

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**316L ÇELİK ESASLI İMPLANTLARIN ÇEŞİTLİ KESİLME YÖNTEMLERİ
İLE KESİLMESİNİN VE KESİM SONRASI TAVLAMA İŞLEMLERİNİN
MİKROYAPISAL KARAKTERİZASYONU**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Levent ÖNCEL**

Anabilim Dalı : Metalurji ve Malzeme Mühendisliği

Programı : Üretim Metalurjisi ve Teknolojileri Mühendisliği

HAZİRAN 2009

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**316L ÇELİK ESASLI İMPLANTLARIN ÇEŞİTLİ KESİLME YÖNTEMLERİ
İLE KESİLMESİNİN VE KESİM SONRASI TAVLAMA İŞLEMLERİNİN
MİKROYAPISAL KARAKTERİZASYONU**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
Levent ÖNCEL
506061210**

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 04 Mayıs 2009

Tezin Savunulduğu Tarih : 01 Haziran 2009

**Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ercan AÇMA (İTÜ)
Diğer Jüri Üyeleri: Prof. Dr. Okan ADDEMİR (İTÜ)
Prof. Dr. Serdar YAMAN (İTÜ)**

HAZİRAN 2009

Aileme,

ÖNSÖZ

Her şeyden önce hayatımın her aşamasında olduğu gibi yüksek lisans öğrenimim boyunca da yanımda olan ve beni destekleyen aileme en derin şükranlarımı sunuyorum.

Bu tezin oluşumunda emeği geçen ; danışman hocam Prof. Dr. M. Ercan Açma'ya, çalışmalarım sırasında yardımlarını esirgemeyen değerli arkadaşlarım Özgür Öztürk ve Ali Orhan Aslantaş'a, yüksek lisans çalışmalarım boyunca beni her daim teşvik eden ve desteğini esirgemeyen değerli büyüğüm M. Hakan Akpınar'a teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	V
İÇİNDEKİLER.....	VII
KISALTMALAR.....	XI
ÇİZELGE LİSTESİ.....	XIII
ŞEKİL LİSTESİ.....	XV
ÖZET.....	XIX
SUMMARY.....	XXI
1. GİRİŞ	1
2. MEDİKAL İMPLANTLAR	3
2.1 İmplantın Tanımı.....	3
2.2 İmplantların Tarihçesi	3
2.3 İmplantların Kullanım Alanları ve Stentin İmplantlar İçindeki Önemi	5
2.3.1 İmplantların Kullanım Alanları.....	5
2.3.2 Stentin İmplantlar İçindeki Önemi	6
2.4 Stent.....	8
2.4.1 Koroner Kalp Yetmezliği ve Türkiye’de Durum	8
2.4.2 Anjiyoplasti ve Stentin Tarihçesi	8
2.4.3 Koroner Damarlar ve Stentin Anjiyoplastide Kullanımı	9
2.4.3.1 Koroner Damarlar	9
2.4.3.2 Stentin Anjiyoplastide Kullanımı	10
2.4.4 Stent Geometrisi	13
2.4.5 Stentlerde Aranan Özellikler.....	15
2.4.5.1 Stentlerde Aranan Mekanik Özellikler	15
2.4.5.2 Stentlerde Aranan Metalurjik Özellikler	16
2.4.5.3 Stentlerde Aranan Biyolojik Özellikler	17
2.4.6 Stentte Malzeme Seçimi	18
2.4.7 Stent Üretimi	23
2.4.7.1 Stente Şekil Verilmesi.....	23
2.4.7.2 Stent İmalatında Kullanılan Isıl İşlemler	26
2.4.7.3 Stent Üretiminde Kullanılan Yüzey İşlemleri.....	26
3. KESİM YÖNTEMLERİ.....	29
3.1 Lazer Kesim.....	29
3.1.1 Lazer Işınının Üstünlükleri	29
3.1.2 Lazer Kesimin Uygulama Alanları.....	30
3.1.3 Lazer Kesimde Yöntem Çeşitleri	30
3.1.3.1 Lazer Işını İle Yakarak Kesme	30
3.1.3.2 Lazer Işını İle Ergiterek Kesme.....	31
3.1.3.3 Lazer Işını ile Buharlaştırarak Kesme	31
3.1.4 Lazer Işını Kaynakları	32

3.1.4.1 CO2 Lazeri.....	32
3.1.4.2 Nd:YAG Lazeri.....	32
3.1.5 Kesme Gazı.....	32
3.1.6 Lazer Kesimle Kesilebilen Malzemeler	33
3.1.7 Kesme Hızı	34
3.2 Plazma Kesme	34
3.2.1 Uygulama Alanları.....	34
3.2.2 Yöntemin Prensipleri.....	34
3.2.3 Yöntemin Çeşitleri	35
3.2.3.1 Argon-Hidrojen-Azot Plazma Tekniği	35
3.2.3.2 Basınçlı Hava-Oksijen-Plazma Tekniği	36
3.2.3.3 İkincil Gazla Plazma Kesme	36
3.2.3.4 Su Enjeksiyonlu Plazma Kesme.....	37
3.2.3.5 Su Perdeli Plazma Kesme	38
3.2.3.6 Su Tablası İçerisinde Plazma Kesme	38
3.2.4 Plazma Gazları.....	39
3.2.5 Plazma Kesme Düzenegi.....	39
3.2.5.1 Akım Üreteçleri.....	39
3.2.5.2 Plazma Kesme Üfleçleri	40
3.2.6 Kesme Hızı	40
3.2.7 Plazma Kesme için Yönlendirme Sistemleri	41
3.3 Otojen Kesme	41
3.3.1 Uygulama Alanları.....	41
3.3.2 Otojen Yakarak Kesme İçin Ön Koşullar.....	41
3.3.3 Yöntemin Prensibi.....	42
3.3.4 Yanıcı Gazlar	43
3.3.5 Otojen Kesme Cihazları	44
3.3.5.1 Kesme Üfleci.....	44
3.3.5.2 Yakarak Kesme Memeleri	45
3.3.6 Kesme Hızı	45
3.3.7 Otojen Kesme Makinaları.....	48
3.4 Su Jeti İle Kesme	48
3.4.1 Uygulama Alanları.....	48
3.4.2 Yöntemin Prensibi.....	49
3.4.3 Kullanılan Aşındırıcı Türleri	51
3.4.4 Su Jeti Düzenegi	52
3.4.4.1 Aşındırıcı Transfer Sistemi	52
3.4.4.2 Aşındırıcı Ayar Valfi.....	52
3.4.4.3 Kesme Kafası.....	52
3.5 Tel Erozyon İle Kesim	53
3.5.1 Uygulama Alanları.....	53
3.5.2 Yöntem Prensibi.....	53
3.5.3 Talaş Kaldırma ve Yüzey Hassasiyeni Etkileyen Parametreler.....	54
3.5.4 Tel Erozyon Elektrodları	55
3.5.5 Kesme Hızı	56
3.6 Avuç içi Taşlama İle Kesim	56
3.6.1 Uygulama Alanları.....	56
3.6.2 Yöntemin Prensibi.....	57
3.6.3 Kesme Diskleri.....	57
3.7 Testere İle Kesim	57

3.7.1 Uygulama Alanları	57
3.7.2 Yöntem Çeşitleri.....	57
3.7.2.1 Şerit Testere.....	57
3.7.2.2 Daire Testere	59
3.7.2.3 Metal Testeresi	59
4. ISIL İŞLEM	61
4.1 Isıl İşlemin Amacı	61
4.2 Isıl İşlemin Mekanizması.....	61
4.3 Isıl İşlem Çeşitleri	62
4.4 İmplantlarda Isıl İşlemin Önemi	66
5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	69
5.1 Kesme İşlemleri	70
5.2 Asitle Muamele İşlemleri	71
5.3 Isıl İşlem	71
6. DENEYSEL SONUÇLAR.....	73
6.1 Kesim Sonrası Yapılar.....	73
6.1.1 Lazer Kesim	73
6.1.2 Plazma Kesim.....	77
6.1.3 Otojen Kesme	79
6.1.4 Su Jeti ile Kesim.....	81
6.1.5 Tel Erozyon ile Kesim	83
6.1.6 Avuç İçi Taşlama ile Kesim.....	85
6.1.7 Testere ile Kesim.....	87
6.2 Isıl İşlem Sonrası Yapılar	89
6.2.1 Lazer Kesim	89
6.2.2 Plazma Kesim.....	93
6.2.3 Otojen Kesme	95
6.2.4 Su Jeti ile Kesim.....	97
6.2.5 Tel Erozyon ile Kesim	99
6.2.6 Avuç İçi Taşlama ile Kesim.....	101
6.2.7 Testere ile Kesim.....	103
7. GENEL SONUÇ VE İRDELEMELER	105
KAYNAKLAR.....	109
EKLER.....	113
ÖZGEÇMİŞ	121

KISALTMALAR

316L	: Low Carbon Steel
316LVM	: Low Carbon Vacuum Remelted Steel
ASTM	: American Society for Testing of Materials
Nd: YAG	: Neodmiyum : Yttrium Aluminium Garnet
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
SEM	: Scanning Electron Microscope

ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 : 316L'nin kimyasal bileşimi.....	18
Çizelge 2.2 : 316L'nin özellikleri	18
Çizelge 2.3 : Nitinol'ün kimyasal bileşimi	18
Çizelge 2.4 : Nitinol'ün özellikleri.....	19
Çizelge 2.5 : L605'in kimyasal bileşimi.....	19
Çizelge 2.6 : L605'in özellikleri	19
Çizelge 3.1 : Önemli yanıcı gazların teknik özellikleri	43
Çizelge 3.2 : Standart yakarak kesme memeleri ile yanıcı gaz asetilen seçildiğinde çıkılabilecek hızlar	46
Çizelge 3.3 : Aşındırıcısız su jeti için kesme değerleri	50
Çizelge 3.4 : Aşındırıcılı su jeti için kesme değerleri	51

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Kemik plakanın temsili gösterimi.....	4
Şekil 2.2 : Diz implantının temsili gösterimi	5
Şekil 2.3 : Diş implantının temsili gösterimi	5
Şekil 2.4 : a.) Oklüder'in yapısı b.) Oklüderin kalpteki rahatsızlıkta kullanılması temsili gösterimi	6
Şekil 2.5 : Örnek bir stent dizaynı.....	7
Şekil 2.6 : Bir diğer örnek bir stent dizaynı	7
Şekil 2.7 : Kalbin ve damarların yapısı	9
Şekil 2.8 : Aterosklerozun aşamaları.....	10
Şekil 2.9 : Kılavuz telin lezyonu geçişinin temsili gösterimi	12
Şekil 2.10 : Şişmiş bir anjiyoplasti balonu	12
Şekil 2.11 : Balonla genişletilen stentin yerleştirilmesi	13
Şekil 2.12 : Stent Elemanları a. köprü eleman (link), b. halka eleman (strat), c. çift köprü uygulaması	14
Şekil 2.13 : 316L çelikte farklı fazların oluşumu için TTT diyagramı.....	21
Şekil 2.14 : Lazerle stentin kesilmesi	24
Şekil 2.15 : Nd: Yag lazerin şematik çizimi	25
Şekil 3.1 : Lazer ışını ile yakarak kesme	31
Şekil 3.2 : Plazma kesim işlemi	35
Şekil 3.3 : İkincil gazla plazma kesme	36
Şekil 3.4 : Su enjeksiyonlu plazma kesme	38
Şekil 3.5 : Elle kesme üfleci	44
Şekil 3.6 : Mekanik kesme üfleci	45
Şekil 3.7 : Çeşitli kesme memesi formlarının kesme hızları	47
Şekil 3.8 : Su jeti ile malzeme kesilmesi	49
Şekil 3.9 : a.) Su jeti, b.) Aşındırıcı su jeti	49
Şekil 3.10 : Elektriksel Erozyonunun Çalışma Mekanizması.....	53
Şekil 3.11 : Avuç içi taşlama ile kesim	56
Şekil 3.12 : Şerit testere tezgahı	58
Şekil 3.13 : Daire testere.....	59
Şekil 3.14 : Metal Testeresi	60
Şekil 4.1 : Isıl işlemde ısıtma, tutma ve soğutma kademeleri.....	61
Şekil 4.2 : Difüzyon tavı ısıl işlem diyagramı	63
Şekil 4.3 : Kaba tane ısıl işlem diyagramı	63
Şekil 4.4 : Normalizasyon tavı ısıl işlem diyagramı	64
Şekil 4.5 : Küreleştirme tavı ısıl işlem diyagramı.....	64
Şekil 4.6 : Gerilme giderme tavı ısıl işlem diyagramı.....	65
Şekil 4.7 : Temperleme sıcaklığının martenzitik yapıdaki sade karbonlu çeliklerin mekanik özellikleri üzerinde etkisi.....	65
Şekil 4.8 : Yeniden kristalleşme safhaları	66
Şekil 6.1 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı.....	73

Şekil 6.2 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı	74
Şekil 6.3 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı	74
Şekil 6.4 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı	75
Şekil 6.5 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 2000x SEM fotoğrafı	76
Şekil 6.6 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı.....	76
Şekil 6.7 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin 350x SEM fotoğrafı.....	77
Şekil 6.8 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı.....	78
Şekil 6.9 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı	78
Şekil 6.10 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin 200x SEM fotoğrafı	79
Şekil 6.11 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı	80
Şekil 6.12 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı.....	80
Şekil 6.13 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin 100x SEM fotoğrafı.....	81
Şekil 6.14 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı.....	82
Şekil 6.15 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı	82
Şekil 6.16 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı	83
Şekil 6.17 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı.....	84
Şekil 6.18 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin 2000x SEM fotoğrafı.....	84
Şekil 6.19 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı	85
Şekil 6.20 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı	86
Şekil 6.21 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin optik 25x optik mikroskop fotoğrafı	86
Şekil 6.22 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin 100x SEM fotoğrafı	87
Şekil 6.23 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı	88
Şekil 6.24 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı	88
Şekil 6.25 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı	89
Şekil 6.26 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı	90
Şekil 6.27 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı.....	90
Şekil 6.28 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı	91
Şekil 6.29 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı	92
Şekil 6.30 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı.....	92
Şekil 6.31 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı	93
Şekil 6.32 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı	94
Şekil 6.33 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı	94
Şekil 6.34 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı	95
Şekil 6.35 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 500x SEM	

fotoğrafi.....	96
Şekil 6.36 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 1500x SEM	
fotoğrafi.....	96
Şekil 6.37 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı	97
Şekil 6.38 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı	98
Şekil 6.39 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı	98
Şekil 6.40 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM	
fotoğrafi.....	99
Şekil 6.41 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 500x SEM	
fotoğrafi.....	100
Şekil 6.42 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 1500x SEM	
fotoğrafi.....	100
Şekil 6.43 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM	
fotoğrafi	101
Şekil 6.44 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 500x SEM	
fotoğrafi	102
Şekil 6.45 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 1500x SEM	
fotoğrafi	102
Şekil 6.46 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM	
fotoğrafi.....	103
Şekil 6.47 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 500x SEM	
fotoğrafi.....	104
Şekil 6.48 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 1500x SEM	
fotoğrafi.....	104

316L ÇELİK ESASLI İMPLANTLARIN ÇEŞİTLİ KESİLME YÖNTEMLERİ İLE KESİLMESİNİN VE KESİM SONRASI TAVLAMA İŞLEMLERİNİN MİKROYAPISAL KARAKTERİZASYONU

ÖZET

İmplantlar her geçen yıl teknolojinin ve bilimin ilerlemesi ile fonksiyonları geliştirilerek sağlık sektöründe daha çok yer edinmektedir. İmplantlarda en çok kullanılan malzeme, iyi mekanik özellikleri, korozyon dayanımı ve biyouyumlulu yapısı ile 316L paslanmaz çeliktir.

İmplant üretiminde hassas üretim proseslerine ihtiyaç vardır. Özellikle stent gibi, üzerinde 100µm altında desenler bulunduran bir implantın üretiminde, kullanılan üretim teknikleri sonuç ürünün performansında çok önemli bir paya sahiptir.

Bir implantın üretiminde ilk ve en önemli aşama hammaddeye şekil verme işlemidir. Kesme işlemi, şekil vermenin ana adımıdır. Kesim işlemi sırasında kesimin yapıldığı bölgede malzeme yapısında değişiklik olmaktadır. Malzeme yapısındaki bu değişiklik hassas boyut toleransları ile çalışılan implantlarda büyük önem teşkil etmektedir.

Kesim işleminde kullanılan yöntemlere göre, ısı ve/veya mekanik etkiler sebebi ile malzeme yapısında değişiklikler meydana gelmektedir. Bu değişiklikler, kesim işlemi ardından yapılan ısı işlemi ile ortadan kaldırılmaya çalışılmaktadır.

Bu çalışmada 316L çelik tüp lazer kesim, plazma kesim, otojen kesme, su jeti ile kesim, tel erozyon ile kesim, avuç içi taşlama ile kesim ve metal testeresi ile kesim yöntemleri ile kesilmiştir. Kesimlerin yapılmasının ardından numunelerin yapıları SEM ve optik mikroskopta incelenerek kesimlerin malzeme yapısına etkisi değerlendirilmiştir. İncelemenin ardından bu kesim yöntemleri ile kesilen numunelere normalizasyon tavlama yapılmıştır. Normalizasyon tavlama sonrasında, numuneler kesim sonrasında olduğu gibi SEM ve optik mikroskopta incelenmiş ve her bir kesim yöntemi için normalizasyon tavlama etkisi değerlendirilmiştir.

Kesim ve tavlama işlemleri ile ilgili deneysel çalışmalardan elde edilen veriler değerlendirildiğinde; kesim hassasiyeti, düzgün kesim yüzeyi, malzeme boyunca homojen tane boyutu elde edilebilmesi, yapıda krom-karbür ve oksit oluşturmaması ile lazer kesimin stent gibi hassas implantların üretimi için en uygun yöntem olduğu belirlenmiştir.

Üretimi stent seviyesinde hassasiyet gerektirmeyen implantlarda ise lazer kesimden sonra kullanılabilecek en iyi yöntemin tel erozyon ile kesme olduğu tespit edilmiştir.

Plazma kesim ve otojen kesme yöntemlerinin malzeme yapısını bozduğu ve düzgün kesim yüzeyi elde edilemediği için implant üretimine uygun olmadıkları belirlenmiştir.

Su jeti ile kesim yönteminin malzemede distorsiyon yarattığı ve aşındırıcı olarak kullanılan garnetin malzemeye verdiği hasarın ilerleyen zamanlarda çatlak oluşumunu kolaylaştıracağı tespitler arasındadır.

Avuç içi taşlama ile kesim ve metal testeresi ile kesme yöntemlerinin malzemede yüksek distorsiyon oluşturduğu belirlenmiştir.

MICROSTRUCTURAL CHARACTERIZATION OF CUTTING METHODS AND ANNEALING OF 316L STAINLESS STEEL IMPLANTS

SUMMARY

Year after year, implants are becoming more important in medical area, with improving of their functions due to the advancements in technology and science. 316L stainless steel is the most common material used in implants because of its good mechanical properties, high corrosion resistance and biocompatible structure.

Accurate production processing methods must be used at implant production. Especially in stent production, which has design patterns under 100 μm , production method has a significant effect on final products performance.

Shaping of raw material is the first and the most important step in an implant production process. Cutting is the main step of shaping. During the cutting operation, material structure changes near the cutting zone. The change of material structure is very important at the implants which has low dimensional tolerances.

In the cutting operation, changes occur in the material structure because of thermal and/or mechanical effects depending on the cutting method used. Heat treatment is used for removing these changes in structures.

In this study, 316L stainless steel tube is cut by laser cutting, plasma cutting, oxygen gas cutting, water jet cutting, wire edm cutting, angle grinder cutting and hacksaw cutting. Cut pieces are examined under SEM (scanning electron microscope) and optical microscope. The effect of cutting methods on material structure is evaluated. After the consideration, normalization annealing is applied on the samples. Samples are examined under SEM and optical microscope. The effect of the normalization annealing is evaluated for each cutting method.

As an evaluation of data obtained in experimental studies about the cutting and annealing operations; laser cutting is the best cutting method for the cutting of sensitive implants like stent. Laser cutting provides good cutting accuracy, homogenous grain size distribution through the material and doesn't cause forming of oxides and chromium-carbides in the material structure.

In production of implants, which need less sensitivity in the cutting process, wire electrical discharge machining could be an alternative for laser cutting.

It's seen that plasma cutting and oxygen gas cutting creates rough cutting surfaces and harms the material structure, for these reasons these methods are not convenient for implant production.

Water jet creates distortions at the material and abrasive material (garnet) damages the material structure. This damage will facilitate forming of cracks in the material.

Eventually, it has been observed that angle grinder cutting and hacksaw cutting creates big amounts of distortions in the material structure.

1. GİRİŞ

Medikal implantlar, vücut içerisinde artık işlevini gerçekleştiremeyen biyolojik yapıların yerini alan veya bu yapılara destek olarak tekrar düzgün çalışmasını sağlayan medikal cihazlardır. Medikal implantlar, vücut içerisinde çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları; omurilikle ilgili kırıklar, yapay diş uygulamaları, kalça, diz, ayak bileği, omuz, dirsek, kol bileği, parmak artroplastisi gibi eklem uygulamaları ve bunlarla birlikte kalpteki deliklerin kapatılması ve vücut damarlarında meydana gelen daralma veya anevrizma gibi hastalıkların tedavisidir.

Yukarıda sayılan her farklı uygulama için farklı özelliklere ve tasarımlara sahip olan çeşitli implantlar kullanılmaktadır. Kullanılış amacına göre çeşitlilik gösteren bu implantların ihtiyaca göre kullanıcıya sağladığı çeşitli mekanik ve tasarımsal özellikler bulunmaktadır.

Bu doğrultuda, her implantın tasarımı ve üretim prosesi de final üründen beklenen özelliklere göre çeşitlilik göstermektedir. Farklı amaçlar için üretilen implantlarda boyut hassasiyeti de farklıdır. Bazı implant çeşitlerinde boyut hassasiyeti milimetreler ile ölçülür iken bazı implant çeşitlerinde ise mikron seviyesindedir. Özellikle damar içi gibi, implant uygulamasına karşı oldukça hassas ve implantasyon açısından zorlu olan bir bölgede kullanılan stenti ele aldığımızda, hem kan hücreleri ve damar dokusu ile devamlı temas halinde olup, hem de üzerinde mikron seviyesinde bir desen taşımaktadır ve bu sebeple, bahsedildiği üzere boyut hassasiyeti çok önemli olmakla birlikte, implantın malzeme yapısı ve üretimde kullanılan yöntem büyük önem kazanmaktadır.

İmplant üretimi aşama aşama düşünüldüğünde ilk ve en önemli adım elimizdeki hammaddeye şekil verme işlemidir. Kesme işlemi, hammaddeye şekil vermenin ana adımıdır.

Kesim işlemi sırasında, kesimin yapıldığı bölgede malzeme yapısında değişiklik olmaktadır. Özellikle hassas boyut toleransları ile çalışılan implantlarda kesim

bölgesi civarında malzeme yapısında meydana gelen bu değişiklik büyük önem teşkil etmektedir [1].

Kesim bölgesi civarında meydana gelen değişim, farklı kesim yöntemleri kullanıldığında değişiklik göstermekte ve bu da final ürününü performansını değişik şekillerde etkilemektedir. Bu çalışma boyunca lazer kesim, plazma kesim, tel erozyon yöntemi ile kesim, su jeti ile kesim, otojen kesim (yanıcı gazla), testeresi ile kesim ve avuç içi taşlama ile kesim gibi farklı kesim yöntemleri ile 316L çelik kesilip kesim bölgelerinde incelemeler yapılarak bu yöntemlerin malzeme yapısında meydana getirdikleri değişimler değerlendirilecektir.

İmplant üretiminde kesimden sonraki bir diğer önemli adım tavlama aşamasıdır. Tavlama işlemi, kesim sırasında bu bölgede meydana gelen yapısal değişikliği kesim öncesi haline çevirerek malzemeye kesim öncesinde sahip olduğu şartları sağlarken, bunun yanında ihtiyaç duyulduğu takdirde ekstra süneklik ve yumuşaklık sağlayan bir işlem adımıdır. Bu çalışmada tavlama işlemi kesim sonrasında uygulandığında kesim bölgesinde meydana getireceği değişimler hakkında da incelenemelerde bulunulacaktır.

2. MEDİKAL İMPLANTLAR

2.1 İmplantın Tanımı

Medikal implantlar, vücut içerisinde artık işlevini gerçekleştiremeyen biyolojik yapıların yerini alan veya bu yapılara destek olarak tekrar düzgün çalışmasını sağlayan medikal cihazlardır.

2.2 İmplantların Tarihçesi

İmplantlar tam olarak günümüzdeki gibi olmasa dünya sahnesinde uzun süredir bulunmaktadır. İmplant tarihi, bundan yaklaşık 2000 yıl önce Roma’lılar, Çin’liler ve Aztek’ler tarafından altının dişçilikte kullanılması ile başlar. Aynı zamanda camdan yapılmış olan gözler ve fildişi ve tahtadan yapılmış dişlerinde uzunca bir zamandan beri kullanıldığı bilinmektedir [2,3]. Bundan sonraki bazı önemli aşamaları sıralayacak olursak;

1800’lerin sonlarında, geliştirilen aseptik teknikler ile implanttan kaynaklanan enfeksiyonlar kontrol altına alınmaya başlandı.

1900’de çatlayan veya kırılan kemiklerin iyileşmesi için kemik plaka kullanıldı (Şekil 2.1).

1937’de akrilik cam’dan (PMMA) kemik dolgu maddesi üretildi

1952’de ilk kalp kapakçığı insana implante edildi.

1960’larda polietilen ve paslanmaz çelikten kalça implantı yapıldı.

1970’lerin başında ilk diz implantı yapıldı.

1970’lerin sonlarında çene eklemi implantı üretildi.



Şekil 2.1 : Kemik plakanın temsili gösterimi

Yakın geçmiş ve günümüze bakıldığında ise daha önce yapılan implantlardan elde edilen tecrübeler ve disiplinler arası çalışmalar sonucunda ortaya teknolojik ve bilimsel olarak daha gelişmiş implantların çıktığı görülmektedir. Günümüzde titanyumdan üretilmiş olan diş implantı ve ortopedik implantlar, kobalt-krom-molibden'den imal edilmiş ortopedik implantlar, polietilen kaplı eklemler, girişimsel kardiyolojide kullanılan çıplak ve ilaç kaplı stentler ve kalp pilleri gibi implantlar üretilmektedir.

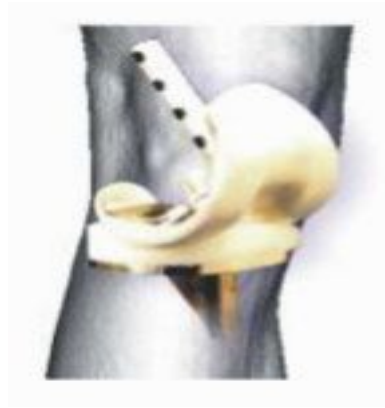
Şu anda implantların geliştirilmesi için üzerinde yoğunlaşmış olan araştırmalar ve pazarda görmeye başladığımız gelişmiş implantlar bize implantların yakın geleceği hakkında da fikir vermektedir. Geçmişten günümüze implant teknolojisinde yaşanan gelişmeler, bu noktadan sonra sadece rutin ilerlemeler şeklinde devam etmeyecek, bugüne kadar bu alanda elde edilen bilgi birikimi ve disiplinler arası çalışmaların yoğunlaşması ile birlikte implant teknolojisinde köklü değişimler yaşanacaktır. Özellikle biyoloji, malzeme ve polimer alanlarında yapılacak ortak çalışmalar ile kök hücrenin polimer yada metal implantların üzerine kaplanıp hedef bölgedeki dokuyu taklit ederek biyouyumluluğun mükemmelleştirilmesi gibi ortaya çıkacak yeni uygulamalar ve fikirler gelecek nesil implantlar için umutlu olmamız için fazlasıyla yeterlidir.

2.3 İmplantların Kullanım Alanları ve Stentin İmplantlar İçindeki Önemi

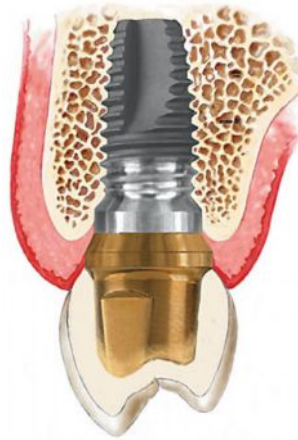
2.3.1 İmplantların Kullanım Alanları

İmplantlar ilaçla tedavinin mümkün veya yeterli olmadığı ve vücutta ortaya çıkan hasarın giderilmesi için mekanik desteğe ihtiyaç duyulduğu durumlarda başvurulacak medikal cihazlardır. Binyıllar öncesinde altının zamanın koşullarında diş olarak kullanılması ile insan hayatına girdiği kabul edilen implantlar, zaman içinde kullanım alanlarını genişletmiş ve insan sağlığı için vazgeçilmez bir konuma sahip olmuştur.

Günümüzde implantlar en yoğun olarak ortopedi alanında kullanılmaktadır. Ortopedik implantlar kalça, diz (Şekil 2.2), ayak bileği, omuz, dirsek ,kol bileği, parmak artroplastisi gibi eklem uygulamalarında, omurilikle ilgili kırıklarda, kırık kemiklerde, takma diş uygulamalarında (Şekil 2.3) ve yapay bağ dokusu uygulamaları gibi uygulamalarda kullanılmaktadır [4].



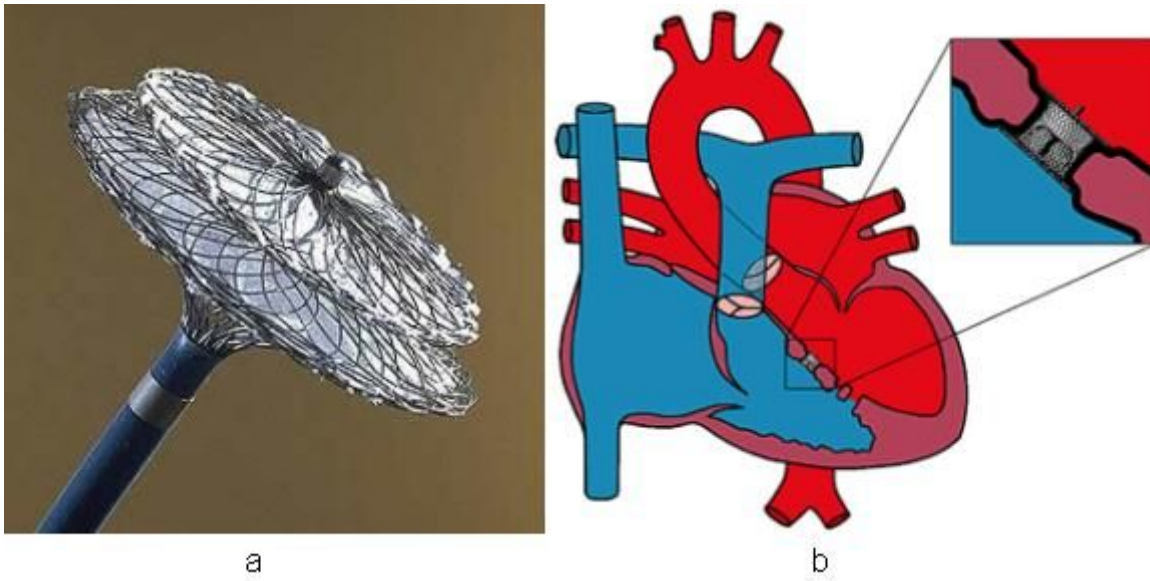
Şekil 2.2 : Diz implantının temsili gösterimi



Şekil 2.3 : Diş implantının temsili gösterimi

Kardiyoloji alanında da implantlar büyük öneme sahiptir. Kalp pilleri, yapay kalp kapakçıkları, oklüderler (Şekil 2.4), ilaçlı ve ilaçsız stentler, sternum telleri ve vücudun içinde bırakılmasa da birçok amaçla kullanılan kateterler kardiyolojinin olmazsa olmazlarıdır.

Bunun yanında beyin tümörlerini tedavisinde radyoterapi amaçlı kullanılan implantlar, göz bozukluklarında kullanılan lensler, ortakulak implantları ve duyma yetisini tamamen kaybetmiş insanlarda kullanılan nöral implantlar da implantların geniş kullanım alanlarını gözler önüne seren başka örneklerdir.



Şekil 2.4 : a.) Oklüder'in yapısı b.) Oklüderin kalpteki rahatsızlıkta kullanılmasının temsili gösterimi

Bu örneklerle birlikte direk olarak insan sağlığı ile ilişkisi olmamakla birlikte kozmetik veya estetik amaçlı olarak kullanılan implantlarda son yıllarda oldukça revaçtadır. Estetik cerrahinin ilerlemesi ile birlikte insanlar dış görünüşlerini daha iyi hale getirmek için estetik operasyonlara daha sık başvurur hale gelmiştir. Gerek insan yüzü, gerekse de vücudun başta göğüs ve kalça olmak üzere çeşitli bölgelerine uygulanan kozmetik amaçlı implantlar giderek daha fazla talep görmektedir.

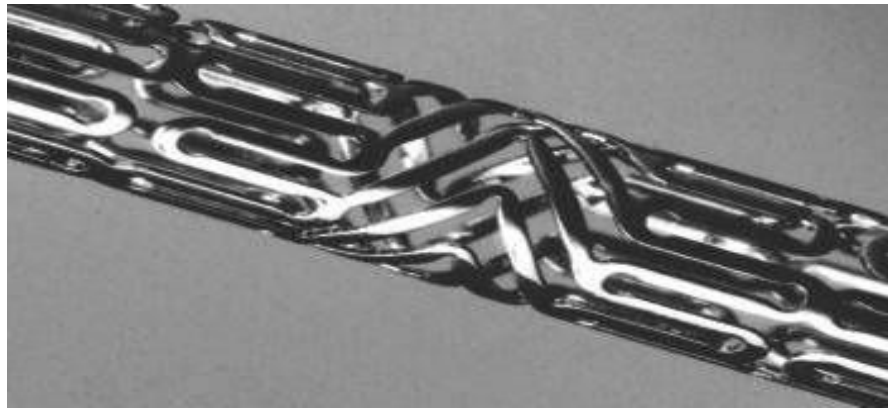
2.3.2 Stentin İmplantlar İçindeki Önemi

İmplantlar birçok hastalığın tedavisinde önemli roller oynayan medikal cihazlardır. Bazı hastalıklar kimi zaman vücutta bir aksaklık olarak baş gösterir ve insan hayatının kalitesini düşürür. Kimi zamansa ortaya çıkan hastalık ölümcüldür ve

tedavi edilmediği takdirde hastayı ölüme götürecektir. Bu tip hastalıklardan en önemlilerinden biri de koroner kalp yetmezliğidir. Koroner kalp yetmezliğinin tedavisinde en yaygın olarak kullanılmakta olan yöntem, stent adı verilen bir implantın tıkanık bölgeye yerleştirilmesidir ve bu işleme anjiyoplasti adı verilmektedir. Oldukça hassas bir yapı olan damar dokusu ve kanla devamlı temas halinde olan stentin, damarın hassas dokusuna uyum sağlayabilmesi, endotelizasyona engel teşkil etmemesi, aranan mekanik ve biyouyumluluk özelliklerini sağlayabilmesi açısından, stentin sahip olduğu 100 mikron altında desenler içeren tasarımın (veya geometrinin) ve bu desenli tasarımın oluşturulabilmesi ve bağlamda istenen özelliklerde bir stentin üretimi için kullanılan üretim yöntemi çok büyük bir önem teşkil etmektedir (Şekil 2.5, Şekil 2.6).



Şekil 2.5 : Örnek bir stent dizaynı



Şekil 2.6 : Bir diğer örnek bir stent dizaynı

Yukarıda bahsedildiği üzere, stentin insan sağlığında kilit bir görev üstlenmesi ve üretiminde sahip olması gereken hassas desenin başarılı bir şekilde ortaya çıkarılabilmesi için stentin kesiminde kullanılan kesme yöntemi ve kesme işleminin

ardından kesme bölgesi civarında ortaya çıkan mikroyapı ve bunu takiben yapılacak olan ısıtma işlemi ile ulaşılabilecek olan nihai mikroyapı çok önemlidir.

Bu bağlamda implantlarda yıllardır yoğun bir şekilde kullanılmış olan 316L paslanmaz çelik'ten üretilmiş ve koroner kalp yetmezliği gibi önemli bir hastalığın tedavisinde kullanılan bir implant olan stentin üretiminde kilit adımlar olan kesme ve tavlama işlemlerinin karakterizasyonunun yapılması gerekli olmakla birlikte ilerde bu konuda yapılacak olan endüstriyel ve akademik uygulamalara ve çalışmalara da ışık tutacaktır.

2.4 Stent

2.4.1 Koroner Kalp Yetmezliği ve Türkiye’de Durum

Koroner kalp yetmezliği, koroner arterlerin daralıp tıkanması ile ortaya çıkan ve çoğunlukla kalp krizi ve buna bağlı ölümlere yol açan, tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de en önemli kalp-damar rahatsızlıklarından biridir. Türkiye’de yaklaşık 2.8 milyon koroner kalp hastası bulunmakta ve bu hastaların yılda 130 bini hayatını kaybetmektedir [5].

Daralan/tıkanan damar bölgesinin açılması için günümüzde ilk başvuru yöntemi “stent” uygulamasıdır. Stent farklı geometrilerde metalik örgü şeklinde duvarı olan, genişleme kabiliyetine sahip, metalden yapılan bir tüptür. Stent, kapalı damarlara anjiyografi ile girilip, anjiyoplasti balonu şişirilerek yerleştirilir. Türkiye’de yılda yaklaşık 50 000 stent uygulaması yapılmaktadır [5].

2.4.2 Anjiyoplasti ve Stentin Tarihçesi

1964 yılında Dr. Charles Dotter’ın tıkalı bir bacak femoral damarını açmak için balon kullanması anjiyoplasti tarihinin başlangıcı olarak kabul edilmektedir. İlk koroner anjiyoplasti ameliyatı ise, 1977 yılında Dr. Andreas Gruentzig’in bir by-pass ameliyatı sırasında tıkalı koroner damarı açmak amacıyla balon katater kullanması ile gerçekleştirilmiştir [6].

İlk stent prototipi ise Dr. Julio Palmaz tarafından 1985 yılında bakır tellerin lehimlenmesi ile üretilmiştir. Bu ilk prototipte iki tel bir silindirin çevresinde eşit aralıklarla düğümlenerek helisel olarak sarılıyor ve düğüm noktalarında lehim yapılıyordu. Düğüm noktalarında tellerin üst üste binmesi sebebiyle duvar kalınlığı

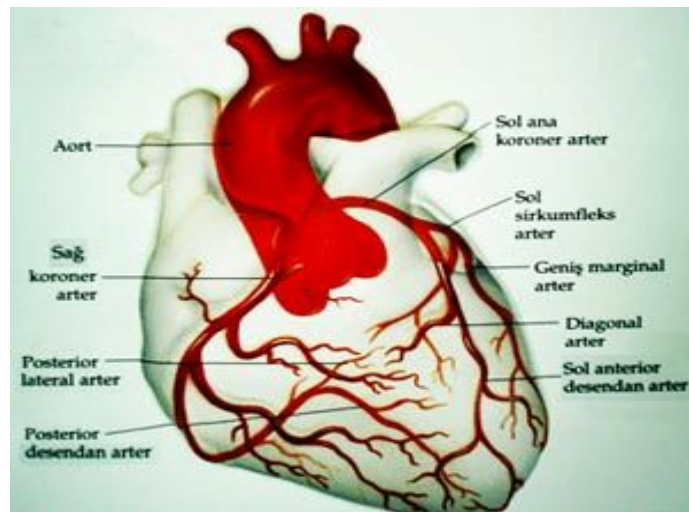
düzensizleşiyordu ve buda stentin düzgün kullanımını imkansızlaştırıyordu. Bir sonraki denemesinde Dr. Palmaz dalma erozyon tezgahında yekpare bir borunun üzerine eşit aralıklarla simetrik boşluklar açarak stent üretmeyi denedi. Femoral damarlarda yapılan ilk klinik çalışmaların sonuçları gelecek için umut verici oldu. İlk koroner stentin yerleştirilmeside 1986 yılında J. Puel tarafından gerçekleştirildi. Kullanılan stent balon kullanılmadan kendi kendine açılan bir stentti ve üretiminde örme metodu kullanılmıştı. Bu stentin implante edilmesinin ardından ortaya çıkan stent içi restenoz ve trombojenite gibi problemler ve bu problemleri çözme arayışları ideal stentin geliştirilmesi için yapılan çalışmaları başlatmış oldu [6,7].

Damar tıkanıklıklarının tedavisinde stentten önce balon ile anjiyoplasti işlemi yapılmaktaydı, fakat operasyon sonrasında balon anjiyoplasti yapılan bölgenin yeniden tıkanma riski oldukça yüksekti (%40-50). Ancak stent kullanımının ardından tekrar daralma (restenoz) oranlarının %20-25 seviyelerine gerilediği klinik çalışmalar ile ispatlanmış ve stent damar tıkanıklarının tedavisinde vazgeçilmez bir hale gelmiştir.

2.4.3 Koroner Damarlar ve Stentin Anjiyoplastide Kullanımı

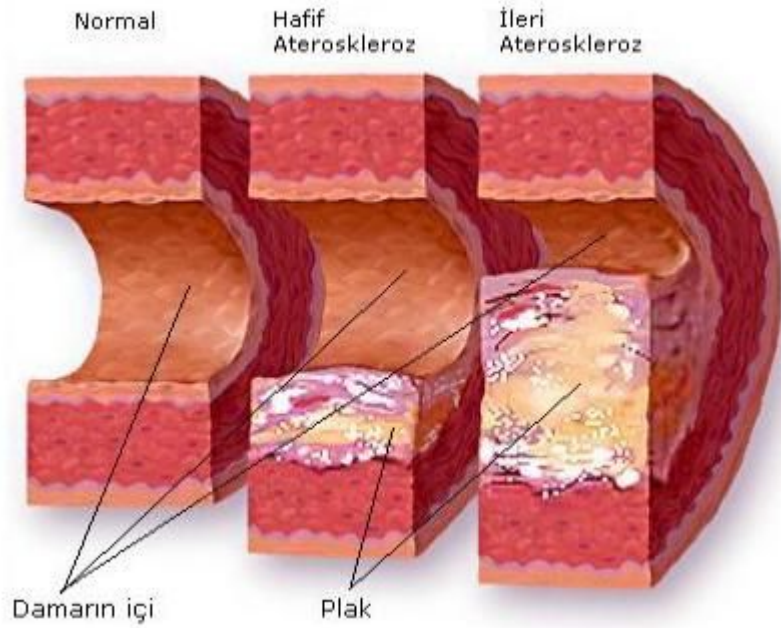
2.4.3.1 Koroner Damarlar

Kalp kasları düzgün çalışmaya devam edebilmek için bol miktarda kana ve kanın taşıdığı oksijene ihtiyaç duyarlar. Bu kan ihtiyacı kalbe koroner damarlar tarafından sağlanmaktadır. Koroner damarlar sol ve sağ koroner damarlar olarak iki farklı taraftan kalbe oksijen ve besin taşımaktadırlar (Şekil 2.7).



Şekil 2.7 : Kalbin ve damarların yapısı

Koroner damarlar genetik faktörler, kolesterol ve sigara gibi nedenler ve yaşında ilerlemesi ile kısmen veya büyük bir oranda ateroskleroza (Şekil 2.8) uğrayabilir ya da başka bir deyişle daralabilir/tıkanabilir. Damarların tıkanması kalp sıkışması ve göğüs ağrıları gibi belirtiler ile fark edilir. Bu safhadaki tıkanıklıklar anjiyoplasti operasyonu ile tedavi mümkündür. Yüksek oranda tıkanmış damarlarda ise önceleri tek çare by-pass iken katater teknolojisinin gelişmesi ile günümüzde çoğu zaman by-pass'a gerek kalmadan CTO Dilatasyon Kateteri (Chronic Total Occlusion Dilatation Catheter) adı verilen kateterle gerçekleştirilen anjiyoplasti işlemi ile çözüm bulunabilmektedir [8].



Şekil 2.8 : Aterosklerozun aşamaları

Damarın tamamen tıkanması durumunda ise hasta kalp krizi geçirmekte ve belirli bir süre içinde kan akışının sağlanamaması durumunda oksijen yetersizliğinden kalpte fonksiyonel bozukluklar ortaya çıkabilmekte ve daha kötüsü hasta ölebilmektedir.

2.4.3.2 Stentin Anjiyoplastide Kullanımı

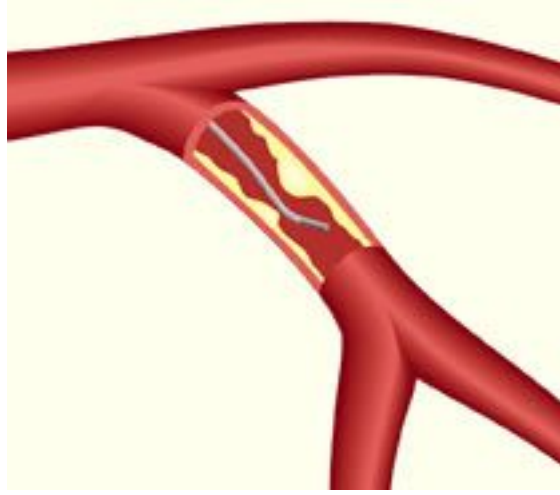
Anjiyoplastide amaç tıkanan damarın tekrar açık hale getirilerek kan akışının sağlanmasıdır. Anjiyoplasti uygulandığı damara göre farklı isimler almaktadır. Koroner anjiyoplasti, koroner damarların açılması işlemine verilen addır. Periferik anjiyoplasti, koroner olmayan damarlara uygulanan anjiyoplasti işlemine verilen addır ve toplar damarlara da uygulanmaktadır. Renal arter anjiyoplastisi, renal atar damara, yani böbreğe temiz kan taşıyan damarlara uygulanan anjiyoplasti işlemidir.

Karotid anjiyoplasti işlemi ise beyne kan taşıyan karotid damaralara uygulanan anjiyoplasti işlemine verilen isimdir.

Koroner by-pass ameliyatında ise hastanın göğüs kafesi açılarak kan dolaşımı makinaya bağlanmaktadır ve bu yüzden yüksek risk ihtiva etmektedir. Koroner anjiyoplastiye baktığımızda ise kan dolaşımının hastanın damarlarında dolaşımına devam ettiği ve riskin çok daha düşük olduğu görülmektedir.

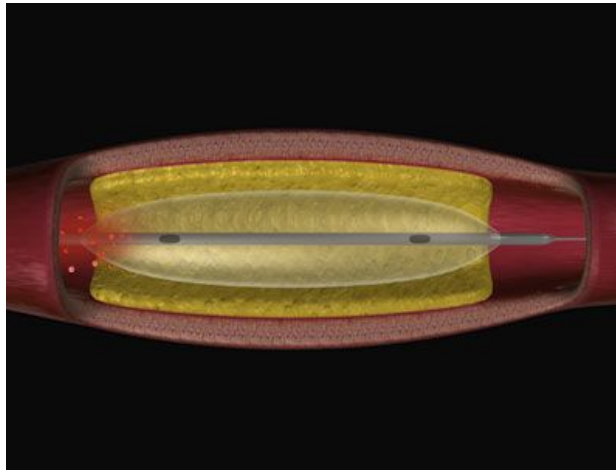
Koroner anjiyoplasti ameliyatında hastanın kasığından femoral damarına bir kılavuz kateter sokulmaktadır. Hastanın kan akışı bir önceki paragrafta anlatıldığı gibi damarlar içerisinde devam etmektedir. Kılavuz kateterin hareketleri floroskopik video ekranından izlenir ve kılavuz kateter koroner arter damarına kadar ilerletilir. Bu aşamada koroner anjiyografi işlemi gerçekleştirilir. Koroner anjiyografi işleminde opak sıvı enjekte edilerek x ışınları altında görüntü alınmaktadır [6,8].

