



**SEÇİCİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ
İLE FARKLI KALINLIKLARDA
ÜRETİLMİŞ CoCrW METAL
ALTYAPILARIN BORLANARAK
METAL- PORSELEN BAĞLANTISINA
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Yakup UZUN

**Doktora Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı
Prof. Dr. Ayhan ÇELİK
2018**

Her hakkı saklıdır

**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE FARKLI
KALINLIKLARDA ÜRETİLMİŞ CoCrW METAL ALTYAPILARIN
BORLANARAK METAL- PORSELEN BAĞLANTISINA
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Yakup UZUN

**MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı**

**ERZURUM
2018**

Her hakkı saklıdır



**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



TEZ ONAY FORMU

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE FARKLI KALINLIKLARDA
ÜRETİLMİŞ CoCrW METAL ALTYAPILARIN BORLANARAK METAL-
PORSELEN BAĞLANTISINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Prof. Dr. Ayhan ÇELİK danışmanlığında, Yakup UZUN tarafından hazırlanan bu çalışma 21.05.2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı – Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı'nda Doktora tezi olarak **oybirliği/oy çokluğu (.../...)** ile kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

İmza :

Üye : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

İmza :

Üye : Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

İmza :

Üye : Prof. Dr. A.Fatih YETİM

İmza :

Üye : Doç. Dr. Fatih YILDIZ

İmza :

Yukarıdaki sonuç;

Enstitü Yönetim Kurulu 24.05.2018 tarih ve 21. / . 18 nolu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mehmet KARAKAN
Enstitü Müdürü

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaklardan yapılan bildirişlerin, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

ÖZET

Doktora Tezi

SEÇİCİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE FARKLI KALINLIKLARDA ÜRETİLMİŞ CoCrW METAL ALTYAPILARIN BORLANARAK METAL- PORSELEN BAĞLANTISINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Yakup UZUN

Atatürk Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

Metal alt yapılı seramik kuron uygulamaları için; protezin ağızda kalma süresi, protezin stabilitesi, dokuda enfeksiyon oluşturmaması, kuronlarda mekanik (kırılma), elektrokimyasal (korozyon) ve estetik (lekelenme) problemler oluşmaması başarı kriterleri olarak kabul edilir. Ancak, kuronların kalitelerine, üretim yöntemine, kullanım biçimlerine ve ortaya çıkabilecek ani etkilere bağlı olarak kullanım ömürleri azalmaktadır. Bu durum tedavinin yenilenmesini gerektirmekte ve hastaya hem maddi hem de psikolojik açıdan problemler çıkarmaktadır. Metal altyapılı seramik kuronlarda görülen hasarlar, yüzeyleri ile ilgili olduğundan; bu ürünlerin yüzey özelliklerinin iyileştirilerek performanslarının artırılması önem kazanmıştır. Diğer taraftan, son yıllarda bor elementinin kullanıldığı mühendislik uygulamalarında; borun uygulandığı malzemeye üstün mekanik, tribolojik ve elektrokimyasal özellikler kazandırdığı, malzemelerin biyouyumluluk ve antibakteriyel özelliklerine olumlu etkilerinin olduğu bilinmektedir. Bu çalışmada, CoCrW tozlarından ön hazırlık numuneleri üretilmiş, bunlar 900°C 1-4-8 saat, 1000°C 1-4-8 saat borlanmıştır. Daha sonra yapısal, morfolojik, tribolojik, elektrokimyasal, mekanik ve biyomekanik özellikleri XRD, SEM, EDS, 3D temassız profilometre, mikrosertlik ve aşınma cihazlarıyla araştırılmıştır. Daha sonra 0,1-0,2-0,3 mm kalınlığında kuronlar seçici lazer ergitme yöntemi ile CoCrW tozlarından üretilmiş ardından 900°C 1h borlanarak seramik kaplanmıştır. Daha sonra, Yapılan borlamanın etkileri *in-vitro* deneyleri ve sitotoksitite testi ile belirlenmiştir. Deneyler sonucunda 900°C 1 saat borlamanın, 0,1-0,2-0,3 mm kalınlığındaki kuronlarda, sırası ile yaklaşık %79, %33, %20 oranında kırılma direncini artırdığı belirlenmiştir. Ayrıca sitotoksitite testi sonucunda 900°C 1 saat borlama, diğer numunelere göre daha iyi canlılık oranı göstermiştir.

