açısında artışa neden olmuştur. Tarama hızının diğer parametrelerle etkileşiminin temas açısında yarattığı değişim Şekil 4.31’de görülmektedir. Tarama hızının frekansla etkileşimi incelendiğinde 300 mm/sn ve 900 mm/sn tarama hızları için frekanstaki bir artış temas açısında azalma yönünde bir etki ortaya koyarken, 600 mm/sn tarama hızı için frekanstaki bir artış temas açısında çok küçük bir değişim yaratmıştır ve hatta, temas açısında neredeyse bir değişim yaratmadığı sonucu çıkarılabilir. Tarama hızının, tarama aralığı ile etkileşimi incelendiğinde tüm tarama hızları için tarama aralığındaki bir artışın, temas açısında artış yarattığı tespit edilmiş ve 300 mm/sn tarama hızı için tarama aralığındaki artışın temas açısında yarattığı artışın diğer tarama hızlarının etkileri ile karşılaştırıldığında oldukça küçük olduğu tespit edilmiştir. Frekansla tarama aralığının etkileşiminin temas açısı üzerindeki etkisi Şekil 4.31’de görülmektedir. Frekansın iki farklı değeri için tarama aralığındaki bir artış, temas açısında artma yönünde bir etki ortaya çıkarmıştır.

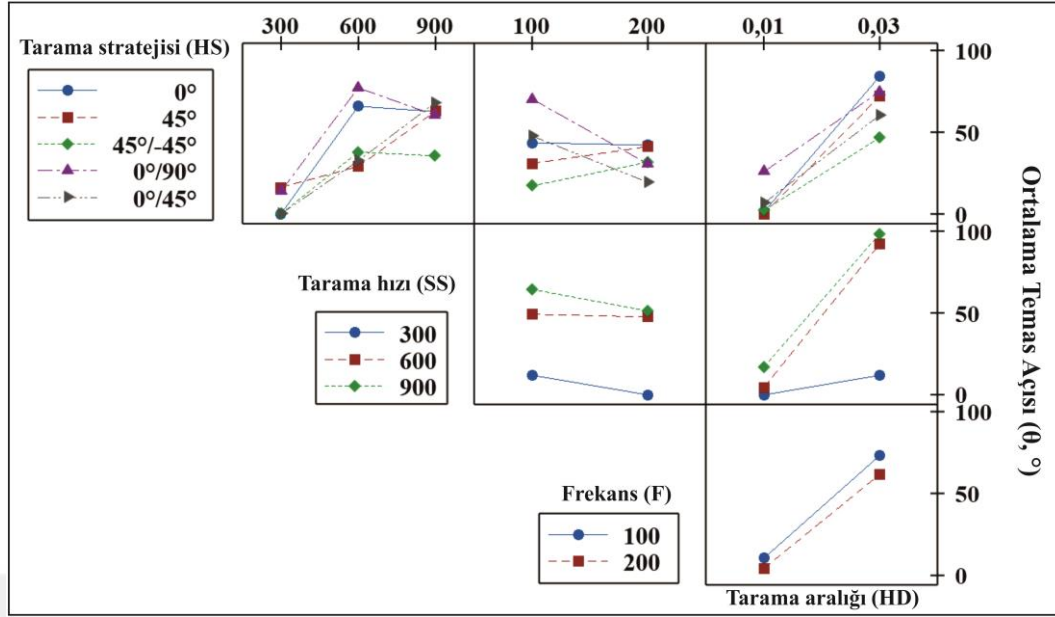
Parametrelerin tekstürlü yüzeylerin ıslanabilirlik davranışı üzerindeki etkilerinin tespitine yönelik ANOVA sonuçları Tablo 4.24’te verilmiştir. Parametrelerin etkileri p-değerine göre değerlendirilmiştir. Buna göre, p-değerleri 0,05’ten küçük olan tarama hızı ve tarama aralığı istatistiksel olarak anlamlıdır sonucuna ulaşılmıştır. Tarama hızının ve tarama aralığının temas açısı üzerindeki etkisi sırasıyla %18,61 ve %33,47’dir. Ancak, tarama stratejisi ve frekans, p değerlerinin 0,05’ten yüksek olması nedeniyle istatistiksel olarak anlamsızdır sonucuna ulaşılmıştır ve bu parametrelerin etki değerleri sırasıyla %2,80 ve %0,73 olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4.24 Temas açısı için ANOVA sonuçları

Kaynak	Proses Parametreleri					
	HS	SS	F	HD	Hata	Toplam
D,F,	4	2	1	1	51	59
Seq, SS	4580	30462	1197	54722	72699	163660
p	0,529	0,000	0,364	0,000		
P,C (%)	2,80	18,61	0,73	33,47	44,42	