Kılavuz kateter hedef bölgeye ulaşır koroner anjiyografi işlemi gerçekleştirildikten sonra 0,3 mm çapındaki kılavuz telin kılavuz kateter içerisinden bölgeye ulaştırılması lazımdır. Kılavuz telin ucu, x-ışını altında görülebilmesi için platin-iridyum veya altın malzemeden veya bu malzemelerle kaplanarak imal edilir. Kılavuz tel (Şekil 2.9) kılavuz kateter içerisinden ilerletildikten sonra lezyonu da başarılı bir şekilde geçtiğinde artık esas görevi olan , tıkalı bölgeyi açmak için kullanılacak olan balon kateter veya stent iletim sisteminin konumlandırılması için kullanılabilir. Balon kateter veya üzerinde stent bulunan ve stent iletim sistemi adını alan balon kateterin ilerletilebilmesi için uygun çapta bir kılavuz lümene ve balona basıncın iletilmesi amacı ile kullanılan bir ana lümene sahip olması gerekmektedir. Kılavuz lümenin üzerinde ise stent iletim sisteminin veya balon kateterin x-ışını altında görüntülenmesini mümkün kılmak için platin iridyum alaşımından veya altından işaretleyiciler bulunmaktadır[6,8].

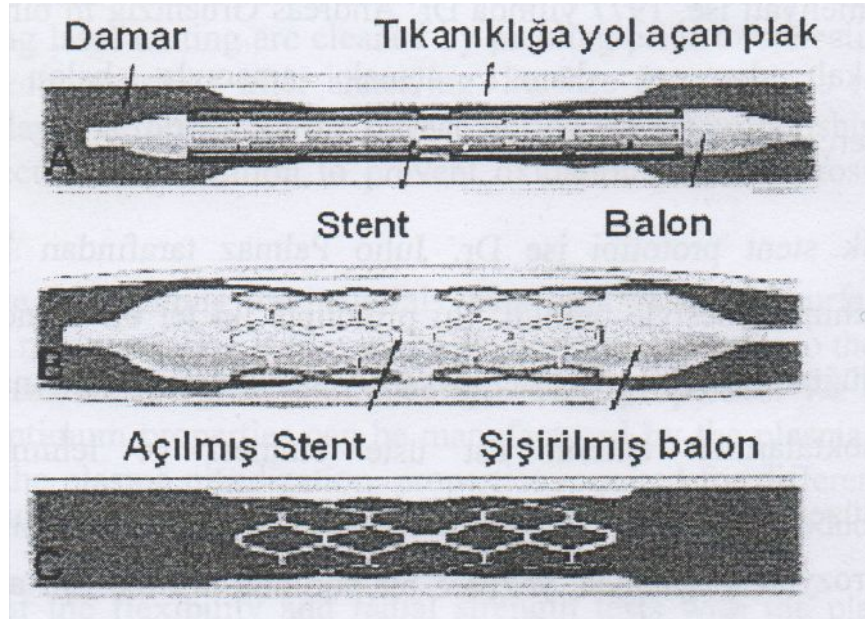


Şekil 2.9 : Kılavuz telin lezyonu geçişinin temsili gösterimi

Konumlandırma işlemi tamamlandıktan sonra indeflatör adı verilen ve görevi basınçlı sıvı enjekte etmek olan bir cihaz kullanılarak balon şişirilir. Eğer balon kateter kullanılıyorsa belirlenmiş basınca kadar balon şişirilir ve balon şişip damardaki tıkanıklığı açar (Şekil 2.10) ve ardından balon söndürülerek geri çekilir, fakat restenoz yani tekrar tıkanma bu durumda sıklıkla yaşanabilmektedir. Balon kateter üzerinde stent varsa yani elimizde bir stent iletim sistemi mevcutsa yine indeflatör yardımı ile şişen balon stenti radyal olarak büyük bir plastik gerilmeye uğrayacak şekilde genişletir ve stentte tıkanıklığa yol açan tabakaları damar dokusu ile kendi arasına sıkıştırarak damardaki daralmayı giderir (Şekil 2.11). Bu uygulamada restenoz yani tekrar daralma daha az gerçekleşmektedir (%20). Son yıllarda ise restenoz riskini daha aşağılara çeken ilaç kaplı stentler çıkmıştır ve yapılan klinik çalışmalar sonucu bu riskin stentten stente değişmek üzere %10'un altına çekildiği görülmüştür.



Şekil 2.10 : Şişmiş bir anjiyoplasti balonu

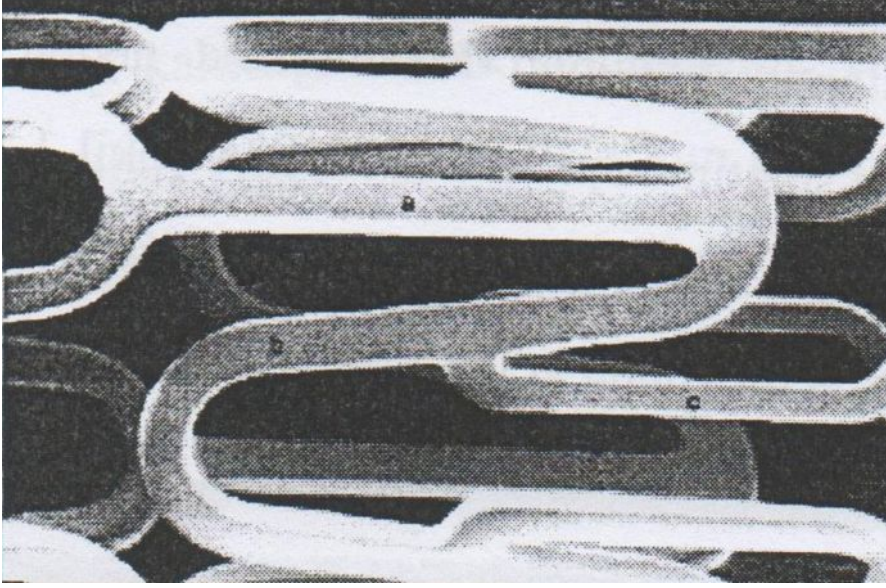


Şekil 2.11 : Balonla genişletilen stentin yerleştirilmesi

2.4.4 Stent Geometrisi

Stent geometrisi tüm mekanik özellikleri doğrudan etkiler ve bu sebeple üzerinde yoğun olarak çalışılan bir konudur. Stentin geometrisi ortaya çıkartılırken çizim ve simülasyon programlarından yararlanılır. Böylece çizim programında stent üzerinde yapılmış olan değişikliklerin mekanik özelliklere etkisi kısa sürede tespit edilmektedir.

Stent tasarımlarının büyük çoğunluğu genişleyen halka elemanlar ve köprü elemanlarından oluşmaktadır. Genişleyen halka elemanlar açılma sırasında ortaya çıkan plastik gerilme durumunda homojen gerilme dağılımı sağlarlar. Halka elemanlar yılan gibi zigzaglar çizerek stentin çapı etrafında dönen stratlardan oluşur. Strat bir tepe noktasından onu izleyen çukur noktasında kadar olan ve et kalınlığına sahip metal parçasıdır. Köprü elemanları ise birbirine komşu halka elemanları bağlayan elemanlardır (Şekil 2.12). Stentin açılması ile birlikte stenti oluşturan köprü ve halka elemanlar arasındaki açı artar ve buda elastik deformasyondan doğan geri çökmenin düşük düzeyde olmasına yardımcı olur [6,9].



Şekil 2.12 : Stent Elemanları a. köprü eleman (link), b. halka eleman (strat), c. çift köprü uygulaması

Stentin radyal dayanımı genel olarak köprülerin tasarım içerisinde kullanım yoğunluğuna bağlıdır. Köprülerin kullanımı arttıkça stentin sağladığı radyal dayanım artmakta fakat buna karşılık stentin esnekliğinde düşme yaşanmaktadır. Köprü elemanlarının sayılarının düşmesi halinde ise serbest tepe noktalarının ve stratların sayısı artacak ve bunun sonucunda stentin açılımında düzensizlik meydana gelecektir.

Kavisli damarlarda meydana gelen scaffolding yani stentin dış yarıçap tarafında aşırı açılması iç yarıçap tarafında ise aşırı derecede kapanması olayıdır. Scaffoldingden kaçınmanın yolu da strat boylarının kısa tutulmasıdır ki buda stentin esnekliğini artırırken radyal dayanımını belirgin bir şekilde düşürecektir. Bu yüzden optimum değerler tutturulmalıdır.

Optimum hücre boyutu ise stentin yan dal uygulamasına uygun verecek kadar büyük fakat damarın içi çeperi ile stent arasında sıkışmış halde bulunan kalsiyum ve yağ tabakalarının stentten aşağıya sarkmasına izin vermeyecek kadar küçük olmalıdır [6,10].

Stentin geometrik ölçüleri stentin mekanik özelliklerini büyük ölçüde etkilemektedir. Geometrik ölçüler strat genişliği, strat uzunluğu, strat duvar kalınlığı, link genişliği, link uzunluğu, link duvar kalınlığı olarak sıralanabilir. Genelde bütün stratların ve linklerin geometrik ölçüleri aynıdır fakat renal stent gibi bazı uygulamalarda ihtiyaca göre değişiklik yapılabilmektedir.

2.4.5 Stentlerde Aranan Özellikler

Damar dokusunun implant açısından hassas bir bölge olması sebebi ile ve implantasyon sonrasında da başarılı bir sonuç elde etmek için üretilen stentlerde bazı özellikler aranmaktadır. Bu özellikleri kısaca mekanik, metalurjik ve biyolojik özellikler olarak sınıflandırılabiliriz.

2.4.5.1 Stentlerde Aranan Mekanik Özellikler

Stentlerde aranan başlıca mekanik özellikler ; esneklik, radyal dayanım, akut radyal geri çökme ve yorulma dayanımıdır.

Stentin Esnekliği: Stent balon üzerini krimpili iken, yani monte edilmiş iken, açılmamış halde hedefine doğru ilerletilmesi esnasında kıvrımlı damarları dönebilmesi, dolayısı ile bu kıvrımlı damarların şeklini alabilme kabiliyetidir. Esnekliği yetersiz olan bir stent ilerletilirken damar çeperlerine zarar verebilir. Stentin balon kateterin ucunda bulunan anjiyoplasti balonuna krimp edilmesi ile ortaya çıkan stent iletim sisteminin esnekliği, sistemin lezyona varana kadar kılavuz tel üzerinde hareket etme kolaylığını belirler, bu özelliğe “trackability” denmektedir ki bunu da kılavuz tel takip yeteneği olarak Türkçe’leştirilebilir. Stent iletim sisteminin esnekliğini büyük ölçüde balon kateterin esnekliği belirlemektedir. Ancak stentin esnekliğide iletim sisteminin toplam esnekliğinde önemli bir rol oynamaktadır [6,11].

Stent iletim sisteminin profil çapı da esnekliği etkileyen önemli unsurlardan biridir. Daha düşük profil çapına sahip bir stent iletim sistemi dar damarlardan daha rahat geçebilecektir.

Stentin balon kateterin şişirilme sonucunda açılmasından sonra damarın şeklini alması istenir. Açıldıktan sonra esnekliği yeterli olan bir stent damarın kıvrım açısını bozmadan gayet uyumlu bir şekilde lezyonda kalabilmektedir, fakat stentin esnekliğinin yeterli olmadığı durumlarda ise stent kıvrımlı damarları düzleştirmeye çalışabilir ve bu da kan akış düzenini sekteye uğratabilir. Stentin açıldığı çap ve uğradığı plastik deformasyon miktarı arttığında da stentin esnekliği düşmektedir

Stentin Radyal Dayanımı: Stentin radyal dayanımı; stent balon ile genişletilerek damara yerleştirildiğinde damar tarafından uygulanan çevresel dinamik kuvvetler altında gösterdiği mukavemettir. İmplantasyon sonrasında damar tarafından uygulanan bu kuvvetler altında stent plastik deformasyona uğruyor veya çökme

boyutuna varacak kadar çapı küçülüyor ise bu durum hasta açısından büyük sıkıntılar yaratabilmektedir. Ancak implantasyon sonrası şekil değişimi yada çap olarak daralma elastik deformasyon boyutunda ise radyal dayanım şartı yerine getirilmiş olmaktadır. Strat duvar kalınlığı, strat genişliği, link duvar kalınlığı , link genişliği, ve link sayısı gibi parametrelerin artırılması radyal dayanımı olumlu etkilerken, bu parametrelerdeki düşüş stentin radyal dayanımını olumsuz etkileyecektir. Aynı geometriye sahip 2 stentte ise damarın çapı yani stentin açılacağı çapta stentin radyal dayanımını etkilemektedir. Büyük çaplı damarlarda stentin radyal dayanımı küçük çaplı damarlara nazaran daha düşük olmaktadır [6].

Stentin Akut Radyal Geri Çökmesi: Stentlerde akut radyal geri çökmesi; stentin balonla açılmasına müteakiben stentin açıldığından daha küçük bir çapa inmesidir. Akut geri çökmenin sebebi stentin açılması sırasında plastik deformasyondan önce meydana gelen elastik deformasyon sebebi ile stentin eski haline yani daha dar çapa dönmeye çalışmasıdır. Stent balon tarafından şişirildiğinde elastik deformasyonun etkisi ve damarın uyguladığı radyal kuvvetler neticesinde biraz daralır ve denge çapına döner [12]. Stentin açıldığı çap ne kadar büyürse toplam deformasyon içerisinde plastik deformasyonunun oranı da artacağından radyal geri çökme oranı azalacaktır.

Stentin Yorulma Dayanımı: Stentin yorulma dayanımı damarın uzun zaman içerisinde uyguladığı dinamik kuvvetler altında sahip olduğu dayanımdır. Stentlerin en az 10 yıllık bir yorulma ömrüne sahip olması tavsiye edilmektedir. Stentlerin yorulma dayanımı simülasyon programları ve damar ortamına benzetilmiş in-vitro test düzenekleri ile simüle edilmektedir. Her iki yöntemde de korozif kan ortamı hesaba katılarak ortaya çıkan sonuçlar değerlendirilir [6].

2.4.5.2 Stentlerde Aranan Metalurjik Özellikler

Stentlerde aranan başlıca metalurjik özellikler; korozyon direnci, MRG uyumluluğu ve radyoopasitedir.

a) Stentin Korozyon dayanımı; Kan 37°C sıcaklığa ve 7,45 pH değerine sahiptir. Stentin korozyon direnci bu sıcaklık ve pH değerlerindeki kan ortamında korozyona karşı sahip olduğu dirençtir. Stentlerde korozyon meydana gelmemesi için stentin kan ortamında sahip olduğu korozyon potansiyelinin oyuklanma potansiyelinin

altında olması gerekmektedir. Stentlerin korozyon dirençleri uygun ortam yaratılarak simüle edilmektedir [13].

b) Stentin MRG Uyumluluğu; Stentin MRG uyumluluğu, manyetik rezonans görüntüleme işlemi sırasında hareket etmemesi, ısınmaması ve görüntüde önemli bir imge şekil bozukluğuna uğramaması olarak kısaca özetlenebilir [14].

c) Stentin Radyoopasitesi; Stentin radyoopasitesi floroskopi altında net olarak görünmesi ve implantasyon işlemi sırasında ve sonrasında yapılan kontrollerde yerinin kolayca saptanabilmesidir. Stentin duvar kalınlığı arttıkça ve stent üretiminde kullanılan malzemenin yoğunluğu arttıkça radyoopasitesi artmaktadır.

2.4.5.3 Stentlerde Aranılan Biyolojik Özellikler

Stentlerin biyouyumluluğu damar dokusu-stent ve kan-stent arayüzeylerinde gerçekleşen olaylara bağlıdır. Stentle damar dokusu ve kan arasındaki esas arayüz stent üretiminin yüzey işlem aşamasında oluşturulan metal oksit tabakasıdır ve bu tabaka genellikle çevresiyle reaksiyona girmez. Metal-oksit'in türü stent üretiminde kullanılan malzemeye ve üretimin aşamalarında uygulanan işlemlere bağlıdır.

Düzensiz oksitlenmiş ve iyi parlatılmamış stent yüzeyi tromboz oluşumu riskini yani pıhtılaşmayı artırmaktadır. Oksit tabakası düzgün olan, yüzey pürüzlülüğü düşük ve iyi parlatılmış yüzeylerde ise tromboz riski daha düşük olmaktadır.

Stentte aranılan biyouyumluluk özellikleri hücretoksisite, genotoksisite, akut toksisite, tahriş edicilik, duyarlılaştırıcılık ve kan uyumudur.

a) Stentin Hücretoksisitesi: Stentin hücre ölümüne yol açma, hücre büyümesini engelleyen ve hücre fonksiyonlarını bozan etkileridir [15].

b) Stentin Genotoksisitesi; Stentin kromozom yapısını bozan ve DNA'ya zarar veren etkileridir [16].

c) Stentin Akut Toksisitesi; Stentin doğrudan vücudun biyolojik dengesini etkilemesidir [17].

d) Stentin Tahriş Ediciliği; Stentin temas ettiği damar dokusuna verdiği fiziksel zarardır [18]

e) Stentin Duyarlılaştırıcılığı; Stentin damar dokusunda başlattığı alerjik veya hassaslaştırıcı reaksiyonlardır [18].

f) Stentin Kan Uyumu; Kanın veya bileşenlerinin yapısını etkilememesidir [19].

2.4.6 Stentte Malzeme Seçimi

Stent imalatında en çok kullanılan malzemeler 316 (316L ve 316LVM) paslanmaz çelik (Çizelge 2.1, Çizelge 2.2), nitinol (Çizelge 2.3, Çizelge 2.4) ve kobalt alaşımlarıdır (L605 ve MP35N) (Çizelge 2.5, Çizelge 2.6).

Çizelge 2.1 : 316L'nin kimyasal bileşimi

Karbon	%0,03	Sülfür	%0,03
Manganez	%2	Krom	%16-18
Silisyum	%0,75	Molibden	%2-3
Fosfor	%0,045	Nikel	%10-14
Kükürt	% 0,03	Demir	Geriye Kalan

Çizelge 2.2 : 316L'nin özellikleri

Özellikler	Metrik
Yoğunluk	8.027 g/cc
Mekanik Özellikler	
Sertlik, Brinell	217 (Maks.)
Sertlik, Rockwell B	95 (Maks.)
Çekme Dayanımı	485 Mpa (Min)
Akma Dayanımı	170 Mpa (Min)
Kopma Uzaması	40% (Min)
Elastisite Modülü	200 GPa
Charpy Darbe	88 - 134 J
Elektriksel Özellikler	
Elektrik Direnci	7.4e-005 ohm-cm
Isıl Özellikler	
Isıl Genleşme Katsayısı, lineer 20°C	16.5 µm/m-°C
Isıl Genleşme Katsayısı, lineer 500°C	18.2 µm/m-°C
Isıl Genleşme Katsayısı, lineer 1000°C	19.5 µm/m-°C
Isı Kapasitesi	0.45 J/g-°C
Isıl İletkenlik	14.6 W/m-K
Erime Noktası	1390 - 1440 °C
Maksimum Servis Sıcaklığı	899 °C

Çizelge 2.3 : Nitinol'ün kimyasal bileşimi

Nikel	55%	Titanyum	%45
-------	-----	----------	-----

Çizelge 2.4 : Nitinol’ün özellikleri

Özellikler	Metrik
Yoğunluk	6,45 g/cm ³
Ergime Noktası	1410°C
Akma Dayanımı	195-690 Mpa (östenit)
	70-140 Mpa(martenzit)
Çekme Dayanımı	895 Mpa
Elastisite Modülü	75 Gpa(östenit)
	28 Gpa(martenzit)

Çizelge 2.5 : L605’in kimyasal bileşimi

Tungsten	15%	Karbon	0.1%
Krom	20%	Silikon	Maksimum 1%
Demir	Maksimum 3%	Kobalt	Geriye Kalan
Nikel	10%	Manganez	1.5%

Çizelge 2.6 : L605’in özellikleri

Özellikler	Metrik
Yoğunluk	9.23 g/cm ³
Ergime Noktası	1410°C-1438°C
Mekanik Özellikler	
Çekme Dayanımı (tavlanmış)	896 Mpa
Akma Dayanımı (tavlanmış)	476 Mpa
Rijitlik Modülü	86.9 Mpa*10 ³
Elastisite Modülü	2.43Mpa*10 ³
Kopma Uzaması (tavlanmış)	%30 min
Yorgunluk Mukavemeti (649°C)	438 Mpa
Yorgunluk Mukavemeti (982°C)	138 Mpa
Isıl özellikler	
Özgül ısı kapasitesi (21°C - 100°C)	0.377* KJ/kg K
Isıl uzama Katsayısı (346°C)	13.7*10-6/°C
Isıl uzama Katsayısı (816°C)	16.3*10-6/°C
Isıl İletkenlik (21°C)	12.7 W/m K
Isıl İletkenlik (649°C)	22 W/m K

Bu malzemeler içerisinde koroner damarlarda en çok kullanılanı 316 paslanmaz çeliktir. 316 paslanmaz çelik östenitik bir yapıya sahip olan, işlemesi kolay, akma ve çekme mukavemetleri stent yapısında uygun, düşük elastik geri çökme gösteren ve biyouyumluluğu iyi olan bir malzemedir. Tantalyum, martenzitik nitinol, platin ve titanyum’dan da balonla genişletilen koroner stent üretim denemeleri yapılmış fakat

bir koroner stenttin sağlaması gereken özellikleri tam anlamı ile sağlayamadıkları görülmüştür.

Koroner damarlar hassas damarlardır ve stent implantasyonu sırasında çok fazla genişletilecek olursa çatlama ve yırtılma gibi hasarların ortaya çıkma ihtimali vardır. Nitinolden üretilen stentlerin radyal geri çökme oranı %6-%10 arasında değiştiği bilinmektedir. Yani implantasyon sırasında nitinolden imal edilmiş bir koroner stent 4 mm çapa sahip bir damarda 4,4 mm çapa kadar açılmalıdır ki stentin radyal geri çökmesi tamamlandığında hedeflediğimiz 4 mm çapa sahip bir stent elimizde olsun. Bununla birlikte 316'dan imal edilmiş olan bir stentin geri çökmesinin %2-%3 civarında olduğu düşünüldüğünde damarın 4,12 mm ye açılması geri çökme sonrası 4 mm olarak hedeflenen çapa ulaşması için yeterli olacaktır. Koroner damarlar kadar hassas olmayan ve daha çok esneklik sağlayan femoral damar gibi damarlar ise nitinol stent uygulaması için uygun damarlardır [6,12].

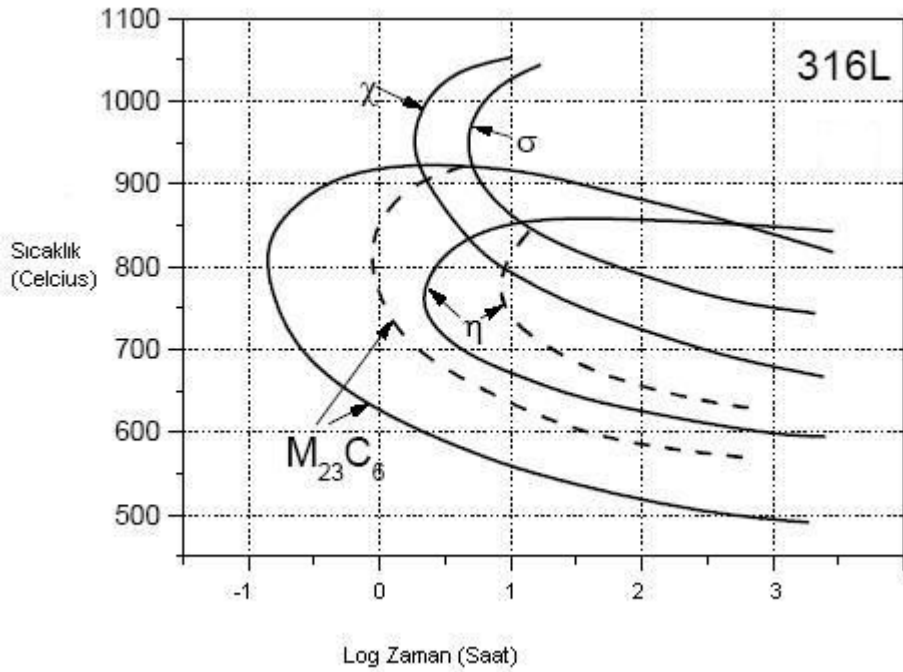
Balonla genişletilen stentlerde vücuda daha az yabancı madde girmesi ve balon üzerine krimp edilmiş stentin daha düşük profil çapına sahip olup daha zor lezyonları aşabilmesi amacı ile daha düşük duvar kalınlıklı stentler üretmek gerekmektedir. Stentte düşük duvar kalınlıkları kullanılarak yeterli radyal dayanım elde edilmelidir. Düşük duvar kalınlığı kullanarak yeterli radyal dayanım elde edebilmenin şartı ise yüksek elastisite modülüne sahip malzeme kullanımıdır. Stentin krimp önemli bir işlem adımıdır ve bu işlemin rahat bir şekilde başarı ile yapılabilmesi için kullanılan stent malzemesinin düşük akma dayanımına sahip olması gereklidir. Bununla birlikte stent balon şişirilerek genişletildiği anda stentin strat ve linklerinde çatlakların olmasını engellemek için kullanılan malzemenin yüksek süneklığe sahip olması gerekmektedir. Yine stentin balon tarafından genişletilmesi esnasında plastik gerilme deformasyon oranının artması ve radyal geri çökme oranının az olması için malzemenin düşük akma dayanımına sahip olması gerekmektedir [6,20].

Bunlarla birlikte stent üretilen malzemenin tane boyutu stentin performansında çok önemli rol oynamaktadır. Küçük tane boyutlu malzemenin yorulma dayanımını, akma dayanımını, çekme dayanımını ve süneklliğini artıracığından stentin performansı üzerinde çok büyük önem teşkil etmektedir [20].

Kan korozyf bir sıvıdır ve damarda sürekli kan ile temas halinde olan stentin de korozyona dayanıklı bir malzemenin kullanılması gerekmektedir. Paslanmaz çelikler

arasında stentin ihtiyaç duyduğu korozyon direncini özellikle %2-%3 civarında sahip olduğu molibden sebebi ile oyuklanma korozyonuna karşı çok iyi bir direnç sağlayan 316 sağlamaktadır [6].

Paslanmaz çelik içerisindeki karbon, stent üretimi sırasında mevcut kullanılan teknoloji olan lazer ile kesilmesi sırasında oluşan ısı etkileri sebebi ile krom ile birleşerek tane sınırlarında krom-karbür çökeltisi oluşturmaktadır ve bu da tane içlerinde bulunan krom miktarını azaltıp malzemenin korozyon direncini azaltmaktadır. Malzeme içerisindeki krom-karbür'ü yok etmek ancak ısı işlem yaparak mümkündür. Çelik 900°C'nin üstüne çıkarıldığında krom-karbür'ler bozularak krom yapıya tekrar kazandırılır ve hızlı bir soğutma ile kritik sıcaklık değerleri olan 450°C-800°C arası hızlı geçilerek soğutma esnasında krom-karbür oluşumu engellenmiş olur. Krom-karbür oluşumunu engellemek ve bu ek ısı işlem adımından kurtulmak için ise düşük karbonu sebebi ile krom-karbür oluşumu oluşum ihtimali çok düşük olan 316L paslanmaz çelik kullanmak en akla yatkın seçenektir. 316L çelikte yüksek sıcaklıkta fazların oluşumu ile ilgili TTT diyagramı Şekil 2.13'te verilmiştir.



Şekil 2.13 : 316L çelikte farklı fazların oluşumu için TTT diyagramı. Kesik çizgiler 1090°C'de 1 saat, devamlı çizgiler ise 1260°C'de 1,5 saat ısı işlem içindir.

316L medikal implant yapımında yoğun olarak kullanılan bir malzemedir. İyi korozyon direnci sağlayan ve manyetik rezonans görüntüleme uyumlu olan 316L bile

vücut içerisinde yüksek gerilme altında ve oksijenli ortamda az da olsa korozyona uğrayabilmektedir. Bu sebeple 316L'nin sahip olduğundan daha düşük kükürt ve fosfor oranı ve daha yüksek molibden, krom ve manganez oranları ile 316LVM; 316L'ye göre daha yüksek korozyon direnci sağlamaktadır [21]. 316LVM'eki VM eki "vacuum arc remelted"den gelmektedir. Bu işlemde 316L vakum altında ergitilerek yapısı daha saf ve inklüzyonlardan arındırılmış hale getirilmektedir.

Nikel hassasiyeti olan bazı hastalarda 316LVM'nin sahip olduğu %8 nikel oranı riskli gibi gözükse de stent yüzeyinde yüzey işlem aşamasında oluşturulan pasif seramik film (Cr_2O_3) stentin damara nikel yaymasını engellemektedir.

Nikel ve titanyumdan oluşan Nitinol alaşımından üretilen stentlerin ise amacı balonla genişleyen koroner damarlardan farklıdır. Nitinol süperelastik özellik gösteren bir malzemedir. Nitinol östenit fazda iken üzerine bir kuvvet uygulandığında kararsız bir faz dönüşümü ile martenzit fazına geçer. Uygulanan kuvvet kaldırıldığında nitinol tekrar östenit fazına geri döner. Nitinol stentlerin süperelastik özellik göstermesi nedeniyle balon üzerine krimp edilemez. Nitinol stentler özel bir kılıf içerisinde hedef lezyona gönderilir ve lezyona ulaşıldığında kılıf stentin üzerinden yavaşça çekilir ve stent kendi kendine genişleme gösterir. Nitinol'un kendinden genişleme sebebi daha önce bu malzemeye ısı hafıza kazandırılabilmesidir. Nitinol'un içeriği % 55 civarında nikel, %45 civarında ise titanyum'dur. Alaşımın kristal yapısı, sıcaklık değişimi ile düşük sıcaklıkta martenzitik ve yüksek sıcaklıklarda östenitik fazlar arasında dönüşüme uğrar. Alaşımın nikel-titanyum oranı değiştirilerek ve malzemeye uygulanan hafızalandırma ısı işlemi daha yüksek sıcaklıklarda yapılarak faz dönüşümü sıcaklığı ayarlanabilir. Dönüşüm sıcaklığı genel olarak 30°C ve biraz üstü olarak ayarlanır. Nitinol'un düşük sıcaklıkta sahip olduğu faz olan martenzit fazı esnek ve şekillendirilebilir yapıdadır. Martenzit yapıdayken kılıf içine yerleştirilen stent vücut içerisine girdiğinde faz dönüşümüne uğrayarak östenitik fazda önceden sahip olduğu çapa genişlemeye çalışır. Stentin tıkalı bölgede pozisyonunun ayarlanmasının ardından kılıf çekilerek stentin östenitik fazında sahip olduğu çapına genişlemesi sağlanmış olur.

Koroner damarlarda ise kılıflı iletim sistemleri sorun çıkardığından ve daha önce bahsedildiği gibi nitinol stentlerin %6-%10 arasında radyal geri çökme yaşanması sebebi ile bu stentler daha çok femoral damar uygulamalarında kullanılmaktadır[22].

Kobalt-krom alaşımları ise son yıllarda koroner stentlerde daha çok kullanılan bir malzeme haline gelmiştir. Çelik ile karşılaştırıldığında daha yüksek akma ve çekme mukavemeti sağlayan kobalt-krom alaşımları, bu özelliklerinin sağladığı avantaj ile daha ince duvar kalınlığına sahip stentlerin radyal dayanımdan fedakarlık yapılmadan üretilmesine imkan vermekte ve ince duvar kalınlığı da daha esnek bir stent yapısının ortaya çıkmasına ve stent içi restenoz oranlarının düşmesini sağlamaktadır. Bunun yanında çeliğe göre daha yüksek yoğunluğa sahip olması sebebi ile daha yüksek bir radyoopasite sunmaktadır [12,20].

Stentin biyouyumluluğu hem malzemesinin türünden hem de mekanik özelliklerinden etkilenmektedir. Malzemenin karakteristik biyouyumluluğu, stentin kısa ve uzun vadede vücut tarafından kabul edilip edilmeyeceğini belirler. Malzeme özelliklerinden yola çıkılarak hazırlanan stent tasarımı, stratların genişliği ve kalınlığı; restenoz ve tromboz gibi iki önemli problem üzerinde büyük etkiye sahiptir. Geniş stratın trombozu artırdığı bilinirken, ince duvar kalınlıklarının endotelizasyonu (vücut dokusu) kolaylaştırdığı ve bu sebeple restenoz oranlarını düşürdüğü bilinmektedir [6,12].

2.4.7 Stent Üretimi

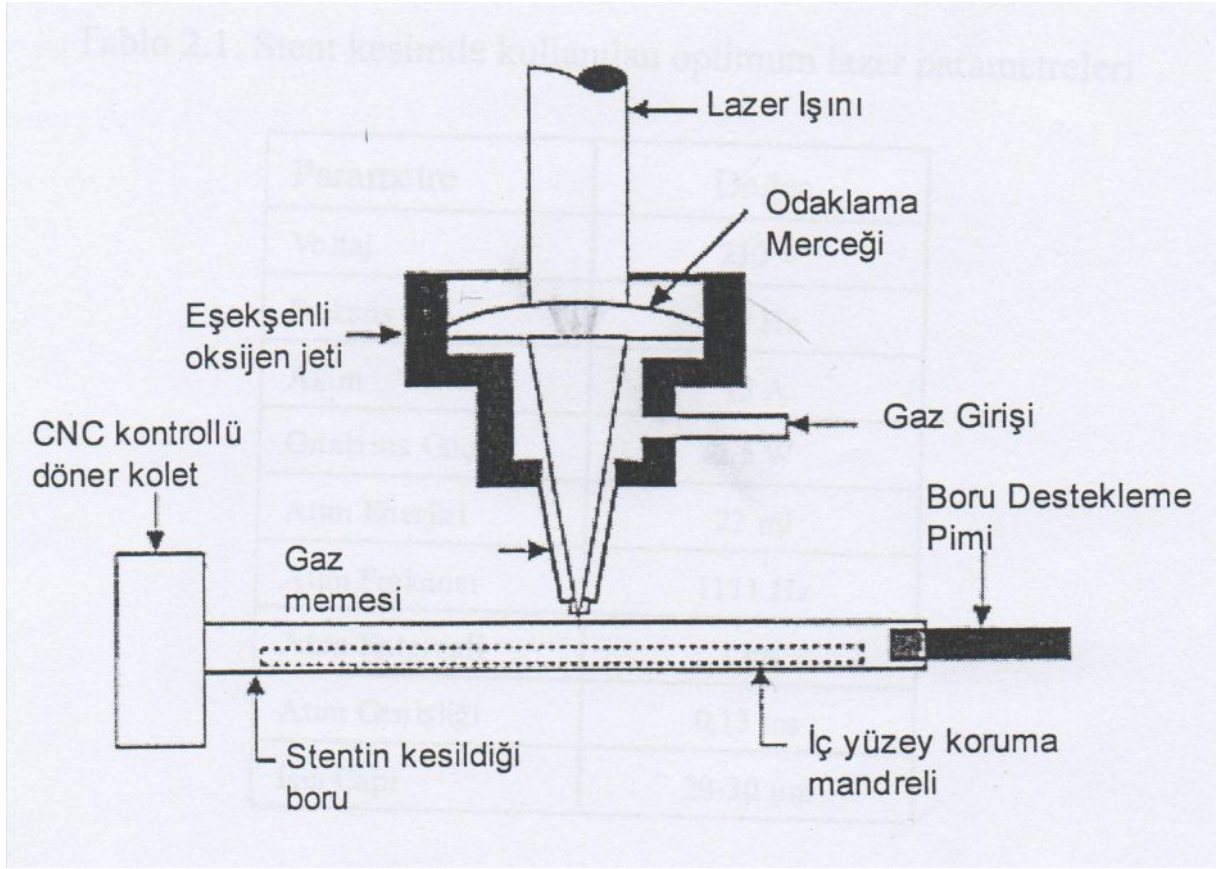
Bu bölümde şu anda piyasada mevcut stent üretim tekniği anlatılacaktır. Farklı kesim yöntemleri ile ilgili deneysel çalışmalar sonraki bölümlerde irdelenecektir.

2.4.7.1 Stente Şekil Verilmesi

Stentlere şekil verilmesi üretim işlemlerinin ilk adımındır. Stentlerin üzerlerinde 100 μ m'den küçük desenler vardır ve bu yüzden kesim işleminin oldukça hassas bir şekilde yapılması gereklidir. Şu anda piyasada ki mevcut stentlerin strat genişlikleri ortalama olarak 75-80 μ m civarındadır ve bir stent stratının 2 tarafında da kesim işleminin etkileri görüleceğinden malzemenin yapısını en az değiştirecek şekilde hassas bir kesim yapılmalıdır.

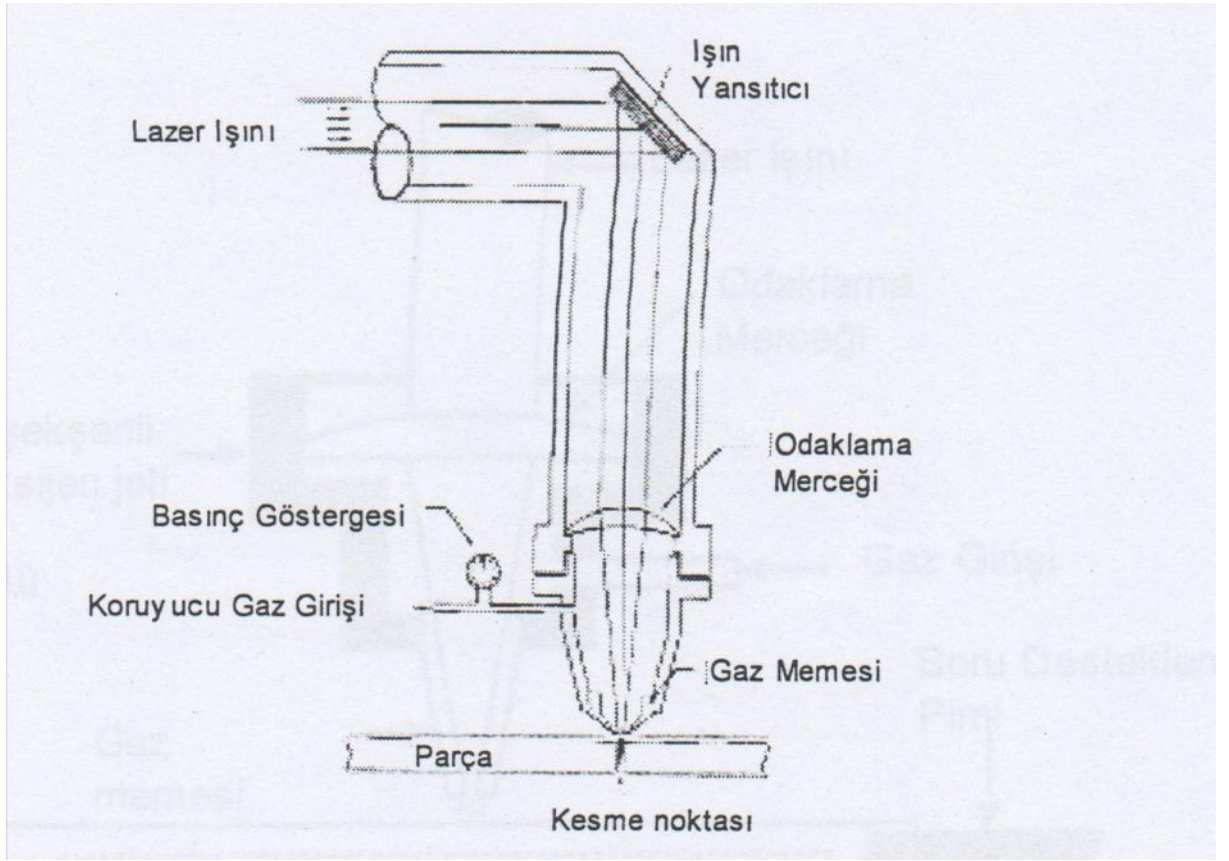
Günümüzde stent üretiminde kullanılan en yaygın yöntem lazer kesim yöntemidir (Şekil 2.14). Bu yöntemde yapılan stent tasarımından yola çıkılarak oluşturulan program lazer tezgahına yüklenir. Lazer ışını hareket etmeyen bir kafa tarafından verilir. Metal tüp ise lazer tezgahının sahip olduğu hareket mekanizması ile kendi eksenini etrafında ve y ekseninde hareket eder. Lazer tezgahına yüklenmiş olan

program lazerin ne zaman ışın vereceğini ve tüpün tezgah tarafından nasıl hareket ettirileceğini belirler.



Şekil 2.14 : Lazerle stentin kesilmesi

Lazer kesimde kullanılan metal tüp, koroner stentler için yaklaşık olarak 1,6 mm dış çapa, 0,25 mm duvar kalınlığına sahiptir. Stent geometrisine bağlı olarak 20 mm boyutunda kesilen bir stent için, stent üzerinde aynı lazer tezgahında desen oluşturulur. Bu desenin oluşturulması için yaklaşık olarak 500 mm civarında kesim yapılması gerekmektedir. Stentlerin hassas kesiminde genellikle Nd:YAG lazeri kullanılır (Şekil 2.15). Nd:YAG koroner stentlerin yüksek boyut hassasiyeti ile kesilmesini mümkün kılmaktadır. Bu tip lazerler 10 µm'lik kesik genişliği ile kesme hassasiyetine sahiptir.



Şekil 2.15 : Nd: Yag lazerin şematik çizimi

Odaklanmış lazer ışını malzemenin ısınmasına ve ergimesine yol açar. İnce yüzey tabakasında adsorbe edilen lazer ışını ısı ve fotokimyasal etkilere yol açarak yüzeyden serbest atom ve moleküllerin kopmasına neden olur [6].

Kesim işleminde kesim süresinin azaltılması için ve kesilen parçaların kesildiği yerde sıkışıp kalmasını engellemek için enjeksiyon şeklinde 6 bar basınçlı oksijen gazı uygulanmaktadır. Stentin kesileceği boru lazer tezgahında yuvasına takılır. Kesim sırasında boru, dönme ve ilerleme hareketlerinin kombinasyonundan oluşan bir yörüngede ilerler ve lazer ışınının açılıp kapanması ile lazer kesim işlemi bitirilir.

Kesilen stent daha sonra görüntüleme cihazında cihazında kontrol edilir. Kenar kesimlerinin düzgünlüğü, strat ve köprü genişlikleri mikrogörüntüleme cihazı kullanılarak ölçülür. Lazerle kesilen stentlerin kesme genişliğini değişik noktalardan ölçülmesi ve karşılaştırılması lazer tezgahının kesinliği ve hassasiyetini kontrol etmek açısından önemlidir.

Lazerle imalat tekniği ile bahsedilebilecek olumsuz bir nokta ise kesim sırasında malzemenin maruz kaldığı ısı sebebi ile kesim bölgesinde meydana gelen yapısal

değişikliklerdir. Lazer kesim sırasında oluşan bu yapı değişiklikleri gelen bölümlerde diğer kesme teknikleri ile birlikte incelenecektir.

2.4.7.2 Stent İmalatında Kullanılan Isıl İşlemler

Bir stentin balonla şişirilerek vücut içine yerleştirilebilmesi için yüksek sünekliğe sahip olması gerekmektedir. Stentin kesim sırasında ısı tesiri altında kalan bölgesinin mikroyapısı değişir ve nispeten kırılmalıdır. Isı tesiri altında kalan bölgeyi yeniden sünek hale getirmek için tavlama işlemi yapılması gerekmektedir.

Tavlama işlemi sırasında oksitlenme oluşumunun önüne geçebilmek için 10^{-6} torr vakum sağlayabilen vakum fırınları kullanılmalıdır. Tavlama sıcaklığı 800°C - 1100°C arasındadır. Bu şekilde yeniden kristalleşen paslanmaz çelikte tane büyümesi gerçekleşir. Soğutma işlemi sırasında 450°C - 850°C civarları krom-karbür oluşumu için hassas sıcaklıklar olduğundan bu bölgede fazla beklenmemesi dolayısı ile soğutma işleminin hızlı yapılması gerekmektedir. Aksi takdirde krom-karbür oluşumu gerçekleşebilir ve bu da stentte taneler arası korozyonun meydana gelmesine yol açabilir. Kullanılan malzeme olan 316L paslanmaz çelik ise içerdiği düşük karbon sebebi ile (%0,030) krom-karbür oluşumunu ve dolayısı ile taneler arası korozyon riskini minimum düzeye indirmektedir.

Tavlama sıcaklığının artması ise tane büyüklüğünü artırır ve tane sınırlarının daha belirgin hale gelmesine yol açar. Tane sınırlarının belirgin hale gelmesi ise malzemeye uygulanacak olan elektrokimyasal parlatma işlemi sonrasında elde edilecek yüzeyin kalitesini düşürecek bu da stent implantasyonu sonrasında kan hücrelerinin stentin iç yüzeyine yapışarak pıhtılaşma ve buna bağlı olarak tromboz oluşum riskini artıracaktır. Bu yüzden tavlama işleminde istenen mekanik özelliklerin sağlanabildiği optimum sıcaklık tercih edilmelidir.

2.4.7.3 Stent Üretiminde Kullanılan Yüzey İşlemleri

Damar dokusu ve kan gibi hassas ortamlarla devamlı temas halinde olan stentin dış ve iç yüzeyleri pürüzsüz olmalıdır. Stentin yüzey pürüzlülüğü trombojenite, kan uyumluluğu ve doku reaksiyonlarını etkileyen önemli bir faktördür.

Bir önceki kısımda bahsedildiği gibi pürüzsüz bir stent iç yüzeyi kan pulcuklarının stent yüzeyine tutunmasını engelleyerek tromboz riskini düşürmektedir. Stentlerin iç yüzeyinin aşırı miktarda doku ile kaplanması yine açık kalan damar çapını

azaltacağından kan akışını da etkileyecektir ve parlak ve pürüzsüz bir stent yüzeyinin de bu riski azaltmaya yardımcı olduğu bilinmektedir.

Stentlerin yüzey işlemlerinde 3 adım vardır. Bunlar; asitle muamele, elektrokimyasal parlatma ve pasivasyon işlemleridir.

a) Asitle Muamele; Stentlerin lazer kesimleri sırasında kesim süresinin azaltılması ve kesilen kısmın aşağı akmasını sağlamak için kullanılan basınçlı oksijen gazı sebebi ile oksitlenmeler meydana gelmektedir.