2018, 103 sayfa

Anahtar Kelimeler: Seçici lazer ergitme, aşınma, borlama, biomalzeme, metal destekli kuron

ABSTRACT

T.D. Thesis

INVESTIGATION ON THE EFFECT OF METAL-PORCELAIN CONNECTION OF BORONIZING OF CoCrW METAL SUBSTRATE PRODUCED IN DIFFERENT THICKNESS WITH SELECTIVE LASER MELTING METHOD

Yakup UZUN

Atatürk University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering
Department of Design and Manufacturing

Supervisor: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

The usage period of prosthesis, the stability of prosthesis and the usage without infection, mechanical (fracture), electrochemical (corrosion) and esthetic (staining/spotting) failures are accepted as success criteria for crown applications. However, emerging the quality of the crowns, the method of production, the mode of use and on sudden effects, their service life is reduced. This situation requires renewal of the treatment and the patient is experiencing both material and psychological problems. Since damage to metal-based ceramic crown is related to their surface, it is important to improve the surface properties of these products to improve their performance. On the other hand, in engineering applications where boron has been used in recent years; It is known that boron gives superior mechanical, tribological and electrochemical properties to the material, positively affecting the biocompatibility and antibacterial properties of the materials. In this work, preliminary samples of CoCrW powders were produced, which were boronized at 900°C for 1-4-8 hours, 1000°C for 1-4-8 hours. Then structural, morphological, tribological, electrochemical, mechanical and biomechanical properties were investigated by XRD, SEM, EDS, 3D contactless profilometer, microhardness, and wear devices. Afterwards, 0.1-0.2-0.3 mm thick crown were produced from CoCrW powders by selective laser melting method followed by ceramic coating after 900 C 1h boron. Then the effects of the boronizing were determined by in vitro experiments and cytotoxicity test. As a result of the experiments, the fracture resistance increased by approximately 79%, 33%, 20% with 900°C 1 hour boron, 0.1-0.2-0.3 mm crowns respectively. Furthermore, as a result of the cytotoxicity test, 900°C 1 hour boronizing showed a better viability rate than the other samples.

2018, 103 pages

Keywords: Selective laser melting, abrasion, boronizing, biomaterial, metal supported crown

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın hazırlanmasında, yardımını, tecrübesini ve hoşgörüsünü esirgemeyen, bilgisi, çalışma anlayışı ve becerisini daima örnek aldığım, değerli tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Ayhan ÇELİK'e sonsuz teşekkürü borç bilirim.

Tecrübesinden her an yararlandığım, desteğini daima hissettiğim, Sayın Prof. Dr. A. Fatih YETİM'e, ayrıca Sayın Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na kıymetli hocalarım Sayın Dr. Öğretim üyesi Halim KOVACI, Sayın Dr. Öğretim üyesi Onur ÇOMAKLI'ya Sayın Dr. Öğretim üyesi Ali TAGHİZADE'ye, Arş. Gör. Yusuf Burak BOZKURT'a, benden desteklerini eksik etmeyen Dolunay dış labaratuvarı personeline, Vezneli A.Ş. yönetim kurulu başkanı Sayın Salih VEZNELİ'ye, tüm araştırma görevlisi ve uzman arkadaşlarıma ve bölümümüz akademik ve idari personeline şükranlarımı sunarım.

Beni yetiştiren aileme ve gösterdiği sabır, anlayış ve destek ile bana güç veren sevgili eşim Ayşegül UZUN'a, kızım Reyryan Gülsina UZUN'a ve oğlum Yusuf Kayra UZUN'a teşekkürlerimi sunarım.

Yakup UZUN

Mayıs, 2018

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	22
2.1. Biyomalzemeler.....	22
2.1.1. Metalik biyomalzemeler.....	24
2.1.1.a. Paslanmaz çelikler	25
2.1.1.b. Titanyum ve alaşımları.....	25
2.1.1.c. Kobalt alaşımları.....	25
2.2. Lazer Sinterleme.....	26
2.3. Yüzey İşlemleri	27
2.4. Borlama	29
2.4.1. Borlama yöntemleri.....	29
2.4.1.a. Katı (Toz) ortamda borlama	31
2.5. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar	31
2.5.1. Porselenin metale tutunması.....	33
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	34
3.1. Materyal.....	34
3.2. Ön Hazırlık Numunelerinin Seçici Lazer Ergitme Yöntemi İle Üretilmesi	34
3.3. Borlama İşlemi	36
3.4. Aşınma Deneyleri.....	36
3.5. Korozyon Deneyleri	38
3.6. XRD, SEM ve Optik Mikroskop Çalışmaları	38
3.7. Kırılma Analizleri.....	40
3.8. Mikrosertlik Ölçümü	41

3.9. Çelik Dayların CNC Tezgahda Üretilmesi.....	41
3.10. Metal Altyapıların (KURON) Seçici Lazer Ergitme Yöntemi ile Üretilmesi...	43
3.11. Metal Altyapıların (KURON) Borlanması	44
3.12. Seramik Üst Yapıların Metal Altyapılara (KURON) Yerleştirilmesi	45
3.12.1. İşlemsiz (borlanmamış) numuneler için uygulanan işlem aşamaları	45
3.12.2. Borlanmış numuneler için uygulanan işlem aşamaları.....	46
3.13. Uygulama Numunelerinin Mekanik Dirençlerinin Ölçülmesi	47
3.14. Sitotoksosite Testi	48
3.14.1. Hücre Kültürü kullanılacak besi yerleri ve çözeltiler.....	48
3.14.2. Hücre kültürü.....	49
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA.....	51
4.1. Mikroyapı	51
4.2. XRD Analizi.....	61
4.3. Borlama Kalınlığı ve Mikrosertlik Ölçümleri	61
4.4. Aşınma Analizleri.....	66
4.5. Korozyon Testleri.....	71
4.5.1. Potansiyodinamik Polarizasyon Testi	71
4.5.2. Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi(EIS).....	76
4.6. Seramik Kaplanmış Numunelerin Optik, EDS, SEM Görüntüleri ve EDS Grafikleri	81
4.6.1. Kırılma tiplerinin değerlendirilmesi	85
4.7. Sitotoksosite	92
5. SONUÇLAR.....	95
KAYNAKLAR	98
ÖZGEÇMİŞ	104