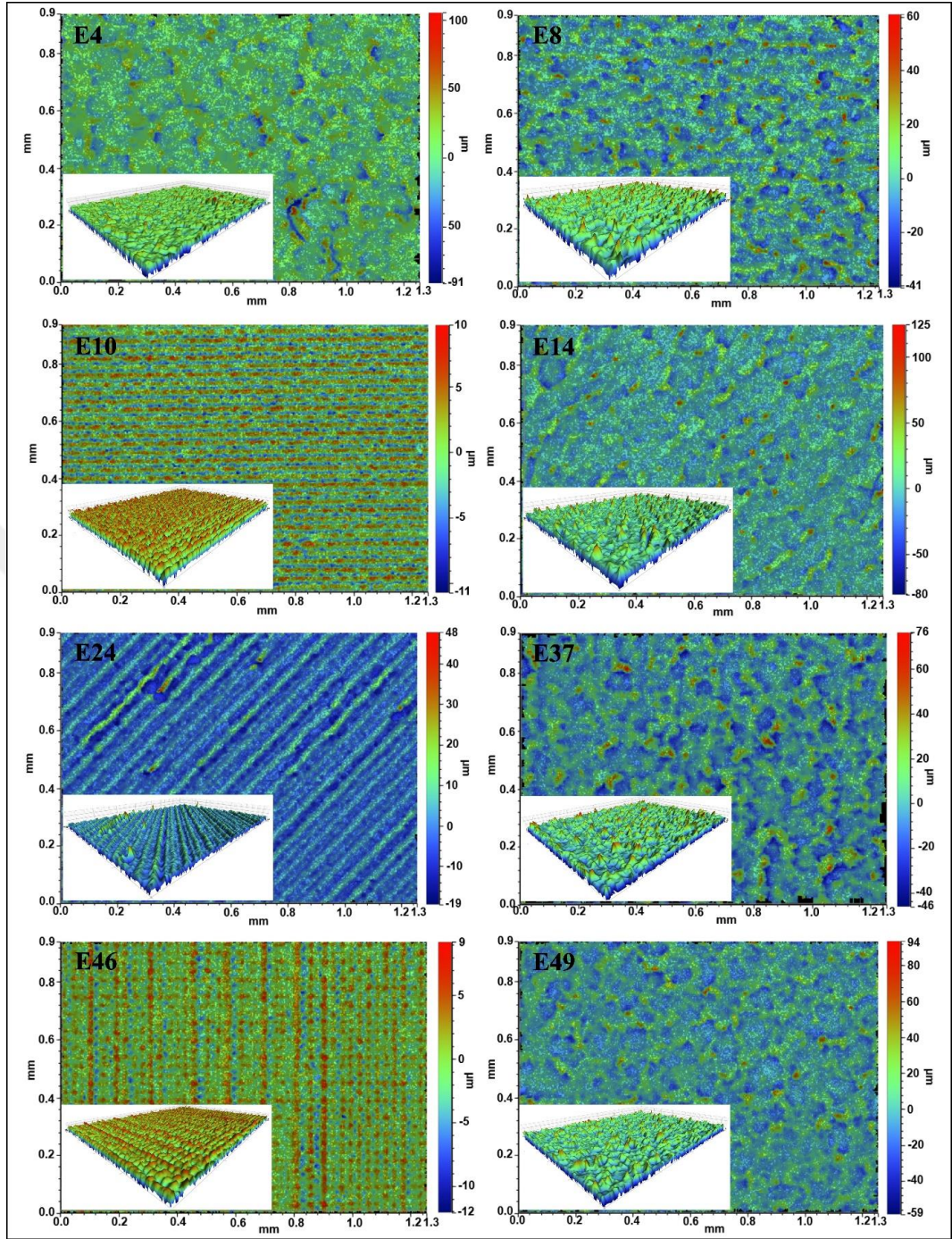
Şekil 4.30 Her bir parametre için ortalama temas açısındaki değişimler



Şekil 4.31 Temas açısı için lazer tekstürleme parametrelerinin etkileşim grafiği

Profilometreden alınan 3 boyutlu yüzey topografyaları, Şekil 4.32’de sunulmaktadır. Lazer parametreleri ve tarama stratejisinin etkileşimi yoluyla meydana gelen çıkıntılar ve çukurlar ile oluşan yüzey modelleri “E4”, “E8”, “E10”, “E14”, “E24”, “E37”, “E46” ve “E49” yüzeyleri ile sunulmuştur. “E4”, “E14”, “E37” ve “E49” yüzeylerinde düşük tarama hızlarının ve tek yönlü ve ikili tarama stratejilerinin yüzey üzerindeki kaotik etkileri görülmektedir.

Hidrofobik özellik sergileyen yüzeyler “E6”, “E8”, “E10”, “E12”, “E20”, “E22”, “E24”, “E36”, “E42”, “E44”, “E46”, “E54”, “E58” ve “E60” tekstürlü yüzeylerdir. Tarama stratejisinden bağımsız olarak 600 mm/sn ve 900 mm/sn tarama yüzeyi hidrofobik hale getirdiği açıktır. Hidrofobik özellik sergileyen “E8” ve “E10” yüzeyleri incelendiğinde yüzey pürüzlükleri sırasıyla 7,03 μm ve 2,56 μm olarak tespit edilmiş ve bu pürüzlülük değerlerinin birbirinden oldukça farklı olduğu açıktır. “E8” yüzeyinin “E10” yüzeyine göre kaotik bir yapıda olduğu net bir şekilde görülebilmektedir. Deneysel sonuçlar incelendiğinde, yüzeydeki olukların oluşturduğu boşlukların yapısının yüzey pürüzlülüğünü karakterize ettiği gibi, yüzey ıslanabilirliğini de önemli ölçüde etkilediği tespit edilmiştir.



Şekil 4.32 Lazer tekstürlü yüzeylerin 3 boyutlu yüzey topografyası.