Oluşan oksitin ortadan kaldırılması için stentler ısıtılma işlemi öncesinde bir asit çözeltisi içerisinde daldırılarak oluşan oksitler çözülerek giderilmektedir. Asitle muamele için kullanılan klasik yöntem, titresimli bir banyo içine asit dolu bir kap yerleştirmek, stentleri asit karışımının içerisine koymaktır. Titreşim, asit karışımının stentle tepkimeye girmesini ve oksitlerin dökülerek asit tarafından çözülmesini kolaylaştırmaktadır. Ait çözeltisi genel olarak HF, HNO₃ ve deiyonize sudan oluşmaktadır. 50° C sıcaklıkta olan bu asit karışımı içerisinde stentler ortalama 5 dakika bekletilir. Sürenin uzatılması veya asit çözeltisinin sıcaklığının artırılması yüzeyden daha fazla malzeme çözüleceğinden, bu işlem optimum süre ve sıcaklıkta yapılmalıdır.

b) Elektrokimyasal Parlatma; Stentlerin üretiminde lazer kesim, asitle muamele ve tavlama işlemlerinin sonrasında gelen adım elektrokimyasal parlatmadır. Elektrokimyasal parlatma iki aşamalı çalışan bir sistemdir; bunlar anodik erozyon (eş seviyeleme) ve anodik parlatmadır. Anodik erozyon pürüzlü yüzeylerde tepelerin çıkurlardan daha önce çözünmesini sağlayan ve böylece yüzey pürüzlülüğünü azaltan bir işlemdir. Anodik erozyon ile kesim sonrasında elde edilen keskin kenarlar yumuşatılarak daha yuvarlak stent duvarları elde edilmektedir. Anodik parlatma ise metal mikroyapısındaki bileşenlerin çözünme hızlarındaki farklılık sonucu gerçekleşen bir uygulamadır. Bu işlemde akım yoğunluğu, asit konsantrasyonu ve voltaj kritik parametrelerdir. Elektrokimyasal parlatma işleminde kullanılan asit çözeltisi H₃PO₄, H₂SO₄ ve sudan meydana gelen bir elektrolit kullanılmaktadır. İşlem 80° C civarında bir sıcaklıkta, yaklaşık 2 dakika gibi bir sürede gerçekleştirilir. Stent anodik uca bağlanırken, katod olarak 304 paslanmaz çelik levha kullanılmaktadır. Anot ve katod uçlar bahsedilen asit çözeltisine daldırılarak devre tamamlanmış olur. Stente verilen pozitif akım neticesinde yüzeyde kromca zengin

bir tabaka oluşturulur. Demir iyonlarının çözölme hızı yüksektir ve buda yüzeyde kromun zengin olmasının sebebidir. Parlatma işlemleri tamamlandıktan sonra asit reaksiyonlarının stent yüzeyinde devam etmemesi için stentler durulanırlar.Elektrokimyasal parlatma işleminde uygulanan voltaj ve akım değeri yaklaşık 5V ve 0,3A seviyelerindedir. Yüzeyden çok fazla malzeme kalkmaması için elektrokimyasal parlatma işleminin optimum değeriyle yapılması son derece önemlidir [23].

c) Pasivasyon; Elektrokimyasal parlatma işleminin ardından yüzeyde yoğunlukla Cr_2O_3 , demir, nikel ve bunların oksitlerinden oluşan koruyucu pasif tabakanın korozyona karşı dayanımının artırılması için pasivasyon işlemi uygulanmaktadır.

Pasivasyon işleminde stentler asit çözeltisine daldırılarak, çözeltideki hidrojen ve hidroksit iyonlarının ve çözünmüş oksijenin kromla tepkimeye girerek krom-oksit tabakası oluşturması sağlanır. Pasivasyon için deiyonize suyla hazırlanmış %25'lik nitrik asit çözeltisi hazırlanır. İşlem 75°C sıcaklıkta 10 dakika boyunca yapılır. İşlemin ardından kalan nitrik asidin nötralizasyonu için stentler karbonatlı suya yatırılırlar. Pasivasyon işlemi bittikten sonra ise stentler alkol içerisinde balon kateterin üstüne krimp işleminin gerçekleştirileceği temiz odaya götürülürler.

3. KESİM YÖNTEMLERİ

Bu bölümde deneysel çalışmalarda kullanılması planlanan kesme yöntemleri ile ilgili bilgiler verilecektir.

3.1 Lazer Kesim

Mühendislik açısından incelendiğinde lazer, primer bir kaynaktan (elektrik, termik, optik veya nükleer) çıkan enerjiyi özel frekanslı bir elektromanyetik ışına dönüştüren bir cihazdır. Bu dönüşüm belirli katı, sıvı veya gaz ortamlarda sağlanır. Bu ortamlar moleküler veya atomsal ölçekte belirli tekniklerle uyarıldığında tek frekansta bir ışık atomu, yani lazer ışını oluştururlar [24].

3.1.1 Lazer Işınının Üstünlükleri

Lazer ışını konvansiyonel ışık kaynaklarından elde edilen ışıklardan hem nicelik hem de nitelik bakımından farklıdır. Bunun nedeni ise, lazer ışınının elde edilme yönteminin diğer ışınların elde edilme yöntemlerinden farklı olmasıdır.

Lazer ışınının odaklanabilme özelliği ile yüksek yoğunlukta bir enerji sağlanabilir ve bu özelliği sayesinde malzemeler tutuşma, ergime veya buharlaşma sıcaklıklarına kadar ısıtılır ve ilave bir kesme gazı sayesinde oluşan cüruflar kesme hattından uzaklaştırılır. Diğer termik kesme yöntemleri ile karşılaştırıldığında özellikle ince saclardaki kesme yüzeyi kalitesi çok iyidir. Lazer ışını ile kesilen saclarda kesme yüzeyine bitişik yerlerdeki ısı tesiri altındaki bölgenin çok dar olması sayesinde çok az bir distorsiyon oluşur. Bu sayede çok daha dar toleranslara sahip yapı elemanlarının üretimi mümkündür.

Lazer ışınının, endüstriyel alanda kullanımını sağlayan en önemli özellikleri şunlardır;

- Kontrolü ve otomasyonu kolaydır.
- İşleme sırasında parçaya temas yoktur.
- Takım aşınması yoktur

- İşleme noktasında lokal enerji yoğunluğu oluşturulduğundan malzemeye ısı geçişi azdır.
- Yüksek proses hızlarına ulaşılabilir.
- Çok sert, gevrek veya sünek malzemeler işlenebilir.
- Düşük yayılma özelliği vardır
- Çok küçük çaplara odaklanabilir [24].

3.1.2 Lazer Kesimin Uygulama Alanları

Lazer ışını ile kesme çeşitli malzemelerin kesilmesi için uygundur. Bu yöntemde çeliklerin ve demir dışı metallerin yanı sıra plastikler, seramikler, ağaç ve camlar işlenebilir.

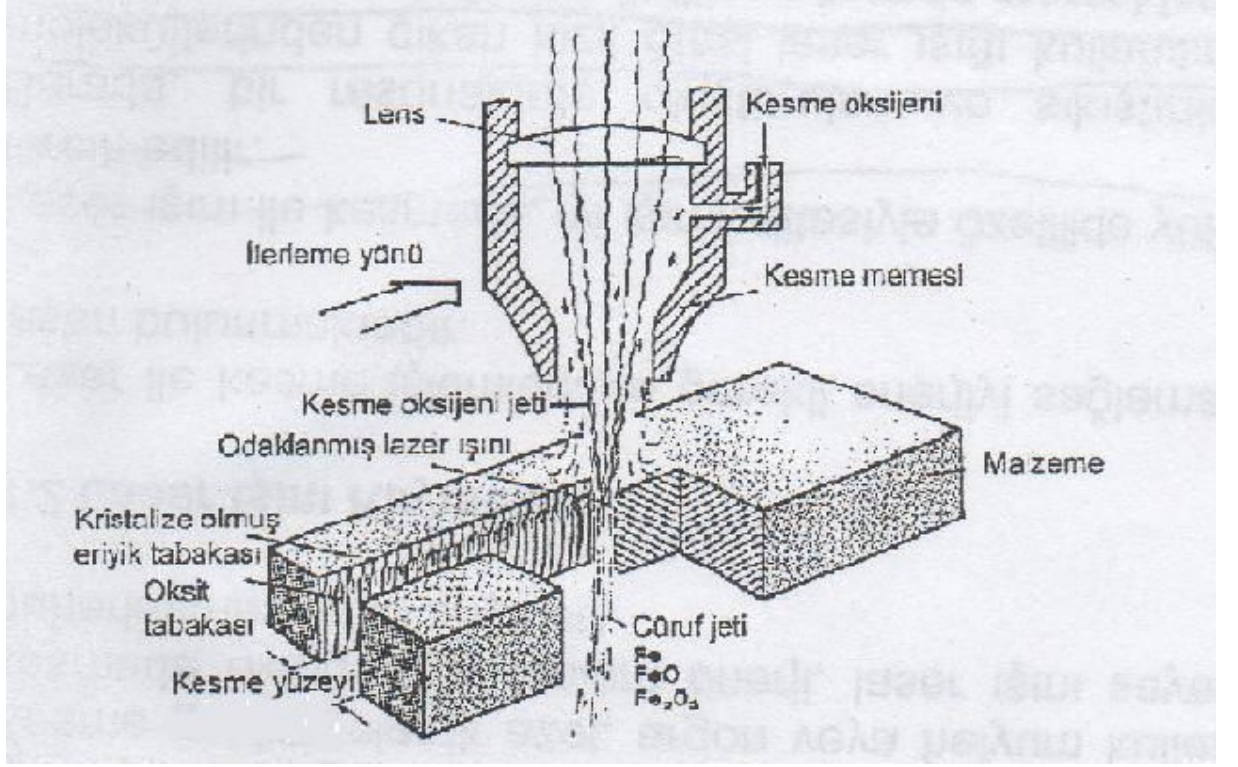
Günümüzde endüstriyel olarak bulunan lazer ışık kaynakları ile alaşımsız çeliklerde maksimum 30 mm kalınlığa kadar kesim yapılabilirken yüksek alaşımlarda kesim yapabilme kalınlığı en fazla 25 mm civarındadır.

Lazer yüksek kesim kalitesi, düşük kesme aralığı ve düşük ısı girdisi sağladığı için implant kesimi gibi hassas kesimlerde sık sık kullanılan bir yöntemdir.

3.1.3 Lazer Kesimde Yöntem Çeşitleri

3.1.3.1 Lazer Işını İle Yakarak Kesme

Bu yöntemde kesilecek malzemenin yüzeyi odaklanmış lazer ışını sayesinde tutuşma sıcaklığına getirilir. Kesim sırasında, ergiterek kesme işleminde kullanılan inert gazlar yerine kullanılan kesme oksijeni malzemenin kesme kenarını oksitleyerek yakar. Kesme oksijenin kinetik etkisi sayesinde akışkan cüruf püskürtülür ve kesme kenarı lazer kesme başının veya altta kesilen parçanın hareketi ile oluşturulur (Şekil 3.1). Oksijen biraz önce bahsedilen etkisi dışında yanıcı özelliği sayesinde oluşturduğu ekzotermik reaksiyon ile kesme işlemi için gerekli olan enerjinin yaklaşık %40'ı sağlanmış olur. Bu ekzotermik reaksiyon düşük lazer güçleri ile yüksek kesme hızlarına çıkabilmeyi mümkün kılar. Alaşımsız ve düşük alaşımlı çeliklerin kesilmesi lazer ışını ile yakarak kesmenin en sık uygulamasıdır. Yüksek alaşımlı çelikler de lazer ile yakarak kesilebilir. Bu yöntemde otojen yakma işlemine nazaran daha akışkan bir cüruf oluşmaktadır[25-27].



Şekil 3.1 : Lazer ışını ile yakarak kesme

3.1.3.2 Lazer Işını İle Ergiterek Kesme

Bu yöntemde, odaklanmış yüksek şiddetli lazer ışını sayesinde kesilecek malzemenin tüm et kalınlığı ergitilir ve bir gaz ışınının kinetik enerjisi sayesinde kesme yüzeyinden püskürtülür. Kesme gazı olarak azot, argon, helyum veya basınçlı hava kullanılır.

Kesme işleminin ekzotermik reaksiyonu ile desteklenen lazer ışını ile yakarak kesmenin aksine buradaki toplam enerji, lazer ışını sayesinde kesme bölgesinde ve malzemenin ergimesi ile sağlanır. Bundan dolayı yakarak kesmeye uygun malzemelerde ve aynı kesme gazı basınçlarında maksimum kesme hızı , lazer ışını ile yakarak kesmeye göre %50 daha yavaştır[25-27].

3.1.3.3 Lazer Işını ile Buharlaştırarak Kesme

Bu yöntemde odaklanmış yüksek şiddetli lazer ışını sayesinde kesilecek malzemenin tüm et kalınlığı kendiliğinden buharlaşır. Buharlaşmış malzeme, genleşme ve gaz ışınının yüksek kinetik enerjisi sayesinde kesme yüzeyinden püskürtülür. Kesme gazları olarak azot , argon ve helyum kullanılır. Burada da lazer ışını ile eriterek

kesmede olduğu gibi, toplam enerji lazer ışını sayesinde kesme bölgesinde malzemenin buharlaşmasını sağlar[25-27].

3.1.4 Lazer Işını Kaynakları

3.1.4.1 CO₂ Lazeri

CO₂ lazerinde bir rezonatörde oluşturulan ve sıkıştırılan 10,6 µm dalga boyunda CO₂ moleküllerinden çıkan kızıl ötesi lazer ışığı kullanılır. Bu lazer ışını, bir ışın iletim sistemi üzerinden kesme kafasına iletilir ve burada mercekler ve aynalardan oluşan optik sistem üzerinden malzeme yüzeyine veya kesme bölgesine odaklanır. Lazer ışınının emilmesiyle malzeme kesme işlemi için gerekli sıcaklığa ısıtılır[24-27].

3.1.4.2 Nd:YAG Lazeri

YAG; Yttrium-Aluminium-Granat'ın kısaltılmış şeklidir. Bu lazer türünde lazer yayan eleman Neodyum'dur. Bir gaze göre katı bir cismin atomları çok daha yoğun bir şekilde dizildiklerinden, birim hacimde daha çok atom bulundurlar. Bu nedenle Nd: YAG katı lazerinin çıkış yoğunluğu daha yüksektir. Aynı zamanda Nd-YAG lazer ışını, kısa dalga boyutludur (1,06 µm) ve bu özelliği de ışının metaller tarafından iyi absorbe edilmesini sağlar. Nd:YAG, ince et kalınlığına sahip çeliklerin kesilmesinde giderek daha çok kullanılan bir yöntem haline gelmektedir[24-27].

3.1.5 Kesme Gazı

Lazer ışını ile kesimde düzgün kesmenin yapılabilmesi için uygun kesme gazının seçilmesi önemli ve gereklidir. Kesme gazı, kesme bölgesinden curufları, ergiyiği ve metal buharını uzaklaştırmaktır. Kesme gazı bazı malzemelerde ekzotermik reaksiyon yaratarak kesme işlemini destekler

Kesme gazının aynı zamanda kesme yüzeyini soğutmak ve malzemeyi etraftaki hava ile istenmeyen reaksiyonlara girmesini önlemek gibi görevleri vardır.

Oksijen, lazer ışını ile yakarak kesmede kullanılan bir gazdır. Oksijenin malzeme ile ekzotermik reaksiyona girmesi sayesinde kesme işleminde lazer ışını enerjisine büyük katkı sağlanır. Azot, yüksek alaşımlı çeliklerin kesiminde kullanılan bir gazdır. Azot kullanılan kesimlerde kesme kenarları oksitten arınmış ve işlem gerektirmeden kullanılabilir bir halde ortaya çıkar. Argon ise , tecihen titanyum ve titanyum alaşımlarının kesilmesinde kullanılan bir gazdır [25-27].

3.1.6 Lazer Kesimle Kesilebilen Malzemeler

Alaşımsız veya düşük alaşımlı çelikler: Alaşımsız veya düşük alaşımlı çeliklerin kesilmesinde metod genellikle CO₂ lazer ışını kullanılmaktadır. 12 mm'ye kadar olan plakalar 2kW'lık lazerle verimli olarak kesilebilirken, kesilebilirken 12-20 mm kalınlığındaki plakaların kesilmesi için 2,5-3,0 kW'lık bir lazer gereklidir.

Kesme yüzeylerinde oluşan çukurların önlenmesi için düşük debi ve basınçlı oksijen gazı üflemek gereklidir. Bu tür malzemelerin lazer ile kesilmesinde dikkat edilecek en önemli husus kesme yüzeyinde oluşabilecek ve bazı uygulamalar için istenmeyen ince oksit tabakalarıdır.

Yüksek alaşımlı çelikler: Yüksek alaşımlı çeliğin kesilmesi için oksijen veya azot kullanılır.

Oksijen ile kesmede, bu tür çeliklerde, oksijeninin veriliş hızı yapı çeliklerine göre daha azdır. Kesme oksijeninin kaynak hızı üzerine etkisi, yapı çeliklerine göre daha azdır. Alaşımsız çeliklerin kesilmesinin aksine yüksek oksijen basıncı ile çalışılır (5 bar). Oksijen ile kesmenin dezavantajı kenarda çapak oluşumu ve kesme yüzeyinin oksitlenmesidir. Bundan dolayı kesim işleminden sonra kenarlara ekstra bir işlem yapılması gerekmektedir.

Temiz ve oksit içermeyen kesim yüzeyler asal gazların kullanımı ile elde edilir. Pratikte 8 ile 25 bar arasında azot basınçları kullanılmaktadır ancak kullanılan azotun kesme hızına etkisi azdır.

Alüminyum ve Alüminyum Alaşımları: Alüminyum ve alüminyum alaşımlarının lazer ile kesiminde 5-15 bar basıncında azot kullanılarak çapaksız ve düzgün bir kenarede edilmektedir. Malzemenin yüksek ısı iletici katsayısı ve lazer ışınının yüzeyden yansımaları nedeni ile alüminyumun kesiminde CO₂ lazerinin kullanılması zordur. Malzeme kalınlıkları arttıkça alüminyum ve alaşımlarının lazerle kesim hızları azalmaktadır.

Bakır ve bakır alaşımları; Bakır, CO₂ lazer ışını için çok yüksek bir yansıtma kapasitesine sahiptir. Bakırın nispeten yüksek ergime sıcaklığı ve üstün termal iletkenliği bakırlı malzemelerin lazerle kesilmesini olumsuz etkiler. Genellikle kesme gazı olarak oksijen kullanılmaktadır fakat ancak bu yöntemle de ancak ince plakaların kesilmesi mümkündür. CO₂ lazeri ile çok ince bakır levhaların kesilmesi mümkündür.

Titanyum; Kesme gazı olarak oksijen ve azotun kullanılması titanyum için uygun değildir.

Oluşacak gevrek yapıdaki oksit ve nitrürler kesme yüzeylerinde kılcal çatlaklara neden olmaktadır. Bu sebeple yüksek saflıkta, yüksek basınçta ve safiyette argon kullanılır. Lazer ışını veriminin yüksek olduğu durumlarda kesme hızının artırılması için argon-helyum karışımının kullanılması da uygun olmaktadır.

Metalik olmayan malzemeler: Cam, seramik, lastik ve plastik gibi metalik olmayan malzemeler de lazer ışını ile kesilebilmektedirler. Bu tür malzemeler için dalga boyu 10,6 µm olan lazer ışınının emilme oranı iyidir. Kesme gazı olarak basınçlı hava kullanılır. Tutuşma ihtimali olan malzemeler için gaz olarak azot kullanılmalıdır[25-27].

3.1.7 Kesme Hızı

Lazer ışını ile kesmede mümkün olan kesme hızı lazer veriminin, şiddet dağılımının, lens yanma mesafesinin ve odaklama yerinin, kesme gazının ve bu gazın safiyetinin büyük önemi vardır. Ancak ısınmaya karşı hassas olan kesim işlemlerinde kesme hızının ve dolayısı ile lazer veriminin düşürülmesi gerekmektedir [25-27].

3.2 Plazma Kesme

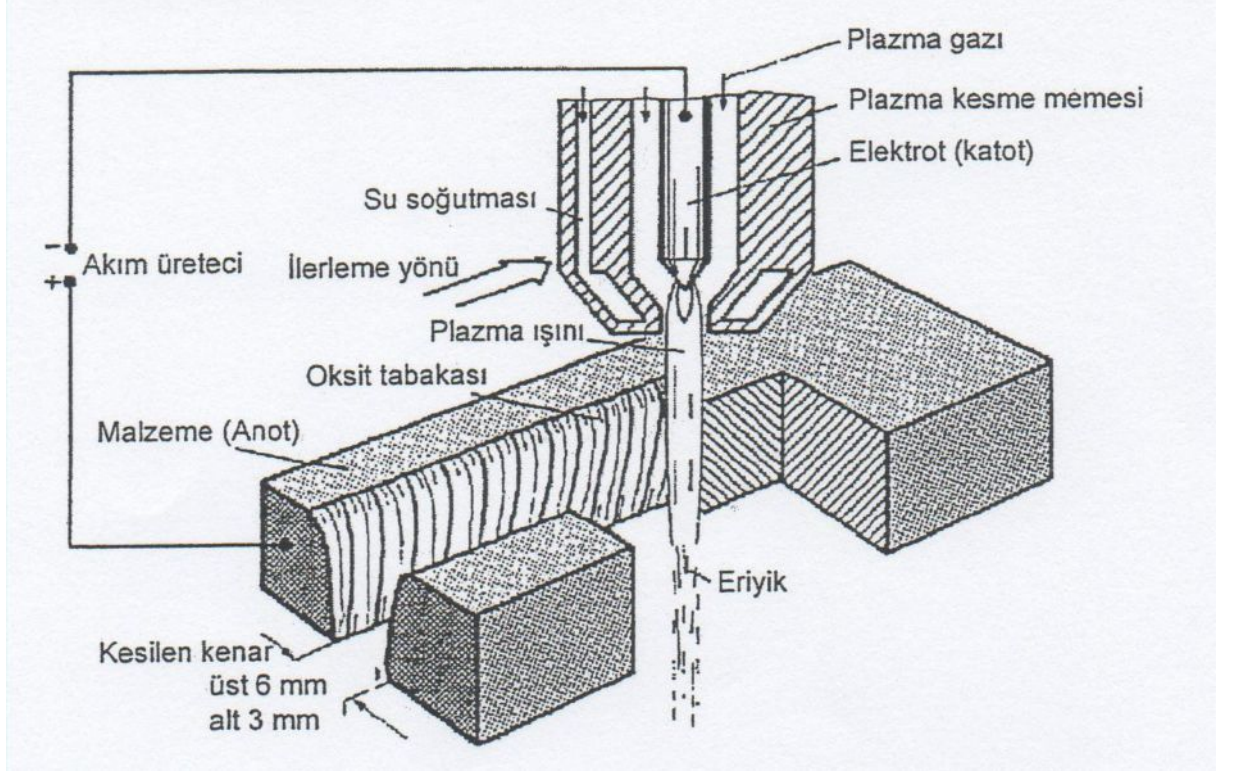
3.2.1 Uygulama Alanları

Plazma kesme, önceleri sadece yüksek alaşımlı çelik, alüminyum ve bakır gibi alevle yakarak kesmeye uygun olmayan malzemeler için kullanılıyordu. Ancak günümüzde artan bir şekilde, ince et kalınlığına sahip alaşımsız ve düşük alaşımlı çeliklere de uygulanmaktadır. Metalik, yani elektriksel iletkenliğe sahip malzemelerin kesilmesinde, iş parçası elektriksel devre içerisine alınır ve taşınabilir bir arkın varyasyonları kullanılır. Kesilebilir malzeme kalınlığı, malzemenin türüne bağlı olmakla birlikte 160 mm'ye kadar çıkabilmektedir [25,26,28].

3.2.2 Yöntemin Prensipleri

Plazmayla kesme yönteminde önce sisteme plazma gazı veya pilot gazı verilmektedir. Daha sonra orta frekans uygulanarak elektrot ve gazın çıktığı plazma kesme memesi arasında ark oluşturulur. Bu ark sayesinde plazma gazının kısmi iyonizasyonu sağlanır. Daha sonraki kademe plazma üfleci ve malzeme arasındaki

kısa mesafede ark atlamasıdır. Bu ark katot ve kesme memesinden geçerek anot konumundaki malzemeye akar, böylelikle plazma kesme jetinde 10000-50000 K° arasında sıcaklıklar oluşur. Bu sıcaklık sayesinde malzeme ergitilir veya buharlaştırılır. Son olarak ergitilmiş malzeme plazma gazının yüksek kinetik enerjisi sayesinde kesme yüzeyinden uzaklaştırılır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2 : Plazma kesim işlemi

3.2.3 Yöntemin Çeşitleri

Son yıllardaki gelişmeler, yöntemin çok sayıda uygulama türünü endüstriye sunmuştur. Bu türler arasındaki en büyük fark plazma kesme üflecinin yapısal durumuna, kullanılan plazma gazının farklılığına, katot malzemesine ve kesme işleminin su içinde veya dışında yapılmış olmasına göre belirginleşir.

3.2.3.1 Argon-Hidrojen-Azot Plazma Tekniği

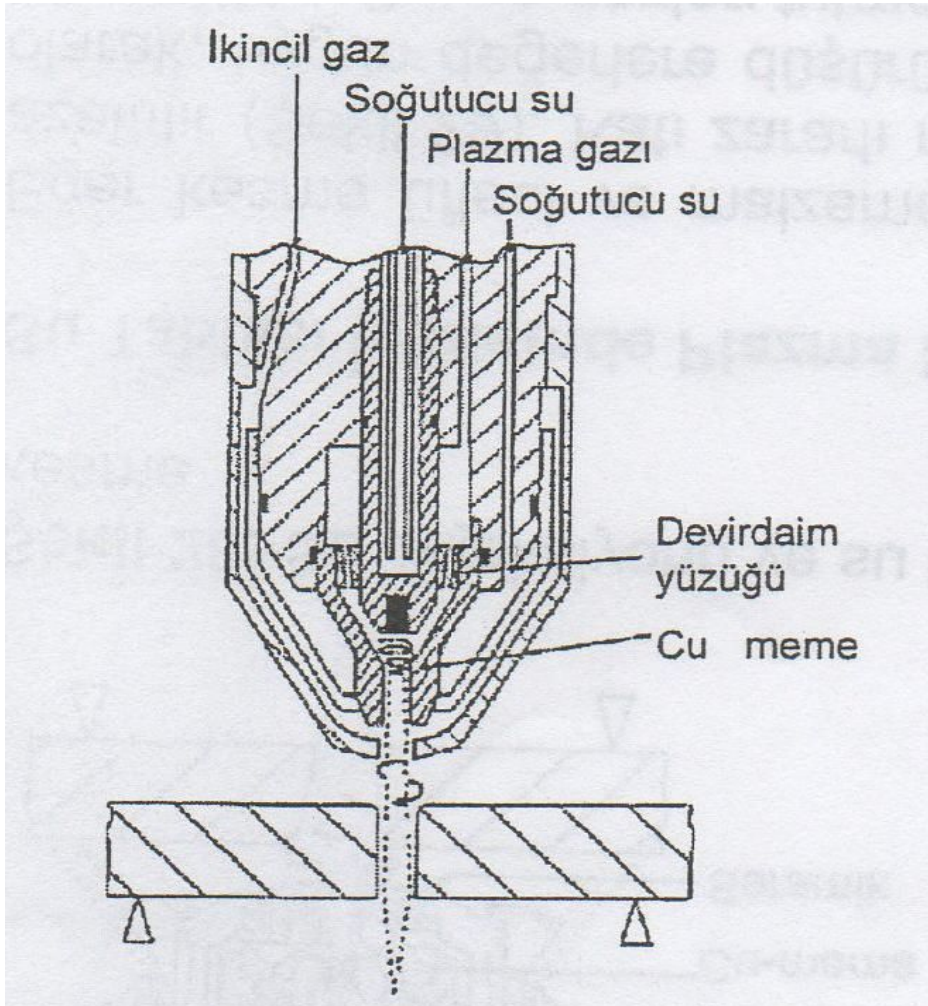
Bu uygulamada iyi soğuma sağlamak için bakır çubuklar içine yerleştirilmiş, sivri ve silindirik şeklindeki tungsten elektrotlar kullanılır. Bu teknikte plazma gazı olarak tungsten katot ile reaksiyon vermeyen gaz türleri kullanılır. Uygulamaya bağlı olarak azot, azot/hidrojen, argon/hidrojen veya argon/hidrojen/azot karışımları plazma gazı olarak kullanılmaktadır [25,26,28].

3.2.3.2 Basınçlı Hava-Oksijen-Plazma Tekniği

Bu teknikte katot malzemesi olarak zirkonyum veya hafniyum kullanılmaktadır. Bu elementler oksijen etkisiyle yüksek sıcaklıkta ergiyen ve elektriksel iletken olan sahip olan oksit filmleri oluştururlar. Bu oksit filmler, elektrotların sürekli oksijenle reaksiyona girmesini engeller ve kabul edilebilir bir kullanma zamanını mümkün kılar [25,26,28].

3.2.3.3 İkincil Gazla Plazma Kesme

İkincil gazın uygulanması , plazma arkı etrafındaki gaz konisinin daha da büzülmesini sağlar (Şekil 3.3). Böylelikle sıcaklık ve enerji yoğunluğu artırılır. İkincil gaz olarak oksitleyici gazlar kullanılabilir.



Şekil 3.3 : İkincil gazla plazma kesme

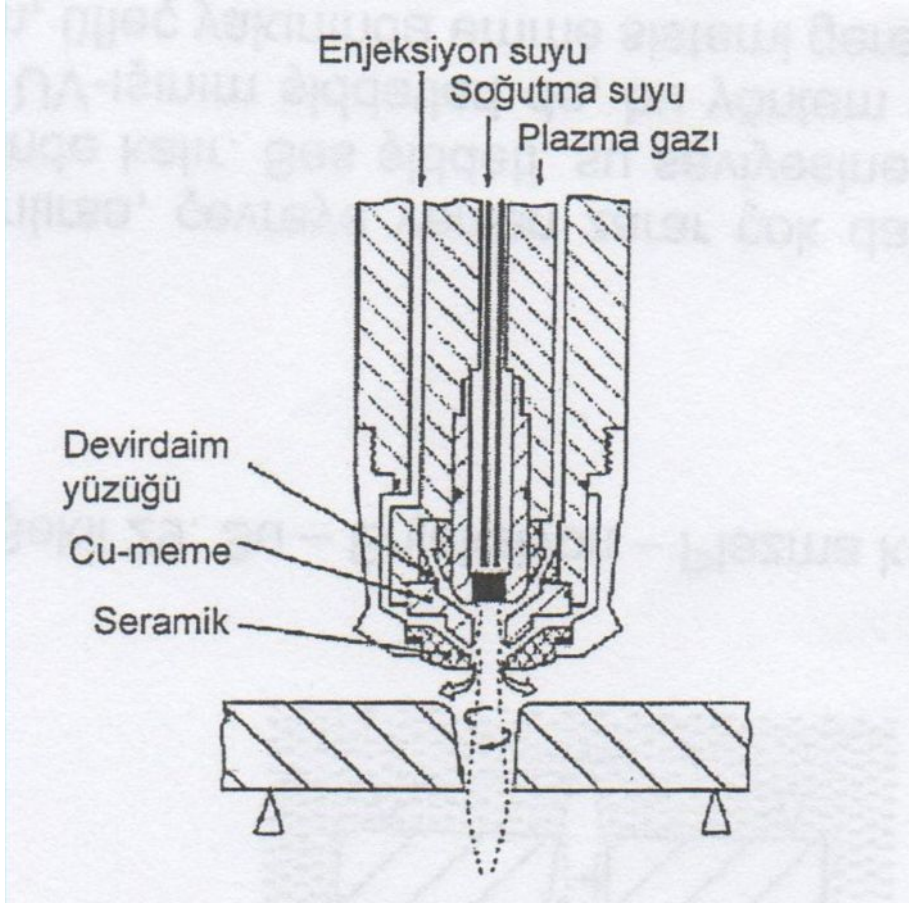
Elektriksel izolasyonlu koruma kapsülü sayesinde, meme ve malzeme arasındaki kısa devre, ve cüruf sıçraması ile oluşabilecek meme hasarı ortadan kaldırılır. İkincil gaz

ile kesme memesinin soğutulması da sağlanmaktadır. Uygulamadaki üfleç tipleri, uygun konstrüksiyon ve gaz iletimi sayesinde, su altında kesme işleminde de kullanılır.

İkincil gaz akımı ile plazma kesmenin bir çeşidi, ince jet-plazma kesmedir. Özel etkili ikincil gaz iletimli özel üfleç konstrüksiyonların ve plazma gazı olarak oksijenin kullanımı sayesinde konvansiyonel plazma kesmenin 3 katı enerji yoğunluğuna ulaşılır. Buna ilave olarak oksijenin ikincil gaz akımı olarak kullanılması daha sonra yapılacak kaynaklama tekniklerinde azottan arındırılmış kesme yüzeylerinin oluşmasına yardımcı olur [25,26,28].

3.2.3.4 Su Enjeksiyonlu Plazma Kesme

Bu yöntemde arkın büzülmesi, bakır ve seramik kesme memeleri arasından su iletimi sayesinde artırılır. (Şekil 3.4). Bunu takiben, enerji akım yoğunluğu ve plazma jetinin sıcaklığı daha da artar. Suyun yaklaşık %10'u buharlaşır, ayrışır ve iyonize olur. Rekombinasyon sayesinde alınan enerjinin bir kısmı tekrar malzemeye geri verilir. Kalan, konik olarak plazma jetini saran ve seramik memeden çıkan su ceketini malzemeyi soğutur ve kesme yüzeyindeki oksidasyonu azaltır. Malzemenin soğutulması ve yüksek kesme hızları, distorsiyonu düşük kesme işlemlerini mümkün kılar. Ayrıca su kılıfı az da olsa plazma jetinin sesini, ısımasını ve zararlı madde yaymasını da azaltır. Uygulanan üfleç sistemlerinde, arkın stabilizasyonu için plazma gazı ve enjeksiyon suyu genellikle teğet iletilir. Burada oluşan plazma arkının dönmesi, kesme kenarlarında çeşitli açısal sapmalara neden olur. Bu yöntem genellikle su altında uygulanır [25,26,28].



Şekil 3.4 : Su enjeksiyonlu plazma kesme

3.2.3.5 Su Perdeli Plazma Kesme

Su perdeli plazma kesmede, su enjeksiyonu - plazma kesme üfleci bir su konisi ile çevrelenmiştir. Malzeme çoğunlukla bir su yatağı üzerindedir. Bu yöntem çeşidinin amacı ses, UV-ışınım, toz ve kesme dumanı gibi çevreye verilen zararların azaltılmasıdır.

3.2.3.6 Su Tablası İçerisinde Plazma Kesme

Eğer kesme üfleci ve malzeme, su içerisine batırılsa çevreye verilen zarar en aza indirilir. Zararlı katı zararlı maddeler su içerisinde kalır ses şiddeti ise su seviyesine bağlı olarak, uygun değerlere kadar azalır. Görülebilir dalga boyundaki ışınlamalar ve UV-ışınımının şiddetleri de, bu yöntem ile minimize edilmektedir. Suyun gazları tutması sınırlı olduğu için, üfleç yakınında emme sistemi gereklidir. Bu yöntem çeşidinin diğer avantajları malzemedeki kesme sırasında malzeme distorsiyonunun az olması, ısıdan etkilenmiş bölgenin darlaşması ve neredeyse oksit içermeyen kesme yüzeylerinin oluşmasıdır [25,26,28].

3.2.4 Plazma Gazları

Bir plazma kesiminin kalitesi ve ekonomikliği, genellikle kullanılan plazma gazına veya plazma gaz karışımının türüne bağlıdır. Plazma kesimde kullanılacak gazın seçimini belirleyen kriterler gazın atom veya molekül ağırlığı, ısı iletkenliği, ayrışma ve iyonizasyon enerjisidir. Plazma kesimde kullanılan gazların özellikleri aşağıda özetlenmiştir;

- Hidrojen: Yüksek ısı iletkenliğine , iyi ısı yayma özelliğine ve düşük molekül ağırlığına sahiptir. İyi kesme kalitesinde, kesme hızını artırmak için argon'a katılır.

- Argon: Atom ağırlığı yüksektir, böylece ergiyiğin uzaklaştırılması için yüksek enerji sağlar. Düşük iyonizasyon enerjisine sahiptir ve bu yüksek sıcaklıklar elde etmeyi mümkün kılar. Düşük ısı iletkenliğine sahip olması dolayısı ile enerjisi düşüktür. Argon saf olarak fiyatının yüksekliği nedeni ile fazla kullanılmamaktadır.

- Azot: Isı iletkenliği ve molekül ağırlığı argon ve hidrojen arasındadır. Argon'a katıldığında ortamın ısı iletkenliğini ve kesme kalitesini artırır. Azot kullanılan plazma kesimlerinde, kesme kenarlarında azot zenginleşmesi nedeni ile gözenek oluşumu mümkündür.

- Oksijen: Ergiyikte oksitleyici etki yapar ve ergiyiğin akışkanlığını artırır, böylece ergiyik daha iyi uzaklaştırılır. Düşük kenar yuvarlanması ve düşük kenar açısı sağlar. Oksijen genellikle azotla karıştırılarak kullanılmaktadır.

- Basınçlı Hava: Basınçlı hava en ucuz plazma gazıdır. Ergiyiğin yüzey gerilimini ve viskozitesini değiştirir ve ergimiş ürünün püskürerek ince damlalar halinde malzemeden uzaklaşmasını sağlar. Bunun yanında iyi kaliteli yüksek kesme hızları oluşturulur. Basınçlı havanın kullanıldığı kesimlerde azot zenginleşmesi sebebi ile gözenek oluşumu da görülebilmektedir [25,26,28].

3.2.5 Plazma Kesme Düzeneği

3.2.5.1 Akım Üreteçleri

Akım üretici olarak doğru akım redresörleri kullanılır. 1000 A'e kadar olan kesme akımlarıyla malzeme türüne bağlı olarak yaklaşık 160 mm'ye kadar kalınlıklarda kesim yapılabilir. Günümüzde elle kesmede kullanılan düşük verimli ve azaltılmış çalışma süresine sahip plazma akım üreteçleri genellikle inverter tiptedir.

Bu tip cihazların ağırlıklarının hafif olması, kullanım yerlerine bağılı olarak avantaj sağlar.

3.2.5.2 Plazma Kesme Üfleçleri

Plazma kesme üfleci, bir cihazın verimini ve ulaşılabilir kesme kalitesini büyük ölçüde belirler. Plazma kesme üfleci sürekli ve geometrik olarak konsantre plazma ışını oluşturmak ve bunu malzeme yüzeyine iletmek görevini yerine getirir.

Konvansiyonel plazma kesme; kullanılan bir kesme üfleci, başlıca soğutma sistemli üfleç başı, gaz beslemesi, elektrot (katot) ve memeden oluşur. Kesme üfleci, akım üreticisine bir hortum paketi ile bağılıdır.

Meme ve elektrotlar sarf malzemelerdir. Kullanım süreleri, termik yüklenmenin süresi ve yüksekliğine, kullanılan gaza (asal veya oksitleyici) ve tutuşturma sayısına bağılıdır. Elle kesme için genellikle, verimi düşük ve çalışma süresi kısa olan gaz soğutmalı kesme üfleci kullanılır. Termik yüklenmenin yüksek olduğu orta ve büyük verimli plazma kesme cihazlarında, dolaylı veya doğrudan su soğutmalı üfleçler kullanılır. Katot malzemeleri plazma gazının türüne bağılı olarak seçilmektedir. Argon, hidrojen ve azot gibi oksitleyici olmayan gazların uygulanmasında, katot malzemesi olarak tungsten kullanılır. Çalışma süresinin uzatılması için, tungsten uçlar çok kanallı ve su soğutmalı bakır çubukların içine yerleştirilmiştir. Oksitleyici veya karışık plazma gazları söz konusu olduğunda, katot malzemesi olarak, tungsten yerine hafniyum veya zirkonyum elemanlar tercih edilir. Bu elementler oksijenin ve azotun etkisiyle yüksek sıcaklıkta ergiyen oksit ve nitrürler oluşturmakta ve bu seramik faz katodu plazma gazının reaksiyon etkisinden korumaktadır [25,26,28].

3.2.6 Kesme Hızı

Plazma kaynağında kesme hızı bir çok faktöre bağılıdır: malzeme türü, malzeme kalınlığı, sağlanabilen ark verimi, kullanılan kesme gazı, gaz miktarı, kesme memesi geometrisi, ve plazma kesme türü kesme hızını doğrudan etkiler. Plazma kesme makinası üreticileri çeşitli kesme kaliteleri (parçalama kesmesi, kaliteli kesme) için çok defa maksimum kesme hızlarını verirler. Endüstriyel uygulamalarda, kesme kalitesini iyileştirmek, katodun ve memenin kullanım süresini uzatmak amacıyla, genellikle düşürülmüş kesme verimi ve kesme hızlarında çalışılmaktadır [25,26,28].

3.2.7 Plazma Kesme için Yönlendirme Sistemleri

İnce plaka kesme alanında, yaklaştırma memeleriyle kesim mümkün olmaktadır. Mekanize kesmelerde, elle ayarlama, x-y tablalı kesme makinaları ve mafsallı robotlar gibi kadar çeşitli yönlendirme sistemleri kullanılır. Yüksek alaşımlı çelikleri, parlak metalleri ve 15 mm et kalınlığına kadar olan alaşımsız ve düşük alaşımlı çelikleri ekonomik olarak kesebilmek için, çoğunlukla x-y tablalı yakarak kesme makinaları tercih edilmektedir [25,26,28].

3.3 Otojen Kesme

3.3.1 Uygulama Alanları

Otojen kesme yüksek sıcaklıklı oksitleyici bir alev ile malzemenin hızla ergitilerek kesilmesi manasına gelmektedir. Otojen kesme ile, alaşımsız ve düşük alaşımlı çeliklerin standart kesme üfleci kullanarak 3 mm ile 300 mm et kalınlıkları arasında kesilmesi mümkündür özel kesme üfleci kullanarak 3000 mm et kalınlığına kadar kesme yapılabilmektedir [25,26,29].

3.3.2 Otojen Yakarak Kesme İçin Ön Koşullar

Otojen yakarak kesmede ısı üreten ekzotermik reaksiyonların başlaması için kesilecek malzemenin aşağıdaki ön koşulları sahip olması gerekmektedir;

- Malzeme oksijen jeti içerisinde oksitlenebilmelidir; Bu gereklilik, oksijene karşı büyük kimyasal ilgi (afinite) duyan tüm metaller tarafından yerine getirilir. Bu tür kesme işlemi için demir esaslı malzemeler en uygun malzemelerdir
- Alev alma sıcaklığı ergime sıcaklığının altında olmalıdır; Alev alma sıcaklığı yapı çelikleri için yaklaşık 1200°C'dir. Bu malzemelerin ergime sıcaklığı 1500°C'nin üstünde olduğundan, malzemenin ergimeden oksitlenmesi mevzu bahistir. Artan karbon miktarı ile oksitlenme sıcaklığı ile oksidasyondan elde edilen sıcaklık artarken, ergime sıcaklığı düşmektedir. Ancak karbon miktarı %1.6'dan fazla çeliklerde oluşan oksidasyon ısısı doğrudan doğruya malzemeyi ertir, bu yüzden yüksek karbonlu takım çelikleri ve dökme demirlerin otojen olarak kesilmesi mümkün değildir.
- Oksidasyon (yanma) sırasında oluşan oksitlerin ergime sıcaklığı malzemenin ergime sıcaklığından düşük olmalıdır; Bazı metaller ve alaşım elementleri yüksek

sıcaklıkta eriyen oksitler oluştururlar. Buna en tipik örnek alüminyumdur. Örneğin alüminyumun erime sıcaklığı 660°C ve oksidinin erime sıcaklığı yaklaşık 2050°C'dir. Bu nedenle oksijen jeti alüminyum metale ulaşamadığı için otojen kesme meydana gelmemektedir. Krom metali de benzer davranış gösterdiğinden otojen kesimi mümkün olmamaktadır.

- Yanmada oluşan oksitler akışkan olmalıdır; Eğer oksidasyon sonucu oluşan curuf viskoz ise kesme yüzeyinden akması zorlaşmakta ve otojen kesme imkansız hale gelmektedir.
- Kesilecek malzemenin ısı iletkenliğinin çok fazla olmaması gerekmektedir; Yanma reaksiyonu sonucunda oluşan ısı malzeme tarafından hızlı iletilir ise alevin kesmeye yetecek kadar sıcaklık oluşturması mümkün olmamaktadır. Bakır ve bakır esaslı alaşımlar bu duruma en iyi örnek malzemelerdir.

Çeliğin yakarak kesilmesinde en belirleyici faktör karbondur. Bunun yanında alaşım elementlerinin sayısı ve miktarı da otojen kesmede önemli bir faktördür. Yakarak kesilebilirliğin kabaca değerlendirilmesi, gerekli ön ısıtma sıcaklığının belirlenmesi ve kesme sonrası sertleşmenin tahmini için çeliklerde karbon eşdeğerinden faydalanılır.

$$C_{eq} = C + Mn/6 + Ni/15 + Cr/5 + Mo/4 + V/4 \quad (3.1)$$

Karbon eşdeğeri yaklaşık 0,4'e kadar çelikler, özel bir ön işlem gerektirmeksizin yakarak kesilebilir. Bu değerin üzerindeki çeliklerde ön ısıtma yapılması gereklidir. Karbon eşdeğeri 1'den büyük çeliklerde ise yakarak kesme pek uygulanamaz [25,26,29].

3.3.3 Yöntemin Prensibi

Malzeme ısıtıcı alevle bölgesel olarak tutuşma sıcaklığına ısıtılır. Bu çelikte karbon miktarına bağlı olarak 1150°C ile 1250°C arasındadır. Oksijeninin açılması ile malzeme yanmaya (oksitlenmeye) başlar. Kesme alevinin ve oksidasyonun ekzotermik ısısı sayesinde yanma devam eder. Oksijen jetinin kinetik enerjisinin yardımı ile yanma curufu (%80 oksit-%20 yanmış ürün)malzeme yüzeyinden uzaklaştırılır. Son olarak kesme üflecinin malzeme üzerindeki düzgün hareketi ile kesim yüzeyini oluşturur [25,26,29].

3.3.4 Yanıcı Gazlar

Yakarak kesmede yanıcı gaz olarak hidrokarbon bileşikleri kullanılır. Bu bileşiklerin yanması iki basamakta olur. Birincil alev içerisinde sıcak oksijen ilavesiyle tam olmayan yanma oluşur. Havadan alınan oksijenin sayesinde ise, yanıcı gaz ikincil alevin içerisinde tamamen yanma bölgesini oluşturulur. Yakarak kesmede birincil alevin ısıtma etkisi önemlidir.

Asetilen diğer yanıcı gazlara göre en yüksek alev sıcaklığına ve yanma hızına sahiptir. Otojen kesmede en çok kullanılan hidrokarbon esaslı gazdır. Önemli yanıcı gazların teknik özellikleri Çizelge 3.1’de verilmiştir[25,26,29].