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

SLM	Seçici Lazer Ergitme
μm	Mikronmetre

Kısaltmalar

SEM	Taramalı elektron mikroskobu
XRD	X ışını kırınım ölçer

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Bir materyalin biyomateryal olması için gereken özellikler.....	22
Şekil 3.1. Ön hazırlık numunelerine ait teknik resim	35
Şekil 3.2. Seçici lazer ergitme cihazı	35
Şekil 3.3. Aşınma cihazının şematik gösterimi.....	37
Şekil 3.4. Korozyon deney düzeneği	38
Şekil 3.5. X-Işını difraktometresi.....	39
Şekil 3.6. Taramalı elektron mikroskobu.....	39
Şekil 3.7. 3D temasız profilometre	39
Şekil 3.8. Optik mikroskop	40
Şekil 3.9. INSTRON 8872 Çeki-Bası yorulma test cihazı şematik ve uygulama gösterimi.....	40
Şekil 3.10. Mikrosertlik cihazı.....	41
Şekil 3.11. Doğal diş yerine kullanılacak metal modeller (çelik day)	42
Şekil 3.12. CNC torna tezgâhında üretilmiş toplam 60 adet çelik day	42
Şekil 3.13. Metal destekli kurona ait teknik resim	43
Şekil 3.14. Kuronlara ait SEM görüntüleri ve resim a-0,1mm, b-0,2mm, c-0,3mm	44
Şekil 3.15. Kuronların seramik kaplama aşamalarına ait resimler	47
Şekil 3.16. Seramik kaplanmış numunelere ait resimler	47
Şekil 3.17. Numunelerin kırılma dirençlerinin ölçülmesi.....	48
Şekil 3.18. Elde edilen fibroblast hücreleri $\times 10$	49
Şekil 4.1. 900°C 8 Saat borlanmış numuneye ait SEM görüntüsü	51
Şekil 4.2. İşlemsiz ve farklı işlem şartlarında borlanmış CoCrW alaşımına ait XRD grafığı	61
Şekil 4.3. Borlanmış CoCrW alaşımına ait SEM görüntüleri a)900°C 1 h b)900°C 4 h c)900°C 8 h d)1000°C 1h e)1000°C 4 h f)1000°C 8 h.....	62
Şekil 4.4. Sertlik ölçümlerine ait bazı SEM görüntüleri.....	65
Şekil 4.5. Numunelerin aşınma izleri ve SEM görünüşleri a)900°C 1 h b)900°C 4 h c)900°C 8 h d)1000 °C 1 h e)1000°C 4 h f)1000°C 8 h g)İşlemsiz.....	68

Şekil 4.6. a) İşlemsiz, b) 900°C 1h, c)900°C 8h, d)1000°C 8h Borlanmış numnelerin Korozyona uğramış bölgelerine ait SEM görüntüleri	73
Şekil 4.7. 900°C borlanmış CoCrW malzemesinin polarizasyon eğrileri	73
Şekil 4.8. 1000°C borlanmış CoCrWmalzemesinin polarizasyon eğrileri	74
Şekil 4.9. İşlemsiz ve 900°C 1-4-8 saat borlanmış CoCrW numunelerin OCP eğrileri	77
Şekil 4.10. İşlemsiz ve 900°C 1-4-8 saat borlanmış CoCrW numunelerin bode ($ Z $ -Frekans) eğrileri	77
Şekil 4.11. İşlemsiz ve 900°C 1-4-8 saat borlanmış numunelere ait bode (faz açısı-frekans) eğrileri	78
Şekil 4.12. İşlemsiz ve 900°C 1-4-8 saat borlanmış numunelere ait Nyquist grafikleri	78
Şekil 4.13. İşlemsiz 1000°C 1-4-8 saat borlanmış numunelerin OCP eğrileri	79
Şekil 4.14. İşlemsiz ve 1000°C 1-4-8 saat borlanmış CoCrW numunelerin bode ($ Z $ -Frekans) eğrileri.....	79
Şekil 4.15. İşlemsiz ve 1000°C 1-4-8 saat borlanmış numunelere ait bode (faz açısı-frekans) eğrileri	80
Şekil 4.16. İşlemsiz ve 1000°C 1-4-8 saat borlanmış numunelere ait Nyquist grafikleri	80
Şekil 4.17. İşlemsiz, 900°C 1 Saat borlanmış 0,1-0,2-0,3 mm kırılmış numunelere ait resimler.....	85
Şekil 4.18 Kurlara ait SEM görüntüleri. a) 0,1mm b) 0,2 mm c) 0,3 mm	85
Şekil 4.19. 900 C 1 saat borlanmış 0,1 mm numunelere ait kırılma grafikleri.....	88
Şekil 4.20. Farklı malzemelerin sitotoksiste testi 24 saat malzeme fibroblast maruziyeti sonrası MTT testi	93
Şekil 4.21. Fibroblast hücrelerin 24 saat numunelere maruziyeti sonrası. a) Kontrol grubu ve Yeni üretilmiş, işlemsiz malzeme, b) 900°C 1h Borlanmış 18 ay bekletilmiş c) işlemsiz 18 ay bekletilmiş d) 1000°C 4h Borlanmış 18 ay bekletilmiş numune görüntüsü	94