BÖLÜM BEŞ

GENEL SONUÇLAR

- Tarama ve atım çakışmaları yüzey topografyasının şekillenmesinde ve bu topografyanın sahip olduğu tekstürün formunda etkili olmaktadır.
- Lazer ışının oluşturduğu oluğun şekli, lazer tarama hızı, frekans ve tarama aralığının belirlediği çakışmalardan büyük ölçüde etkilenmektedir. Oluğun formunun ve çevresindeki oluşumların yüzey tekstürünü, yüzey pürüzlülüğünü ve temas açısını etkilemektedir.
- Tarama stratejisi, yüzey topografyasının şekillenmesi ve tekstürün formu üzerinde doğrudan etkili ve önemli bir parametredir.
- Yüzey pürüzlülüğündeki artışın temas açısında artmayı teşvik edici bir etkisi bulunmaktadır.
- Bir yüzeyin hidrofilikliğini veya hidrofobikliğini etkileyen faktörler yüzey topografyası ve topografyanın sahip olduğu tekstür, yüzey pürüzlülüğü ve yüzeyin kimyasal yapısıdır.
- Tarama hızı, lazer ışını atımlarının çakışması ile oluşan oluk derinliğini ve şeklini, oluk kenarlarında ve etrafında yeniden katılaşan kalıntıların, sıçranı parçacıklarının ve katmanlarının miktarı ve şekli üzerinde etkilidir. Bu sebeple, tarama hızı hem yüzey pürüzlülüğünde hem de temas açısında en etkili parametredir.
- Lazer ışını ile yüzey tekstüre etme işlemi, buharlaşma, erime ve katılaşma döngüleri yoluyla yüzeyde metal oksit oluşumuna neden olmaktadır.
- Tarama stratejisinin temas açısı üzerindeki etkisi yüzey pürüzlülüğünün tersidir ve en pürüzlü yüzeyi üreten tarama stratejisi temas açısında azalma yönünde bir etki ortaya koymaktadır.
- Ti-6Al-4V ELI yüzeyinde tekstürleme işlemi sonrası oluğa ve tarama yönüne dik olarak yönelmiş ve rastgele dağılmış birçok çatlak bulunmaktadır.
- Tarama stratejisi oluğun yöneliminde ve topografyanın formu üzerinde etkisi bulunmaktadır. Bununla birlikte oluk çevresindeki metal kalıntılarının ve oluşumlarının bu yönelimin yarattığı etkilerle birlikte tekstürün oluşumunda etkilidir.

KAYNAKÇA

- A. Al-Mahdy, H. R. Kotadia, M. C. Sharp, T. T. Opoz, J. Mullett, ve J. I. Ahuir-Torres. (2023). Effect of surface roughness on the surface texturing of 316 L stainless steel by nanosecond pulsed laser. *Lasers in Manufacturing and Materials Processing*, 10, 141-164.
- Abdudeen, A., Abu Qudeiri, J. E., Kareem, A., ve Valappil, A. K. (2022). Latest developments and insights of orthopedic implants in biomaterials using additive manufacturing technologies. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, 6(6). <https://doi.org/10.3390/jmmp6060162>
- Aherwar, A., Singh, A. K., ve Patniak, A. (2016). Cobalt based alloy: A better choice biomaterial for hip implants. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 30, 50-55.
- Alberti, C. J., Saito, E., De Freitas, F. E., Reis, D. A. P., MacHado, J. P. B., ve Dos Reis, A. G. (2019). Effect of etching temperature on surface properties of Ti6Al4V alloy for use in biomedical applications. *Materials Research*, 22. <https://doi.org/10.1590/1980-5373-MR-2018-0782>
- Allemann, I. B., ve Kaufman, J. (2011). Laser principles. İçinde *Current Problems in Dermatology* (C. 42). <https://doi.org/10.1159/000328236>
- Banat, D., Ganguly, S., Meco, S., ve Harrison, P. (2020). Application of high power pulsed nanosecond fibre lasers in processing ultra-thin aluminium foils. *Optics and Lasers in Engineering*, 129. <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2020.106075>
- Basic Laser Principles. (2012). İçinde *Introduction to Laser Technology* (C. 36, ss. 2-32). Melles Griot.

- Beltrán, A. M., Giner, M., Rodríguez, Á., Trueba, P., Rodríguez-Albelo, L. M., Vázquez-Gámez, M. A., Godinho, V., Alcudia, A., Amado, J. M., López-Santos, C., ve Torres, Y. (2022). Influence of femtosecond laser modification on biomechanical and biofunctional behavior of porous titanium substrates. *Materials*, 15(9). <https://doi.org/10.3390/ma15092969>
- Berger, M. B., Slosar, P., Schwartz, Z., Cohen, D. J., Goodman, S. B., Anderson, P. A., ve Boyan, B. D. (2022). A review of biomimetic topographies and their role in promoting bone formation and osseointegration: Implications for clinical use. *Biomimetics*, 7(2). <https://doi.org/10.3390/biomimetics7020046>
- Bizi-Bandoki, P., Benayoun, S., Valette, S., Beaugiraud, B., ve Audouard, E. (2011). Modifications of roughness and wettability properties of metals induced by femtosecond laser treatment. *Applied Surface Science*, 257(12). <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2010.12.089>
- Bohara, S., ve Suthakorn, J. (2022). Surface coating of orthopedic implant to enhance the osseointegration and reduction of bacterial colonization: A review. İçinde *Biomaterials Research* (C. 26, Sayı 1). <https://doi.org/10.1186/s40824-022-00269-3>
- Braga, F. J. C., Marques, R. F. C., Filho, E. D. A., ve Guastaldi, A. C. (2007). Surface modification of Ti dental implants by Nd: YVO4 laser irradiation. *Applied Surface Science*, 253(23), 9203-9208. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2007.05.048>
- Chen, Q. Z., ve Thouas, G. A. (2015). Metallic implant biomaterials. *Materials Science & Engineering R-Reports*, 87, 1-57. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>
- Chichkov, B. N., Momma, C., Nolte, S., Von Alvensleben, F., ve Tünnermann, A. (1996). Femtosecond, picosecond and nanosecond laser ablation of solids. *Applied Physics A: Materials Science and Processing*, 63(2). <https://doi.org/10.1007/BF01567637>