Çizelge 3.1 : Önemli yanıcı gazların teknik özellikleri

Yanıcı Gaz			Metan	Asetilen	Ethen	Propan	Propilen
Ana Bileşen % Hacim			> % 80 CH ₄ Metan	> % 99,5 C ₂ H ₂ Asetilen	% 99,5 C ₂ H ₄ Etilen/Ethen	% 95 C ₃ H ₈ Propan	> % 99,8 C ₃ H ₆ Propilen/ Propan
Özellikler			Kalan: C ₂ H ₆ Etan			Kalan: C ₄ H ₁₀ Büten	Kalan: Etan, Ethen
Çeşit	Açıklama	Ölçü					
Yoğunluk	(0 °C’ de 1013 bar)	kg/m ³	0,71	1 17	1,26	2	1,92
Relatif Yoğunluk	(Hava = 1)		0,55	0,906	0,975	1,52	1,49
			Havadan Hafif			Havadan Ağır	
Alt Isı Değeri		MJ/m ³	35,88	56,64	59,1	93,7	87,73
		MJ/kg	50	48,23	47 14	46,7	45,7
(Enerji İçeriği)	(1 MJ = 0,278 kWh)	kWh/kg	13,9	13,41	13,11	12,98	12,71
Havada Tutuşma	Tutuşma Sınırları	% Hacim	4 ... 16	2,4 ... 80	2,7 ... 34	1,8 ... 9,5	2 ... 10,5
	Tutuşma Sıcaklığı	°C	580	305	427	480	460
	Tutuşma Hızı	m/s	0,4	1,5	0,74	0,51	0,65
	Max. Alev Sıcaklığı	°C	1957	2590	2357	1980	2054
Oksijende Tutuşma	Tutuşma Sınırları	% Hacim	4 ... 60	2,7 ... 93	2,9 ... 80	2,3 ... 45	2,1 ... 53
	Tutuşma Sıcaklığı	°C	555	296	385	470	430
	Tutuşma Hızı	m/s	3,8	7,2	5,1	3,3	4
	Max. Alev Sıcaklığı	°C	2780	3160	2940	2840	2920
"Normal" Karışım Oranı	m ³ Hava / m ³ Yanıcı Gaz		8,4 ... 9	9 ... 10	11 ... 13	21 ... 22	15 ... 20
	m ³ O ₂ / m ³ Yanıcı Gaz		1,6 ... 1,8	1 1 ... 1,3	1,9 ... 1,9	3,8 ... 4,5	3 ... 3,8
	m ³ Yanıcı Gaz / m ³ O ₂		0,55 ... 0,63	0,77 ... 0,91	0,54 ... 0,58	0,22 ... 0,26	0,26 ... 0,33
O ₂ ile Alev Verimi	(Hesaplanan Değer)	kW/cm ³	4,05	9,9	7,2	4,5	6,0
Stabilite	(Çözünüm Hassasiyeti)	Stabil	Stabil Değil	Stabil	Stabil	Stabil	Stabil

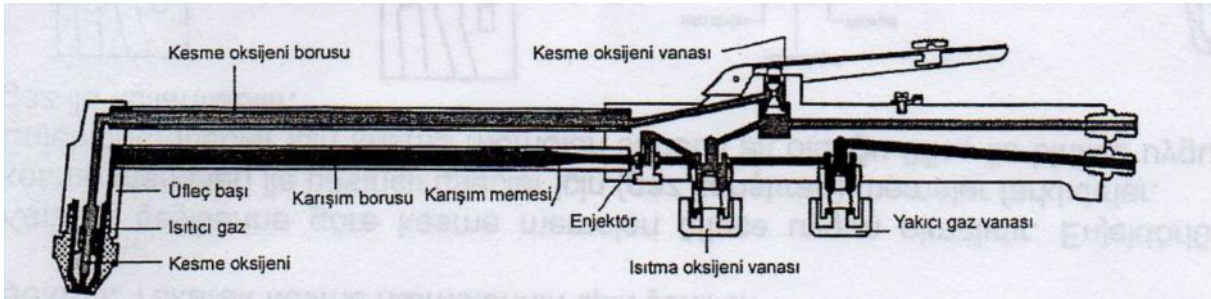
3.3.5 Otojen Kesme Cihazları

3.3.5.1 Kesme Üfleci

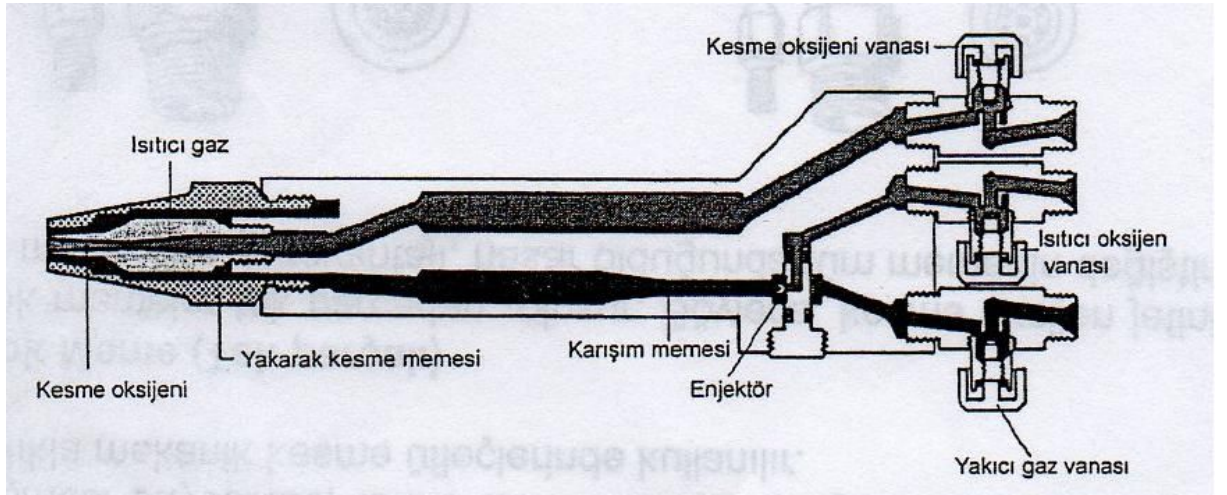
Yakarak kesme işini gerçekleştiren alet kesme memeleridir. Kesme memeleri kesme üfleçlerinin içine monte edilmiştir, yanıcı gaz ve oksijen ile beslenirler. Kesme üfleçleri, içerisindeki karışım sistemine uygun olarak “emme etkisi olan” ve “emme etkisi olmayan” şeklinde iki farklı tiptedir [25,26,29].

Emme etkisine sahip üfleçlerde (enjektör üfleçleri), yanıcı gaz, oksijenin içerisinde bir enjektör tarafından emilir ve karışım uçtaki memeye iletilir. Emme etkisine sahip olmayan üfleçlerde (basınç üfleçleri), yanıcı gaz ve ısıtıcı oksijen ayrı ayrı uçtaki memeye iletilir. Her iki gazın karışması kesme memesi içerisinde olur.

Kombine kaynak ve kesme cihazlarının yanında özel elle kesme üfleçleri de mevcuttur. Elle kesme üfleçlerine (Şekil 3.5) oksijen genellikle bir hortum içerisinde iletilir. Üfleç içerisinde oksijen yakıcı ve kesici oksijen olarak ikiye ayrılır. Mekanik kesme üflecinde (Şekil 3.6) ise yanıcı gaz, yakma oksijeni ve kesme oksijeni üç hortumla iletilir. Kesme oksijeninin açılmasıyla, burada ısıtıcı alevin etkisi ortadan kalkar.



Şekil 3.5 : Elle kesme üfleci



Şekil 3.6 : Mekanik kesme üfleci

3.3.5.2 Yakarak Kesme Memeleri

Yakarak kesme memelerinin sınıflandırılması için çeşitli faktörler mevcuttur. Yanıcı gaz çeşidi, memenin yapısı ve ısıtıcı alev kanallarının geometrisi bu faktörler arasındadır. Yüzük şeklindeki alev gazlarının çıkması ve çevresel olarak kapalı bir alev oluşturmak için yüzük meme kullanılır. Bu uygulama ile ısı kesme jeti içerisinde düzgün olarak dağılır ve malzeme yüzeyine iletilir. Yüzük meme dış kenar "kontur" kesmede avantajlıdır. Merkezden kaçık, yani hasarlı kesme memesi kesme verimini düşürür ve üflecin geriden tutuşma tehlikesini artırır.

İki parçalı yarıklı meme uygulamasında daha yüksek kesme hızlarına ve daha temiz kesme yüzeylerine ulaşılır. Bu tip memelerde gazların birbirine karışması çok iyidir. Isıtıcı ve kesici memelerin birbirlerine konik geçmesi sayesinde ısıtıcı alev kesme oksijeni ile tam uyum sağlar.. Bu memeler sıklıkla mekanik kesme üfleçlerinde kullanılır.

Blok memeler ise tek parçadan oluşur ve kesme oksijen jetinin tam uyumlu hale gelmesini mümkün kılar [25,26,29].

3.3.6 Kesme Hızı

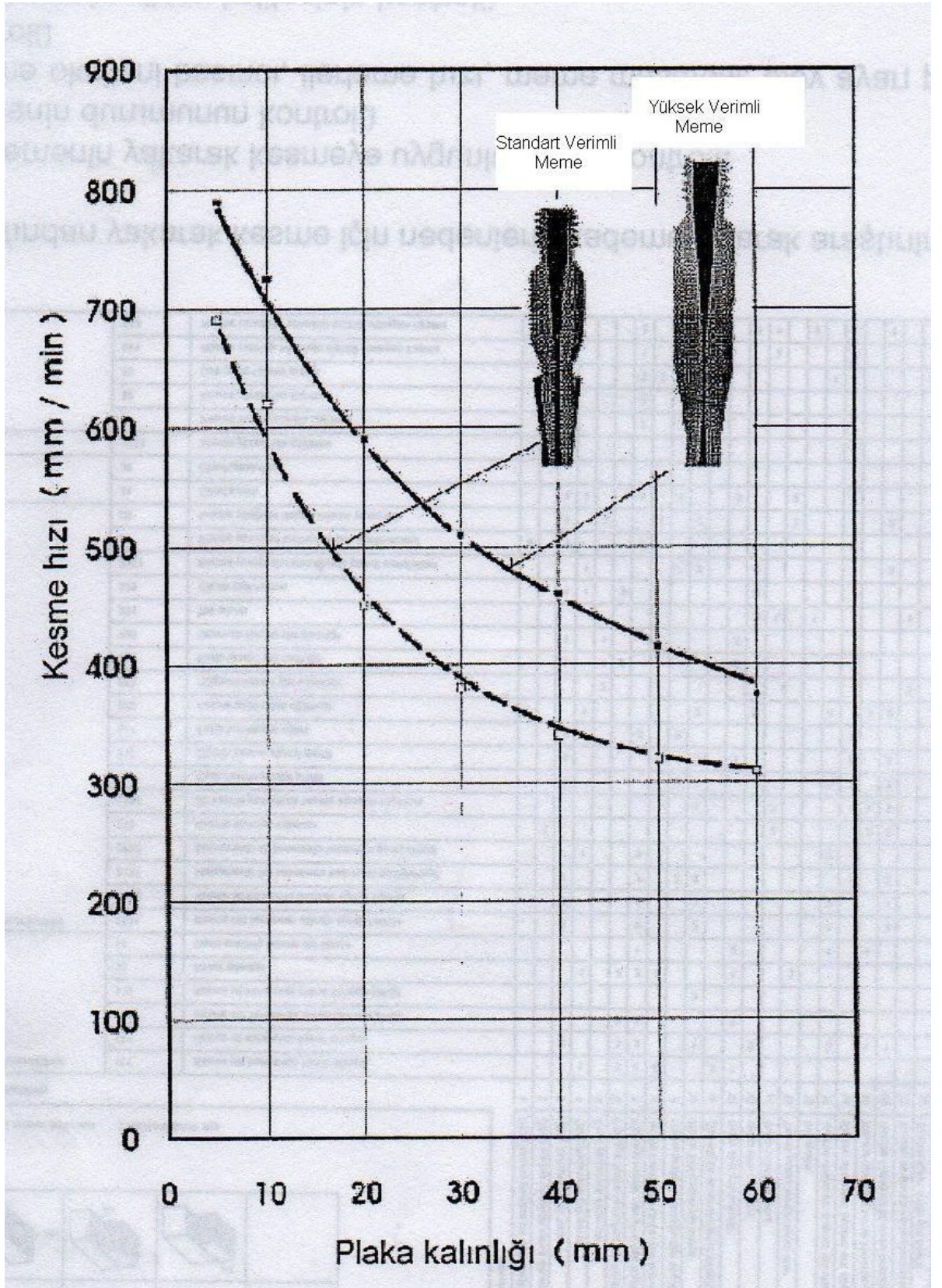
Malzeme yüzeyinin paslı, tufallı veya primer astar boyalı olması kesme hızını düşürmektedir. Küçük çaplara sahip kavisli kesimlerde ilerleme hızı %10 azaltılmalıdır. Eğimli kesmelerde efektif malzeme kalınlığı ayarlanmalıdır. Isı iletiminin kötü olmasından dolayı, kesme hızı azaltılmalıdır. Hız azaltma miktarları 30° açılı kesmede yaklaşık %25 ve 45° açılı kesmede yaklaşık %45' dir. Yanıcı gaz

asetilen seçildiğinde ve standart kesme memeleri kullanıldığında yakarak kesmede ulaşılan hızlar aşağıdaki Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2 : Standart yakarak kesme memeleri ile yanıcı gaz asetilen seçildiğinde çıkılabilecek hızlar

Malzeme Kalınlığı	Kesme Memesi	Asetilen Basıncı	Isıtıcı Oksijen Basıncı	Kesme Oksijeni Basıncı	Kesme Yüzeyi Genişliği	Kesme Hızı	Asetilen Miktarı	Isıtıcı Oksijen Miktarı	Kesme Oksijeni Miktarı
mm		bar	bar	bar	mm	mm/dak	m ³ /saat	m ³ /saat	m ³ /saat
10	10 ... 25	0,5	2,5	4,0	1,8	620	0,35	0,46	2,3
15	10 ... 25	0,5	2,5	4,3	1,8	520	0,35	0,46	2,3
20	10 ... 25	0,5	2,5	4,5	1,8	450	0,35	0,46	2,3
25	10 ... 25	0,5	2,5	5,0	1,8	410	0,35	0,46	2,3

Kesme hızı meme çeşidine de bağlıdır. Şekil 3.7’de standart ve yüksek verimli kesme memelerinin kesme hızları verilmiştir. Memeden çıktıktan sonra çabuk genişlemeyen ve sestən 1,5 kat hızlı çıkan kesme oksijeni kullanıldığında özel kesme kanal formlarını elde etmek mümkün kılmaktadır [25,26,29].



Şekil 3.7 : Çeşitli kesme memesi formlarının kesme hızları

3.3.7 Otojen Kesme Makinaları

Elle taşınabilir yakarak kesme makinalarında bir elektrik motoru sayesinde ilerleme hızı kademesiz olarak ayarlanabilmektedir. Makinanın kontrolü malzeme üzerindeki işaretlemeye göre elle veya kılavuz raylar boyunca yapılabilir. Portatif yakarak kesme makinaları için mevcut birçok yardımcı ekipman sayesinde kaynak dikiş ağzı açma, keskinleştirme, dairese kesme ve şerit üretimi yapılabilmektedir. Bu tip kesme makinaları hafif ağırlıklar sayesinde yapı yerlerine taşınabilmekte ve montaj alanlarında kullanılabilmektedir.

Kollu otojen kesme makinası, istasyon makinalarının en basit bir şeklidir. Küçük malzemeler bu makinalarla sadece dik kesmeler yapılabilir. Kesme üfleci elle, bir şablon boyunca bir manyetik rulo ile veya bir fotoelektrik kontrol ünitesi ile yönetilir. İstasyon makinalarda genellikle fotoelektrik veya numerik kontrollü x-y tablalı makinalar raylı veya portal yapı şeklinde kullanılır. Fotoelektrik kontrolde, işaretlenmiş bir çizgi veya bir kenar ışık demeti takip edilir. Yansıyan ışık miktarı bir foto-direnç üzerinden gerilim darbelerine çevrilir. Bunlar, enine ve boyuna (x - y) tablaları hareket ettirmek için güçlendirilir [25,26,29].

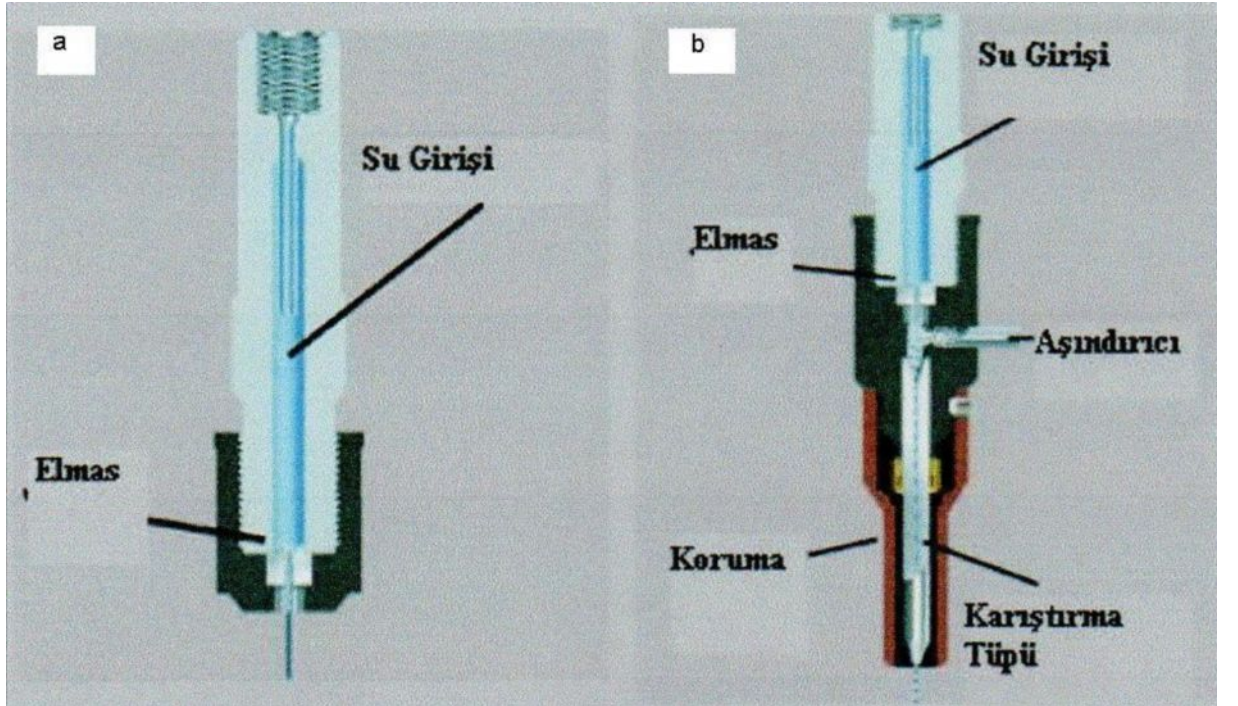
3.4 Su Jeti İle Kesme

3.4.1 Uygulama Alanları

Su jeti ile kesme, çok yüksek basınca kadar sıkıştırılmış suyun süpersonik hızda katkılı veya katkısız olarak kullanılmasıyla meydana getirilen kesme işlemidir (Şekil 3.8). Aşındırıcısız (katkısız) su jeti sistemleri ile mukavemeti yüksek olmayan tekstil ürünleri, sentetik elyaf, plastik, tahta, kağıt gibi malzemeler kesilebilir iken aşındırıcılı (katkılı) su jeti ile çelik, titanyum, alüminyum, pirinç, grafit, seramikler ve kompozitler gibi malzemeler kesilebilmektedir (Şekil 3.9) [30].



Şekil 3.8 : Su jeti ile malzeme kesilmesi



Şekil 3.9 : a.) Su jeti, b.) Aşındırıcılı su jeti

3.4.2 Yöntemin Prensibi

Su jeti ile kesmede, yüksek basınç pompası sayesinde su 4000 bar basınca kadar sıkıştırılır. Bu basınçlı su, kesme başlığına iletilir ve bir kesme memesi üzerinden

kesilecek malzemeye doğru yönlendirilir. Bir boru iletim sistemi sayesinde su kesme başlığına ve bir kesme memesi üzerinden kesilecek malzemeye iletilir. Su jeti çıkış hızı yaklaşık 900 m/san. civarındadır ve yüksek kinetik enerjisi sayesinde kesme kenarını oluşturur. Bu yöntemin verimi su jetine aşındırıcı madde (örn. garnet) eklenerek oldukça artırılabilir. Aşındırıcı madde bir stok kabından yüksek ivme ile karıştırma odasına iletilerek suya katılır. Hava, su ve aşındırıcı maddeden oluşan karışım sert bir metal meme tarafından odaklanır ve malzemede mikro talaş kaldırma işlemi gerçekleşir. Çeşitli malzemeler için aşındırıcısız ve aşındırıcılı sistemlerin kesebileceği malzeme kalınlığı ve kesme hızları Çizelge 3.3 ve Çizelge 3.4'teki gibidir [30].

Çizelge 3.3 : Aşındırıcısız su jeti için kesme değerleri

Malzeme	Malzeme Kalınlığı [mm]	Kesme Hızı [mm/dak]
Lastik	2	25.000
	10	10.000
	20	2.000
Plastikler (PU)	2	20.000
	5	6.000
	10	2.000
Plastikler (PTFE, PVC)	2	6.000
	5	2.000
	10	800
Kontrplak	2	25.000
	5	4.000
	10	500
Sünger	10	25.000
	100	5.000

Çizelge 3.4 : Aşındırıcılı su jeti için kesme değerleri

Malzeme	Malzeme Kalınlığı [mm]	Kesme Hızı [mm/dak]
Yüksek Alaşımlı Çelik	10	230
	40	50
	100	15
Titanyum	10	270
	40	55
	100	20
alüminyum	10	700
	40	140
	100	35
Mermer	10	800
	40	150
	120	40
Cam	10	600
	40	120
	120	33

3.4.3 Kullanılan Aşındırıcı Türleri

Aşındırıcılı su jetlerinde özel olarak şekillendirilmiş ve sınıflandırılmış, silis kumu, silisyum karbür, alüminyum oksit, cam, çelik, titanyum ve grena taşı tanecikleri kullanılır. Kullanılan aşındırıcı miktarı kesme genişliğinde önemli faktörlerden biridir. Aşındırıcı miktarı arttıkça kesme genişliği düşmektedir, bunun sebebi aşındırıcı miktarının artması ile birlikte su jetinin kesim gücünün artması ve buna bağlı olarak kesilecek iş parçasının jet altında daha az süre tutulmasıdır.

Yukarıda sayılan aşındırıcılardan silisyum karbür, alüminyum oksit ve grena incelendiğinde bu aşındırıcılar içerisinde en düşük kesme genişliğini grena'nın verdiği, grena'yı alüminyum oksit ve silisyum karbür takip ettiği görülmüştür. Bunun sebebi sert aşındırıcıların kesme kabiliyetlerinin daha yüksek olması ve bu yüzden kesim genişliğinin artmasıdır. Kesme sırasında oluşan ve malzeme yüzeyinde içeri doğru görülen koniklik, aşındırıcının kinetik enerjisine bağlıdır. Bu koniklik miktarı su jetinden uzaklaştıkça artar. Bunun sebebi uzaklaşma sonucunda aşındırıcıların hızının hareket ettikçe düşmesine bağlı olarak, ortaya çıkan kinetik enerji

düşüşüdür. Kullanılan aşındırıcının sertliği arttığında koniklik düşer, bu bağlamda silisyum karbür en düşük konikliği sağlamaktadır [31,32].

3.4.4 Su Jeti Düzeneği

3.4.4.1 Aşındırıcı Transfer Sistemi

Bir su jeti düzeneğinde bulunan aşındırıcı tankı 200-300 kg. dolayında aşındırıcıyı taşıyabilecek bir kapasiteye sahiptir. Kesme kafasının üstünde ise ayrı bir tank vardır ve buna karşılama tankı denir. Bu iki tank arasında aşındırıcı transferi borularla ve düşük hava basıncı uygulanarak sağlanır [31,32].

3.4.4.2 Aşındırıcı Ayar Valfi

Ayar valfi aşındırıcıyı havadan izole etmek, aşındırıcı akışını açıp kapatmak ve akış miktarını kontrol etme görevlerini görmektedir. Aşındırıcı akışının açılıp kapama sistemi, bir hava silindiriyle kontrol edilen bir lastik durdurucu ve onun bastığı bir yuvadan oluşur. Silindir çift etkilidir ve normalde lastik durdurucuyu aşağıda tutarak yuvaya basmasını sağlar. Komut verildiğinde lastik durdurucu yukarı çıkar ve aşındırıcı akışı sağlanmış olur. Kesme kafasına gidecek olan aşındırıcı miktarı ise ayar diskisi ile belirlenir. Bu disk belli miktardaki maddenin belli açıklıktaki bir delikten sabit bir debiyle akacağı prensibine göre çalışır. Bu debiyi belirleyen parametreler aşındırıcının cinsi ve partikül büyüklüğüdür. Ayar diskisi lastik durdurucunun altında bulunur ve aşındırıcıyı yönlendirir. Yönlendirici ise ayar valfinin altında bulunur ve üç görevi vardır. Bunlar ayar diskisini yuvasında tutma, aşındırıcı akışı için yol oluşturma ve kesme kafasından sıçrayan suyun aşındırıcıya ulaşmadan uzaklaşmasını sağlamadır, böylece aşındırıcının nemlenmemesi sağlanır [31,32].

3.4.4.3 Kesme Kafası

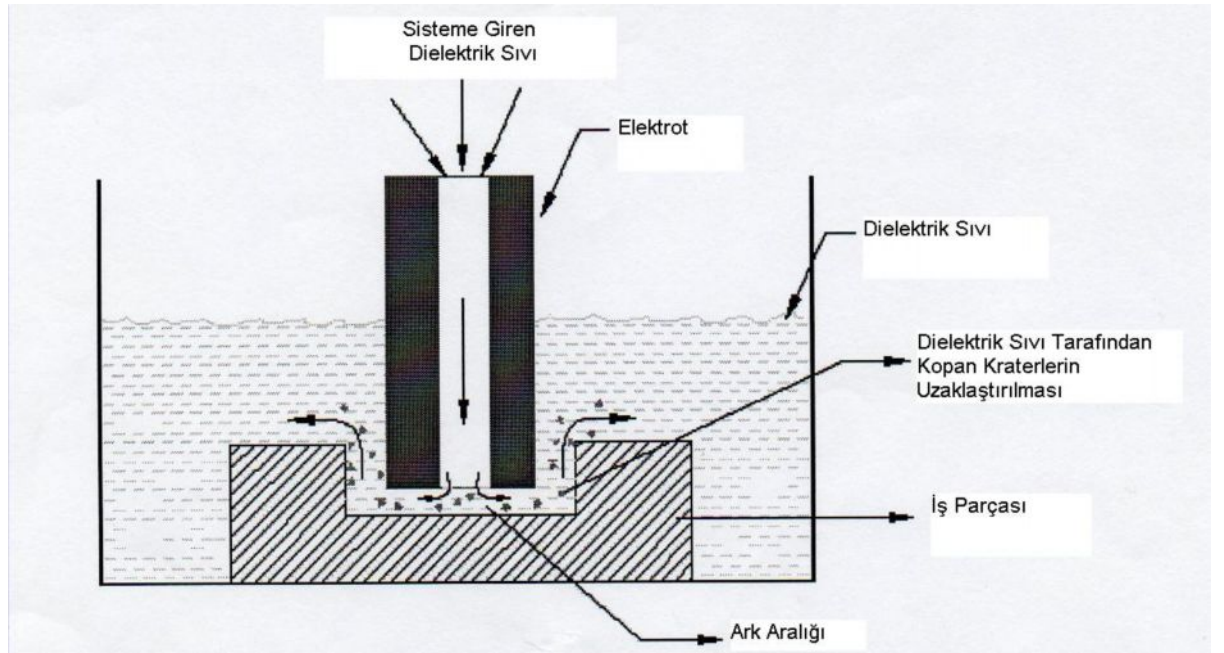
Kesme kafası suyun aşındırıcı ile karışmasını ve kesme işleminin gerçekleşmesini sağlar. Standart bir kesme kafası 3 ayrı parçadan oluşmuştur. Bunlar karışım tüpü, safir tutucusu ve gövdedir. Karışım tüpü su huzmesi ve aşındırıcının iç içe geçmesini sağlar. Tüpün hemen üstünde bulunan karışım odasında ilk kez bir araya gelen su ve aşındırıcı, tüp boyunca hareket ederek homojen bir dağılım sergiler. Safir tutucusu

ise ortasındaki delikten su çıkışı gerçekleşen safiri sabitleyen parçadır. Gövdenin görevi ise safir tutucusunu ve karışım tüpünü taşımak ve hizalamaktır[31,32].

3.5 Tel Erozyon İle Kesim

3.5.1 Uygulama Alanları

Erozyon ile kesme, bir dielektrik sıvı içine daldırılan elektrot ve malzeme arasında yaratılan düşük mesafeli ve çok sayıda ark ile oluşturulan kesme yöntemidir (Şekil 3.10). Bu yöntem yalnızca elektriksel iletkenlik gösteren malzemelerin kesilmesinde kullanılan bir metottur. Tel erozyonla kesim ile klasik metotlar ile elde edilmesi mümkün olmayan çok sert ve karmaşık şekilli malzemeler kolaylıkla işlenebilmektedir.



Şekil 3.10 : Elektriksel Erozyonun Çalışma Mekanizması

3.5.2 Yöntem Prensibi

Tel erozyon, elektrik deşarjından veya arkından yararlanarak metali aşındıran bir yöntemdir. Aşındırılacak veya işlenecek yüzey, istenilen durum elde edilinceye kadar güçlü elektrik pulsaları ile bombardıman edilmektedir. Bu işlemi gerçekleştirmek için; elektrot – iş parçası ilişkisini sağlayan bir mekanik düzeneğe, bir güç kaynağına, bir elektroda ve arkların minimum mesafede meydana gelebilmesi için bir dielektrik sıvıya ihtiyaç vardır. Elektrik ark ve deşarjları elektrot ile iş parçası arasındaki boşluğa uygulanır. Elektrotun iş parçasına yaklaştırılmasıyla aradaki boşluk mesafesi

ark için yeterli mesafeye ulaşır ve bu gerçekleştiğinde dielektrik sıvı deiyonize olarak arkın veya deşarjın meydana gelmesini sağlar. Meydana gelen yüksek enerjili ark ile malzemeden ergitme ve buharlaşma etkisi ile çok ufak parçalar birer krater oluşturarak kopartılır. Kopan parçacık dielektrik sıvının soğutma etkisi ile katılaşır ve mikrotalaş halini alır.

Tel erozyon tekniği ile sadece iletken metaller aşındırılabilen ve kesilebilmektedir. Arkın en kısa mesafede meydana gelebilmesi için dielektrik sıvının kullanılması şarttır.

Kesme işleminden arda kalan tortu, sürecin kararlı olabilmesi için iş bölgesinden akan dielektrik sıvı yardımı ile uzaklaştırılır. Arkın mesafesini en az aralıkta tutabilmek için nümerik kontrollü cihazlar geliştirilmiştir [33].

3.5.3 Talaş Kaldırma ve Yüzey Hassasiyeti Etkileyen Parametreler

Tel erozyonda talaş kaldırma oranı ve yüzey hassasiyeti, amperaj, frekans ve elektrot besleme sistemiyle kontrol edilir. Amperaj, kesme işleminde kullanılan elektrik enerjisini veya kesme gücünü belirler. Bu parametre istenen yüzeye ulaşabilmek için belirli bir aralıkta ayarlanarak kesme oranını ayarlar. Bunları mümkün kılan 2 faktör vardır; bunlar çıkış gücü ve yüzde-etkinliktir (percent-on time). Sabit akım ve on-time değerlerinde çıkış gücünün arttırılması akımın yükselmesine, bu da metal kopartma oranının artmasını sağlar. 1 A'lık bir boşalma 2 A'lık bir boşalmanın yarısı kadar parça kopartır. Kopan parçanın büyüklüğü, arkın parçaya ne hangi güçte nüfuz ettiğinin bir ölçüsüdür.

Şayet frekans ve çıkış gücü sabit tutulursa on-time süresinin arttırılması her boşalmada daha fazla parçanın kopartılmasını sağlar. Etkin sürenin arttırılması, amperajın arttırılmasıyla aynı etkiyi gösterir.

Çıkış gücü ve etkin-sürenin sabit olduğu bir durumda frekansı değiştirmek yüzey temizlik oranı ve deplasman boşluğunu etkilemektedir. Toplam enerji yaklaşık olarak aynı kalır. Yüksek frekansta enerji pek çok küçük boşalmaya neden olur. Frekans azaldıkça bu boşalmaların(deşarjların) sayısı azalır, ancak tesir süresi artar.

Boşalmayı oluşturma iki yolu vardır. Bunlardan biri sadece vuru (pure pulse) durumudur ve hiç kondansatör kullanılmadan gerçekleştirilir. Kesmenin hızını ve hassasiyetini etkin-süre ve çıkış gücü tayin eder. Diğer yol ise vuruların

kondansatörle beslendiği kapasitör modudur. Bu modda gaptaki durum uygun oluncaya kadar enerji kondansatörde depolanır, daha sonra enerji ani olarak boşaltılır. Dolayısıyla çok yoğun ve yüksek bir deşarj meydana gelmiş olur. Metal koparma oranı kapasitör tarafından belirlenmektedir. Yüksek kapasitans yüksek koparma oranı elde edilmesini sağlar [33].

3.5.4 Tel Erozyon Elektrotları

Genel olarak kullanılacak elektrotlar işlenen parçanın malzemesine, istenen şeklin detaylarına ve hassasiyetine ve bitiş yüzeyinin kalitesine göre seçilirler. Elektrot olarak en çok kullanılan malzemeler grafit, bakır-grafit, bakır, tellür-bakır, pirinç, bakır-tungsten, gümüş-tungsten, tungsten-karbür ve çinko alaşımlarıdır.

- Grafite elektrot: Tel erozyon tezgahlarında son zamanlarda elektrot olarak en çok kullanılan malzeme grafitir. Grafit elektrotlar iri taneli-düşük yoğunluklu veya küçük taneli-yüksek yoğunluklu olabilmektedir. Küçük parçacıklı grafit, büyük parçacıklı grafitte göre daha pahalıdır. İri parçacıklı grafit elektrot kaba işlemlerde, ince taneli elektrot ise hassa işlemlerde kullanılmaktadır. Grafitin genel olarak çelik işlemede kullanılmaktadır. Grafit elektrotun en önemli üstünlüğü diğer elektrotlara göre daha yüksek metal kaldırma oranına sahip olmasıdır.

- Bakır-grafite elektrot: Tungsten karbürün işlenmesinde kullanılır ve ince tane boyutludur, ancak pahalı elektrotlar sınıfına girer.

- Bakır elektrot: Saf bakır ya da elektrolitik bakırdan imal edilir. Düşük maliyetli hassas yüzey işleme tekniklerinde kullanılır.

- Tellür-bakır elektrot: Tellür-bakır elektrotlar tel erozyon işlemlerinde birincil olarak elektrot üretmede kullanılırlar. Tellür katkısının nedeni bakırın sertliğinin artırılmasıdır.

- Pirinç elektrot: Bu tür elektrotlar fazla yaygın değildir ve pek kullanılmazlar. Ancak bazı durumlarda özellikle titanyum alaşımlarının işlenmesinde uygun olmaktadır.

- Bakır tungsten elektrot: Çok hassas yüzey işlemleri için kullanılır. Yoğun, sağlam ve ısıyı iyi ileten bir elektrot türüdür ancak pahalıdır.

- Gümüş tungsten elektrot: Hassas işlemlerde kullanılır. Maliyeti yüksektir.

- Tungsten karbür elektrot; Çelik ve tungsten karpit parçaların kesiminde kullanılır. Çok sert ve sağlam bir yapıya sahip olduklarından derin ve ince deliklerin oluşturulmasında kullanılmaktadır.

- Çinko alaşım elektrotu: Döküm malzemelerden kalıp yapımında kullanılır. Bu döküm malzemeleri genelde çinko alaşımlarıdır [34].

3.5.5 Kesme Hızı

Tel erozyon yöntemi ile ilgili bugüne kadar yapılan çalışmalar sonucunda açık devre gerilimi, puls süresi, tel ilerleme hızı, elektrot çapı ve dielektrik sıvı püskürtme basıncının artırılmasının kesim hızını artırdığı, kesim hızının artmasının ise kesim yüzey kalitesini düşürdüğü görülmüştür.

3.6 Avuç içi Taşlama İle Kesim

3.6.1 Uygulama Alanları

Bu kesim metodu bir elektrik motoru ile tahrik edilen bir dönme diski ile uygulanan bir işlemdir (Şekil 3.11). Bu yöntemle birçok malzeme kesilebilmekle birlikte özellikle yumuşak malzemelerin kesilmesi sırasında çevreye sıçramalar olabildiği için tehlikeli durumlar ortaya çıkabilmektedir.



Şekil 3.11 : Avuç içi taşlama ile kesim

3.6.2 Yöntemin Prensibi

Avuç işi taşlama ile kesim yönteminde elektrik motoru taş milini döndürür. Bu taş miline takılı olan kesme diki de milin dönmesi ile birlikte yüksek devirlerde dönerek (dakikada 12 000 devire çıkan modeller mevcuttur) kesme işlemini gerçekleştirir. Dönen kesme diski kesilecek malzemeye temas ettirilir ve yüksek devirdeki hızla dönen diskin etkisi ile malzeme kesilmiş olur. Bazı sistemlerde sürtünme nedeni ile oluşan ısıнын malzemeye etkisini azaltmak için su ile soğutma işlemi de yapılmaktadır.

3.6.3 Kesme Diskleri

Takviyesiz Kesme Taşları: Bu kesme taşları, sadece kesme makinelerinde kullanılır. Kesme makinelerinde takviyesiz kesme taşları güvenli bir şekilde yerine monte edilmiştir, koruyucu gereçler mevcuttur ve kesme düzlemi kontrol altındadır.

Takviyeli Kesme Taşları: Bu kesme taşlarında alüminyum oksit, silisyum karbür gibi özel dayanıklılık sağlayan malzemeler ve cam elyafı kullanılmaktadır. Bu takviyenin yapılmasında amaç yan basınç sonucu oluşan aksel kuvvetlerin etkisi ile kırılmayı engellemek ve daha yüksek merkez kaç kuvvetlere dayanıklılığı dolayısı ile yüksek çevrim hızlarında çalışmayı temin etmektir. Kesme disklerinin çapları 75 mm ile 500 mm arasında değişmektedir [35].

3.7 Testere İle Kesim

3.7.1 Uygulama Alanları

Testere ile kesim işlemi başta metal olmak üzere pek çok malzemenin kesimine uygun bir yöntemdir. Testereler metaller dışında beton, ağaç ve et kesimi gibi birbirinden oldukça ayrı sektörlerde geniş bir skalada kullanılmaktadır [36].

3.7.2 Yöntem Çeşitleri

Testere ile kesim yöntemi bir iş parçasının şerit testere, daire testere veya metal testeresi ile kesilmesidir.

3.7.2.1 Şerit Testere

Şerit testerede bir testere şeridi, sürekli bir tarafa doğru 2 çark üzerinde yüksek hızda hareket eder. Şerit testere tezgahının görünümü Şekil 3.12'deki gibidir.

Bu arklardan biri hareketi sağlarken diğer ark ise boşta döner. Bu yöntemdeki testere diğer testere ile kesim yöntemlerindeki testerelerden daha incedir. Bu yöntemle yapılan kesimlerde kesik genişliği 1.6 mm iken metal testeresinde kesik genişliği 7.9 mm, daire testerede kesik genişliği 9.5 mm'dir. şerit testerelerde testere malzemesi karbon çeliği veya bimetallik malzemeden imal edilmektedir. Testere retiminde kullanılan karbon çeliğinin tipik içeriği %1,3 karbon, %0,3 manganez, %0,2 silisyum ve %0,2 krom'dur. Bimetallik malzemeden imal edilen testerede ise genel olarak yüksek hız takım çeliği ile tungsten karbür bir arada kullanılmaktadır. Bimetallik malzemeden üretilmiş olan testereler, kesilmesi daha zor olan malzemelerde kullanılmaktadır.

şerit testere ile yapılan kesimlerde ısınmadan dolayı kesimin düzgün bir şekilde devam edebilmesi ve malzeme yapısında meydana gelebilecek değişimleri ortadan kaldırmak için kesme sıvıları kullanılmaktadır. Bu sıvılar, mineral yağları, su-yağ karışımları ve kimyasal solüsyonlar olarak e ayrılabilir. Mineral yağları, düşük kesim hızı (dakikada 53 metreden az) kullanıldığında ve kayganlığın soğutmadan daha önemli olduğu kesimlerde kullanılır. Su-yağ karışımı dakikada 45-90 metre arası kesim yapılan kesimlerde kullanılır. İstenen kayganlıksa yağın suya oranı 1:3-1:5 civarında iken yüksek soğutma istendiğinde bu oran 1:10-1:15 civarında olur. Kimyasal solüsyonlar ise özellikle iyi soğutmanın istendiği ve dakikada 75 metrenin üzerine çıkıldığında hızlarda kullanılır [36].



şekil 3.12 : şerit testere tezgahı

3.7.2.2 Daire Testere

Daire testere ile kesim yönteminde genellikle testere sabit pozisyonda kendi eksenini etrafında dönmektedir ve iş parçası yatay veya dikey olarak testereye doğru ilerletilerek kesim yapılır. Bununla birlikte elle idare edilen daire testere de bulunmaktadır (Şekil 3.13). Daire testere ile yapılan kesimlerde düzgün yüzeyli bir malzeme edildiğinden bazı işlemlerde ikinci bir yüzey düzeltme operasyonuna gerek kalmayabilir. Kullanılan malzemenin sertliği arttığında kesim yüzeyleri daha düzgün olmaktadır [36].



Şekil 3.13 : Daire testere

3.7.2.3 Metal Testeresi

Metal testeresi ile kesimde testere iş parçası üzerinde manuel olarak ileri ve geri hareket ettirilir (Şekil 3.14). Bu yöntemle devamsız kesim yapılır. Metal testeresi ile kesim yapılmasının ardından bir yüzey düzeltme işlemi yapılacağından kesim yapılırken ikincil işlem için 0,05 mm gibi bir pay bırakılmalıdır [36].



Şekil 3.14 : Metal Testeresi

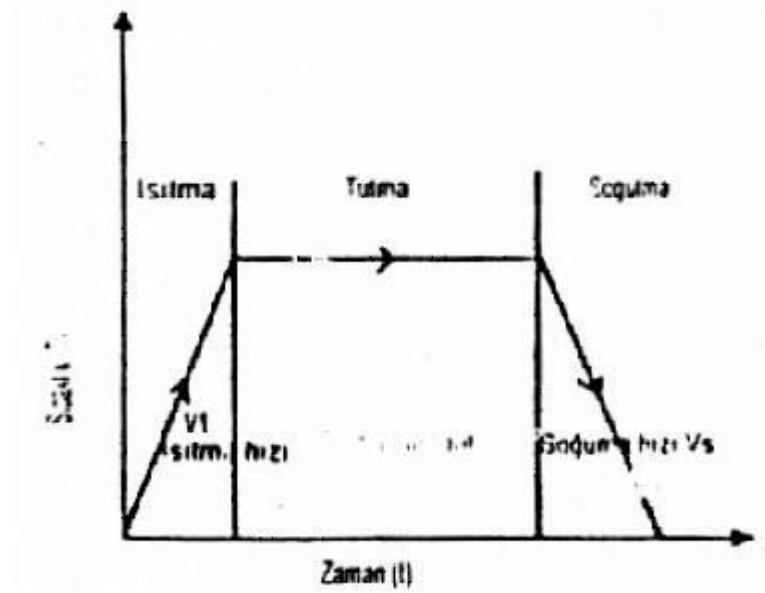
4. ISIL İŞLEM

4.1 Isıl İşlemin Amacı

Isıl işlem, malzemeyi belirli bir sıcaklığa ısıtıp, bu sıcaklıkta belirli bir süre tuttuktan sonra kontrollü olarak soğutma işlemidir. Yüksek sıcaklıkta malzemeyi oluşturan atomlar hareketlilik kazanıp yeni konumlara doğru yayınır. Isıl işlemde amaç, atom hareketlerini kontrol altına alınıp, malzemeye istenen özellikleri veren mikroyapı kazandırılır [37].

4.2 Isıl İşlemin Mekanizması

Malzemelerin özelliklerini geliştirmek amacı ile yapılan ısıtma işlemlerinin hemen hepsinde ısıtma, tutma ve soğutma olmak üzere üç temel kademe mevcuttur (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 : Isıl işlemde ısıtma, tutma ve soğutma kademeleri

Isıl işlemin ilk kademesinde, malzeme tutma sıcaklığına kadar ısıtılır. Isıtma hızı, malzemenin bileşimi, ısıtma katsayısı, boyutu gibi özelliklerine bağlı olarak seçilir. Malzemelerin tutma sıcaklığındaki fırına konması halinde ısıtma hızı yüksek olur. Bu yöntem, düzgün şekilli küçük parçalar için uygun olmasına karşın, kalın ve

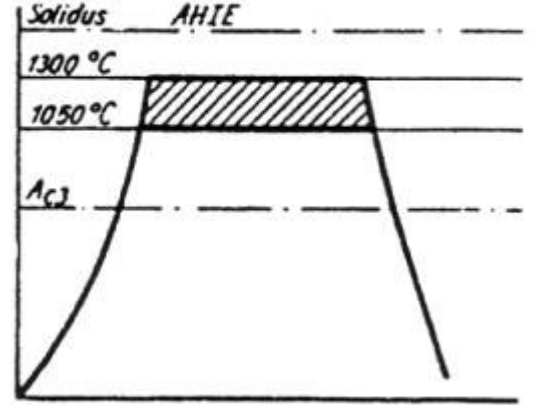
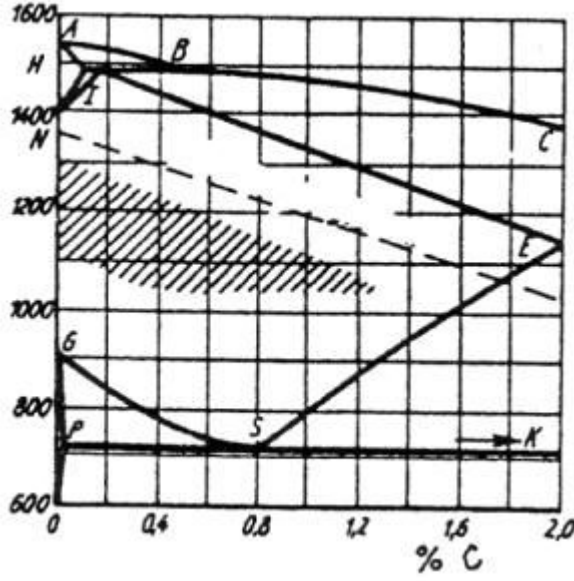
karmaşık şekilli parçalarda çatlamalara neden olabilir. Bu durumda, kalın ve karmaşık şekilli parçaların fırınla birlikte ve/veya kademeli ısıtılarak, ısıtma hızının düşürülmesi gereklidir.

Tutma kademesinde, önceden belirlenen sıcaklığa ısıtılan malzeme, bu sabit sıcaklıkta atom yayınına bağlı olarak faz dönüşümü ve yeni tane oluşumu gibi bir takım mikroyapısal değişimler oluncaya dek bekletilir. Tutma süresi ve/veya sıcaklığının gerekenden daha düşük olması mikroyapısal dönüşümün tamamlanamamasına, gereğinden uzun olması ise, tane büyümesine neden olmaktadır. Uzun tutma süreleri, enerji ve zaman kaybının yanı sıra, malzeme yüzeyinde oksitlenmeye veya bileşim bileşim farklılaşmasına da sebebiyet verebilir. Bu nedenle malzeme en uygun sıcaklıkta uygun süre bekletilmelidir.