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. SLM işlemi için kullanılan süreç parametreleri.....	35
Çizelge 3.2. Triboloji deneyi şartları	37
Çizelge 4.1. 900°C 1h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölgeye ait EDS sonuçları.....	55
Çizelge 4.2. 900°C 4h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları.....	56
Çizelge 4.3. 900°C 8h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları.....	57
Çizelge 4.4. 1000°C 1h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları.....	58
Çizelge 4.5. 1000°C 4h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları.....	59
Çizelge 4.6. 1000°C 8h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları.....	60
Çizelge 4.7. Borlama sıcaklığı ve süresine bağlı olarak bor içeren tabaka kalınlığındaki değişim	63
Çizelge 4.8. Farklı işlem şartlarında borlanmış, numunelere ait sertlik ölçümleri	64
Çizelge 4.9. Borlama parametrelerinin sürtünme katsayısı üzerine etkileri	69
Çizelge 4.10. Borlama parametrelerinin aşınma oranları üzerine etkileri	69
Çizelge 4.11. Farklı borlama parametreleriyle borlanmış numunelerin karakterizasyon analizi	70
Çizelge 4.12. pH değeri 7 olan yapay tükürük ortamında CrB, Cr ₂ B, CoB ve Co ₂ B bileşiklerinin korozyon karakteristiğinin analiz sonuçları	75
Çizelge 4.13. 0,1 mm, 900 C 1 h Borlanmış kurona ait optik, SEM görüntüleri ve EDS grafikleri.....	81
Çizelge 4.14. 0,2 mm, 900°C 1 h Borlanmış kurona ait optik SEM görüntüleri ve EDS grafikleri.....	82
Çizelge 4.15. 0,3 mm, 900°C 1 h Borlanmış kurona ait optik SEM görüntüleri ve EDS grafikleri.....	83

Çizelge 4.16. Numunelerin kırılma kuvvetlerinin ölçüm değerleri	86
--	----



1. GİRİŞ

Günümüzde biyomalzeme bilimi büyük ilerlemelerin kaydedildiği bilim dallarından birisidir. Biyolojik sistemlerle etkileştiğinde uyum sağlayabilecek yeni malzemelerin geliştirilmesi için yoğun çaba sarfedilmektedir. Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek ya da desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler olmakla birlikte, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin, kan) temas etmektedirler (Gümüşderelioğlu 2002).

Metalik biyomalzemeler, işlevini yerine getiremeyen sert dokuların yerine dokunun görevini karşılamak için kullanılmaktadır. Bunlar mekanik özellikleri, termal iletkenlikleri ve elektriksel özelliklerinden dolayı biyomalzeme olarak kullanılmaktadırlar. Metalik biyomalzemeler, belirli sınırlarda, ağır, uzun süreli, değişken ve ani yüklemelere karşı özelliklerini kaybetmeden direnç gösterbilmeleri ayrıca kas-iskelet sistemimizin mekanik koşullarına en iyi uyum sağlayan malzemeler olmaları sebebiyle tercih edilmektedirler. Korozyon dayanımı ve mekanik özellikleri iyi olan metalik biyomalzemeler, kalça ve diz eklemleri, omurga ve dişteki kırık bölgelerin implantlarla değiştirilerek veya kırık bölgenin tabaka ve vidalar kullanılarak birleştirilip daha hızlı iyileşmesine yardımcı olurlar. Metalik biyomalzemeler damar kaplama, sonda kılavuz teli, ortodontin kılavuz teli ve kulak salyangozu implantlarının yapımında kullanılır. Metalik biyomalzemeler saf metal veya alaşım elementlerine göre sınıflandırılırlar(Gür 2003; Gür and Taşkın 2004).