- Ching, H. A., Choudhury, D., Nine, M. J., ve Abu Osman, N. A. (2014). Effects of surface coating on reducing friction and wear of orthopaedic implants. *Science and Technology of Advanced Materials*, 15(1). <https://doi.org/10.1088/1468-6996/15/1/014402>
- Chong, T. C., Hong, M. H., ve Shi, L. P. (2010). Laser precision engineering: From microfabrication to nanoprocessing. *Laser and Photonics Reviews*, 4(1). <https://doi.org/10.1002/lpor.200810057>
- Conde, J. C., Riveiro, A., Comesana, R., ve Pou, J. (2011). Theoretical and experimental approach to the texturization process of bioreactive surfaces by high-power laser. *Applied Physics A: Materials Science and Processing*, 105(2). <https://doi.org/10.1007/s00339-011-6586-7>
- Costa, M. M., Miranda, A., Bartolomeu, F., Carvalho, Ó., Matos, S., Silva, F. S., ve Miranda, G. (2022). Osseointegration assessment of multi-material Ti6Al4V-beta TCP implants: An experimental study in rats. *Advanced Materials Technologies*, 7(6). <https://doi.org/10.1002/admt.202101117>
- Cruz, M. B., Silva, N., Marques, J. F., Mata, A., Silva, F. S., ve Caramês, J. (2022). Biomimetic implant surfaces and their role in biological integration—A concise review. İçinde *Biomimetics* (C. 7, Sayı 2). <https://doi.org/10.3390/biomimetics7020074>
- Cunha, W., Carvalho, O., Henriques, B., Silva, F. S., Ozcan, M., ve Souza, J. C. M. (2022). Surface modification of zirconia dental implants by laser texturing. *Lasers in Medical Science*, 37(1), 77-93. <https://doi.org/10.1007/s10103-021-03475-y>
- Davim, J. P. (2013a). Lasers in manufacturing. İçinde *Lasers in Manufacturing*. <https://doi.org/10.1002/9781118562857>

- Davim, J. P. (2013b). Nontraditional machining processes: Research advances. İçinde *Nontraditional Machining Processes: Research Advances* (C. 9781447151791). <https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5179-1>
- Davis, R., Singh, A., Jackson, M. J., Coelho, R. T., Prakash, D., Charalambous, C. P., Ahmed, W., da Silva, L. R. R., ve Lawrence, A. A. (2022). A comprehensive review on metallic implant biomaterials and their subtractive manufacturing. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 120(3-4), 1473-1530. <https://doi.org/10.1007/s00170-022-08770-8>
- Dederich, D. N. (1993). Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *Journal of the American Dental Association* (1939), 124(2). <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1993.0036>
- Dewidar, M. M., Yoon, H. C., ve Lim, J. K. (2006). Mechanical properties of metals for biomedical applications using powder metallurgy process: A review. *Metals and Materials International*, 12(3). <https://doi.org/10.1007/BF03027531>
- Dongre, G., Rajurkar, A., Raut, R., ve Jangam, S. (2020). Preparation of super-hydrophobic textures by using nanosecond pulsed laser. *Materials Today: Proceedings*, 42. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.497>
- Eghbali, N., Naffakh-Moosavy, H., Sadeghi Mohammadi, S., ve Naderi-Manesh, H. (2021). The influence of laser frequency and groove distance on cell adhesion, cell viability, and antibacterial characteristics of Ti-6Al-4V dental implants treated by modern fiber engraving laser. *Dental Materials*, 37(3). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.12.007>
- Elias, C. N., Oshida, Y., Lima, J. H. C., ve Muller, C. A. (2008). Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1(3). <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.12.002>

- Fadeeva, E., Schlie-Wolter, S., Chichkov, B. N., Paasche, G., ve Lenarz, T. (2016). Structuring of biomaterial surfaces with ultrashort pulsed laser radiation. İçinde *Laser Surface Modification of Biomaterials: Techniques and Applications*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100883-6.00005-8>
- Gittens, R. A., Olivares-Navarrete, R., Cheng, A., Anderson, D. M., McLachlan, T., Stephan, I., Geis-Gerstorfer, J., Sandhage, K. H., Fedorov, A. G., Rupp, F., Boyan, B. D., Tannenbaum, R., ve Schwartz, Z. (2013). The roles of titanium surface micro/nanotopography and wettability on the differential response of human osteoblast lineage cells. *Acta Biomaterialia*, 9(4). <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.12.002>
- Gittens, R. A., Olivares-Navarrete, R., Schwartz, Z., ve Boyan, B. D. (2014). Implant osseointegration and the role of microroughness and nanostructures: Lessons for spine implants. İçinde *Acta Biomaterialia* (C. 10, Sayı 8). <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.03.037>
- Götz, H. E., Müller, M., Emmel, A., Holzwarth, U., Erben, R. G., ve Stangl, R. (2004). Effect of surface finish on the osseointegration of laser-treated titanium alloy implants. *Biomaterials*, 25(18), 4057-4064. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.11.002>
- Guarino, S., Ponticelli, G. S., Giannini, O., Genna, S., ve Trovalusci, F. (2018). Laser milling of yttria-stabilized zirconia by using a Q-switched Yb:YAG fiber laser: experimental analysis. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 94(1-4). <https://doi.org/10.1007/s00170-017-1020-8>
- Gunenthiram, V., Peyre, P., Schneider, M., Dal, M., Coste, F., Koutiri, I., ve Fabbro, R. (2018). Experimental analysis of spatter generation and melt-pool behavior during the powder bed laser beam melting process. *Journal of Materials Processing Technology*, 251. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2017.08.012>