Isıl işlemin son kademesinde, tutma sıcaklığında bekletilen malzeme, istenen mikroyapıyı oluşturmak amacıyla uygun bir hızda soğutulur. Soğutma genellikle su, yağ ve hava ortamında yapılır. Tutma sıcaklığındaki parçanın suya daldırılması, yağda ve havada soğutmaya nazaran daha yüksek hızda soğutmaya imkan verir. Özellikle farklı kalınlıktaki karmaşık şekilli parçalar, bileşimlerine de bağlı olarak, soğutma kademesinde çarpılma ve çatlama tehlikesiyle karşı karşıyadırlar. Soğutma hızını düşürerek bu tür problemlerin önüne geçmek mümkündür. Ancak soğutma hızının çok düşük olması halinde, soğutma kademesinde malzemeye istenen mikroyapı kazandırılmayabilir [37].

4.3 Isıl İşlem Çeşitleri

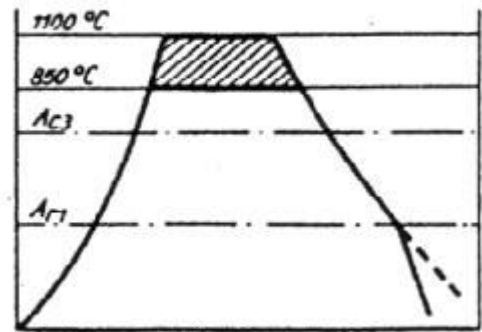
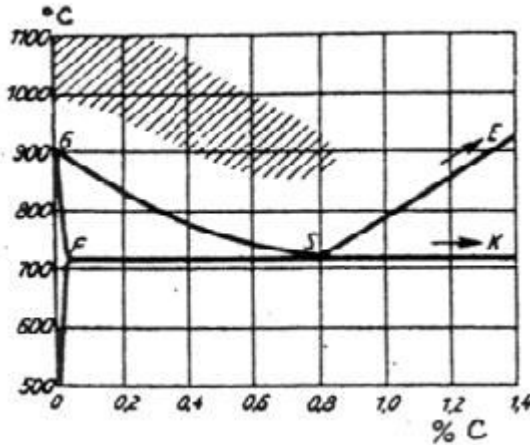
Homojenleştirme ve Difüzyon Tavı: Bu tavlamanın amacı, parçayı mümkün olan en yüksek sıcaklığa ısıtıp, belli bir süre tutarak malzeme içinde katılaşma sırasında ortaya çıkan segregasyonları (bölgesel bileşim farklılıkları) yayınma yoluyla gidermektir. Homojenleştirme işleminde çelik 1300°C civarına tutulur ve yavaş soğutma uygulanır (Şekil 4.2) [37].



Şekil 4.2 : Difüzyon tavlama ısıl işlem diyagramı

İri Tane Tavlama: Bu tavlamanın amacı çeliğin tane boyutunu büyütürken, malzemeyi yumuşatmak ve talaşlı imalat kabiliyetini arttırmaktır. Çelik östenit sahası içinde, normalizasyon sıcaklığının üzerinde ısıtılır ve birkaç saat tutulur. A1 sıcaklığına kadar çok yavaş soğuma sağlanır. Daha sonra malzeme havada soğumaya bırakılır (Şekil 4.3).

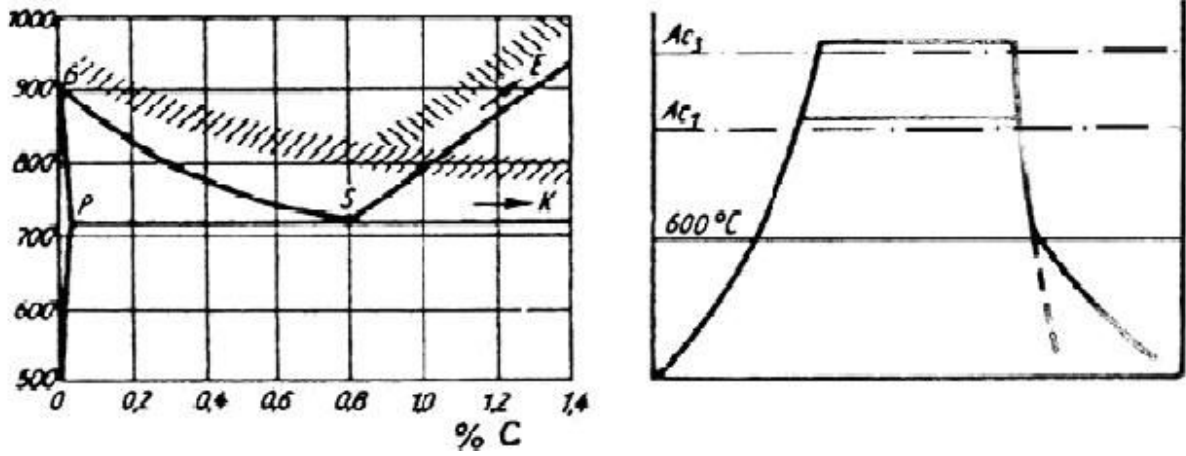
Bu işlem sonunda çok iri tane yapısına sahip olan çelik, talaşlı imalat sonrasında normalizasyon işlemine tabi tutularak, ince taneli bir yapı elde edilebilir [37].



Şekil 4.3 : Kaba tane ısıl işlem diyagramı

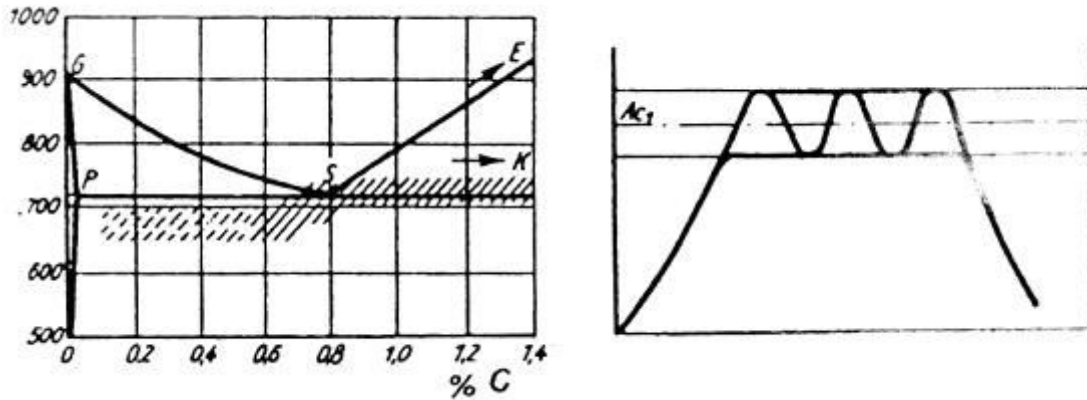
Normalizasyon: Bu tavlamanın amacı kaynak, döküm, plastik şekil verme ve ısıl işlemler sonucunda malzemede var olan iç gerilmelerin en az düzeye indirilmesidir.

Bu işlemin sonucunda küçük taneli ve tane yapısı homojen bir yapı elde edilir (Şekil 4.4) [37].



Şekil 4.4 : Normalizasyon tavı ısıtım işlem diyagramı

Küreleştirme: Bu tavlamanın amacı, %0,5'ten çok C içeren çeliklere talaşlı imalat, haddeleme, bükme, çekme gibi şekillendirme işlemleri öncesinde en yumuşak ve sünek hali kazandırmaktır. Böyle bir yapı, C'un yayılımı ile ferritik matris içinde küresel sementit tanecikleri oluşturarak sağlanır. C'un ferrit içindeki yayılım hızı, ostenit içindekinden hızlı olduğu için uygulamada kullanılan sıcaklık A₁ sıcaklığı (723°C) civarındadır (şekil 4.5) [37].

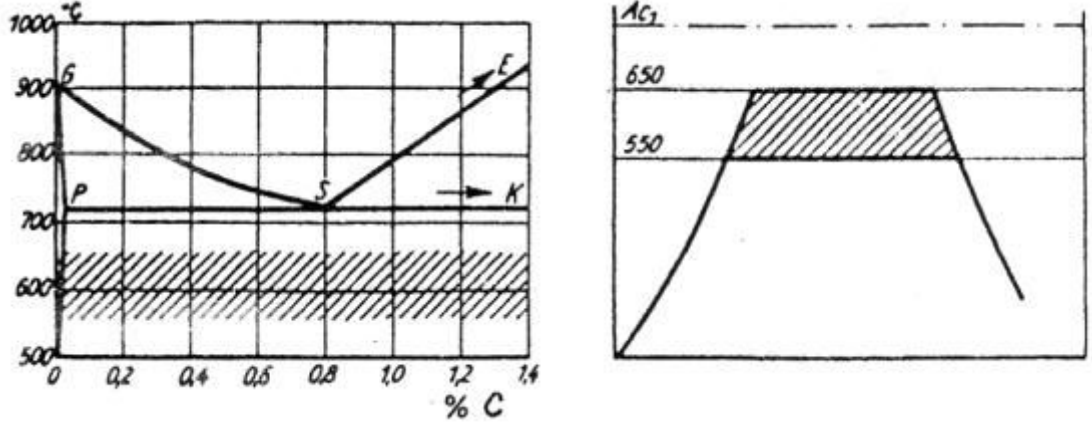


Şekil 4.5 : Küreleştirme tavı ısıtım işlem diyagramı

Gerilme Giderme: Bu tavlamanın amacı kaynak, döküm, plastik şekil verme ve ısıtım işlemler sonucunda malzemede var olan iç gerilmelerin en az düzeye indirilmesidir.

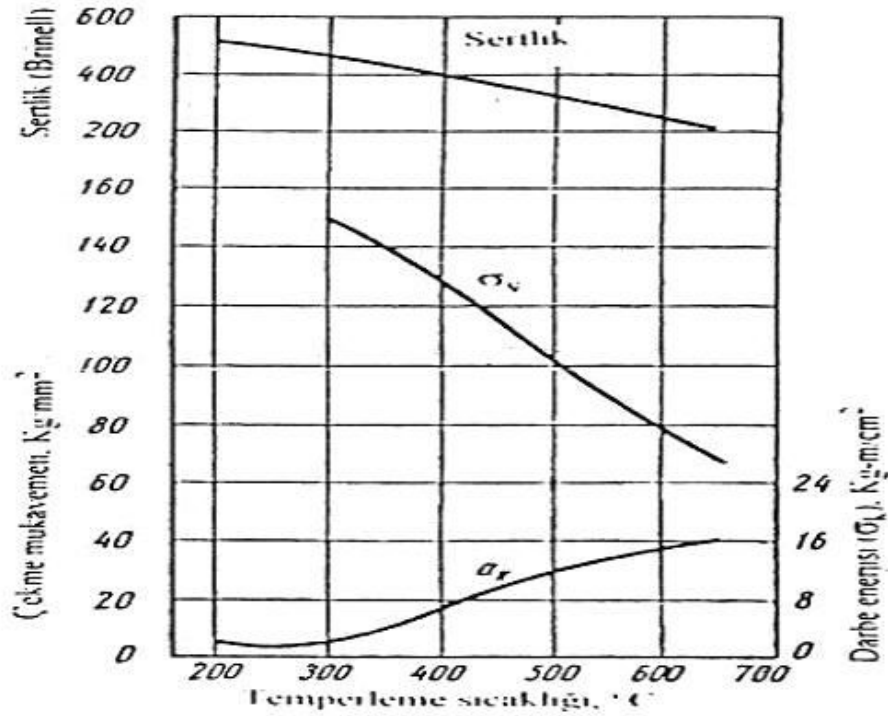
İç gerilmeler malzemenin maruz kaldığı gerilmelere ilave olurlar ve beklenen değerlerin altında kırılmaya yol açabilirler. Artan sıcaklık ile malzemenin akma mukavemetinde gerçekleşen azalma sonucunda, iç gerilmeler nedeniyle malzemede

akma olayı gerçekleşir ve iç gerilmeler azalır.Çeliklerde, bu ısıl işlem faz dönüşüm sıcaklığının altında (550-650°C civarında) 25mm parça kalınlığı başına 1 saat tutma süresi uygulanarak gerçekleştirilir. Yavaş soğutma yapılmalıdır (Şekil 4.6) [37].



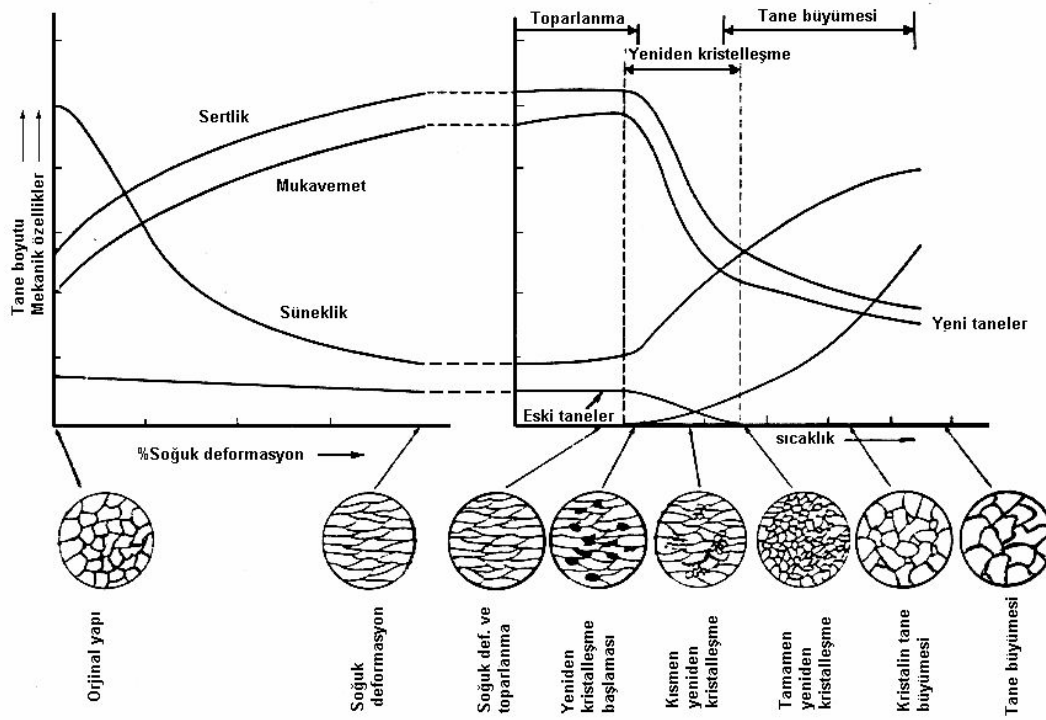
Şekil 4.6 : Gerilme giderme tavı ısıl işlem diyagramı

Temperleme (Menevişleme): Ostenit sahasından su verilerek martensitik yapı kazandırılmış olan çelikleri yumuşatmak ve tokluğunu arttırmak amacıyla ötektoid sıcaklığın altında belli bir süre tutma işlemidir. Temperleme sıcaklığının martensitik yapıdaki sade karbonlu çeliğin mekanik özellikleri üzerindeki etkisi Şekil 4.7’de görülebilir [37].



Şekil 4.7 : Temperleme sıcaklığının martensitik yapıdaki sade karbonlu çeliklerin mekanik özellikleri üzerindeki etkisi

Yeniden Kristalleştirme: Soğuk şekil değiştirme sonucunda kristal ve tane yapısı bozulmuş, iç gerilemeler oluşmuş metalik malzemelerin mukavemetlerinde artış; süneklik ve şekil alma kabiliyetlerinde ise azalma olur. Bu tavlamanın amacı, malzemede bir faz dönüşümü oluşturmada metale iç yapısı da dahil olmak üzere soğuk işlem öncesi özelliklerini kazandırmaktır. Yeniden kristalleştirme sıcaklığı yaklaşık olarak ergime sıcaklığının $4/10$ 'udur. Ancak çeliklerde faz dönüşümü olmaması için bu sıcaklık $600-700^{\circ}\text{C}$ civarında tutulur. Yeniden Kristalleştirme ısıtma işlemi uygulanan malzemelere gerilme giderme tavlaması uygulanması gerekmez. Yeniden kristalleştirme tavlamasındaki safhalar Şekil 4.8'de görülebilir [37].



Şekil 4.8 : Yeniden kristalleştirme safhaları

4.4 İmplantlarda Isıl İşlemin Önemi

İmplantların şekil verilmesinde en önemli adım olan kesilme işlemi, uygulanan yöntemeye göre implantın özelliklerini ve malzeme yapısını etkilemektedir. Bu etki, istenmeyen bir etki olmakla birlikte implantın malzeme yapısının homojenliğini de bozmaktadır. Kesim yapılan bölgeye yakın olan bölgelerde malzeme yapısı değişmekte ve bu da final üründen beklenen özelliklerin elde edilmesini güçleştirmektedir. Özellikle stent gibi $80\ \mu\text{m}$ civarında strat desenleri içeren bir

implantta kesim bölgesi civarındaki değişim çok büyük önem taşımaktadır ve final ürünün performansını belirgin bir şekilde etkilemektedir. Kesim sırasında, kesimin yapıldığı bölgede meydana gelen değişimi azaltmanın veya tamamen ortadan kaldırmanın tek yolu implanta ısıtma işlemi yapmaktır. Kesimin etkisinin ortadan kaldırılmasının yanı sıra ısıtma işlemi implanta istenen sünek ve esnek yapının kazandırılmasını da sağlar. Yine stenti ele aldığımızda, balonla genişletilme esnasında stentin zarar görmeden açılabilmesini sağlayan sünek yapı ve lezyonun olduğu bölgeye stentin taşınması ve implantasyon sonrası damarın esnekliğine uyum gösterecek esnek yapının kazanılması bahsedildiği gibi ısıtma işlemi ile mümkün olmaktadır.

İmplantlara kesim sonrasında kazandırılmak istenen yapıya göre uygun ısıtma işlemi seçilir. Bu ısıtma işlemleri içerisinde en çok tercih edilen ısıtma işlemi ise homojen tane yapısına ve arzu edilen sünekliğe ulaşılmasını sağlayan normalizasyondur.

5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Deneysel çalışmalar boyunca kullanılan malzeme, çeşitli medikal implant ürün üretimlerinde sıklıkla tercih edilen 316L paslanmaz çelik malzemeden çekilmiş olan tüptür. 316L tüpün dış çapı 1,60 mm iç çapı ise 1,35 mm'dir. Tüpün duvar kalınlığı 0,25 mm'dir.

316L tüpler lazer kesim, plazma kesim, otojen kesme, su jeti ile kesme, tel erezyon ile kesme, avuç içi taşlama ile kesme ve metal testeresi ile kesme yöntemleri ile kesilmişlerdir. Bu yöntemlerde malzeme enine kesilmiştir. Kesimi gerçekleştirilen 316L tüp parçaları, İ.T.Ü Kimya-Metalurji Fakültesi, metalografi laboratuvarında bulunan bakalite alma presi kullanılarak bakalite alınmıştır. Bakalite alınmış olan numuneler metalografi laboratuvarında bulunan parlatma disklerinde elle parlatılmıştır. Parlatma işleminde aşındırıcı toz olarak alümina (Al_2O_3) kullanılmıştır. Parlatma işlemi gerçekleştirilen numuneler %10'luk okzalik asit ile dağlanmışlardır. Dağlama işleminde DC güç kaynağı kullanılmış olup uygulanan gerilim 6V'tur. Okzalik asit ile dağlamada karbürler 15-30 sn.'de, tane sınırları ise 45-60 sn.'de ortaya çıkmaktadır ve aynı zamanda okzalik asit karbürleri çözmektedir.

Bu adımın ardından numuneler metalografi laboratuvarında bulunan optik mikroskop kullanılarak fotoğraflanmıştır. Optik fotoğraflama işleminin ardından ise numunelerin SEM (Scanning Electron Microscope) fotoğrafları elektron mikroskopisi laboratuvarında bulunmakta olan SEM ile çekilmiştir. Optik ve SEM çekimlerinde enine kesilen malzemenin kesim bölgesine bakılmıştır.

Kesim işleminin mikroyapıda yarattığı değişimler, optik mikroskopta çekilen fotoğraflar ve SEM'de çekilen fotoğraflar ile değerlendirildikten sonra, bu etkilerin ortadan kaldırılarak malzemeye daha homojen bir yapı kazandırılması amacı ile ısıtılma işlemi yapılmıştır. Isıl işlem, kesim sonrası mikroyapıları incelenen bakalite alınmış olan parçalara uygulanmamıştır. Isıl işlem için, kesim yöntemlerinde aynı parametreler kullanılarak ayrıca kesim yapılmıştır.

Kesim sonrası mikroyapı fotoğraflarında oksit saptanan yöntemlerde, numunelere tavlama işlemi öncesinde asit ile muamele edilerek oluşan oksitler giderilmiş ve

ardından ısıtma işlemi gerçekleştirilmiştir. Tavlama işlemi ardından, numuneler aynı şekilde bakalite alma, parlatma ve dağlama işlemlerinden geçmiş ve ardından optik ve SEM fotoğrafları çekilmiştir. Aşağıda kesme işlemlerinde, asitle muamele işleminde ve tavlama işleminde kullanılan parametreler hakkında detaylı bilgiler verilmiştir.

5.1 Kesme İşlemleri

316L çelik tüpün kesimleri lazer kesim, plazma kesim, otojen kesme, su jeti ile kesme, tel erezyon ile kesme, avuç içi taşlama ile kesme ve testere ile kesme yöntemleri ile gerçekleştirilmiştir. Her bir yöntemde enine kesim yapılmıştır.

Lazer kesim işlemleri Alvimedica Tıbbi Ürünler Sanayi ve Dış Ticaret A.Ş.'de bulunan Nd: YAG lazerinde yapılmış, kesim gazı olarak 6 bar basınçlı oksijen kullanılmıştır. Lazer kesim, günümüzde stent üretiminde kullanılan standart yöntem olduğundan, bu yöntemde parametrelerin etkisinin belirlenmesi amacı ile 2 ayrı parametre kullanılarak kesim yapılmıştır. İlk kesimde ışın enerjisi 1,17 mJ, frekansı ise 3500 Hz'dir. İkinci kesimde ise ışın enerjisi 0,91 mJ iken, frekans 5500 Hz'dir. Tavlama işlemi sonrası yapıları incelenecek olan numuneler ise kesim sırasında meydana gelebilecek oksitlerin çözülmesi için asitle muameleye tabi tutulmuştur.

Plazma kesim işlemleri Oschatz Enerji ve Çevre Koruma Tesisleri Sanayi ve Ticaret A.Ş.'de gerçekleştirilmiştir. Su enjeksiyonlu plazma kesme yöntemi kullanılmıştır. Kesimde kullanılan gaz 4 bar basınçlı hava-oksijen karışımıdır. Katot malzemesi olarak zirkon kullanılmıştır. Kullanılan akım 70 A, gerilim ise 80 V'tur. Tavlama işlemi sonrası yapıları incelenecek olan numuneler ise kesim sırasında meydana gelebilecek oksitlerin çözülmesi için asitle muameleye tabi tutulmuştur.

Otojen kesme işlemi Almar Gemi İmalat ve İnşaat San. Tic. Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir. Kesme işlemi elle kesme üfleci ile gerçekleştirilmiş ve kesme gazı olarak oksijen kullanılmıştır. Tavlama işlemi sonrası yapıları incelenecek olan numuneler ise kesim sırasında meydana gelecek oksitlerin çözülmesi için asitle muameleye tabi tutulmuştur.

Su jeti ile kesme işlemi Majet Su Jeti ile Kesme San. Tic. Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir. Kesimde kullanılan su basıncı 4000 bar olan kesimde aşındırıcı olarak garnet kullanılmıştır. Kesimde kullanılan üfleğin iç çapı 1 mm'dir.

Tel erozyon ile kesme Türk Traktör A.Ş.'de bulunan tel erozyon tezgahı ile gerçekleştirilmiştir. Kesimde kullanılan akım 10 A, akım verme süresi 70 μ s, akım arası süresi 12 μ s, gerilim 3 V, ark etme süresi ise 1,1 μ s'dir. Kullanılan elektrot bakır elektrottur.

Avuç içi taşlama ile kesme Oschatz Enerji ve Çevre Koruma Tesisleri Sanayi ve Ticaret A.Ş.'de gerçekleştirilmiştir. Kesim işlemi 9000 devir/dak.'lık bir avuç içi taşlama cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Kesme taşı olarak Zirkon katkılı bir kesme taşı olan Karbosan ZA 30 TX BF80 kullanılmıştır.

Testere ile kesimde standart bir metal testeresi kullanılmıştır ve manuel olarak devamsız bir kesim yapılmıştır.

5.2 Asitle Muamele İşlemleri

Kesim işlemi sonrasında yapılan incelenmelerde yapılarında oksit saptanan numunelere ısıt işlem öncesi asitle muamele edilmiş ve yapıda bulunan oksitler çözülmüştür. Bu işlemde titreşimli bir banyo içerisine asit dolu bir kap yerleştirilmiş ve numuneler asit karışımının içerisine koyulmuştur. Asit çözeltisi HF, HNO₃ ve deiyonize sudan oluşmaktadır. Asit çözeltisinin sıcaklığı 50°C'dir. Numuneler bu çözeltinin içerisinde 5 dakika tutulmuşlardır.

5.3 Isıl İşlem

Kesim sonrasında yapılan incelemelerin ardından, numuneler ısıt işleme tabi tutularak kesim sebebi ile yapılarında meydana gelen değişiklikler ortadan kaldırılmaya ve daha homojen bir yapı kazandırılmaya çalışılmıştır. Numunelere uygulanan ısıt işlem normalizasyon tavlama işlemidir. Normalizasyon tavlama işleminin seçilmesinde amaç tane yapısını homojenleştirmek ve kesim sırasında oluşan krom-karbür'lerin tavlama sıcaklığında yapıda tekrar çözünmesini sağlamaktır. Isıt işlem maksimum sıcaklığı 1500°C olan ve ısıt işlem sırasında yüksek vakum sağlayabilen (10⁻⁵ mbar) Carbolite HVT 15/50/450 vakum tüp fırınında yapılmıştır. Normalizasyon tavlama işleminde numuneler 900°C'de 1 saat bekletildikten sonra yine vakum atmosferinde fırının özel soğutma mekanizması ile hızlı soğutma yapılarak krom karbür ve sigma gibi farklı fazların oluşumu için hassas olan sıcaklıklar çabuk geçilmeye çalışılmıştır.

6. DENEYSEL SONUÇLAR

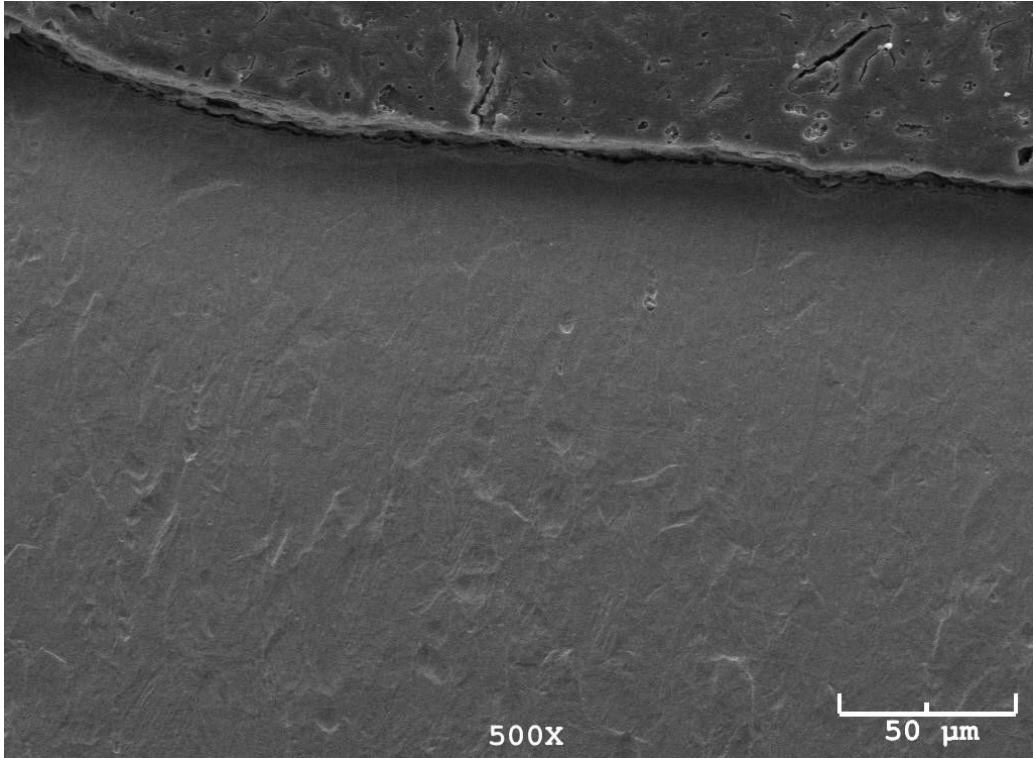
6.1 Kesim Sonrası Yapılar

6.1.1 Lazer Kesim

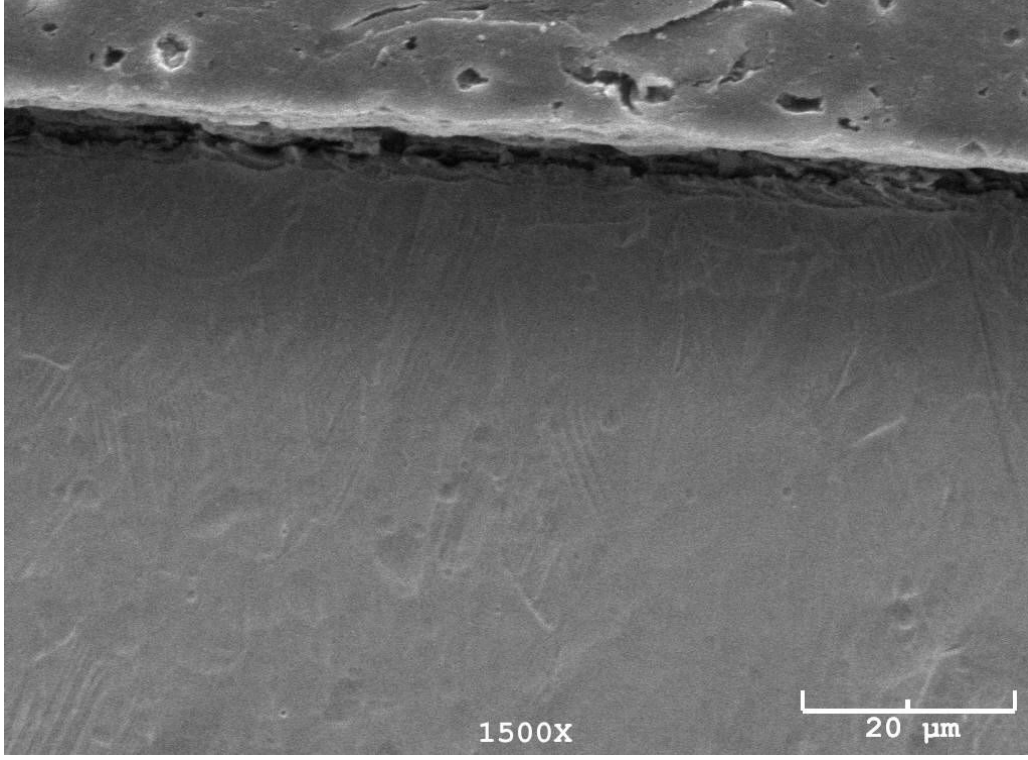
Lazer ile 2 farklı parametre kullanılarak kesim yapılmıştır. Farklı parametrelerin kullanılmasında amaç, ışın enerjisinin ve frekansın değişmesinin mikroyapıda yarattığı değişimi gözlemlemektir.

1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans değerleri kullanılarak lazer kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin Şekil 6.1’de 500x, Şekil 6.2’de 1500 x, Şekil 6.3’te 2000x SEM fotoğrafları ve Ek A.1’de 100x optik mikroskop fotoğrafı verilmiştir.

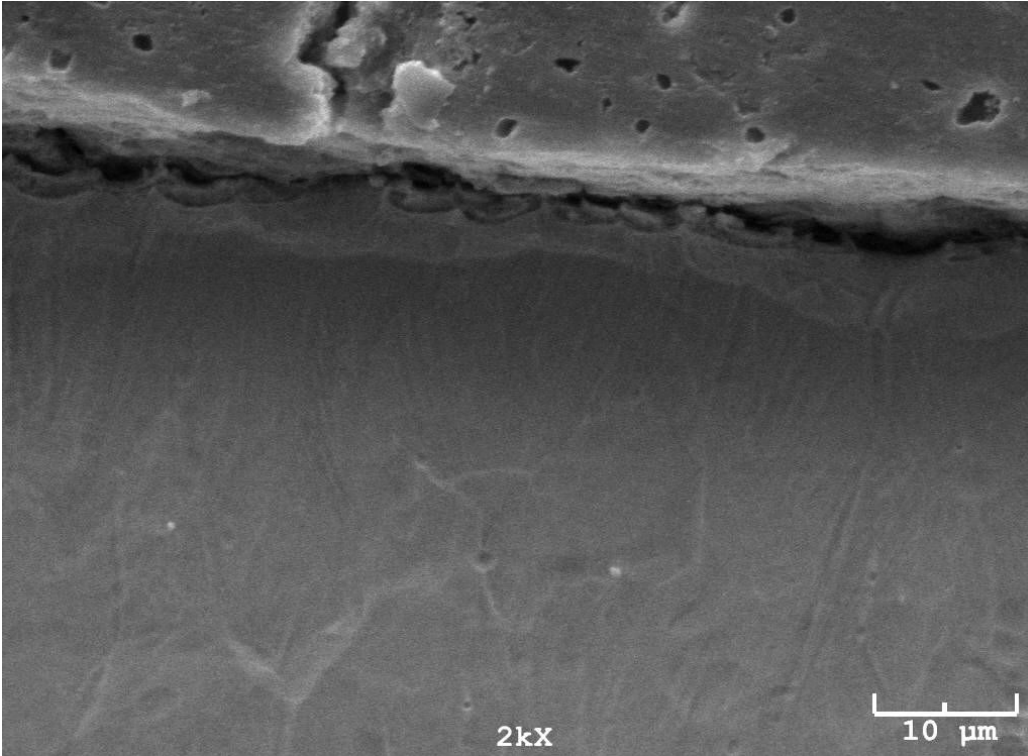
SEM ve optik fotoğraflarda görüldüğü üzere ITAB’da taneler, normal yapıya göre daha küçüktür. Bunun sebebi lazer kesim sırasında rekristalizasyon meydana gelmesidir. ITAB’ın genişliği 10 μm civarındadır.



Şekil 6.1 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı



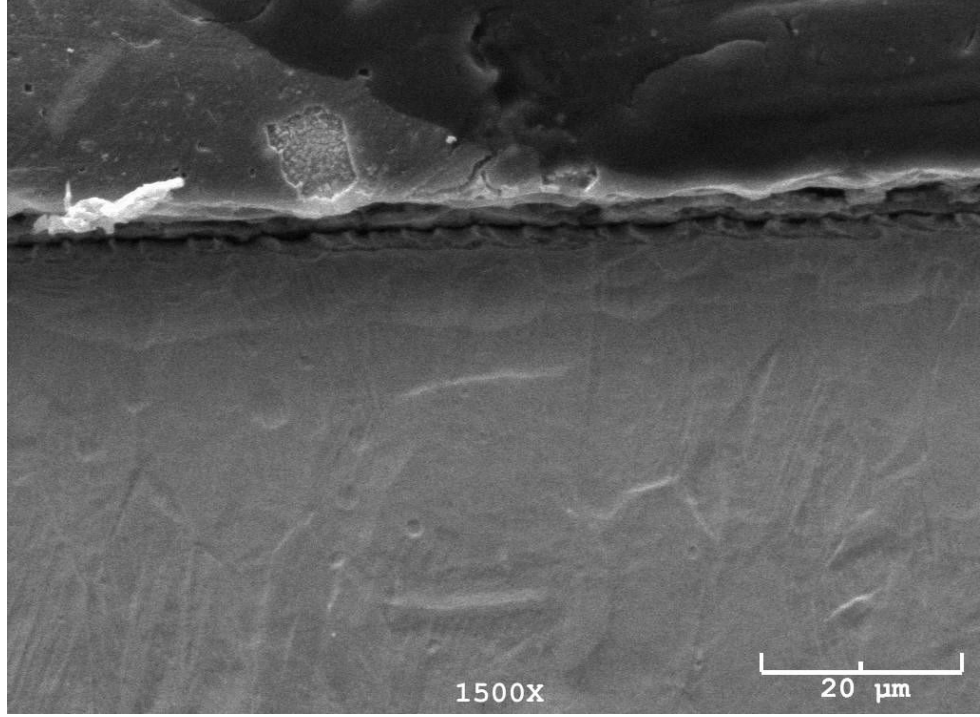
Şekil 6.2 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı



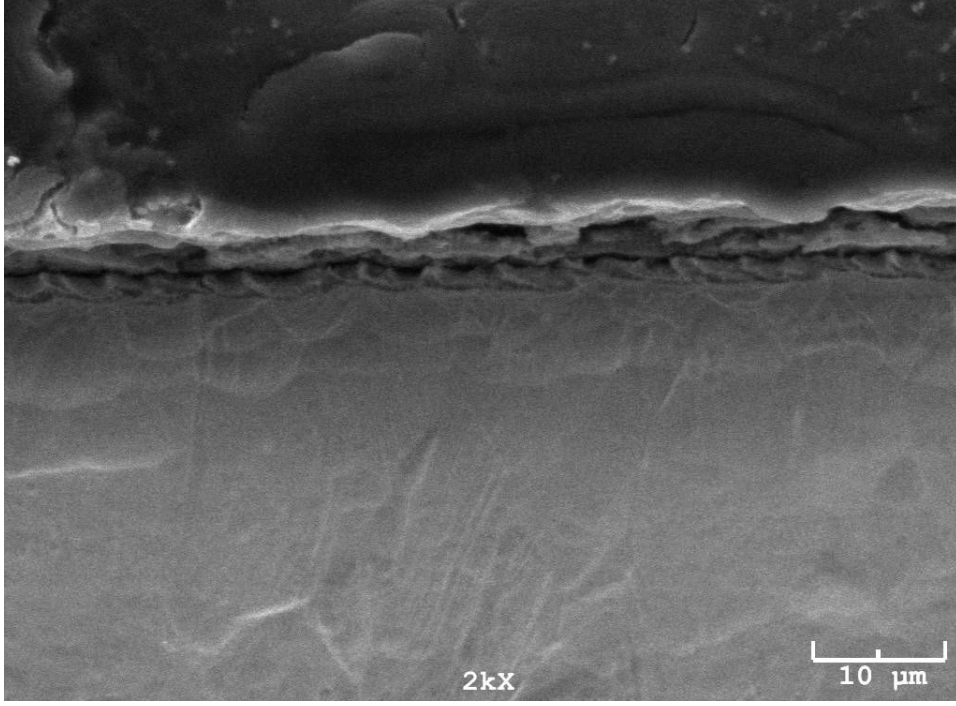
Şekil 6.3 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 2000x SEM fotoğrafı

0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans değerleri kullanılarak lazer kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin Şekil 6.4'te 1500x, Şekil 6.5'te 2000x SEM fotoğrafları ve Şekil 6.6'da 100x optik mikroskop fotoğrafı verilmiştir.

SEM ve optik fotoğraflarda görüldüğü üzere ITAB'da taneler diğer lazer kesimde olduğu gibi normal yapıya göre daha küçüktür. Bunun sebebi lazer kesim sırasında rekristalizasyon meydana gelmesidir. Frekansın diğer kesimde 3500 Hz iken bu kesimde 5500 Hz olması sebebi ile ITAB önceki kesime göre genişleme göstermiştir.



Şekil 6.4 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı



Şekil 6.5 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 2000x SEM fotoğrafı

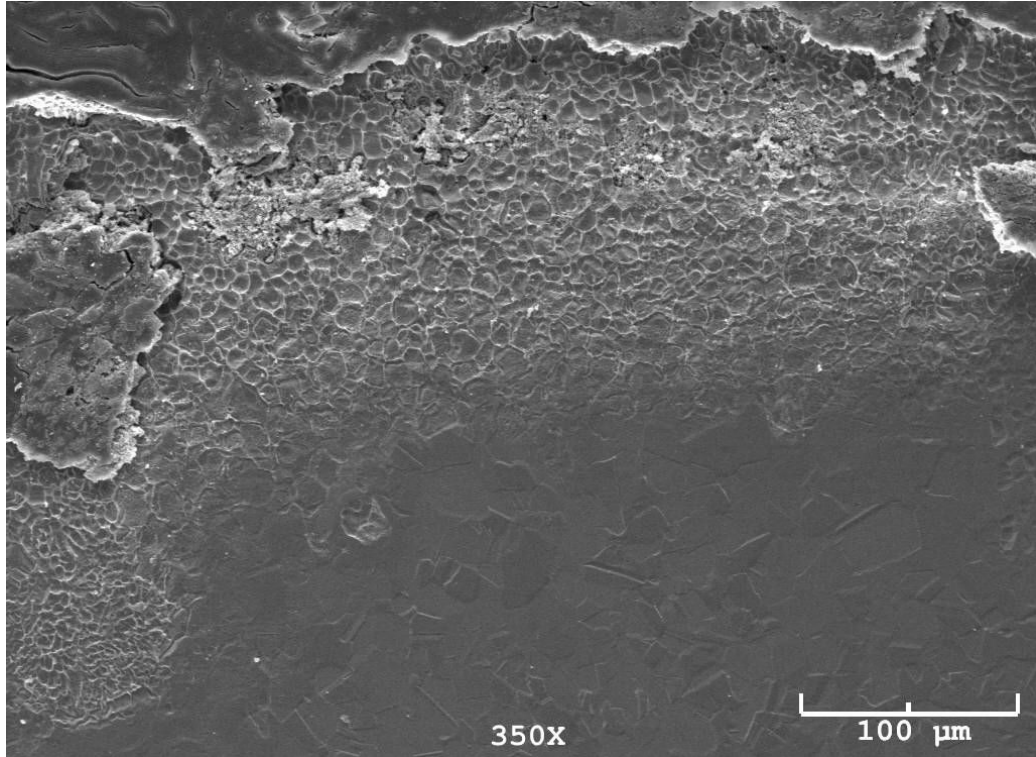


Şekil 6.6 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı

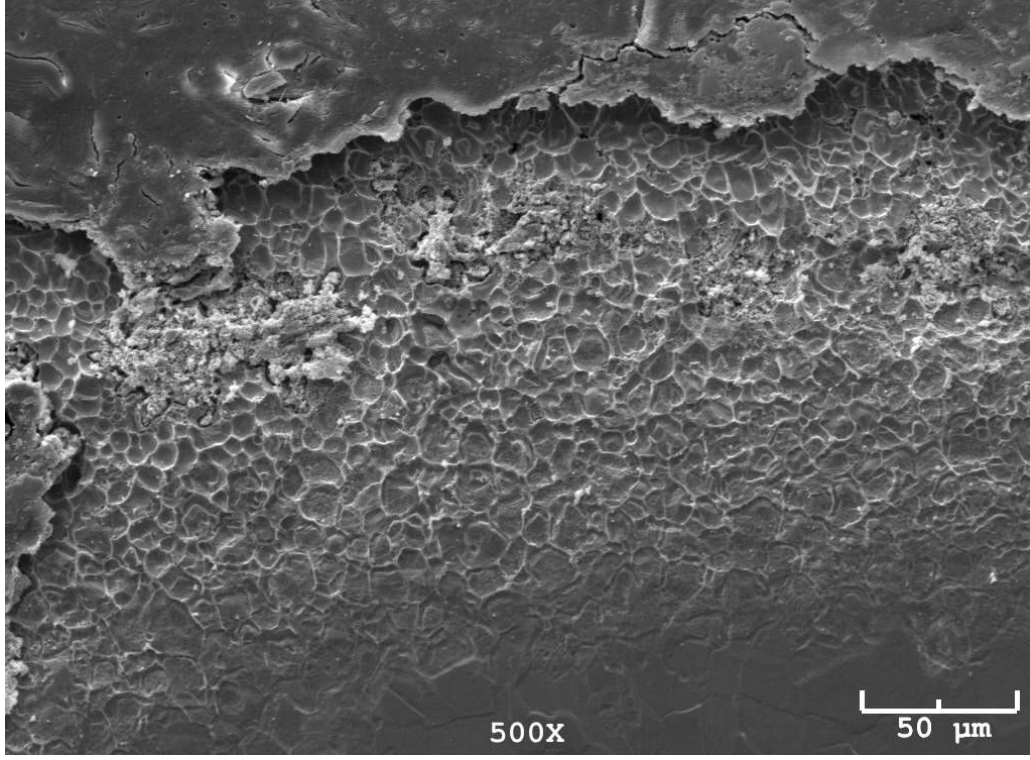
6.1.2 Plazma Kesim

Plazma kesim yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin Şekil 6.7’de 350x, Şekil 6.8’da 500 x SEM fotoğrafları ve Şekil 6.9’da 100x optik mikroskop fotoğrafı verilmiştir.

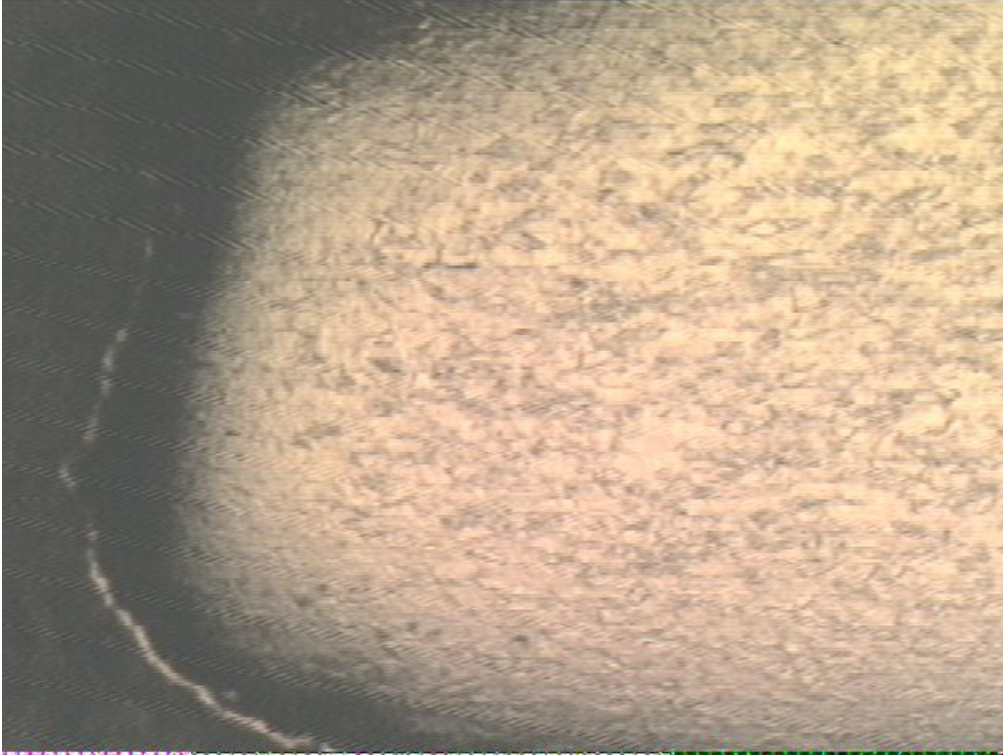
SEM ve optik fotoğraflarda görüldüğü üzere ITAB’da taneler, normal yapıya göre daha küçüktür. Bunun sebebi plazma kesme sırasında ısı etkisi ile rekristalizasyon meydana gelmesidir. ITAB yaklaşık olarak 200 μm ’dir. Bununla birlikte kesim sırasında kullanılmış olan oksijen gazı-hava karışımının tane sınırlarında oksitlenmelere yol açtığı görülmektedir. Bunlarla birlikte plazma kesimle elde edilen kesim yüzeyi tatmin edici değildir. Mikroyapılarda görünün beyaz kalıntılar bakalittir.