Bunlar;

- Paslanmaz çelikler
- CoCr alaşımları
- Ti alaşımları

Çeşitli nedenlerle çekilmiş dişlerin yerine geleneksel yöntemlerle protetik tedaviler yapılmaktadır. Ancak bu tedaviler, anatomik yapıların yetersiz olduğu durumlarda, fonksiyonel ve estetik gereksinimleri tam olarak karşılayamamaktadır. Bu nedenle, yapılacak protezlerin daha estetik ve işlevsel olması için yeni desteklerin oluşturulması anlayışı, oral implantoloji kavramının doğmasına sebep olmuştur (Orbak and Dayı 1999). Bu yüzyılda, koruyucu diş hekimliğinde önemli ilerlemeler kaydedilmesine rağmen çocukluk ve yaşlılık döneminde görülen diş kayıpları halen devam etmektedir. Özellikle erken yaşlarda oluşan diş kayıpları sonucunda hastaların protez kullanımında zorluklar meydana gelmekte ve çeşitli tedavi yöntemleri ile bu zorluklar giderilmeye çalışılmaktadır (Boynueğri *et al.* 2011).

Hangi tip protetik uygulama yapılırsa yapılsın oklüzyon hastadan hastaya değişkenlik gösterir. Bunda rol oynayan en önemeli etkenler şunlardır; Ark şekli, arklar arası mesafe, intermaksiller ilişki, yumuşak doku bağlantıları, okluzal düzlemin ayarlanması, anormal mandibuler hareketler, kondil yolu eğimi ve kesici rehberliği gibi (EI Charkavi *et al.* 1980).

Metal protezlerin vücut içerisinde korozyona uğramaları, biyouyumluluğuyla ilgilidir. İnsan vücudu çeşitli iyonlar içerir bunlar; su, çözünmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi. Dolayısıyla, biyomateryal olarak kullanılan metaller için bu ortam oldukça koroziftir. Korozyon, metallerin ortam ile kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonu sonucu materyal özelliklerinin olumsuz yönde etkilenmesidir. Korozyon çeşitleri kimyasal ve elektrokimyasal olmak üzere iki çeşittir. Metalin içinde bulunduğu ortamdaki diğer bir elementle doğrudan elektron alışverişi söz konusu olduğunda meydana gelen reaksiyon kimyasal korozyondur. Eğer çoğunlukla farklı yerlerde oluşan iki kısmi reaksiyon mevcut ise bu elektrokimyasal korozyondur. Elektrik yüklerinin karşılıklı değişimi, her iki kısmi reaksiyonda da zorunludur. Elektrokimyasal korozyon hasarlarına bütün metallerde ve özellikle paslanmaz çeliklerde daha çok rastlanılır. Dental materyallerin korozyona karşı dirençli olmaları büyük öneme sahiptir çünkü korozyon yüzeyde pürüzlenmelere neden olarak yüzeyde ayrışmalara ve restorasyonlarda zayıflamalara neden olur. Yüzeyden ayrılmalar ise yumuşak dokularda renkleşmeler ve

alerjik reaksiyonların oluşmasına neden olabilmektedir (Taş 2000; Adya *et al.* 2005; Mc Garry *et al.* 2008). Korozyon sonucunda materyal zayıflar, korozyon ürünleri açığa çıkar, bu ürünler doku içerisine girerek hücrelere zarar verebilir. Ağız ortamındaki materyalin yüzey özellikleri korozyon ile değişir, bu değişim materyalden kopmalara neden olur. Böylelikle materyal zayıflar. Metal ve metal alaşımlarının bünyesinde barındırdığı elementler ayrışır ve bu elementler toksik reaksiyonlara neden olur. Bu reaksiyonlar, komşu yüzeylerde renkleşmelere, ağızda ödeme, stomatitis, gingivitis ve ekstraoral bulgular gibi alerjik reaksiyonlara neden olabilir. Dolayısıyla *in-vivo* kullanılacak metal protezlerin, serum, tükürük veya farklı sentetik tampon çözeltiler içinde test edilmeleri gereklidir (Van Noort 1987; Frisken *et al.* 2002).

Diş implantı üretiminde seçilmiş bir malzemeyi kullanabilmek için, malzemenin birkaç gereksinimi karşılaması gerekir. En önemli husus, dental implantların mekanik performansları ve yüzey özellikleridir. Vandenbroucke ve arkadaşı (Vandenbroucke and Kruth 2007) SLM kullanarak karmaşık dental parçalar üretmek için çerçeve prosedürler geliştirmişlerdir. Dental implantların biyouyumluluğunu karşıladığından emin olmak için Ti6Al4V ve CoCrMo'nun mekanik ve korozyon özelliklerinden faydalanmışlardır. Taib ve arkadaşlarına göre (Taib *et al.* 2016) Dental malzemeler için en uygun biyouyumlu materyaller kobalt kromlu alaşımlardır. Genellikle, alaşımların 500 MPa olan ISO 22674: 2006 standardına kıyasla daha yüksek dayanım stresine sahip olma gerekliliğini karşılaması gerekir (Lu *et al.* 2015). Kobalt-krom bazlı alaşımlar için tercih edilen malzeme CoCrMo, CoCr, CoCrCu ve CoCrW içerir (Salou *et al.* 2015). Bu malzemelerden biri, metalik alaşım iyonlarını serbest bırakırsa, bireylerde hoş olmayan çeşitli aşırı duyarlılıklarla veya doku reaksiyonları ile sonuçlanabileceği bilinmektedir. Bu nedenle, ağız ortamına sokulan herhangi bir alaşımın, hastanın sağlığını riske atmamak için düşük metalik iyon salımına sahip olması hayati önem taşımaktadır. Başka bir çalışma (Xin *et al.* 2012), kobalt-krom bazlı diş alaşımlarının mekanik özellik performanslarının halk sağlığında yaygın olarak kullanıldığını ortaya koymuştur. Xin ve arkadaşları tarafından yapılan *in-vitro* çalışmada, geleneksel dökümle ve SLM (Seçici Lazer Ergitme) ile üretilen CoCr metal altyapı karşılaştırıldığında, simüle edilmiş tükürük ve hücre kültürü ortamlarında SLM preparasyonlu numunelerden düşük Co