- Hamad, A. H. (2016). Effects of different laser pulse regimes (nanosecond, picosecond and femtosecond) on the ablation of materials for production of nanoparticles in liquid solution. İçinde *High Energy and Short Pulse Lasers*. <https://doi.org/10.5772/63892>
- Han, Y., Liu, F., Zhang, K., Huang, Q., Guo, X., ve Wang, C. (2021). A study on tribological properties of textured Co-Cr-Mo alloy for artificial hip joints. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 95. <https://doi.org/10.1016/j.ijrmhm.2020.105463>
- Hočevar, M., Šetina Batič, B., Godec, M., Kononenko, V., Drobne, D., ve Gregorčič, P. (2020). The interaction between the osteosarcoma cell and stainless steel surface, modified by high-fluence, nanosecond laser pulses. *Surface and Coatings Technology*, 394. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2020.125878>
- Hotchkiss, K. M., Reddy, G. B., Hyzy, S. L., Schwartz, Z., Boyan, B. D., ve Olivares-Navarrete, R. (2016). Titanium surface characteristics, including topography and wettability, alter macrophage activation. *Acta Biomaterialia*, 31. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2015.12.003>
- Hou, C., An, J., Zhao, D. Y., Ma, X., Zhang, W. L., Zhao, W., Wu, M., Zhang, Z. Y., ve Yuan, F. S. (2022). Surface modification techniques to produce micro/nano-scale topographies on Ti-based implant surfaces for improved osseointegration. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.835008>
- Hribar, L., Gregorčič, P., Senegačnik, M., ve Jezeršek, M. (2022). The influence of the processing parameters on the laser-ablation of stainless steel and brass during the engraving by nanosecond fiber laser. *Nanomaterials*, 12(2). <https://doi.org/10.3390/nano12020232>
- Jiao, Y., Brousseau, E., Han, Q., Zhu, H., ve Bigot, S. (2019). Investigations in nanosecond laser micromachining on the Zr52.8Cu17.6Ni14.8Al9.9Ti4.9 bulk

- metallic glass: experimental and theoretical study. *Journal of Materials Processing Technology*, 273. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2019.05.013>
- Jing, Z., Cao, Q., ve Jun, H. (2021). Corrosion, wear and biocompatibility of hydroxyapatite bio-functionally graded coating on titanium alloy surface prepared by laser cladding. *Ceramics International*, 47(17). <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2021.05.186>
- Kaiser, J. P., ve Bruinink, A. (2004). Investigating cell-material interactions by monitoring and analysing cell migration. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, 15(4), 429-435. <https://doi.org/10.1023/B:JMSM.0000021115.55254.a8>
- Kaivosoja, E., Tiainen, V.-M., Takakubo, Y., Rajchel, B., Sobiecki, J., Konttinen, Y. T., ve Takagi, M. (2013). Materials used for hip and knee implants. İçinde *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints*. <https://doi.org/10.1533/9780857096128.1.178>
- Kaldos, A., Pieper, H. J., Wolf, E., ve Krause, M. (2004). Laser machining in die making-A modern rapid tooling process. *Journal of Materials Processing Technology*, 155-156(1-3). <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2004.04.258>
- Kasman, Ş., Uçar, İ. C., ve Ozan, S. (2023a). Investigation of laser surface texturing parameters of biomedical grade Co-Cr-Mo alloy. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 125(9), 4271-4291. doi:10.1007/s00170-023-10959-4
- Kasman, Ş., Uçar, İ. C., ve Ozan, S. (2023b). The Effects of Laser Surface Texturing Parameters on the Surface Characteristics of Biomedical-Grade Stainless Steel. *Journal of Materials Engineering and Performance*. doi:10.1007/s11665-023-08374-7
- Kasman, Ş., Uçar, İ. C., ve Ozan, S. (2023c). Investigation into the effects of laser texturing parameters on surface properties of Ti-6Al-4V ELI biomedical alloy.

Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, 45(4), 231. doi:10.1007/s40430-023-04165-2

Kasman, Ş., Uçar, İ. C., ve Ozan, S. (2023d). Laser Surface Texturing of Co–Cr–Mo Alloy for Biomedical Applications: A Case Study for the Effects of Process Parameters on Surface Properties. *Journal of Bionic Engineering*. doi:10.1007/s42235-023-00372-8

Kasman, Ş. (2013). Impact of parameters on the process response: A Taguchi orthogonal analysis for laser engraving. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 46(8). <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2013.04.022>

Kasman, Ş., ve Saklakoğlu, İ. E. (2013). Experimental investigation and mathematical modeling of laser deep engraving process for microapplication. *Arabian Journal for Science and Engineering*, 38(6). <https://doi.org/10.1007/s13369-013-0561-x>

Kaur, S., Ghadirinejad, K., ve Oskouei, R. H. (2019). An overview on the tribological performance of titanium alloys with surface modifications for biomedical applications. *Lubricants*, 7(8). <https://doi.org/10.3390/lubricants7080065>

Khorasani, A. M., Goldberg, M., Doeven, E. H., ve Littlefair, G. (2015). Titanium in biomedical applications—properties and fabrication: A review. İçinde *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering* (C. 5, Sayı 8). <https://doi.org/10.1166/jbt.2015.1361>

Kiran, A. S. K., ve Ramakrishna, S. (2021). Biomaterials: Basic principles. İçinde *An Introduction to Biomaterials Science and Engineering*. https://doi.org/10.1142/9789811228186_0004

Kligman, S., Ren, Z., Chung, C. H., Perillo, M. A., Chang, Y. C., Koo, H., Zheng, Z., ve Li, C. (2021). The impact of dental implant surface modifications on