Şekil 6.7 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin 350x SEM fotoğrafı



Şekil 6.8 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı

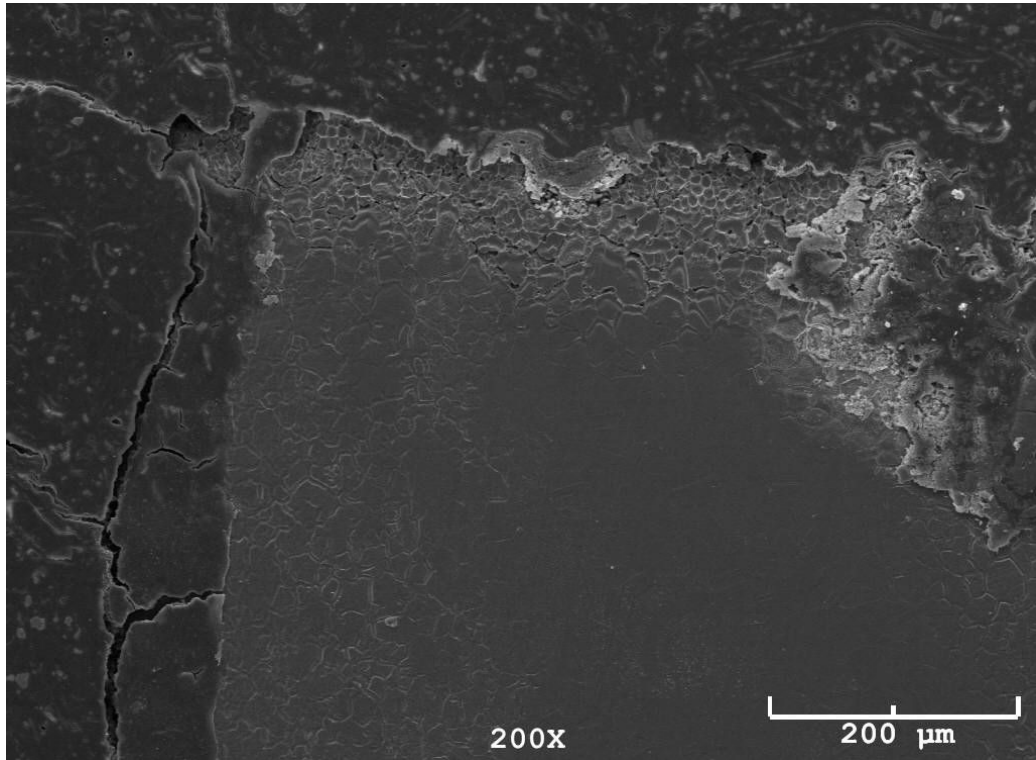


Şekil 6.9 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı

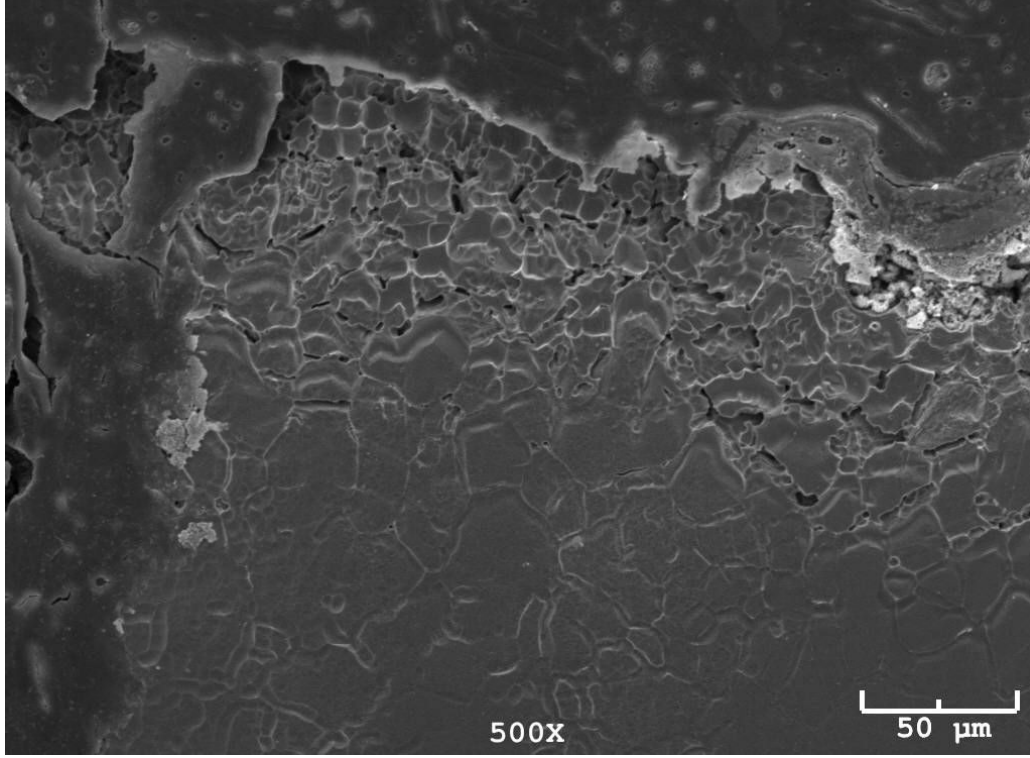
6.1.3 Otojen Kesme

Otojen kesme yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin Şekil 6.10'da 200x, Şekil 6.11'de 500 x, Şekil 6.12'de 1500x SEM fotoğrafları ve Ek A.2'de 100x optik mikroskop fotoğrafı verilmiştir.

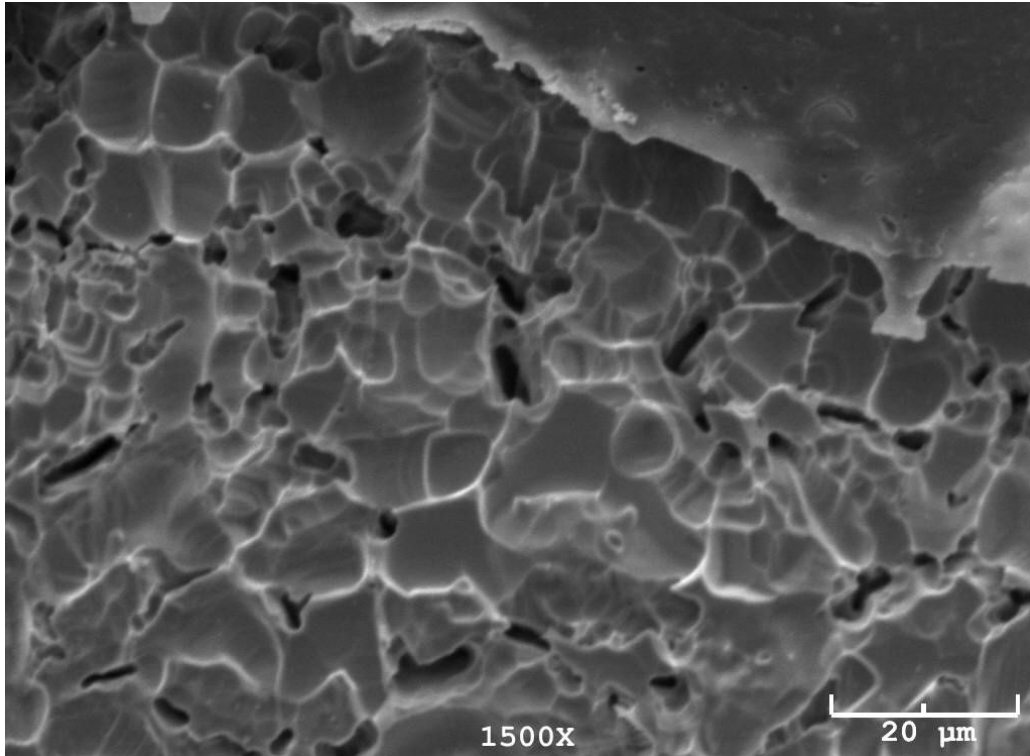
SEM ve optik fotoğraflarda görüldüğü üzere ITAB'da taneler, normal yapıya göre daha küçüktür. Bunun sebebi otojen kesme sırasında ısı etkisi ile rekristalizasyon meydana gelmesidir. ITAB kesim bölgesi boyunca 100 μm ile 200 μm arasında değişmektedir. Krom karbürler tane sınırlarında bazı bölgelerde noktasal olarak görünürken, bazı bölgelerde ise taneleri kısmen çevrelemişlerdir. Otojen kesmede kullanılan gazın oksijen olması sebebi ile ITAB ağırlıklı olmak üzere tane sınırlarında oksitlenmeler görülmektedir. Otojen kesme ile elde edilen kesim yüzeyi tatmin edici değildir.



Şekil 6.10 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin 200x SEM fotoğrafı



Şekil 6.11 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı

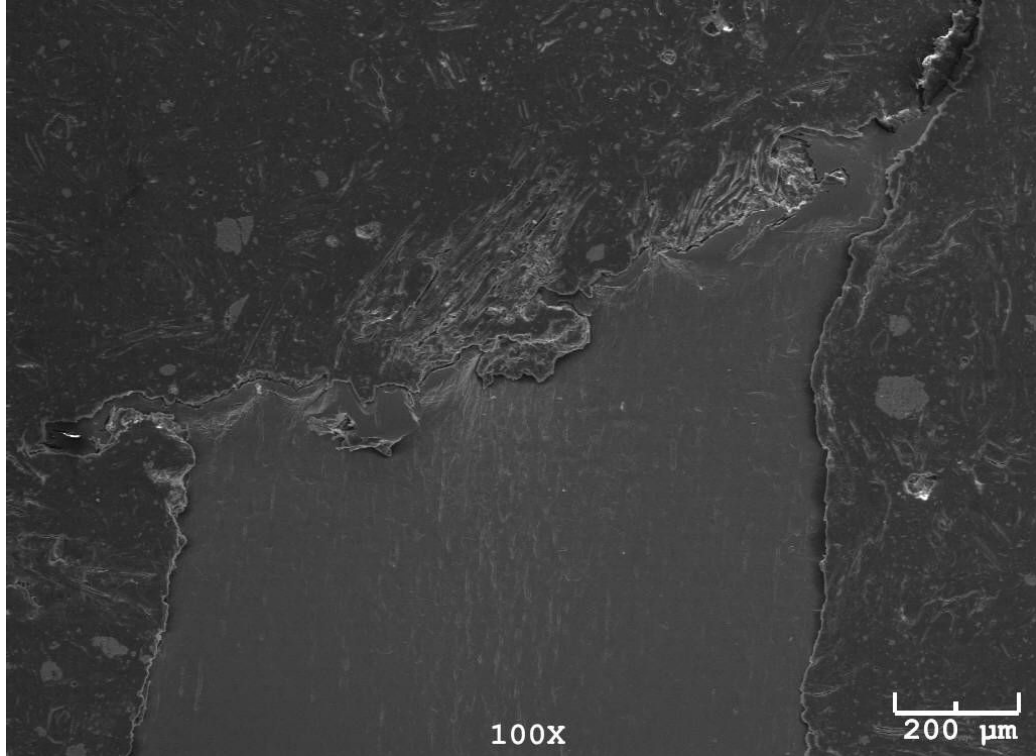


Şekil 6.12 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı

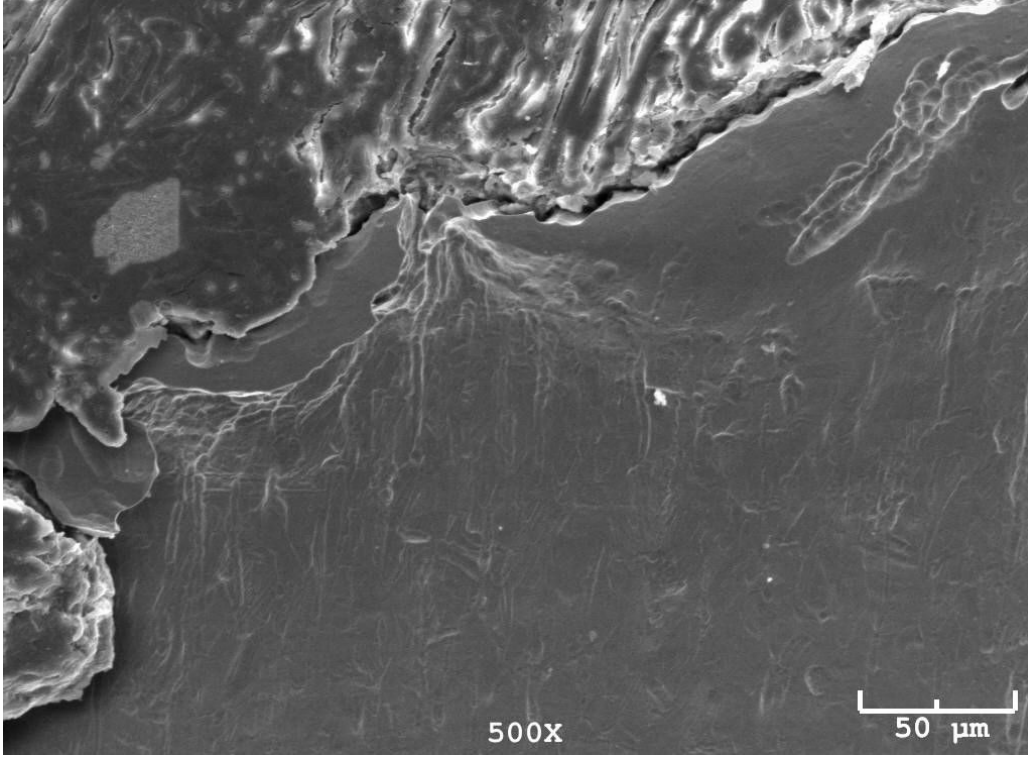
6.1.4 Su Jeti ile Kesim

Su jeti ile kesim yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin Şekil 6.13'te 100x, Şekil 6.14'te 500 x, SEM fotoğrafları ve Şekil 6.15'te 100x optik mikroskop fotoğrafı verilmiştir.

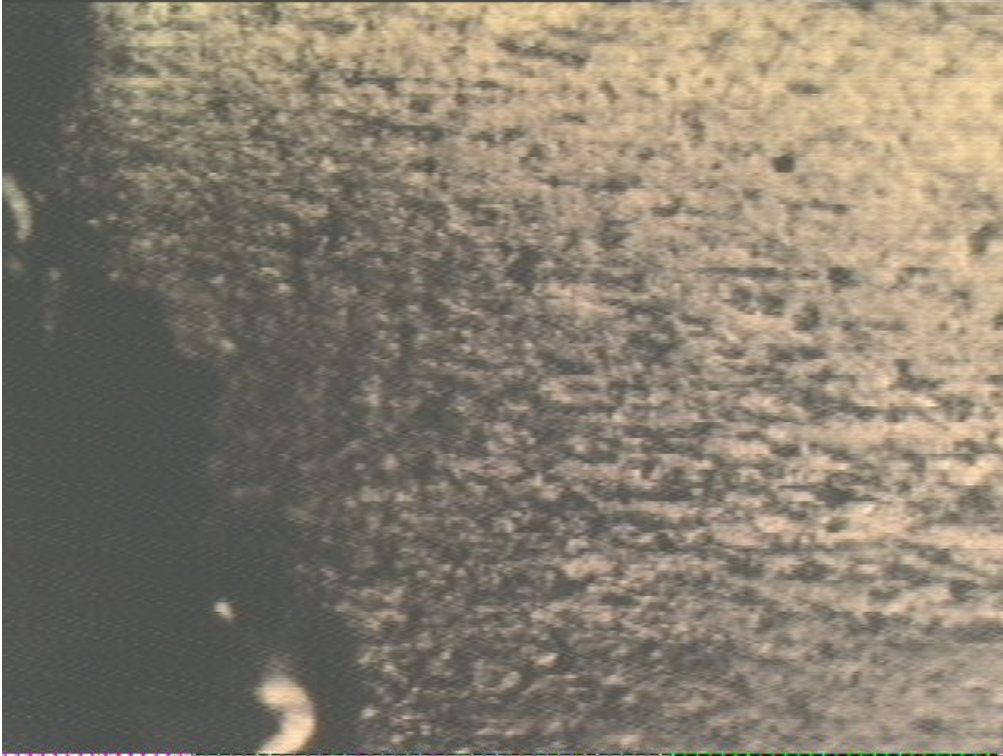
SEM ve optik fotoğraflarda görüldüğü üzere, su jetinde aşındırıcı olarak kullanılan garnet, kesim yüzeylerinden sekerek malzemenin diğer bölgelerine hasar vermektedir. Bu hasar Şekil 6.13'te görüldüğü gibi kesim bölgesinden 1 mm içeriye kadar devam etmektedir. Aşındırıcının malzemede yarattığı bu hasar ilerleyen zamanlarda çatlakların oluşmasına yol açabilecektir. Su jeti ile kesimde su ve aşındırıcının malzemeye fiziksel temasının oluşturduğu distorsiyon Şekil 6.15'te ki optik fotoğrafta görülmektedir.



Şekil 6.13 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin 100x SEM fotoğrafı



Şekil 6.14 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı

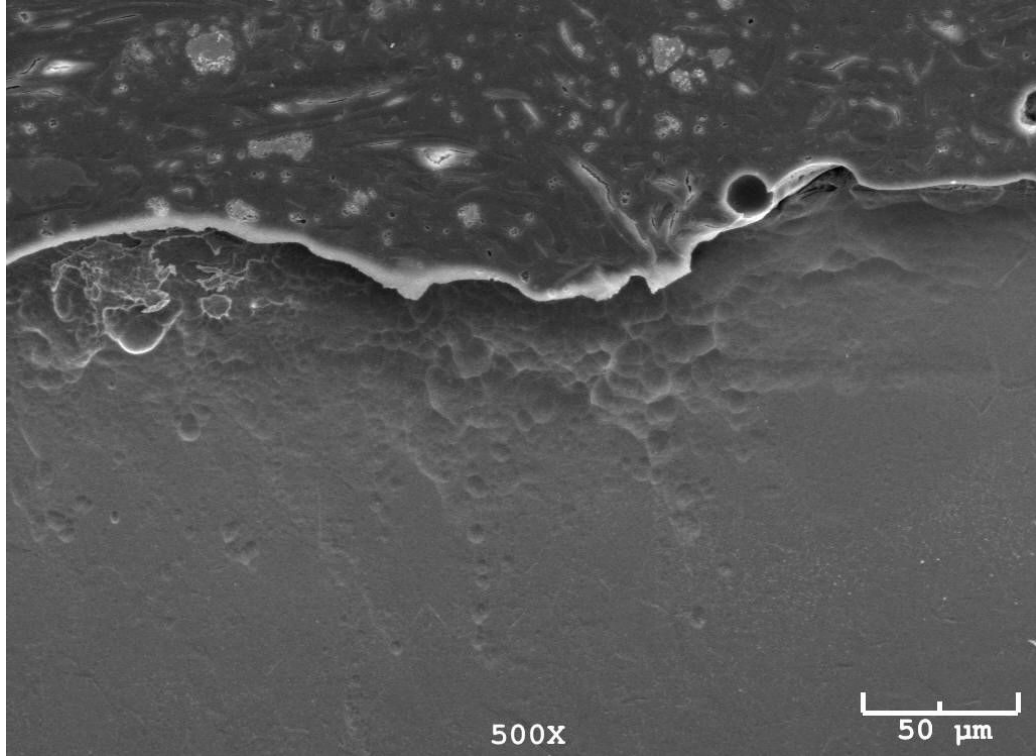


Şekil 6.15 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı

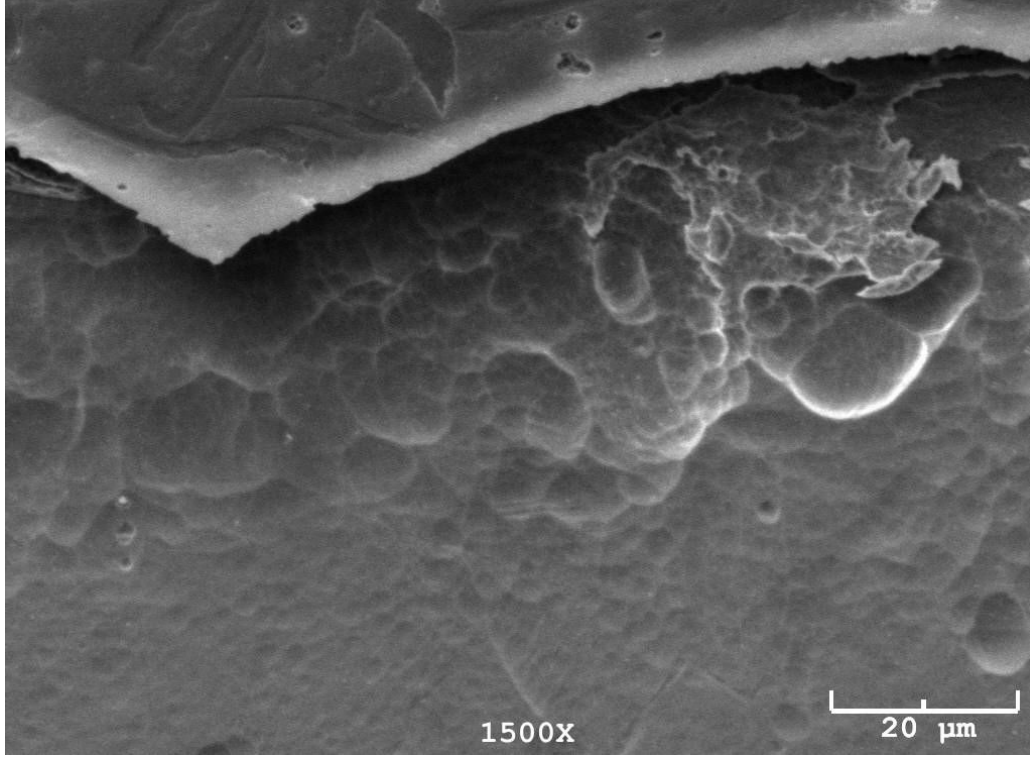
6.1.5 Tel Erozyon ile Kesim

Tel erozonla kesim yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin Şekil 6.16'da 500x, Şekil 6.17'de 1500x, 6.18'de 2000x SEM fotoğrafları ve Şekil Ek A.3'te 100x optik mikroskop fotoğrafı verilmiştir.

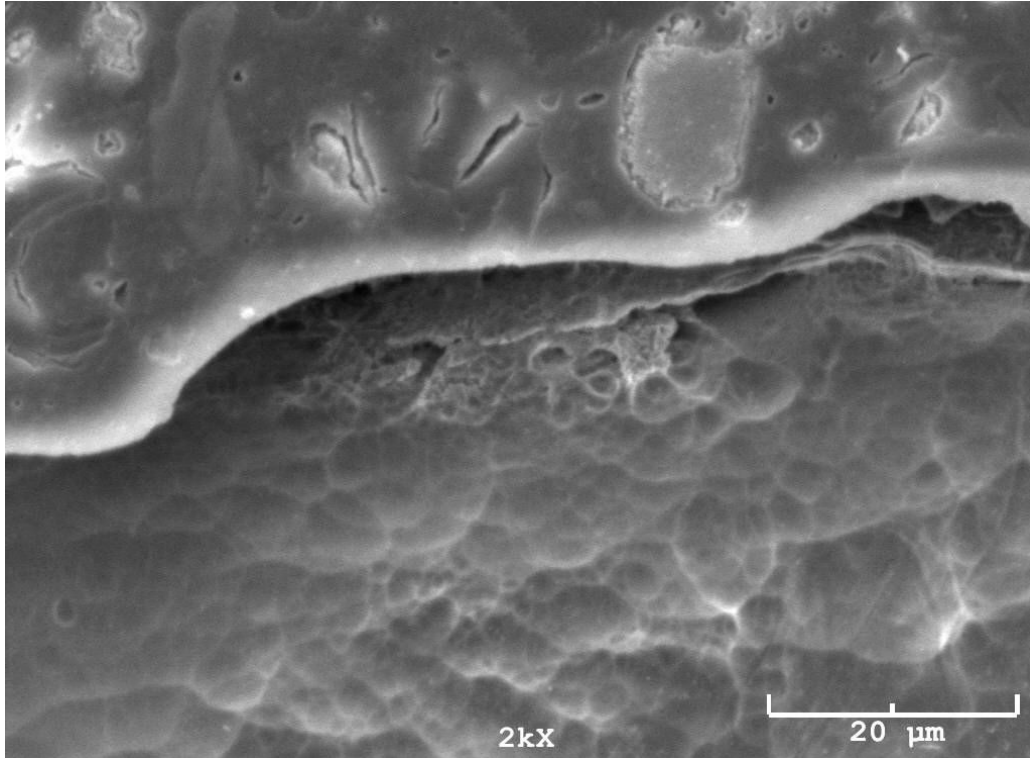
SEM ve optik mikroskop fotoğraflarında kesim sonrası tanelerin ve tane sınırlarının net olarak görünmemesi tel erozyonla yapılan kesimlerin genel bir karakteristiğidir. Bu kesim yönteminin çalışma prensibi olarak uygulanan mikrosaniye-milisaniye zaman birimindeki yükleme ve boşaltmalar sırasında yüzeyde çok ani ergime ve soğumaların olması sebebi ile kesimden sonra yüzey amorflaşma eğilimi göstermektedir. Bu sebeple kesimden sonra yapılan metalografik işlemlerde tane ve tane sınırlarının görünmemesi olağan bir durumdur.



Şekil 6.16 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı



Şekil 6.17 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı

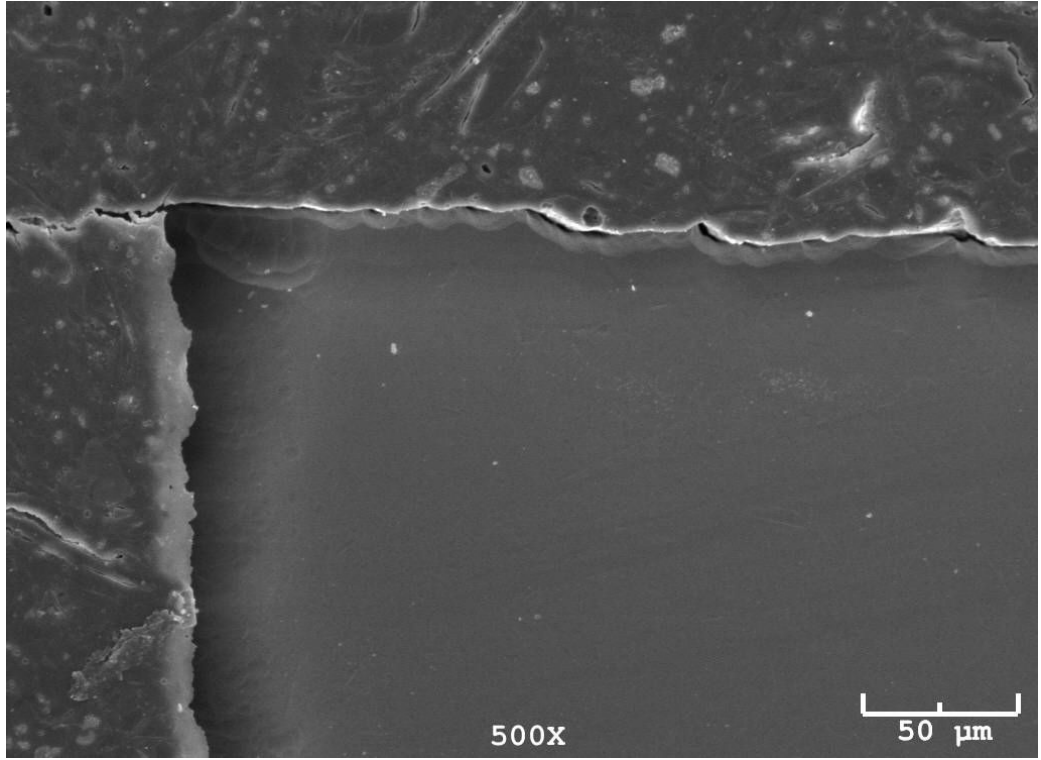


Şekil 6.18 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin 2000x SEM fotoğrafı

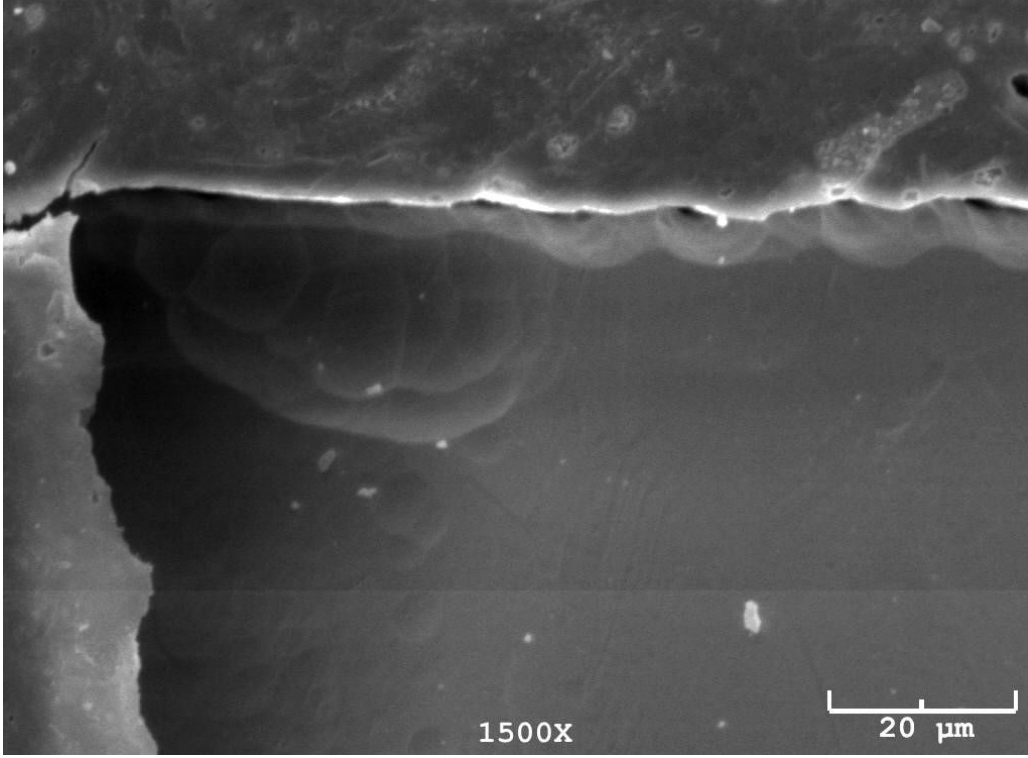
6.1.6 Avuç İçi Taşlama ile Kesim

Avuç içi taşlama ile kesim yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin Şekil 6.19'da 500x, Şekil 6.20'de 1500 x SEM fotoğrafları ve Şekil 6.21'de 25x optik mikroskop fotoğrafı verilmiştir.

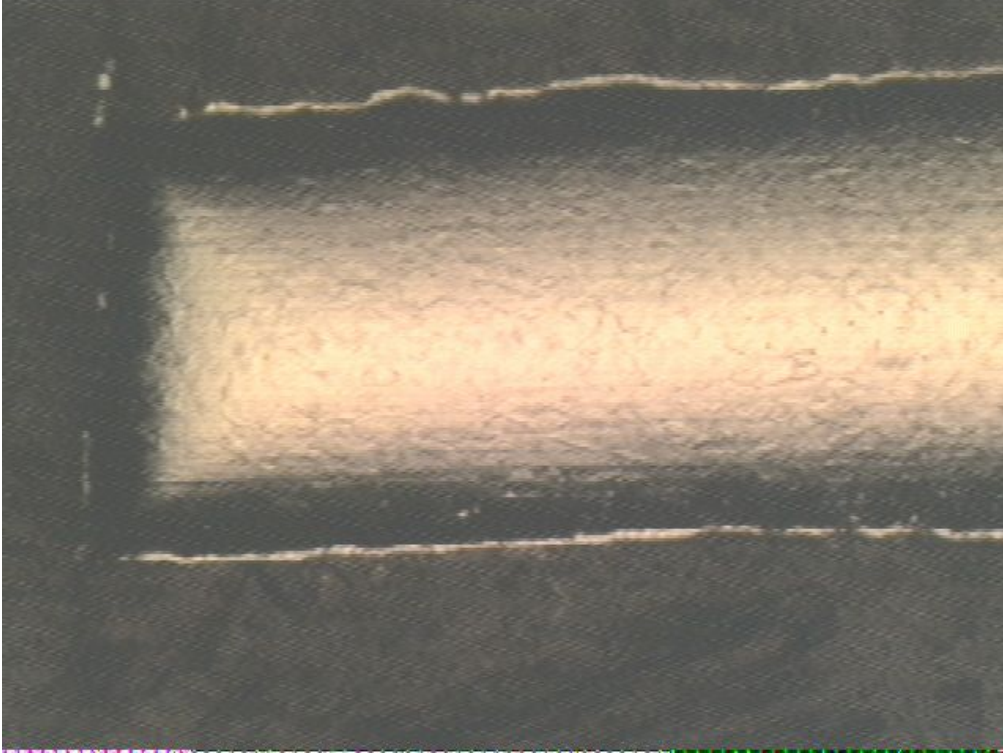
Şekil 6.21'teki optik mikroskop fotoğrafında görüldüğü üzere, avuç içi taşlama ile kesilen parçada büyük miktarda distorsiyon meydana gelmiştir. Şekil 6.23'te avuç içi taşlama cihazının kesimi yapmak için temas ettiği ilk noktada aşırı distorsiyon oluşturduğu görülmektedir.



Şekil 6.19 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı



Şekil 6.20 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı

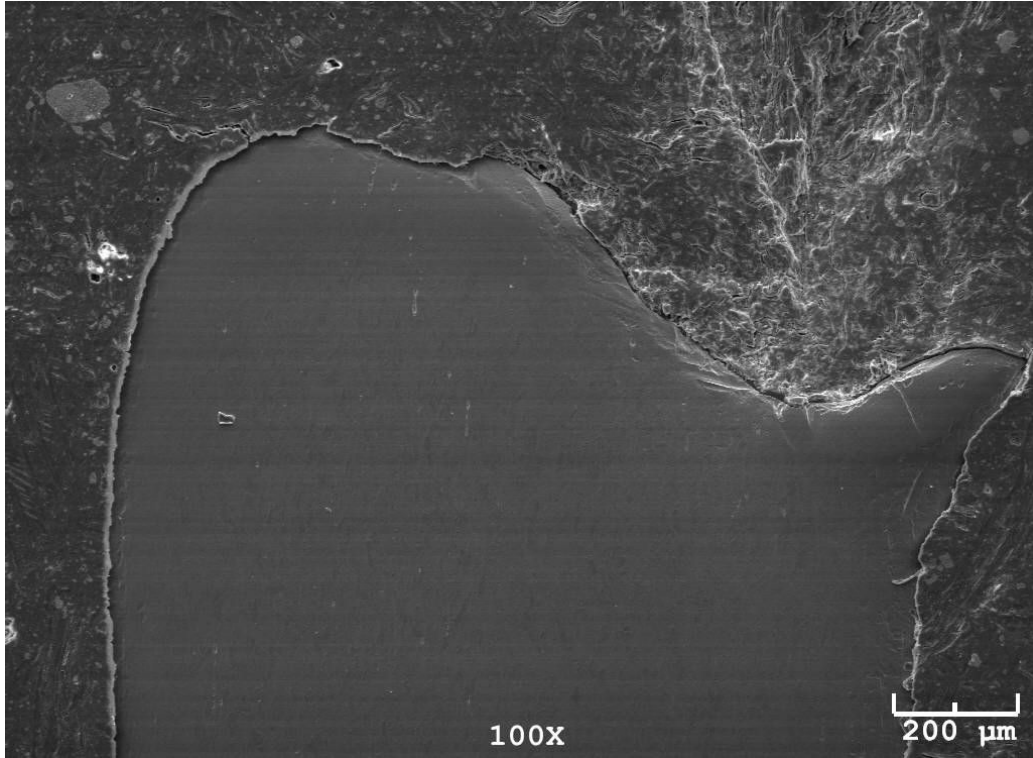


Şekil 6.21 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin optik 25x optik mikroskop fotoğrafı

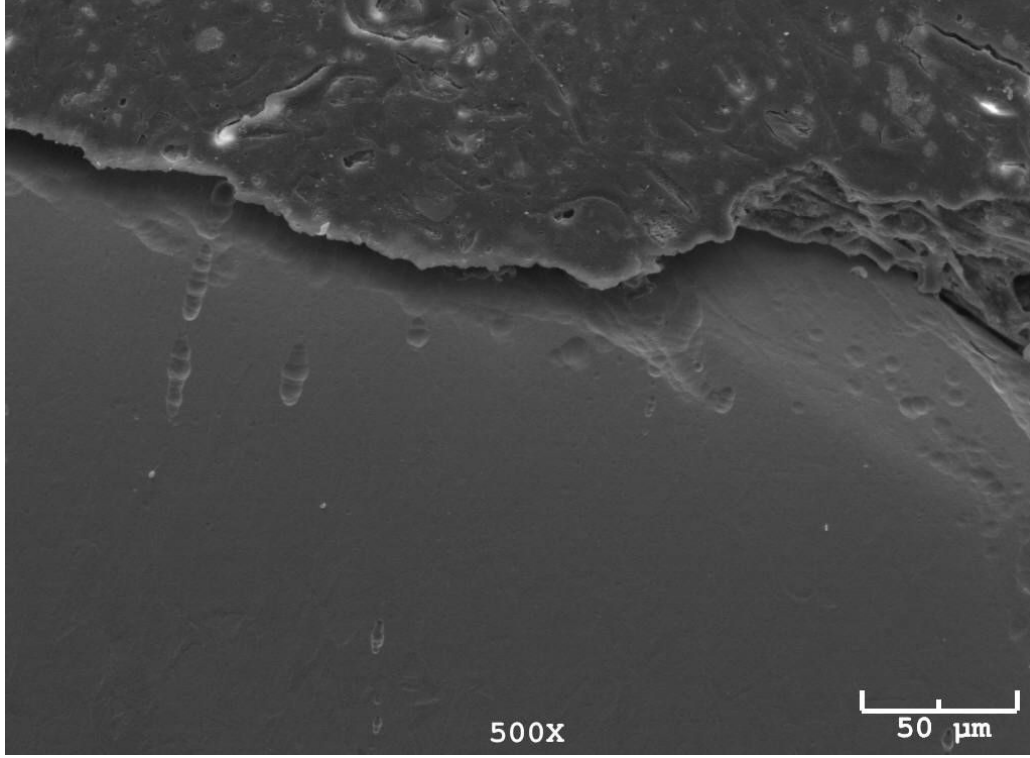
6.1.7 Testere ile Kesim

Metal testeresi ile kesim yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin Şekil 6.22’de 100x, Şekil 6.23’te 500x, 6.24’te 1500x SEM fotoğrafları verilmiştir.

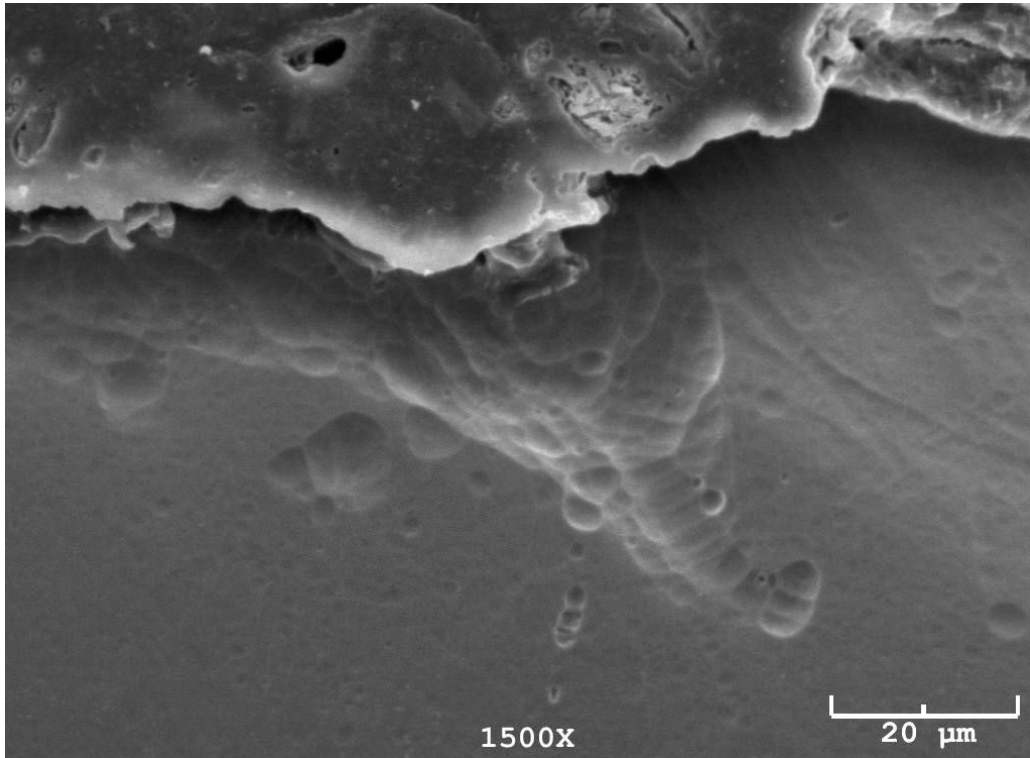
Şekillerde görüldüğü gibi metal testeresi ile yapılan kesimlerde düzgün yüzeyler elde edilememiştir. Şekil 6.24 metal testeresinin süreksiz bir kesim olması sonucunda ortaya çıkan bölgesel distorsiyonu göstermektedir.



Şekil 6.22 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin 100x SEM fotoğrafı



Şekil 6.23 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin 500x SEM fotoğrafı



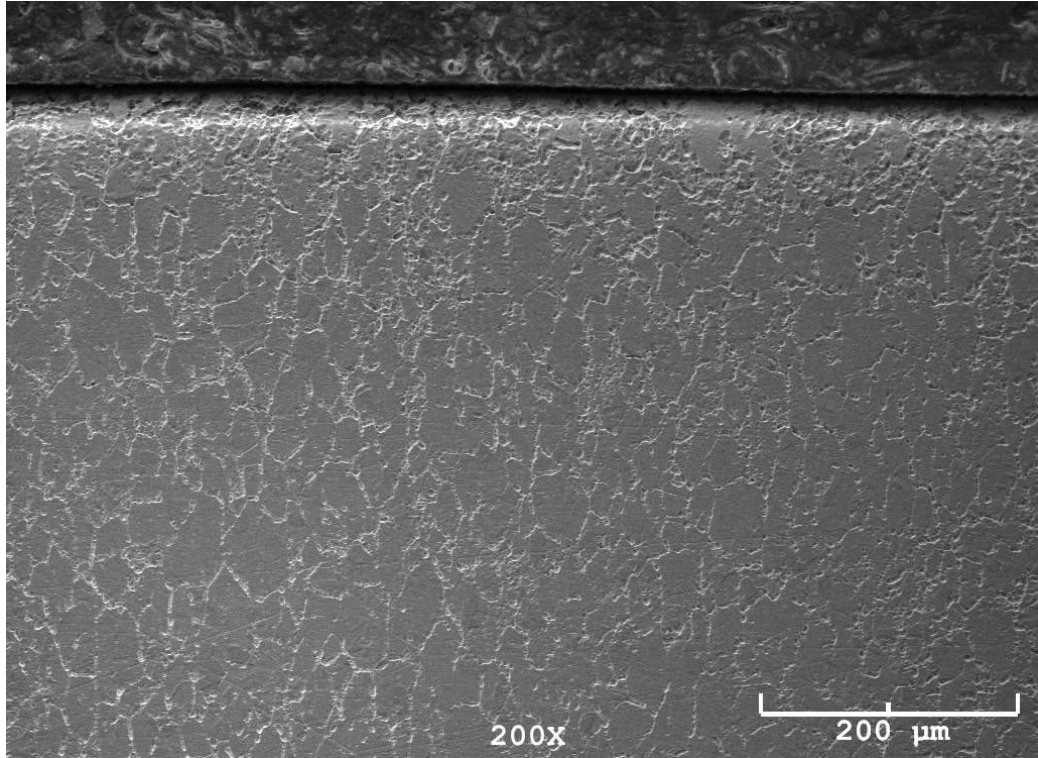
Şekil 6.24 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin 1500x SEM fotoğrafı

6.2 Isıl İşlem Sonrası Yapılar

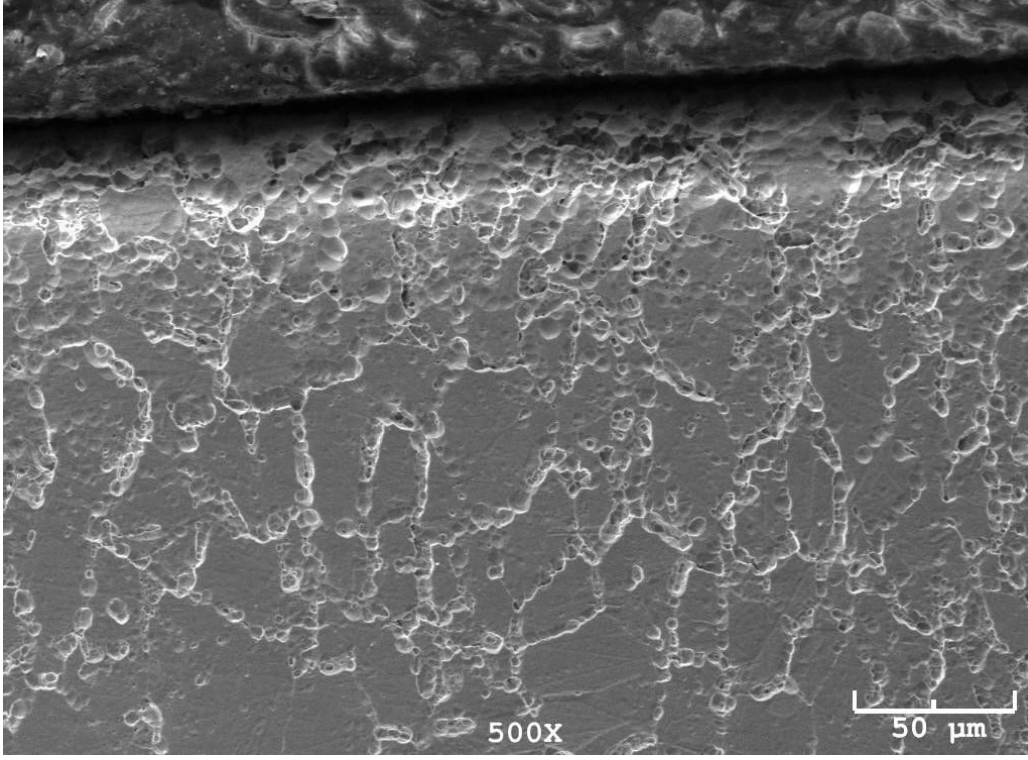
6.2.1 Lazer Kesim

1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans değerleri kullanılarak lazer kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin normalizasyon tavlaması sonrası yapıları Şekil 6.25'te 200x, Şekil 6.26'da 500 x, Şekil 6.27'de 1500x SEM fotoğrafları ve Şekil Ek A.4'te 100x optik mikroskop fotoğrafı olarak verilmiştir.