iyonunun salındığını bulmuşlardır. Böylece, SLM'nin, geleneksel olarak kullanılan alaşımlardan daha yüksek bir hücre çoğalması sergilediği gösterilmiştir. Xin ve arkadaşları, SLM ile üretilen CoCr alaşımlarının, döküm numunelerine kıyasla daha düşük biyolojik risk sergiledikleri sonucuna varmışlardır.

Restoratif diş hekimliği uygulamalarında metal-porselen restorasyonlar, yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu restorasyonlarda amaç; porselenin estetik özellikleri ile döküm restorasyonların direnç ve uyumunu birleştirmektir. Porselenin estetik ve biyouyumluluk gibi avantajları vardır ancak porselenin kırılğan bir malzeme olması en büyük dezavantajıdır. Sistemin ömrü; metal ile porselen arasında sağlam bir bağlantının oluşmasına ve ağız içindeki yaygın streslere dayanabilmesine bağlıdır. Kıymetli metal alaşımları kullanıldığında başarılı seramo-metal restorasyonlar elde edilmektedir. Fakat altın ve diğer kıymetli metallerin aşırı pahalı oluşu, porselen veneer alt yapı materyali olarak kıymetsiz metal alaşımlarının kullanımlarının artmasına neden olmuştur. Kıymetsiz metal alaşımlar, ekonomik avantajlarının yanı sıra, kıymetli alaşımlardan daha rijit, burulmaya ve kalıcı deformasyonlara karşı daha mukavemetlidir. Bu materyallerin en önemli dezavantajı porselen-alaşım bağlanma başarısızlığının oluşabilmesidir (Akyıl *et al.* 2009).

Ortopedik uygulamalarda kobalt alaşımları vücut içinde kullanılan plakalarda ve özellikle kalça protezlerinde en fazla tercih edilen üç temel metalik biyomalzemelerden birisidir. Bunun temel nedeni de yüzeyindeki Cr_2O_3 tabakası sayesinde iyi korozyon direncine, iyi aşınma direncine ve implant gövdesinin ihtiyaç duyduğu yüksek yorulma direncine sahip olmasıdır. Bunun yanı sıra, CoCr alaşımlarının korozyon dirençlerinin yüksek olmasına rağmen, yüzeydeki pasif oksit tabakası her zaman stabil değildir. Dolayısıyla vücut sıvısına doğru krom ve kobalt iyonlarının salınımının gerçekleştiği tespit edilmiştir. Korozyon yorulması ve sürtünme korozyonu gibi elektrokimyasal prosesler aşınmanın artmasına sebep olur. Bu aşınma zamanla implantı başarısız kılar. Özellikle vücut içerisine salınan krom iyonlarının toksik, alerjik ve kanser yapıcı etkileri bulunmaktadır. Ayrıca sürtünme etkisi ile oluşan aşınma ürünleri kobalt alaşımlarının dokuya doğru geçiş yapmasına neden olur bu implantın ömrünü azaltmaktadır. Biyomalzemelerin

yüzeylerine ince film kaplamalar uygulanarak bu zararlı metal iyonların ve aşınma kalıntılarının dokulara geçişini azaltmakta veya durdurulabilmektedir (Demirtaş 2012; Doğukan *et al.* 2014; Sun and Dearnly 2015; Hussein *et al.* 2015).

Seramik materyali; baskı kuvvetlerine karşı dirençlidir fakat makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dirençsizdir. Dolayısıyla porselen materyalini kuvvetlere karşı daha dirençli hale getirmek için metal alt yapılar ile desteklenmiştir. Metal alaşımlarla beraber kullanılan porselenlerin sahip olması gereken özellikler şunlardır;

- Porselenin termal genleşme katsayısı metal alaşımdan daha az olmalı,
- Porselen metal alaşımla iyi bir bağlantı kurmalı,
- Porselenin direnci yeterli düzeyde olmalı,
- Belirli bir büzülme göstermeli,
- Renk değiştirmemeli ve doğal dişlerle uyumlu estetiğe sahip olmalı,
- Porselen metal alaşımın ergime derecesinden daha düşük ısıda pişirilebilmelidir.