- osseointegration and biofilm formation. İçinde *Journal of Clinical Medicine* (C. 10, Sayı 8). <https://doi.org/10.3390/jcm10081641>
- Krzywicka, M., Szymańska, J., Tofil, S., Malm, A., ve Grzegorzczak, A. (2022). Surface properties of Ti6Al7Nb alloy: Surface free energy and bacteria adhesion. *Journal of Functional Biomaterials*, 13(1). <https://doi.org/10.3390/jfb13010026>
- Kubiak, K. J., Wilson, M. C. T., Mathia, T. G., ve Carval, P. (2011). Wettability versus roughness of engineering surfaces. *Wear*, 271(3-4). <https://doi.org/10.1016/j.wear.2010.03.029>
- Lee, B. E. J., Exir, H., Weck, A., ve Grandfield, K. (2018). Characterization and evaluation of femtosecond laser-induced sub-micron periodic structures generated on titanium to improve osseointegration of implants. *Applied Surface Science*, 441. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2018.02.119>
- Lee, B. H., Lee, C., Kim, D. G., Choi, K., Lee, K. H., ve Do Kim, Y. (2008). Effect of surface structure on biomechanical properties and osseointegration. *Materials Science & Engineering C-Biomimetic and Supramolecular Systems*, 28(8), 1448-1461. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2008.03.015>
- Leone, C., Genna, S., ve Tagliaferri, F. (2020). Multiobjective optimisation of nanosecond fiber laser milling of 2024 T3 aluminium alloy. *Journal of Manufacturing Processes*, 57. <https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2020.06.026>
- Leone, C., Genna, S., Tagliaferri, F., Palumbo, B., ve Dix, M. (2016). Experimental investigation on laser milling of aluminium oxide using a 30 W Q-switched Yb:YAG fiber laser. *Optics and Laser Technology*, 76. <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2015.08.005>
- Liu, W., Al-Hammadi, G., Saleheen, K. M., Abdelrahman, A., Liu, H., ve Zhang, Z. (2022). Impact of pulsed laser parameters and scanning pattern on the properties of

- thin-walled parts manufactured using laser metal deposition. *Nanomanufacturing and Metrology*, 5(4). <https://doi.org/10.1007/s41871-022-00175-1>
- Liu, Y., Rath, B., Tingart, M., ve Eschweiler, J. (2020). Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review. İçinde *Journal of Biomedical Materials Research - Part A* (C. 108, Sayı 3). <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36829>
- Lu, L. B., Zhang, J. R., Guan, K., Zhou, J., Yuan, F. S., ve Guan, Y. C. (2022). Artificial neural network for cytocompatibility and antibacterial enhancement induced by femtosecond laser micro/nano structures. *Journal of Nanobiotechnology*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s12951-022-01578-4>
- Lunney, J. G., ve Jordan, R. (1998). Pulsed laser ablation of metals. *Applied Surface Science*, 127-129. [https://doi.org/10.1016/S0169-4332\(97\)00770-8](https://doi.org/10.1016/S0169-4332(97)00770-8)
- Luong-Van, E., Rodriguez, I., Low, H. Y., Elmouelhi, N., Lowenhaupt, B., Natarajan, S., Lim, C. T., Prajapati, R., Vyakarnam, M., ve Cooper, K. (2013). Review: Micro- and nanostructured surface engineering for biomedical applications. İçinde *Journal of Materials Research* (C. 28, Sayı 2). <https://doi.org/10.1557/jmr.2012.398>
- Luo, X., Yao, S., Zhang, H., Cai, M., Liu, W., Pan, R., Chen, C., Wang, X., Wang, L., ve Zhong, M. (2020). Biocompatible nano-ripples structured surfaces induced by femtosecond laser to rebel bacterial colonization and biofilm formation. *Optics and Laser Technology*, 124. <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2019.105973>
- Manninen, M., Hirvimäki, M., Poutiainen, I., ve Salminen, A. (2015). Effect of pulse length on engraving efficiency in nanosecond pulsed laser engraving of stainless steel. *Metallurgical and Materials Transactions B: Process Metallurgy and Materials Processing Science*, 46(5). <https://doi.org/10.1007/s11663-015-0415-x>
- Meijer, J., Du, K., Gillner, A., Hoffmann, D., Kovalenko, V. S., Masuzawa, T., Ostendorf, A., Poprawe, R., ve Schulz, W. (2002). Laser machining by short and

ultrashort pulses, state of the art and new opportunities in the age of the photons. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 51(2). [https://doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)61699-0](https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)61699-0)

Menci, G., Demir, A. G., Waugh, D. G., Lawrence, J., ve Previtali, B. (2019). Laser surface texturing of β -Ti alloy for orthopaedics: Effect of different wavelengths and pulse durations. *Applied Surface Science*, 489. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2019.05.111>

Merola, M., ve Affatato, S. (2019). Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations. İçinde *Materials* (C. 12, Sayı 3). <https://doi.org/10.3390/ma12030495>

Mineta, S., Namba, S., Yoneda, T., Ueda, K., ve Narushima, T. (2010). Carbide formation and dissolution in biomedical CO-CR-MO alloys with different carbon contents during solution treatment. *Metallurgical and Materials Transactions A: Physical Metallurgy and Materials Science*, 41(8). <https://doi.org/10.1007/s11661-010-0227-1>

Murphy, W., Black, J., ve Hastings, G. (2016). Handbook of biomaterial properties, second edition. İçinde *Handbook of Biomaterial Properties, Second Edition*. <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-3305-1>

Nakano, T. (2019). Physical and mechanical properties of metallic biomaterials. İçinde *Metals for Biomedical Devices*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102666-3.00003-1>

Narnaware, V. S. (2017). Metallic biomaterials for human body implant: A review study. *International Journal of Scientific Development and Research*, 2(6).

Niinomi, M., Narushima, T., ve Nakai, M. (Ed.). (2015). *Advances in Metallic Biomaterials* (C. 3). Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-46836-4>