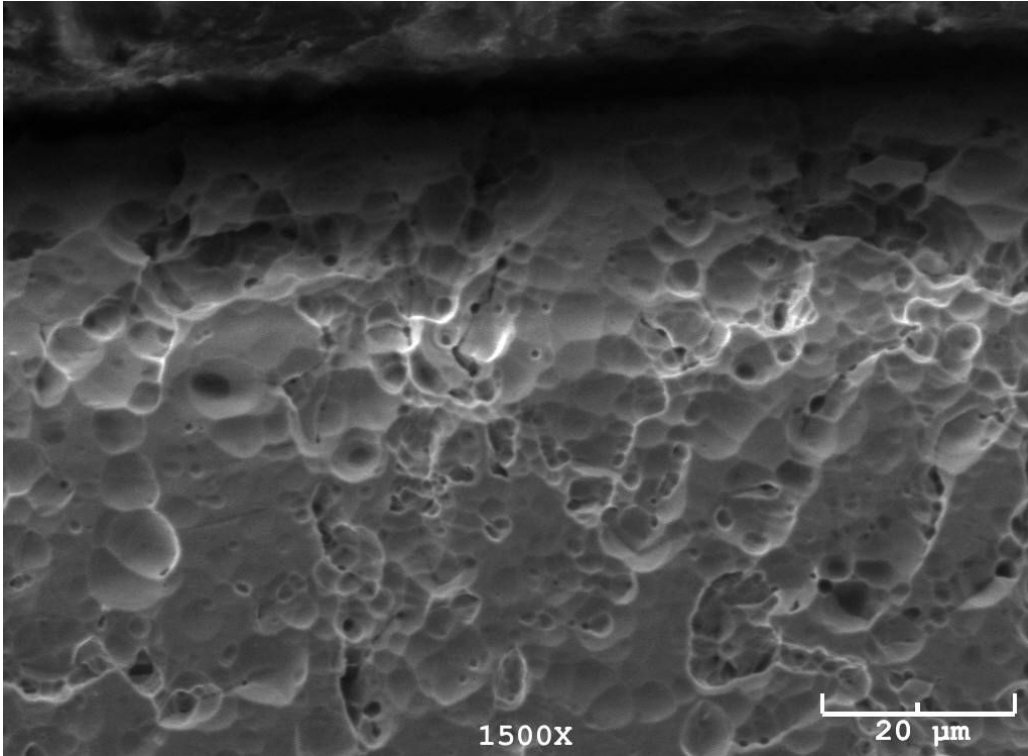
SEM ve optik mikroskop fotoğraflarında görüldüğü üzere kesim sonrasında ITAB'da rekristalizasyon sebebi ile oluşmuş olan küçük taneler normalizasyon tavlaması sonrasında ısıdan etkilenmeyen bölgelerdeki tanelerle aynı büyüklüğe gelmiştir ve homojen bir tane yapısı oluşmuştur.



Şekil 6.25 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı



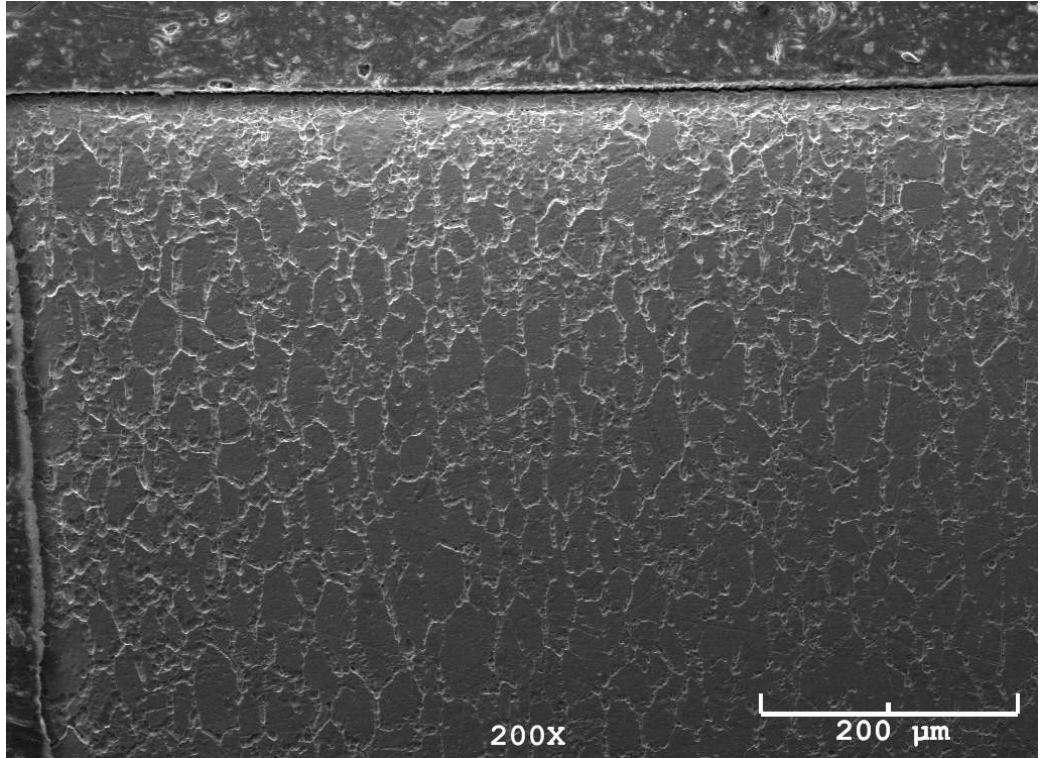
Şekil 6.26 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı



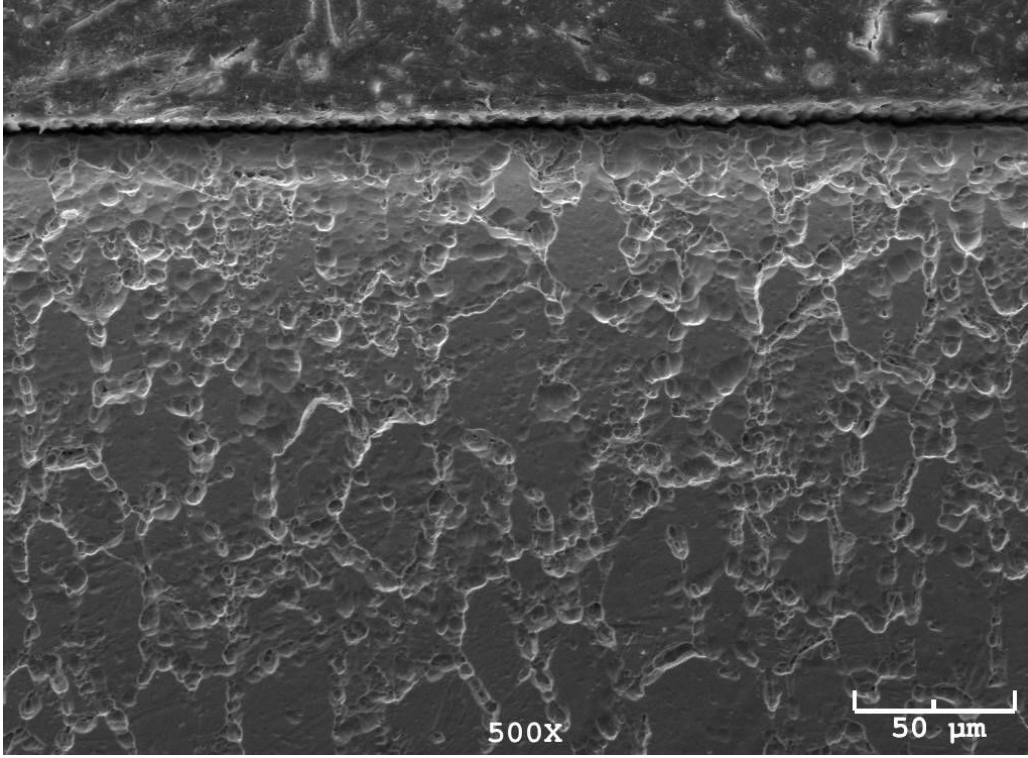
Şekil 6.27 : 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı

0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans değerleri kullanılarak lazer kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin normalizasyon tavlaması sonrası yapıları Şekil 6.28’de 200x, Şekil 6.29’da 500 x, Şekil 6.30’da 1500x SEM fotoğrafları ve Ek A.5’te 100x optik mikroskop fotoğrafı olarak verilmiştir.

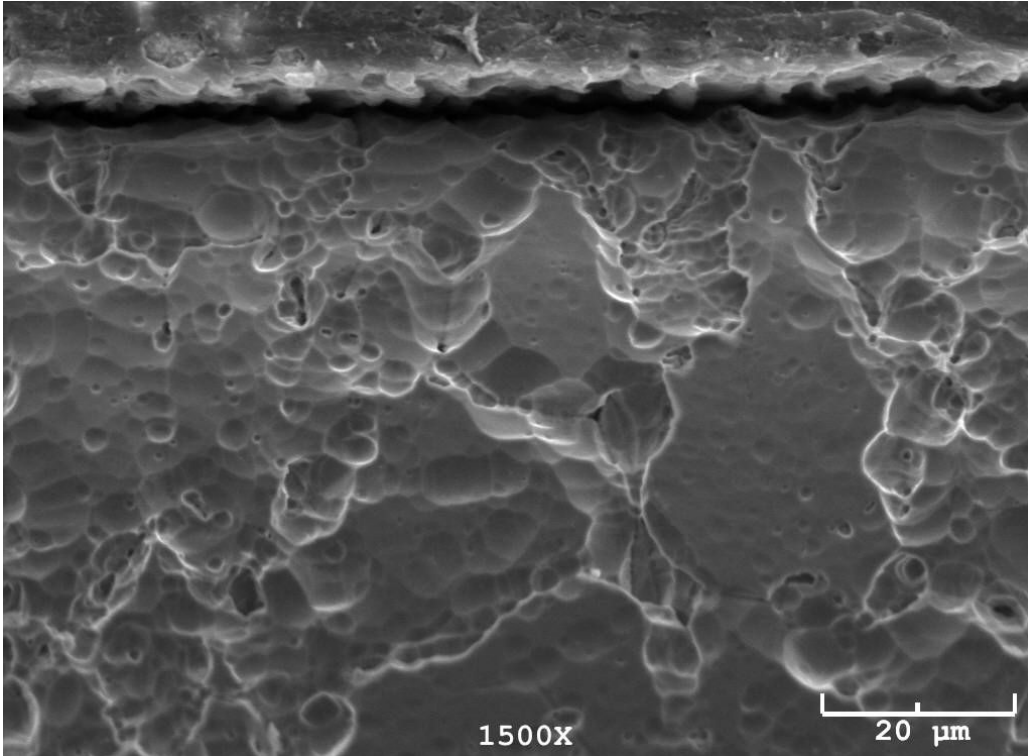
SEM ve optik mikroskop fotoğraflarında görüldüğü üzere kesim sonrasında ITAB’da rekristalizasyon sebebi ile oluşmuş olan küçük taneler, diğer lazer kesimde olduğu gibi normalizasyon tavlaması sonrasında ısıdan etkilenmeyen bölgelerdeki tanelerle aynı büyüklüğe gelmiştir ve homojen bir tane yapısı oluşmuştur.



Şekil 6.28 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı



Şekil 6.29 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı

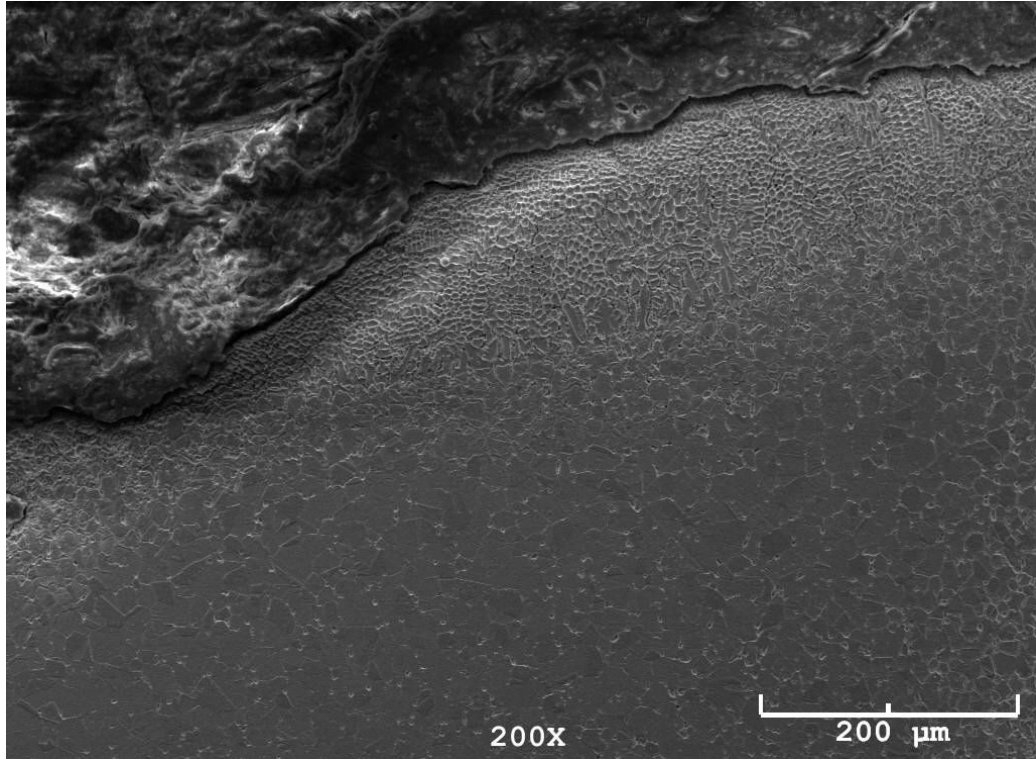


Şekil 6.30 : 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı

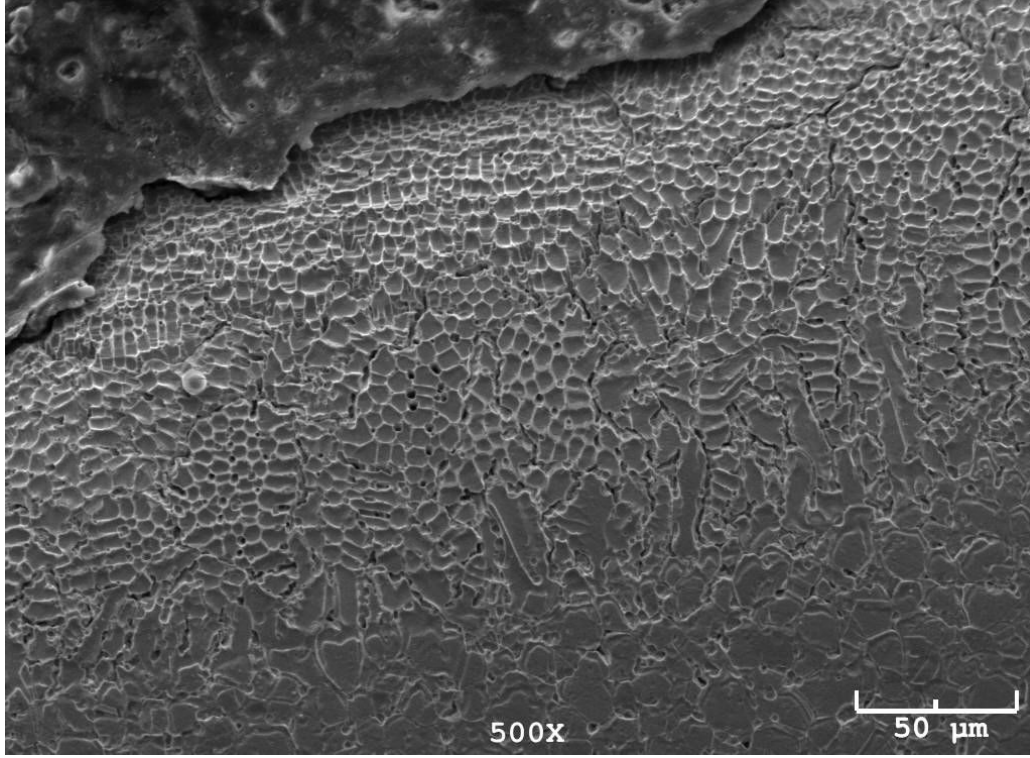
6.2.2 Plazma Kesim

Plazma kesim yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin normalizasyon tavlaması sonrası yapıları Şekil 6.31’de 200x, Şekil 6.32’de 500x, Şekil 6.33’te 1500 X SEM fotoğrafları ve Şekil Ek A.6’da 100x optik mikroskop fotoğrafı olarak verilmiştir.

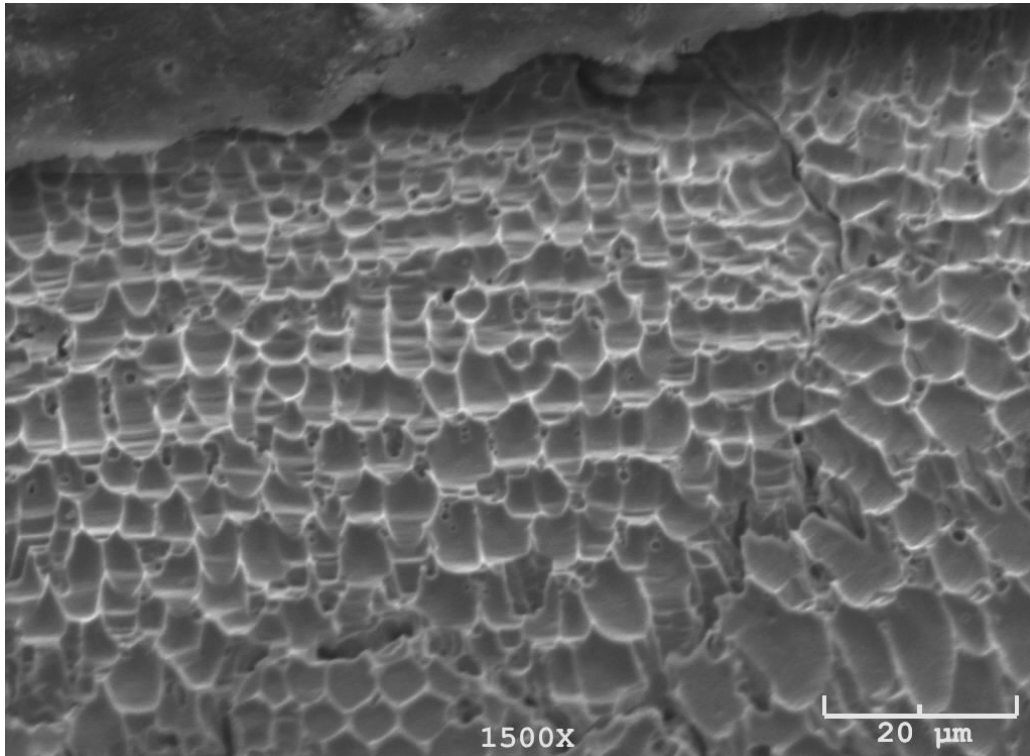
SEM ve optik mikroskop fotoğraflarında görüldüğü üzere plazma kesim sonrasında tane sınırlarında oluşan oksitler normalizasyon tavlaması öncesinde yapılan asitle muamele işlemi ile ortadan kaldırılmıştır. Kesim sonrası yapıda nadir olarak görülen krom-karbür’lerin tavlama sonrası tane sınırlarında arttığı görülmektedir. Bununla birlikte ITAB’daki tane büyüklüğü, kesim sonrasında olduğu gibi, ısıdan etkilenmeyen bölgedeki tane büyüklüğüne göre daha küçüktür.



Şekil 6.31 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı



Şekil 6.32 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıl işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı

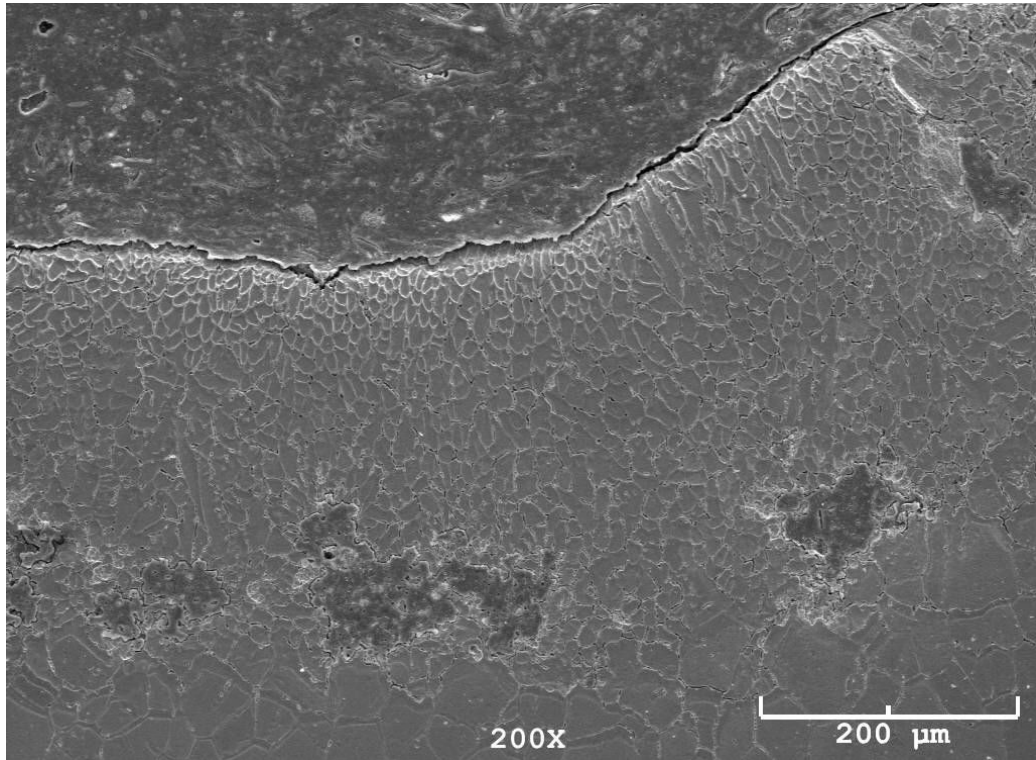


Şekil 6.33 : Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıl işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı

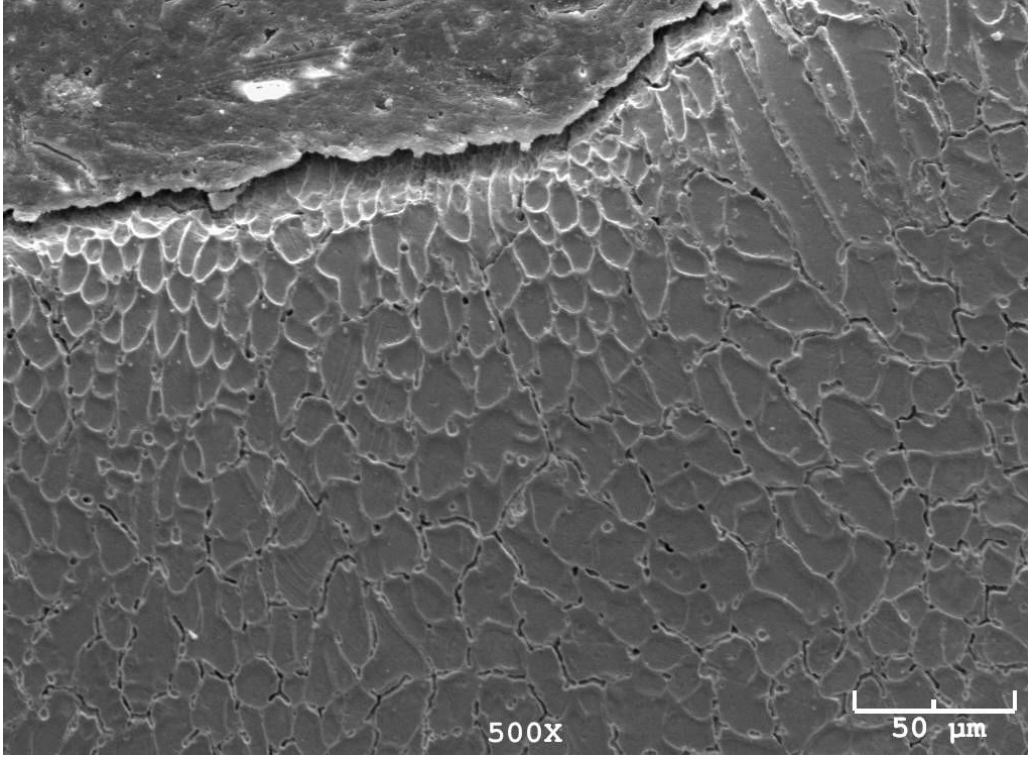
6.2.3 Otojen Kesme

Otojen kesme yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin normalizasyon tavlaması sonrası yapıları Şekil 6.34'te 200x, Şekil 6.35'te 500x, Şekil 6.36'da 1500x SEM fotoğrafları ve Ek A.7'de 100x optik mikroskop fotoğrafı olarak verilmiştir.

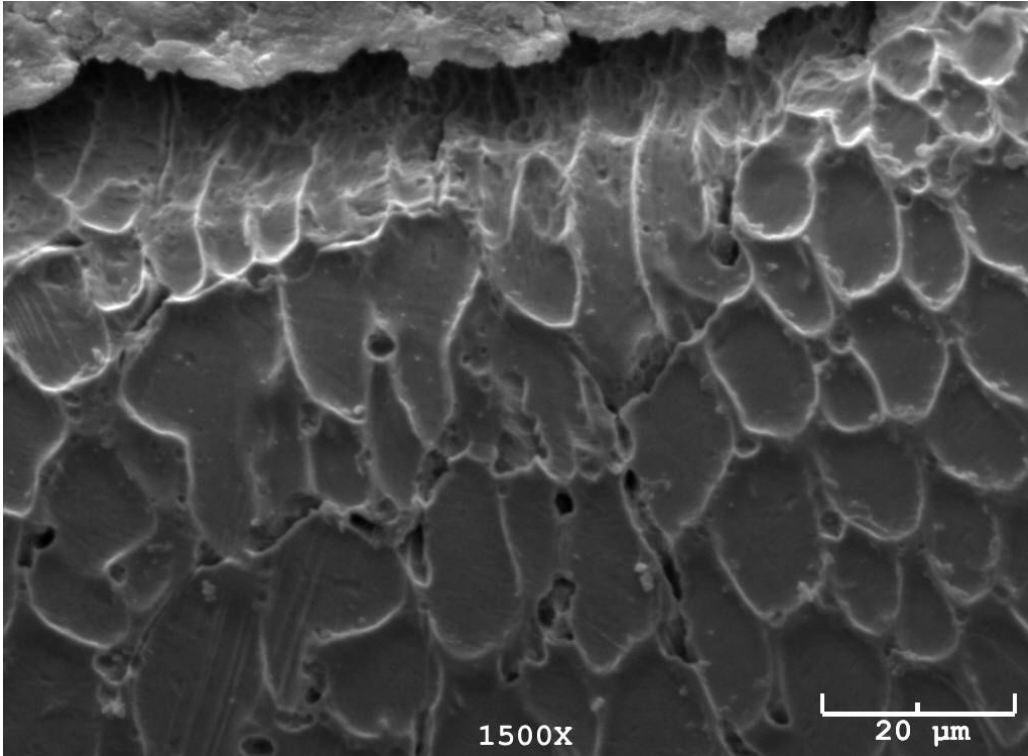
SEM ve optik mikroskop fotoğraflarında görüldüğü üzere plazma kesim sonrasında tane sınırlarında oluşan oksitler plazma kesimde olduğu gibi, normalizasyon tavlaması öncesinde yapılan asitle muamele işlemi ile büyük oranda ortadan kaldırılmıştır. Otojen kesim sonrası yapıda görülen krom-karbür'ler tavlama sonrası tane sınırlarında artmıştır. Bununla birlikte ITAB'daki tane büyüklüğü, kesim sonrasında olduğu gibi ısıdan etkilenmeyen bölgedeki tane büyüklüğüne göre daha küçüktür.



Şekil 6.34 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı



Şekil 6.35 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı

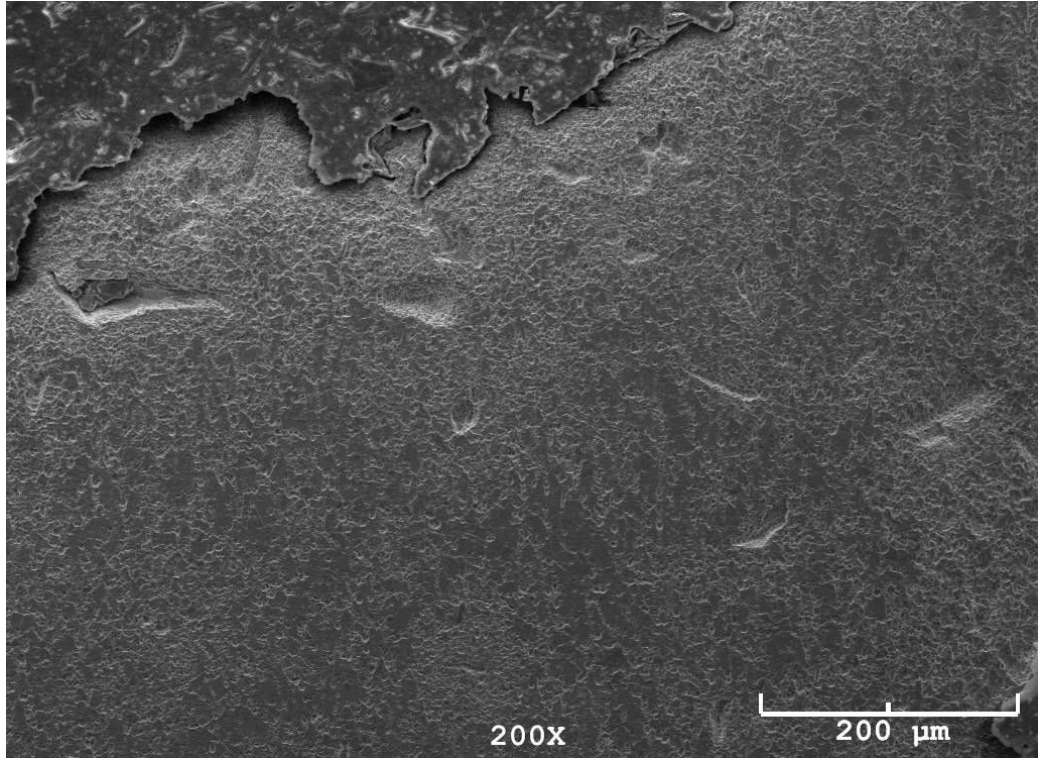


Şekil 6.36 : Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı

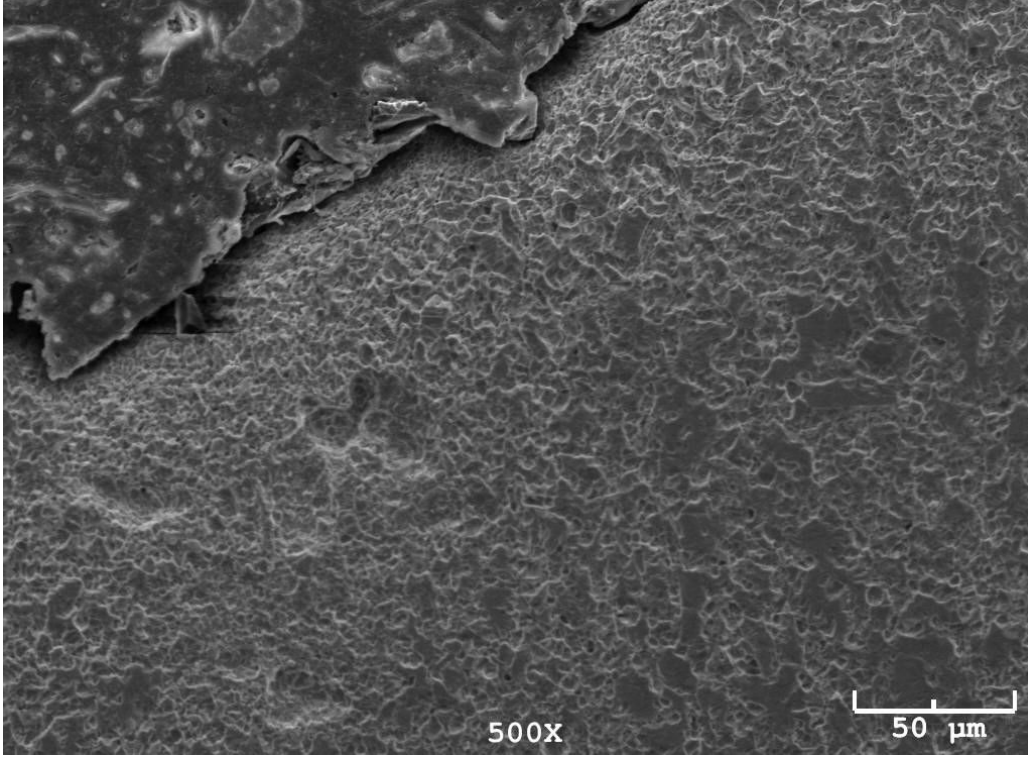
6.2.4 Su Jeti ile Kesim

Su jeti ile kesme yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin normalizasyon tavlaması sonrası yapıları Şekil 6.37’de 200x, Şekil 6.38’de 500x, Şekil 6.39’da 1500x SEM fotoğrafları ve Ek A.8’de 100x optik mikroskop fotoğrafı olarak verilmiştir.

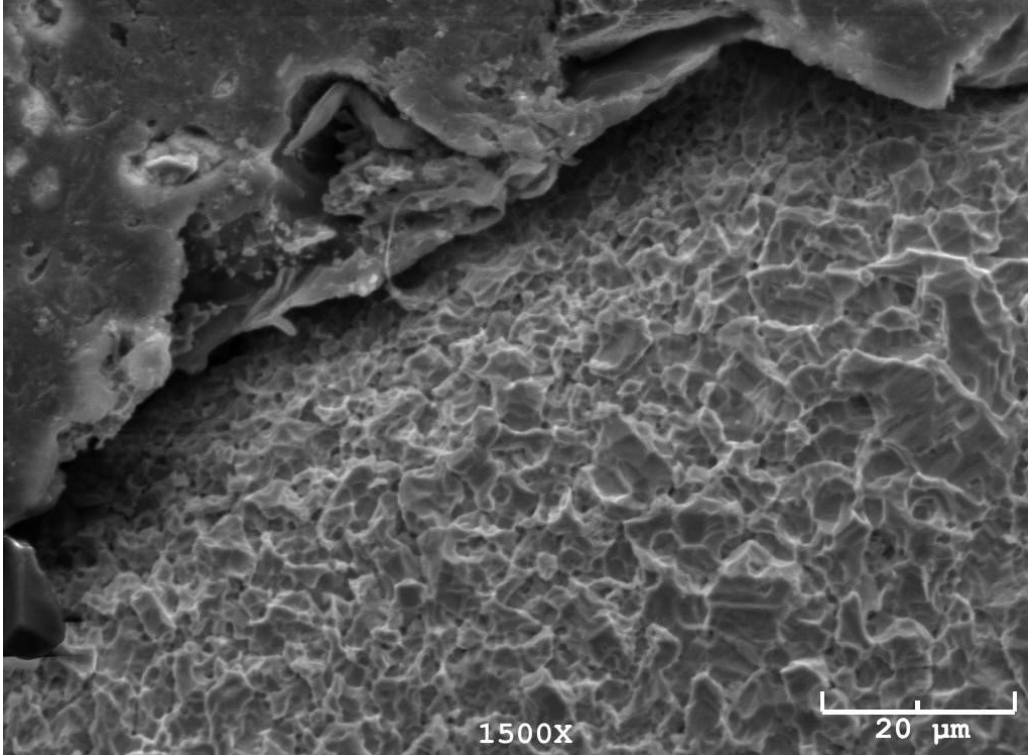
Su jeti ile kesim işleminde ITAB oluşmadığından, bu kesimde tavlama ile bozulan tane yapısı düzeltmek mümkün değildir. SEM ve optik mikroskop fotoğraflarından görüldüğü üzere tavlama sonrası yapıda da aşındırıcının (garnet) malzeme üzerinde yarattığı hasarın tavlama sonrasında devam ettiği görülmektedir. Bununla birlikte Şekil 6.47’de elde edilen kesme yüzeyi kalitesinin tatmin edici olmadığı ve malzemede kesim işlemi sırasında yaratılan distorsiyon görülebilmektedir.



Şekil 6.37 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı



Şekil 6.38 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı

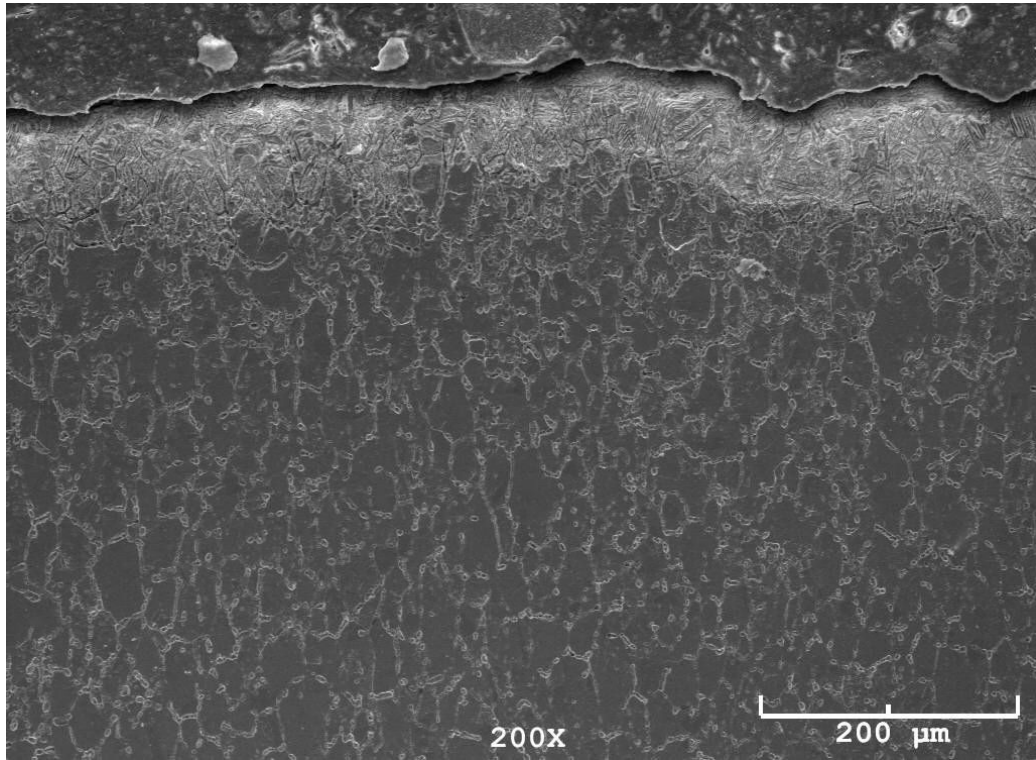


Şekil 6.39 : Su jeti ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı

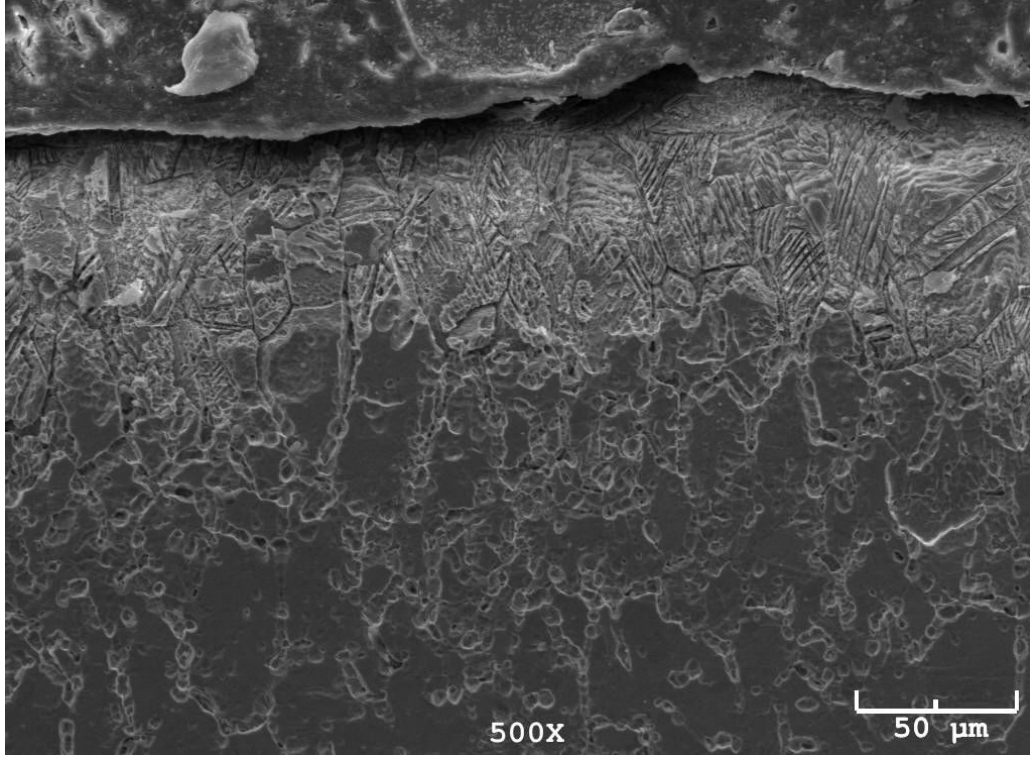
6.2.5 Tel Erozyon ile Kesim

Tel erozyon ile kesme yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin normalizasyon tavlaması sonrası yapıları Şekil 6.40'ta 200x, Şekil 6.41'de 500x, Şekil 6.42'de 1500x SEM fotoğrafları ve Ek A.9'da 100x optik mikroskop fotoğrafı olarak verilmiştir.

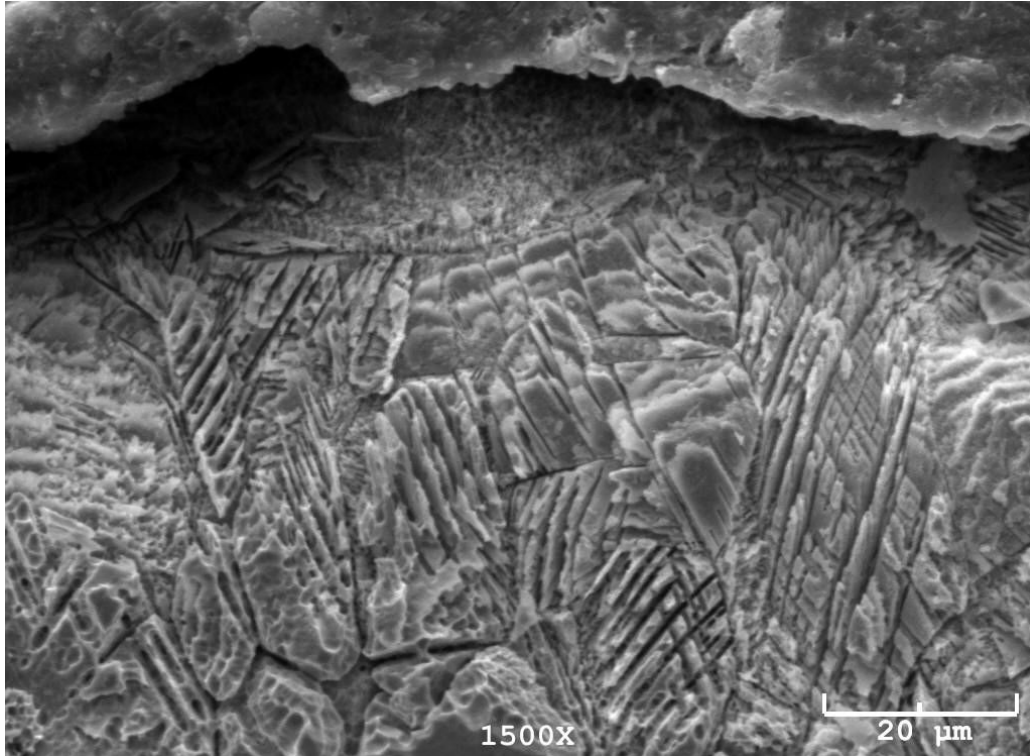
SEM ve optik mikroskop fotoğraflarından görüldüğü üzere kesim sırasında ITAB'da rekristalizasyon sebebi ile oluşmuş olan küçük taneler, normalizasyon tavlaması sonucunda ısıdan etkilenmeyen bölgelerdeki tanelerle yaklaşık olarak aynı büyüklüğe gelmiştir. ITAB'da tane büyümesi sonucu tavlama ikizlerinin oluştuğu görülmektedir.