Yüzey mühendisliği, son yıllarda endüstriyel alanda aşınma problemlerine çözüm üretmek için geniş uygulama alanı oluşturmuş, fiziksel buhar çöktürme (PVD), kimyasal buhar çöktürme (CVD) teknikleri ve iyon implantasyon ile de büyük ilerleme göstermiştir. İmalatta yüzey kaplama gibi yüzey teknikleri kullanmak, aşınma problemlerini önemli derecede azaltabilir. Korozyon direncini arttırmak, mekanik ve elektriksel özellikleri geliştirmek için veya uzay, otomotiv, nükleer, optik ve genel mühendislik problemlerinde yüzey kaplamalar yaygın şekilde kullanılmaktadır (Alsaran *et al.* 2004).

Metal destekli seramik restorasyonlar; iyi klinik başarıya ve estetiğe sahip olmaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde çok çeşitli metal-seramik sistemleri geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Metal-porselen kombinasyonunda porselenin yüksek ısıda pişirildiği için, kullanılan alaşımın daha yüksek ergime dereceli elementlerden seçilmesi gerekir. Metal alaşımların mekanik özelliklerini iyileştirmek ve metalin porselenle uygun bir bağ oluşturmalarını sağlamak amacıyla alaşımlara modifiye

edici elementler eklenir. Bu elementler genellikle indiyum, kalay, berilyum, krom, demir, nikel, molibden ve oksitlerdir.

Dental porselenle birlikte kullanılan metal alaşımlardan beklenen özellikler şunlardır;

- Metal alaşımın iyi dökülebilirlik özelliğine sahip olması,
- Alaşımın çiğneme basınçlarını karşılayacak dirençte olması,
- Metal alaşımın yüksek dirençte mekanik özellikler taşıması,
- Ağız ortamında korozyona karşı dirençli ve biyolojik olarak uyumlu olması,
- Porselenle kuvvetli bir bağ oluşturması,
- Isısal genleşme katsayılarının porselenle uyumlu olması,
- Ergime derecesinin porselenin fırınlama sıcaklığından en az 150°C fazla olması,
- Porselende renklenmeye neden olan metal ve oksitleri içermemesidir (Sönmez 2008).

Yapılan çalışmalar, metal altyapılı seramik kuronların, kullanımları esnasında farklı birçok biyolojik ve mekanik etkiye maruz kaldıklarını ve bu etkiler sonucunda da farklı problemler ortaya çıktığını göstermektedir. Metal alt yapılı seramik kuronlarda yaşanan bu problemleri aşağıdaki gibi özetleyebiliriz:

1. Metal alt yapılı seramik kuronlarda; tedavi sonrasında seramik kuron ile metal altyapının birbirinden ayrılması, seramik kısımda/kuronda çatlak ve kırılmalar oluşması.
2. Mevcut şartlarda metal altyapının 0,3-0,5 mm kalınlığında yapılması, bu kalınlıkların estetik açıdan daha güzel dişler yapılmasına olanak vermemesi.
3. Elektrokimyasal korozyon sonucunda metal altyapıda lekelenme meydana gelmesi ve bunun estetik açıdan dişi kötü göstermesi.
4. Diş çevresinde bakteriyel organizmaların gelişerek, enfeksiyonlar oluşturması ve bunun sonucunda yumuşak dokuya zarar vermesi,
5. Metal altyapının renginin seramik üst yapının renginden daha koyu olması sonucunda dişlerde renk farklılığının ortaya çıkması.

Bu problemler sebebiyle hastanın sağığı ve konforu olumsuz yönde etkilenmektedir. Bu problemlerin çözümüne yönelik yapılan araştırmalarda yukarıda verilen ve temelde yüzey kimyasını değıştirme veya farklı özellikli yeni bir yüzey oluşturma şeklinde uygulanan yöntemlerin kendilerine ait avantaj ve dezavantajları vardır. Bu nedenle bazı dezavantajları azaltma ya da aynı malzemeye birden fazla yüzey özelliğı kazandırma amacıyla yüzey modifikasyon tekniklerinin kullanılması şeklinde açıklanabilecek olan bor esaslı yüzey işlemleri yapılmaktadır.

Bor esaslı yüzey işlemleri; çeliklerde bir tür yüzey sertleştirme yöntemi olarak kullanılmaktadır. Birçok araştırmacı çeliklerin, dökümlerin, alaşımların ve sinterlenmiş karbürlerin borlanması çalışmıştır. Sanayide aşınma ve korozyondan kaynaklanan kayıpları gidermek ve yüzey dayanımı yüksek parçalar üretmek için borlama işlemlerinden faydalanılabilir.