- Palanivel, R., Dinaharan, I., ve Laubscher, R. F. (2017). Microstructure evolution and mechanical characterization of Nd:YAG laser beam welded titanium tubes. *Materials Characterization*, 134. <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2017.10.025>
- Pang, M., Liu, X., ve Liu, K. (2017). Effect of wettability on the friction of a laser-textured cemented carbide surface in dilute cutting fluid. *Advances in Mechanical Engineering*, 9(12). <https://doi.org/10.1177/1687814017738154>
- Parithimarkalaignan, S., ve Padmanabhan, T. V. (2013). Osseointegration: An update. İçinde *Journal of Indian Prosthodontist Society* (C. 13, Sayı 1). <https://doi.org/10.1007/s13191-013-0252-z>
- Purnama, A., Furlan, V., Dessi, D., Demir, A. G., Tolouei, R., Paternoster, C., Levesque, L., Previtali, B., ve Mantovani, D. (2020). Laser surface texturing of SS316L for enhanced adhesion of HUVECs. *Surface Engineering*, 36(12, SI), 1240-1249. <https://doi.org/10.1080/02670844.2018.1495408>
- Qiao, J., Zhu, L. na, Yue, W., Fu, Z. qiang, Kang, J. jie, ve Wang, C. biao. (2018). The effect of attributes of micro-shapes of laser surface texture on the wettability of WC-CrCo metal ceramic coatings. *Surface and Coatings Technology*, 334. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2017.12.001>
- Qin, L., Wu, H., Guo, J., Feng, X., Dong, G., Shao, J., Zeng, Q., Zhang, Y., ve Qin, Y. (2018). Fabricating hierarchical micro and nano structures on implantable Co–Cr–Mo alloy for tissue engineering by one-step laser ablation. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 161. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2017.11.040>
- Rack, H. J., ve Qazi, J. I. (2006). Titanium alloys for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C*, 26(8), 1269-1277. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2005.08.032>

- Ravi-Kumar, S., Lies, B., Zhang, X., Lyu, H., ve Qin, H. (2019). Laser ablation of polymers: a review. İçinde *Polymer International* (C. 68, Sayı 8). <https://doi.org/10.1002/pi.5834>
- Riveiro, A., Maçon, A. L. B., del Val, J., Comesaña, R., ve Pou, J. (2018). Laser surface texturing of polymers for biomedical applications. İçinde *Frontiers in Physics* (C. 5, Sayı FEB). <https://doi.org/10.3389/fphy.2018.00016>
- Rohman, G. (2014). Materials Used in Biomaterial Applications. İçinde *Biomaterials*. <https://doi.org/10.1002/9781119043553.ch3>
- Sahoo, P., ve Davim, J. P. (2019). *Advances in Materials, Mechanical and Industrial Engineering* (P. Sahoo & J. P. Davim, Ed.; 1. bs). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-96968-8>
- Sammons, R. L. (2011). Modifying biomaterial surfaces to optimise interactions with bone. İçinde *Surface Modification of Biomaterials: Methods Analysis and Applications*. <https://doi.org/10.1016/B978-1-84569-640-5.50015-4>
- Sandoval-Robles, J. A., Rodríguez, C. A., ve García-López, E. (2020). Laser surface texturing and electropolishing of CoCr and Ti6Al4V-ELI alloys for biomedical applications. *Materials*, 13(22). <https://doi.org/10.3390/ma13225203>
- Santos, G. A. dos. (2017). The importance of metallic materials as biomaterials. *Advances in Tissue Engineering & Regenerative Medicine: Open Access*, 3(1). <https://doi.org/10.15406/atroat.2017.03.00054>
- Sarraf, M., Rezvani Ghomi, E., Alipour, S., Ramakrishna, S., ve Liana Sukiman, N. (2022). A state-of-the-art review of the fabrication and characteristics of titanium and its alloys for biomedical applications. İçinde *Bio-Design and Manufacturing* (C. 5, Sayı 2). <https://doi.org/10.1007/s42242-021-00170-3>

- Semak, V., ve Matsunawa, A. (1997). The role of recoil pressure in energy balance during laser materials processing. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 30(18). <https://doi.org/10.1088/0022-3727/30/18/008>
- Semerok, A., Sallé, B., Wagner, J. F., ve Petite, G. (2002). Femtosecond, picosecond, and nanosecond laser microablation: Laser plasma and crater investigation. *Laser and Particle Beams*, 20(1). <https://doi.org/10.1017/S0263034602201093>
- Shivakoti, I., Kibria, G., Cep, R., Pradhan, B. B., ve Sharma, A. (2021). laser surface texturing for biomedical applications: A review. *Coatings*, 11(2). <https://doi.org/10.3390/coatings11020124>
- Shukla, P., Waugh, D. G., Lawrence, J., ve Vilar, R. (2016). Laser surface structuring of ceramics, metals and polymers for biomedical applications: a review. İçinde R. Vilar (Ed.), *Laser Surface Modification of Biomaterials: Techniques and Applications* (C. 111, ss. 281-299). <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100883-6.00010-1>
- Sirdeshmukh, N., ve Dongre, G. (2021). Laser micro & nano surface texturing for enhancing osseointegration and antimicrobial effect of biomaterials: A review. *Materials Today: Proceedings*, 44. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.433>
- Sirdeshmukh, N., ve Dongre, G. (2023). Achieving controlled topography and wettability through laser surface texturing of Ti6Al4V for bioengineering applications. *Results in Engineering*, 17. <https://doi.org/10.1016/j.rineng.2023.100898>
- Stango, S. A. X., Karthick, D., Swaroop, S., Mudali, U. K., ve Vijayalakshmi, U. (2018). Development of hydroxyapatite coatings on laser textured 316 LSS and Ti-6Al-4V and its electrochemical behavior in SBF solution for orthopedic applications. *Ceramics International*, 44(3). <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2017.11.083>