Şekil 6.40 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı



Şekil 6.41 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı

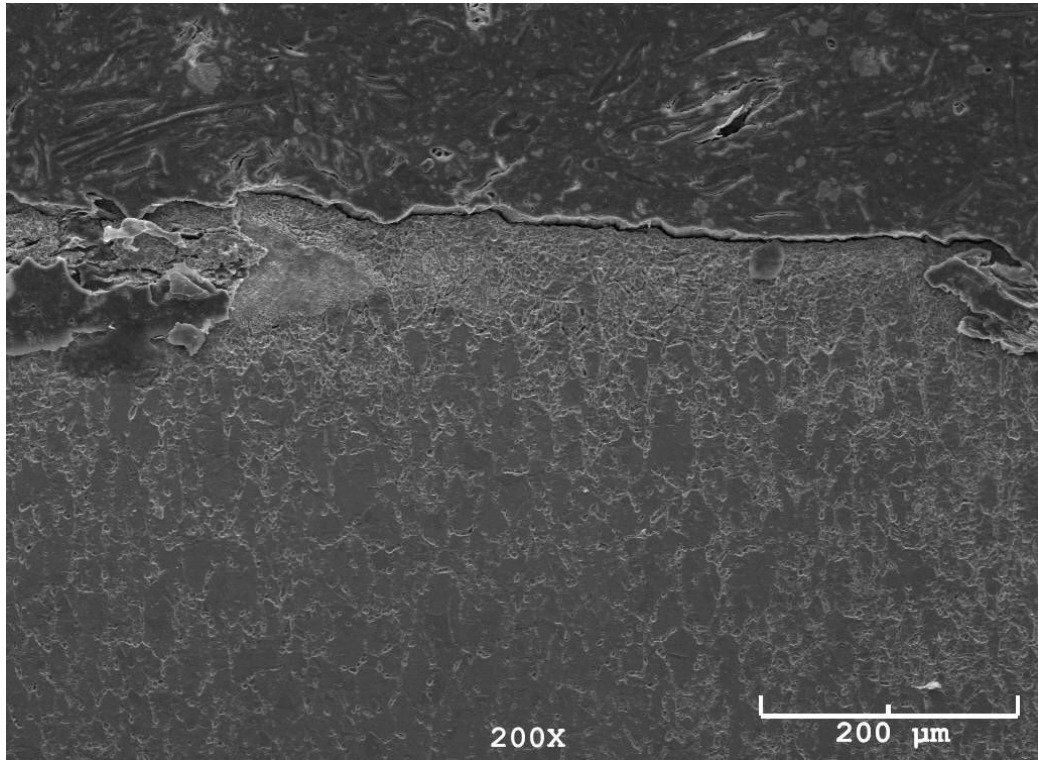


Şekil 6.42 : Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı

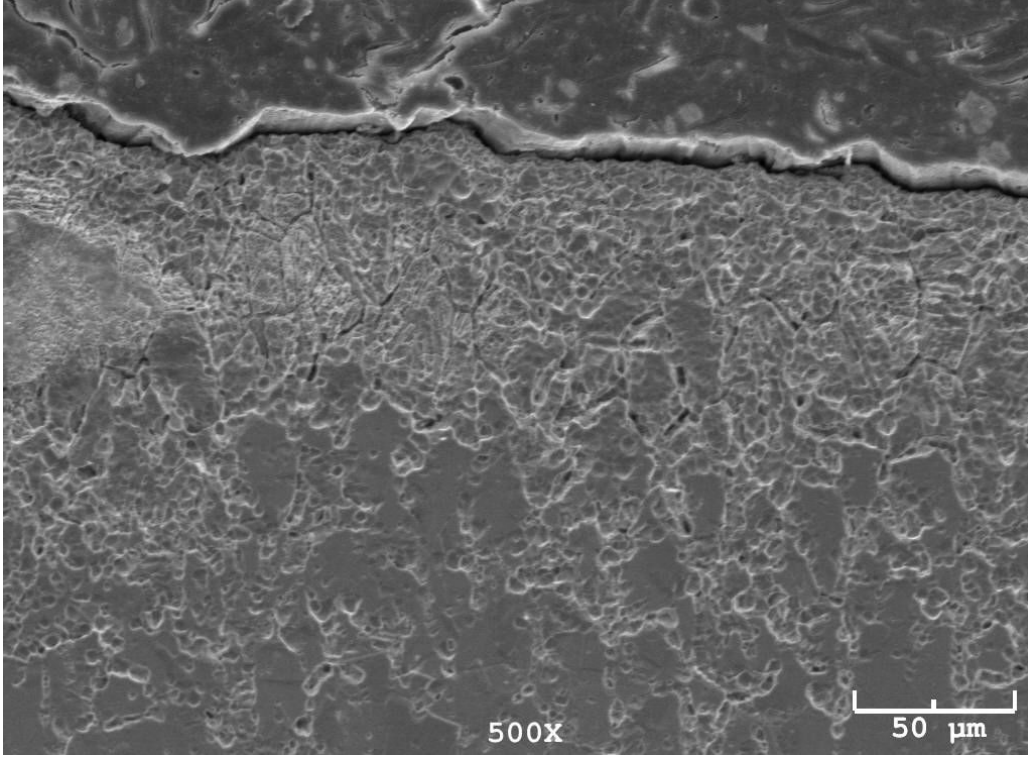
6.2.6 Avuç İçi Taşlama ile Kesim

Avuç içi taşlama ile kesim yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin normalizasyon tavlaması sonrası yapıları Şekil 6.43'te 200x, Şekil 6.44'te 500x, Şekil 6.45'te 1500x SEM fotoğrafları ve Ek A.10'da 100x optik mikroskop fotoğrafı olarak verilmiştir.

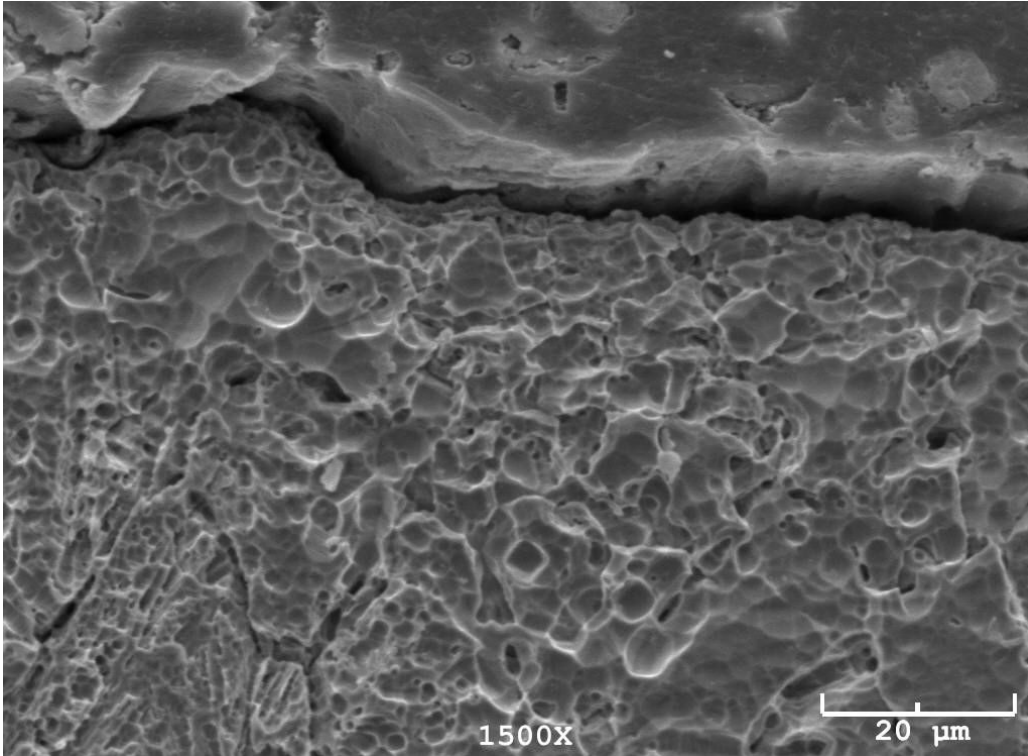
SEM ve optik mikroskop fotoğraflarından görüldüğü üzere tane büyüklükleri malzeme boyunca homojen olmasına rağmen avuç içi taşlama cihazının malzemeye fiziksel teması sonucu yaklaşık 100 μm 'lik bir bölgede malzeme yapısının zarar gördüğü ve ısıtıl işlem ile bunun düzeltilemediği görülmektedir. Şekil 6.53 ve Şekil 6.54'te tane sınırlarında az olmakla birlikte yer yer krom-karbürler görünmektedir.



Şekil 6.43 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı



Şekil 6.44 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı

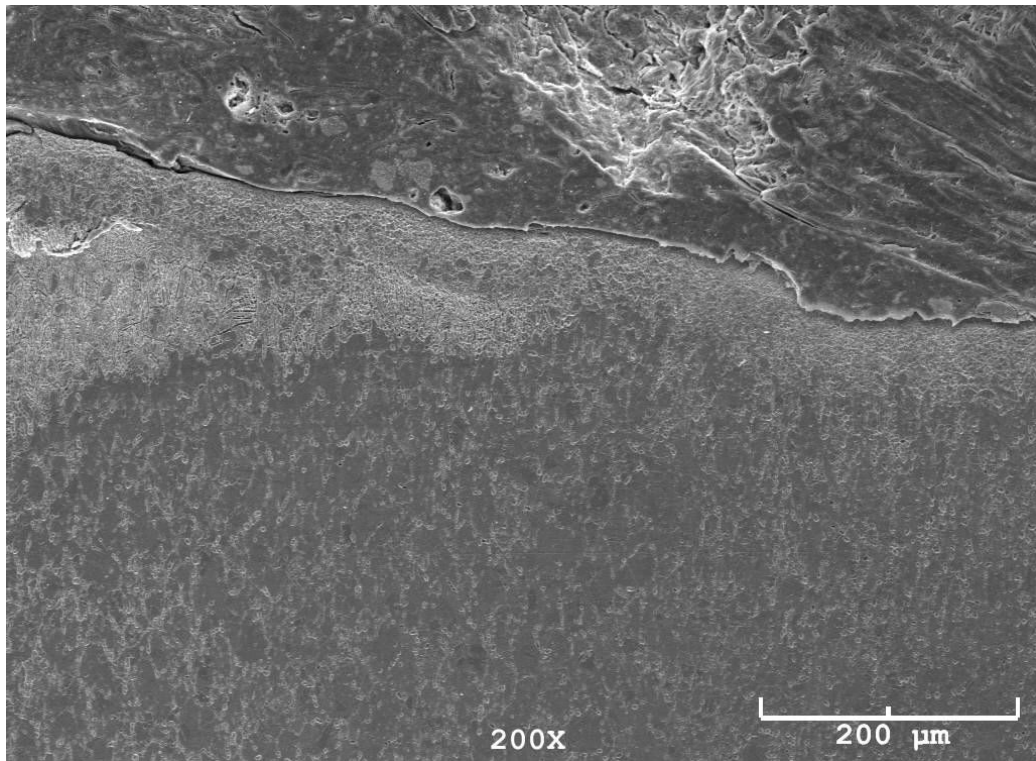


Şekil 6.45 : Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı

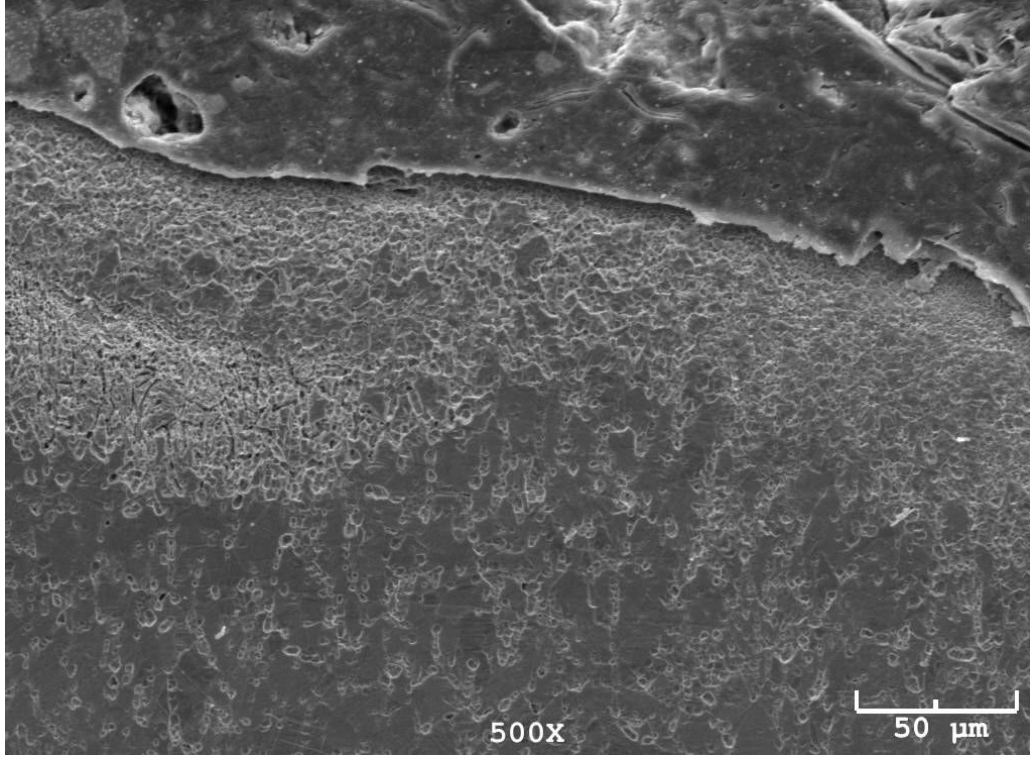
6.2.7 Testere ile Kesim

Metal testeresi ile kesim yöntemi kullanılarak kesimi yapılmış olan 316L çelik numunenin normalizasyon tavlaması sonrası yapıları Şekil 6.46'da 200x, Şekil 6.47'de 500x, Şekil 6.48'de 1500x SEM fotoğrafları ve Ek A.11'de 100x optik mikroskop fotoğrafı olarak verilmiştir.

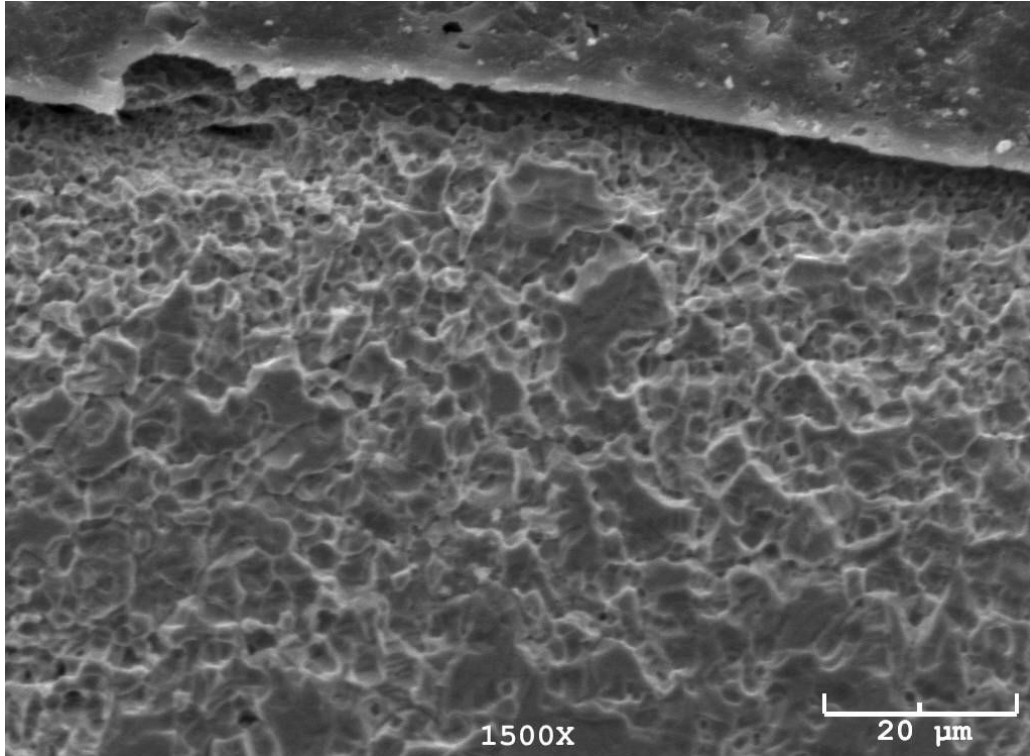
SEM ve optik mikroskop fotoğraflarından görüldüğü üzere testerenin temas ettiği bölgelerde zarar gören malzeme yapısı ısıtılma işlemle düzeltilememiştir. Şekil 6.59'da metal testeresinin yarattığı distorsiyon ve düzgün olmayan kesim yüzeyi görülmektedir.



Şekil 6.46 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin ısıtılma işlem sonrası 200x SEM fotoğrafı



Şekil 6.47 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 500x SEM fotoğrafı



Şekil 6.48 : Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 1500x SEM fotoğrafı

7. GENEL SONUÇ VE İRDELEMELER

316L çeliğin lazer kesim, plazma kesim, otojen kesme, su jeti ile kesim, tel erozyon ile kesim, avuç içi taşlama ile kesim ve metal testeresi ile kesim yöntemleri ile kesilmesi ve ardından uygulanan ısıtma işlemi sonucunda elde edilen deneysel verileri şu şekilde özetlemek mümkündür;

- Lazer kesim yöntemi ile kesilen numunelerde, kesim sonrasında ve asitle muamele işlemi sonrasında elde edilen kesim karakteristiği ve yüzey kalitesi, lazer kesimle ilgili literatürle bağdaşmaktadır [38]. Bu yöntemle kesim sonrasında ve asitle muamele işlemi sonrasında düzgün kesim yüzeyleri elde edilmiştir. Lazerin ısıtma etkisi sebebi ile 10µm ile 20µm genişliğinde ITAB'ın (ısıtma terisi altındaki bölge) oluştuğu, fakat oluşan ITAB'ın plazma kesim, otojen kesme ve tel erozyon ile kesimde oluşan ITAB'a göre daha az olduğu görülmektedir. Kesim sonrasında, bu bölgedeki tanelerin ısıtma etkilenmeyen bölgelerdeki tanelere göre daha küçük olduğu görülmüş ve yapılan normalizasyon tavlama işleminin ardından ITAB'daki tanelerin büyüterek malzemenin homojen bir yapıya ulaşıldığı görülmektedir.

- Plazma kesim yöntemi ile düzgün kesim yüzeyi elde edilememiştir. Numunelerde ısıtma etkileri sebebi ile oluşan ITAB lazer kesimde oluşan ITAB'dan çok daha büyüktür (yaklaşık 200µm) . Plazma kesimde ITAB'ın büyüklüğü ve kesim bölgesinde elde edilen malzeme yapısı literatürle benzerlik göstermektedir [39,40]. ITAB'da tane küçülmesi olmuş ve tane sınırlarında oksitlenmeler meydana gelmiştir. Isıtma işlemi öncesi yapılan asitle muamele işleminin kesim sonrasında oluşan oksitleri çözdüğü görülmüştür. Normalizasyon tavlama işleminin ardından yapılan incelemelerde, ITAB'daki tane boyutunun halen küçük olduğu ve yapıda nadiren görülen krom-karbür'lerin tane sınırlarında arttığı görülmektedir.

- Otojen kesme de plazma kesime yakın sonuçlar vermiştir. Bu kesim yöntemi ile elde edilen kesim yüzeyleri düzgün değildir. Kesim sırasında oluşan ısıtma etki sebebi ile ITAB'da tane küçülmesi görülmüş ve tane sınırlarında yoğun bir şekilde oksitlenme olmuştur. ITAB'ın büyüklüğü plazma kesimde oluşan ITAB'ın büyüklüğüne yakındır (yaklaşık 200µm). Kesim sırasında tane sınırlarında krom-

karbürlerin plazma kesime göre daha yoğun olduğu görülmektedir. Normalizasyon tavlamaı öncesinde yapılan asitle muamele işleminin tane sınırlarında oluşan oksitleri çözdüğü görülmüştür. Tavlama işleminin ardından yapı incelendiğinde, ITAB'daki tanelerin halen daha küçük olduğu ve tane sınırlarında bulunan krom-karbürlerin arttığı görülmektedir.

- Su jeti ile kesme yöntemi ile kesilen numunelerde literatüre benzer kesim yüzeyleri elde edilmiştir [41]. Elde edilen yüzeylerin düzgünlüğü tatmin edici seviyede değildir. Kesimde aşındırıcı olarak kullanılan garnet, kesim yüzeyine yakın bölgelerde malzeme hasarına yol açmaktadır. Aşındırıcı sebebi ile oluşan bu hasarların ilerleyen zamanlarda malzeme içerisinde çatlaklara yol açma riski bulunmaktadır. Bunlarla birlikte yüksek basınçtaki suyun ve aşındırıcının malzemeye fiziksel teması büyük oranda distorsiyona sebep olmaktadır.

- Tel erozyon ile kesim yöntemi ile lazer kesim kadar iyi olmamakla birlikte iyi bir kesim yüzeyi elde edilmiştir. Kesim sonrasında oluşan ITAB yaklaşık olarak 100 µm genişliğindedir ve bu bölgede rekristalizasyon sonucu oluşan küçük taneler, normalizasyon tavlamaı sonrasında büyüyerek ısıdan etkilenmeyen bölgedeki taneler ile aynı boyuta gelmiştir, fakat tanelerin büyümesi ile birlikte ITAB'da tavlama ikizlerinin oluştuğı görülmüştür. Tavlama ikizleri tane sınırları gibi davrandığından yapıda oluşmaları istenen bir durum değildir.

- Avuç içi taşlama ile kesim yönteminde, yüksek hızda dönen kesme diskinin malzemeye teması sonucunda yaklaşık 100 µm'lik bir bölgenin zarar gördüğü ve yine fiziksel temas sonucu işlenen malzemenin yüksek miktarda distorsiyona uğradığı görülmektedir.

- Metal testeresi ile kesim yönteminde, yapılan kesimin sürekli olmaması neticesinde bölgesel distorsiyonların yüksek olduğu ve düzgün bir kesme yüzeyi elde edilemediğı görülmüştür.

Bu çalışma kapsamında ele alınan kesim yöntemleri ile ilgili yapılan deneysel çalışmalardan elde edilen veriler değerlendirildiğinde; kesim hassasiyeti, düzgün kesim yüzeyi, malzeme boyunca homojen tane boyutu elde edilebilmesi, yapıda krom-karbür ve oksit oluşturmaması ile lazer kesim stent ve diğer implantların üretiminde en doğru yöntem olarak öne çıkmaktadır. Stentin içerdığı 100 µm altı desenler bu kesme yöntemleri içerisinde ancak lazer ile düzgün bir şekilde

kesilebilecek ve stent insan vücudunda görevini yerine getirebilecektir. Üretimi stent seviyesinde hassasiyet gerektirmeyen çelik esaslı implantlar düşünüldüğünde lazer kesimden sonra gelen yöntem, 3 boyutlu zor geometrilerin işlenmesindeki becerisi ve düzgün sayılabilecek kesim yüzeyi vermesi ile tel erozyon yöntemidir. Tel erezyonun kesim performansı dışında üzerinde durulması gereken nokta bu yöntemle yapılan kesimlerin yavaşlığıdır. Plazma kesim ve otojen kesme gibi yöntemler düzgün kesim yüzeyi sağlayamamakta bununla birlikte malzeme yapısını bozmaktadırlar. Yapıda oluşturdıkları oksit ve karbürler ilerleyen zamanlarda malzemede korozyon oluşma riskini artırmaktadır. Su jeti ile kesme yöntemi malzemede yarattığı distorsiyon ve aşındırıcının malzemeye hasar vermesi sebebi ile implant üretimine uygun bir yöntem değildir. Diğer kesim yöntemleri olan avuç içi taşlama ile kesme ve metal testeresi ile kesme işlemleri malzemede yarattıkları distorsiyon ve işleme kabiliyetlerinin düşük olması sebebi ile implant üretimlerinde kullanılamazlar.

Diğer kesim metodlarına göre üstünlüğü bu çalışma sonucunda ortaya konan lazer kesim yöntemi ile ilgili ileride yapılacak ayrıntılı çalışmalar bu yöntemden alınacak olan verimin artırılması adına büyük faydalar sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

- [1] **Meszlenyi, G., ve diğ.**, 2008: Laser Cutting of High Precision Tubes, *Materials Science Forum*, **589**, 427-431
- [2] Biomaterials,
<www.bme.vanderbilt.edu/King/Teaching_powerpoints/Chapter_10.pt>, alındığı tarih 15.01.2009
- [3] **Martin, D.**, Biomaterials – Materials in Medicine,
<www.eng.uq.edu.au/files/course/files/CHEE3305/Week%201-%20Biomaterials-%20Materials%20in%20Medicine.pdf>, alındığı tarih 20.01.2009
- [4] **Rodriguez, B., ve diğ.**, 2004: Biomaterials for Orthopedics, Applications of Engineering Mechanics in Medicine, GED –University of Puerto Rico, Mayaguez
- [5] <www.tkd.org.tr>, alındığı tarih 20.02.2009
- [6] **Arslan, E.**, 2005. Stent İmalatı ve Plazma Nitrülenmiş Stent ve Malzemesinin Mekanik ve Korozyon Özelliklerinin İncelenmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [7] **Ruygrok, P.N., ve Serruys, P.W.**, 1996: Intracoronary stenting: from concept to custom, *Circulation*, **94**, 882-890.
- [8] **Baim, S.D.**, 2006: Cardiac Catheterization, Angiography and Intervention, 7th edition, Lippincott Williams and Wilkins
- [9] **Bonsignore, C., ve Serruys, P.W.**, 2003 : A decade of evolution in stent design, The International conference on Shape Memory and Superelastic Technologies, Pacific Grove, CA, USA
- [10] **Rougin, A., ve diğ.**, 1999: One year clinical follow-up with the serpentine balloon expandable stent: report of the first 100 patients in Israel, *Coronary Artery Disease*, **10**, 421-425
- [11] **Mori, K., ve Saito, t.**, 2005 : Effects of Stent Structure on Stent Flexibility Measurements, *Annals of Biomedical Engineering*, **33**, 733-742.
- [12] **McClean, D.R., Eigler, N.L.**, 2002: Stent design: Implications for restenosis, *Reviews in Cardiovascular Medicine*, **3**, 16-22.

- [13] **ASTM F2129-08**, 2008: Standart test method for conducting cyclic potentiodynamic polarization measurement to determine the corrosion susceptibility of small implant devices, ASTM International, West Conshohocken, PA.
- [14] **ASTM F2052-06e1**, 2006: Standart test method for measurement of magnetically induced displacement force on passive implants in the magnetic resonance environment, ASTM International, West Conshohocken, PA.
- [15] **TS 30993-5**, 1996: Tıbbi gereçlerin biyolojik değerlendirilmesi, Bölüm 5: Sitotoksikite deneyleri: in vitro metodlar, Türk Standartları Enstitüsü, Ankara
- [16] **TS 30993-3**, 1996: Tıbbi gereçlerin biyolojik değerlendirilmesi, Bölüm 3: Jenotoksikite, karsinogenite ve üreme ile ilgili toksikite deneyleri, Türk Standartları Enstitüsü, Ankara
- [17] **TS 30993-11**, 1996: Tıbbi gereçlerin biyolojik değerlendirilmesi, Bölüm 11: Sistemik toksikite deneyleri, Türk Standartları Enstitüsü, Ankara
- [18] **TS 30993-10**, 1996: Tıbbi gereçlerin biyolojik değerlendirilmesi, Bölüm 10: Tahriş edicilik ve hassaslaştırıcılık deneyleri, Türk Standartları Enstitüsü, Ankara
- [19] **TS 30993-4**, 1996: Tıbbi gereçlerin biyolojik değerlendirilmesi, Bölüm 4: Kanla etkileşim deneyleri, Türk Standartları Enstitüsü, Ankara
- [20] **Poncin, P., Proft, J.**, 2003: Stenttubing: Understanding the desired attributes, *Materials and Processes for Medical Devices Conference*, 8-10 September.
- [21] **Brunski, J.B.**, 1996: Metals in Biomaterials Science: An Introduction to Materials In Medicine, 37-50, Eds. B.D.Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, Academic Press Inc., NY.
- [22] **Dyet, J.F., ve diğ.**, 2000: Mechanical properties of metallic stents: How do these properties influence the choice of stent for specific lesions, *Cardiovascular and Interventional Radiology*, **23**, 47-54.
- [23] **Zhao, H., ve diğ.**, 2002 : Electrochemical polishing of 316L stainless steel slotted tube coronary stents, *Journal of Materials Science*, **13**, 911-916.
- [24] **Karaören, K.**, 1999: Lazer İle Kesim Parametrelerinin Tespiti, *Yüksek Lisans Tezi*, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

- [25] **Mair, H.**, 2004: Abgrenzung der thermischen Schneidverfahren Laserstrahlschneiden, Plasmaschneiden und autogenes Brennschneiden nach technischen und wirtschaftlichen Gesichtspunkten, Schweissen und Schneiden 94, DVS-Berichte Band 162, DVS-Verlag Dusseldorf 1994, 48-61.
- [26] **Danzer, W.**, 1997 : Neue Erkenntnisse zum Ablauf der Schneidprozesse Laser, Plasma und autogen, dargestellt anhand von Hochgeschwindigkeitsaufnahmen. Internationale Schneidtechnische Tagung 97, DVS-Berichte Band 185, DVS-Verlag Düsseldorf 1997, 5-8.
- [27] **Dickmann, K., ve diğ.**, 1998 : Laserstrahlschneidens, *Schweiben & Schneiden* (50), 7, 422-423.
- [28] **Krink, V.,ve diğ.**, 1997 : Plasmascheiden im automatisierten Betrieb. Internationale Schneidtechnische Tagung 97, DVS-Berichte Band 185, DVS-Verlag Düsseldorf, 51-54.
- [29] **Farwer, A.,ve diğ.**, 1994 : Erfahrungen beim Einsatz von Ethen in der Autogentechnik. Schweiben und Schneiden 95, DVS-Berichte Band 162, DVS-Verlag Düsseldorf, 72-76.
- [30] **Brandt, C.,ve diğ.**, 1997 : Schneiden mit Wasserabrasivstrahlen-Verfahren, Anwendunden, Entwicklungspotential. *Internationale Schneidtechnische Tagung*, DVS-Berichte Band 185, Dvs-Verlag Düsseldorf, 102-106.
- [31] **Hashish, M.**, 1984: Cutting With Abrasive Waterjets, *Mechanical Engineering*, 3, 60-69
- [32] **Chakravarthy, P.S., Babu, N.R.**, 1999: New Approach for Selection of Optimal Process Parameters in Abrasive Waterjet Cutting, *Materials and Manufacturing Processes*, 14(4), 581-600
- [33] **Dorf, R.C., Kusiak, A.**, 1994: Handbook of Design, Manufacturing and Automation, Wilet-IEEE
- [34] Elektro Erozyon Takımları ve Takım Malzemeleri,
<[www.nuveforum.net/attachments/21700d1238274793-
elektroerozyon-tezgahlari-zip](http://www.nuveforum.net/attachments/21700d1238274793-elektroerozyon-tezgahlari-zip) - >, alındığı tarih 15.01.2009
- [35] Kesici Diskler,

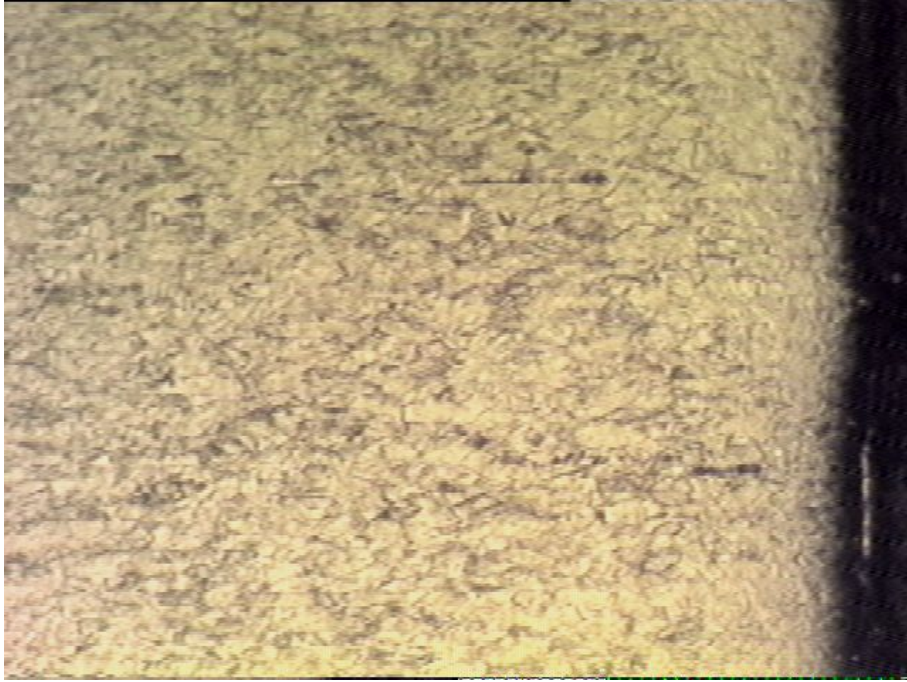
<<http://www.karbosan.com.tr/urun.aspx?id=1>>, alındığı tarih
15.01.2009

- [36] **Slezak, A.T.**, 1989: Sawing, ASM Handbook Volume 16: Machining, ASM International, 356-365
- [37] **Çimenoglu, H.**, 2005: Metallerin Isıl İşlemi Ders Notları.
- [38] **Raval, A., ve diğ.**, 2004: Development and assesstment of 316LVM cardiovascular stent, *Material Science and Enginerring*, **A 386**, 331-343.
- [39] **Zajac, A., Pfeifer, T.**, 2006: Restricting the heat affected zone during the plazma cutting of high alloy steels, *Welding International*, **20 (1)**, 5-9.
- [40] **Güllü, A., Atıcı, U.**, 2005: Investigation of the effects of plasma arc parameters on the structure variation of AISI 304 and ST 52 steels, *Materials and Design*, **27**, 1157-1162.
- [41] **Akkurt, A.**, 2008: The effect of material type and plate thickness on drilling time of abresive water jet drilling process, *Materials and Design*, **30**, 810-15.

EKLER

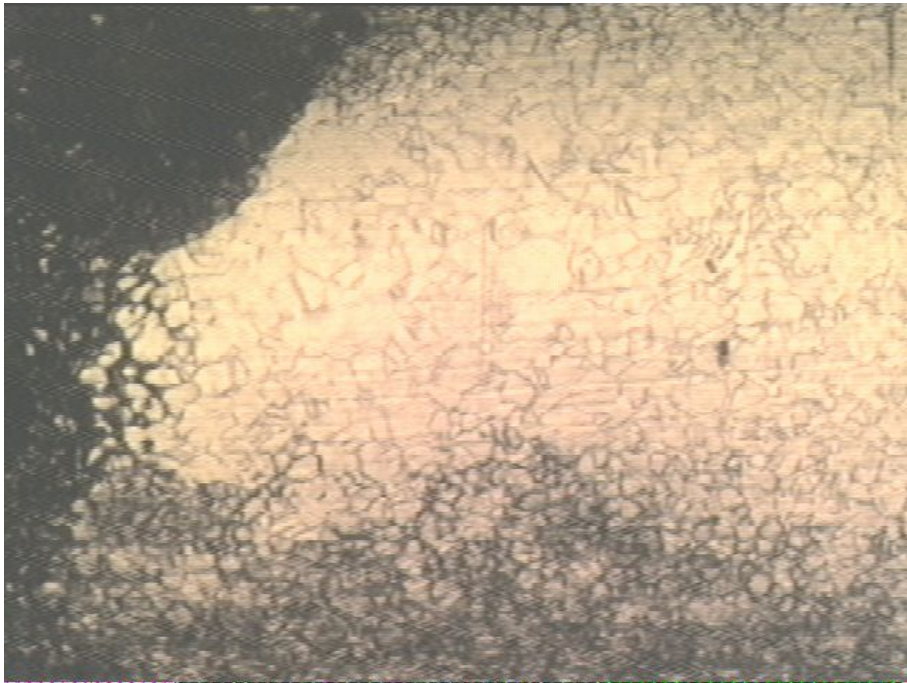
- EK A.1 :** 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.2 :** Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.3 :** Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.4 :** 1,17 mJ ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.5 :** 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.6 :** Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.7 :** Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.8 :** Su jeti ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.9 :** Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.10 :** Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı
- EK A.11 :** Metal testere ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.1



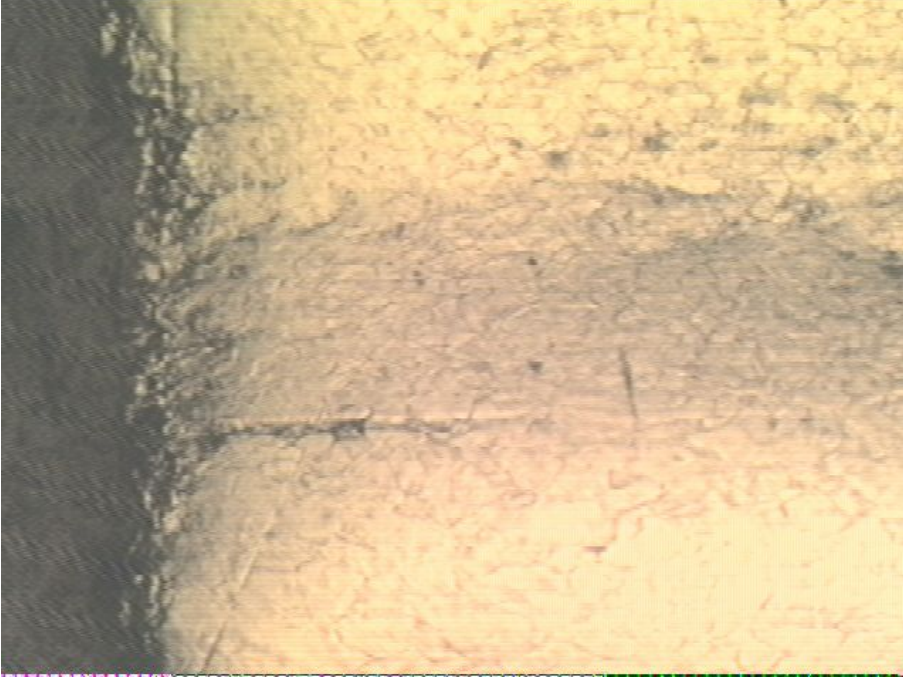
Şekil A.1. 1,17 mJ. ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.2



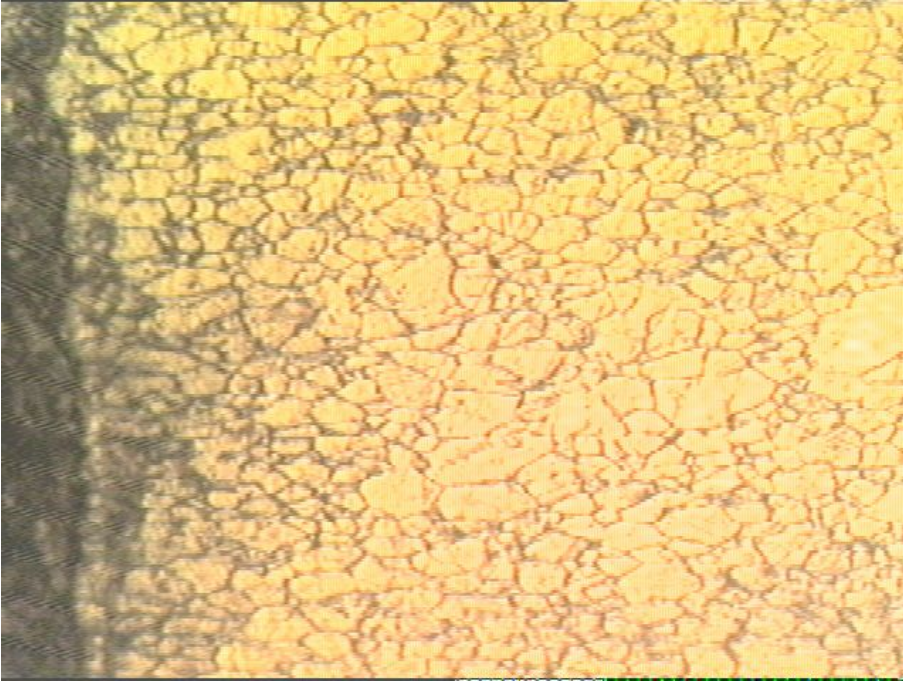
Şekil A.2. 1,17 mJ. ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.3



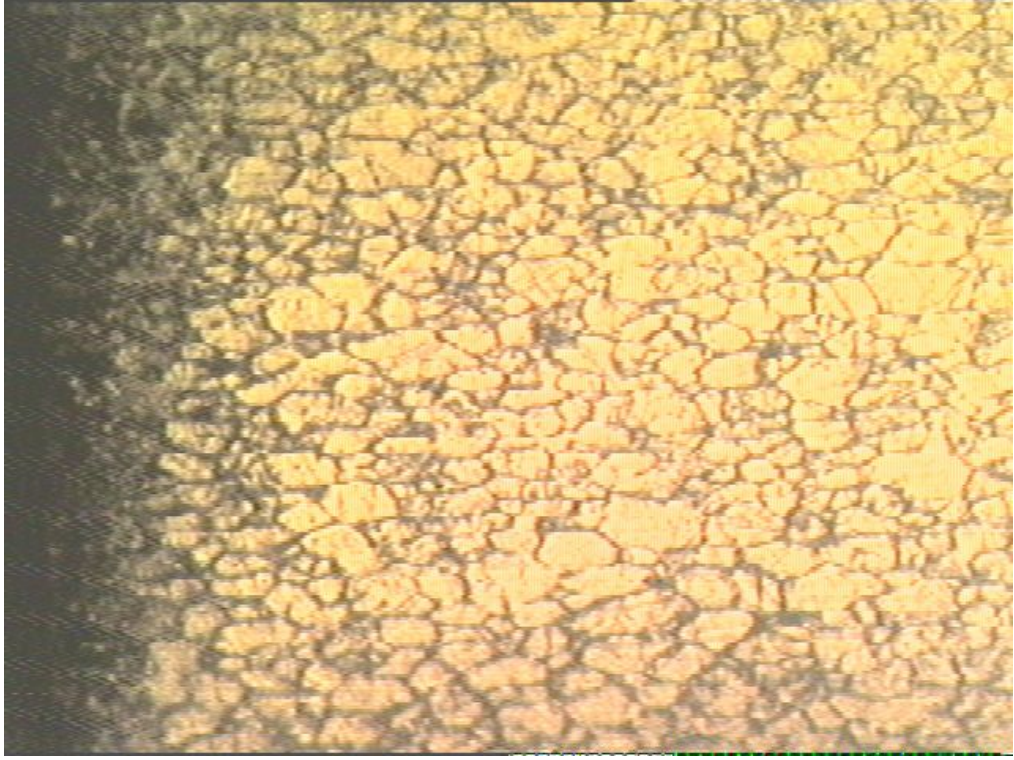
Şekil A.3. Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.4



Şekil A.4. 1,17 mJ. ışın enerjisi ve 3500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.5



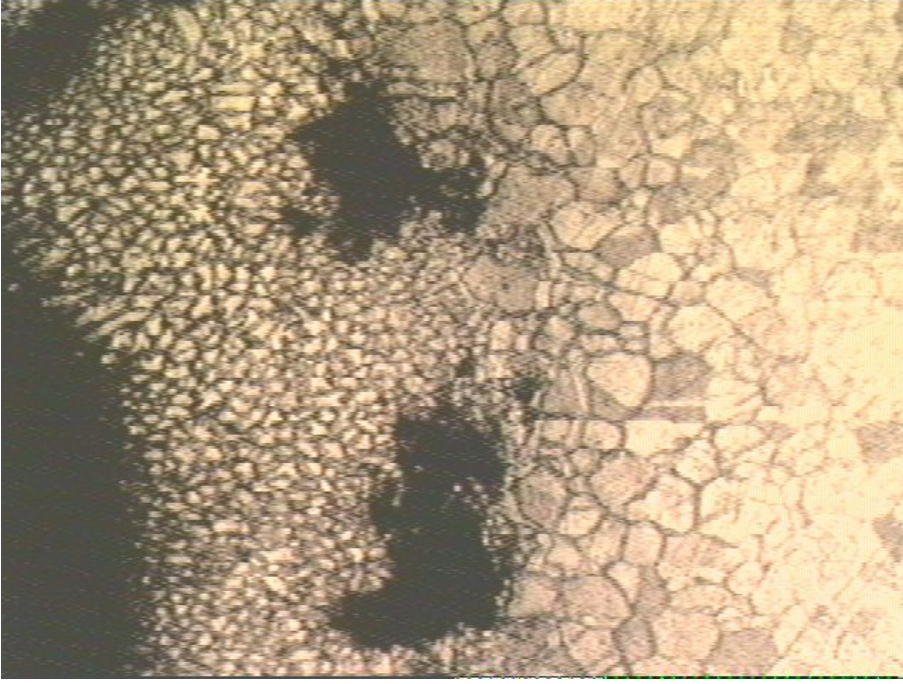
Şekil A.5. 0,91 mJ ışın enerjisi ve 5500 Hz frekans ile lazer kesimi yapılan 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik fotoğrafı

EK A.6



Şekil A.6. Plazma kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıtıl işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.7



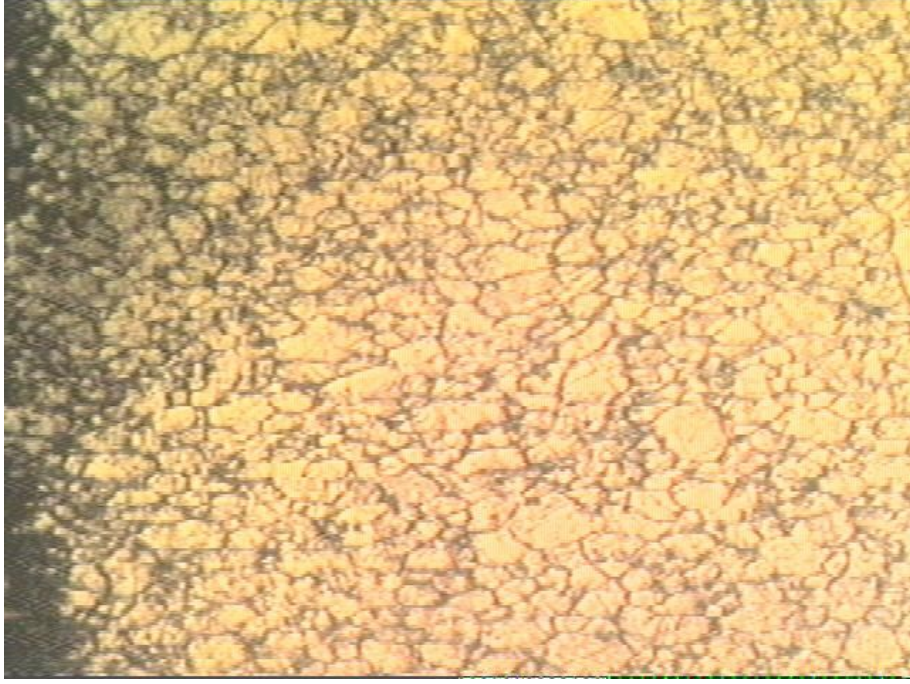
Şekil A.7. Otojen kesme ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.8



Şekil A.8. Su jeti ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.9



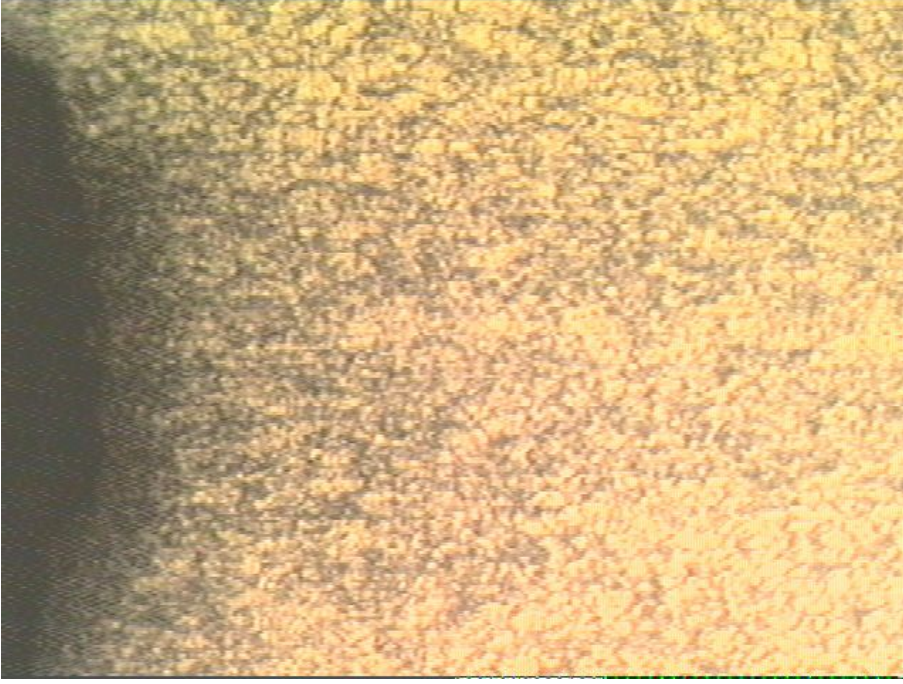
Şekil A.9. Tel erezyon ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.10



Şekil A.10. Avuç içi taşlama ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı

EK A.11



Şekil A.11. Metal testeresi ile kesilen 316L çeliğin ısıt işlem sonrası 100x optik mikroskop fotoğrafı

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Levent Öncel

Doğum Yeri ve Tarihi: Sinop / 1983

Adres: Emniyetevleri Mah., Yeniçeri Sok., No:20 / 9 Kağıthane İstanbul

Lisans Üniversitesi: Metalurji ve Malzeme Müh. (İ.T.Ü)