- Stich, T., Alagboso, F., Křenek, T., Kovářík, T., Alt, V., ve Docheva, D. (2022). Implant-bone-interface: Reviewing the impact of titanium surface modifications on osteogenic processes in vitro and in vivo. *Bioengineering & Translational Medicine*, 7(1). <https://doi.org/10.1002/btm2.10239>
- Strickstock, M., Rothe, H., Grohmann, S., Hildebrand, G., Zylla, I. M., ve Liefelth, K. (2017). Influence of surface roughness of dental zirconia implants on their mechanical stability, cell behavior and osseointegration. *BioNanoMaterials*, 18(1-2). <https://doi.org/10.1515/bnm-2016-0013>
- Sun, Q., Zhou, J. Z., Meng, X. K., Yang, J. N., Guo, Z. H., Zhu, M., ve Guo, S. (2022). Mechanism and threshold fluence of nanosecond pulsed laser paint removal. *Rare Metals*, 41(3). <https://doi.org/10.1007/s12598-021-01817-x>
- Ta, D. V., Dunn, A., Wasley, T. J., Kay, R. W., Stringer, J., Smith, P. J., Connaughton, C., ve Shephard, J. D. (2015). Nanosecond laser textured superhydrophobic metallic surfaces and their chemical sensing applications. *Applied Surface Science*, 357. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2015.09.027>
- Teixidor, D., Grzenda, M., Bustillo, A., ve Ciurana, J. (2015). Modeling pulsed laser micromachining of micro geometries using machine-learning techniques. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 26(4). <https://doi.org/10.1007/s10845-013-0835-x>
- Uçar I.C., Kasman Ş, and Ozan S. (2022a). Fiber Laser Machining of CoCr28Mo Alloy: Assessing the Effects of Parameters on Surface Roughness. Cukurova 9th International Scientific Researches Conference, 1639-1647. (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)
- Uçar I.C., Kasman Ş, and Ozan S. (2022b). Evaluation of the Effects of Parameters in Laser Machining of AISI 316LVM Alloy. Cukurova 9th International Scientific Researches Conference, 1648-1655. (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

- Uhlmann, E., Schweitzer, L., Kieburg, H., Spielvogel, A., ve Huth-Herms, K. (2018). The effects of laser microtexturing of biomedical grade 5 Ti-6Al-4V dental implants (abutment) on biofilm formation. *Procedia CIRP*, 68. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2017.12.044>
- Unune, D. R., Brown, G. R., ve Reilly, G. C. (2022). Thermal based surface modification techniques for enhancing the corrosion and wear resistance of metallic implants: A review. *Vacuum*, 203. <https://doi.org/10.1016/j.vacuum.2022.111298>
- U.S. Food & Drug Administration. (2019, Eylül 30). *Implants and Prosthetics*. <https://www.fda.gov/medical-devices/products-and-medical-procedures/implants-and-prosthetics#:~:text=Medical%20implants%20are%20devices%20or,support%20to%20organs%20and%20tissues.>
- Vaidya, P., Mahale, S., Kale, S., ve Patil, A. (2017). Osseointegration- A review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 16(01), 45-48. <https://doi.org/10.9790/0853-1601014548>
- Verstraeten, S. V., Aimo, L., ve Oteiza, P. I. (2008). Aluminium and lead: Molecular mechanisms of brain toxicity. İçinde *Archives of Toxicology* (C. 82, Sayı 11). <https://doi.org/10.1007/s00204-008-0345-3>
- Vilar, R., ve Almeida, A. (2016). Laser surface treatment of biomedical alloys. İçinde *Laser Surface Modification of Biomaterials: Techniques and Applications*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100883-6.00002-2>
- Wang, Q., Zhou, P., Liu, S., Attarilar, S., Ma, R. L. W., Zhong, Y., ve Wang, L. (2020). Multi-scale surface treatments of titanium implants for rapid osseointegration: A review. İçinde *Nanomaterials* (C. 10, Sayı 6). <https://doi.org/10.3390/nano10061244>

- Wang, X., Duan, J., Jiang, M., Zhang, F., Ke, S., Wu, B., ve Zeng, X. (2017). Investigation of processing parameters for three-dimensional laser ablation based on Taguchi method. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 93(5-8). <https://doi.org/10.1007/s00170-017-0749-4>
- Wang, Y., Zhang, M., Li, K., ve Hu, J. (2021). Study on the surface properties and biocompatibility of nanosecond laser patterned titanium alloy. *Optics and Laser Technology*, 139. <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2021.106987>
- Wennerberg, A., ve Albrektsson, T. (2009). Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. İçinde *Clinical Oral Implants Research* (C. 20, Sayı SUPPL. 4). <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01775.x>
- Xue, T., Attarilar, S., Liu, S., Liu, J., Song, X., Li, L., Zhao, B., ve Tang, Y. (2020). Surface modification techniques of titanium and its alloys to functionally optimize their biomedical properties: Thematic review. İçinde *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* (C. 8). <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.603072>
- Xu, L. C., ve Siedlecki, C. A. (2022). Surface texturing and combinatorial approaches to improve biocompatibility of implanted biomaterials. *Frontiers in Physics*, 10. <https://doi.org/10.3389/fphy.2022.994438>
- Yang, Z., Tian, Y. L., Yang, C. J., Wang, F. J., ve Liu, X. P. (2017). Modification of wetting property of Inconel 718 surface by nanosecond laser texturing. *Applied Surface Science*, 414. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2017.04.050>
- Zafar, M. S., Farooq, I., Awais, M., Najeeb, S., Khurshid, Z., ve Zohaib, S. (2018). Bioactive surface coatings for enhancing osseointegration of dental implants. İçinde *Biomedical, Therapeutic and Clinical Applications of Bioactive Glasses*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102196-5.00011-2>
- Zhang, D., ve Guan, L. (2014). Laser ablation. İçinde *Comprehensive Materials Processing* (C. 4). <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-096532-1.00406-4>

Zhang, L. C., ve Chen, L. Y. (2019). A review on biomedical titanium alloys: Recent progress and prospect. İçinde *Advanced Engineering Materials* (C. 21, Sayı 4). <https://doi.org/10.1002/adem.201801215>

Zhou, L., Pan, M., Zhang, Z., Diao, Z., ve Peng, X. (2021). Enhancing osseointegration of TC4 alloy by surficial activation through biomineralization method. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.639835>

Zhu, G., Wang, G., ve Li, J. J. (2021). Advances in implant surface modifications to improve osseointegration. İçinde *Materials Advances* (C. 2, Sayı 21). <https://doi.org/10.1039/d1ma00675d>