Borlama işleminin uygulandığı yapılar şunlardır;

1. Yüzeyi sertleştirilmiş çelikler
2. Temperlenmiş çelikler
3. Takım çelikleri
4. Paslanmaz çelikler
5. Dökme çelikler
6. Dökme demirler
7. Sinterlenmiş metal tozları
8. Nikel, kobalt, molibden ve titanyum gibi demir dışı metaller ve alaşımları

İşlemin uygulanışı; yüzeyi çok iyi bir şekilde temizlenmiş olan malzemelere, 700-1000°C sıcaklığı aralığında, tercihen 1-12 saat sürede, bor verici katı toz, pasta, sıvı veya gaz ortamlarda gerçekleştirilir. Ayrıca gaz ortam teknikleri altında da sıralayabileceğimiz plazma pasta borlama ve akışkan yataklı borlama, diğer termokimyasal yöntemlerdir. Fiziksel buhar biriktirme (PVD) ve kimyasal buhar biriktirme (CVD), iyon implantasyonu veya plazma püskürtme gibi termokimyasal olmayan yöntemler ile de

malzeme üzerinde bor tabakası oluşturulabilir. Geleneksel sertleştirme yöntemlerine kıyasla, bor tabakasının sahip olduğu özelliklerden kaynaklanan avantajları vardır. Bor tabakasının en büyük avantajı çok yüksek sertlik değerine (1450-5000 HV) sahip olması ve yüksek sıcaklıklarda sertliğini korumasıdır. Borlama ile elde edilen değerler, sertleştirilmiş takım çeliğinden ve sert krom kaplamadan daha yüksek olup, volframkarbür ile eşdeğerdir.

Borlama sonucu oluşan borür tabakasının özelliklerini şöyle sıralayabiliriz

- 1- Çok yüksek sertlik
- 2- Yüksek aşınma direnci
- 3- Alt yüzeye iyi tutunma özelliği
- 4- Yüksek sıcaklık dayanımı
- 5- Yüksek ısılarda sertliğini koruma özelliği
- 6- Demir malzemelerinkine uygun genleşme katsayısı (Matuschka 1980; Bindal and Üçışık 1999; Yan *et al.* 2001).

Yapılan çalışma kapsamında, katı ortamda borlama yöntemi ile CoCrW metal alt yapılar borlanarak metalin porselenle bağlantısına etkilerinin araştırılması planlanmaktadır.

Literatür özeti:

Song *et al.* (2018) Seçici lazer eritme ile üretilen CoCrMo parçalarının morfolojisi ve özellikleri üzerine çalışma yapmışlardır. Bu çalışmalarında seçici lazer eritme (SLM) yöntemi ile numuneler üreterek bu numuneleri gruplara ayırmışlar ve gruplardan birini 1200°C’de 2 saat süreyle ısıtma işlemi tabi tutarak numunelerin, yüzey morfolojileri, mekanik özelliklerinin artması ve ısıtma işlemi mikro yapıya geçişi tartışmışlardır. SLM ile ilgili olarak da hızlı erime ve katılaşma mekanizmaları nedeniyle, SLM tarafından imal edilen CoCrMo alaşımlarının aynı alaşımın döküm formundan farklı olduğunu bildirmişlerdir. Song ve arkadaşları bu çalışmalarında, SLM tarafından imal edilen numunenin mikro-yapısının temel olarak, yüzey-merkezli-kübik (FCC) yapıda olduğunu,

Cr ve Mo'nin, Co-baz fazında ve $M_{23}C_6$ şeklinde, karbürden dağınık, kobalt açısından zengin katı çözeltilerden oluştuğunu bildirmişlerdir. Song ve arkadaşlarına göre, karbür saçılmış Co-baz fazı, kenar boşluklar şeklinde mevcuttur. SLM ile imal edilmiş parçaların gerilme kırığı, çoğunlukla (quasicleavage fracture) yarıma benzeri kırılma kırığı şeklindedir. Isıl işlem ise, SLM ile imal edilmiş parçalarda, gevrek kırılmadan ziyade sünek kırılma oluşturmuştur. Ayrıca ısı işlem SLM ile imal edilmiş parçaların gerilme mukavemetinde ve uzamasında bir artışa, akma dayanımında ve sertliğinde azalmaya neden olmuştur. TEM tarafından ortaya konan görüntüler ise, ısı işlem sonrası bazı tavlama ikizlerinin oluştuğunu göstermiştir. Song ve arkadaşlarına göre elde edilen bu sonuçlar, SLM tarafından üretilen biyomedikal CoCrMo alaşımlarının gelişimine katkıda bulunacaktır.

Lu *et al.* (2018), Antibakteriyel aktiviteye sahip CoCrWCu alaşımına sahip malzeme, seçici lazer ergitme ile üretilerek, yoğunlaştırma, mekanik özellikler ve mikroyapısal analizinin belirlenmesi isimli bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada, antibakteriyel aktiviteye sahip CoCrWCu gaz atomize tozları, selektif lazer ergitme (SLM) ile üretmiş ve kullanmışlardır. Dental uygulama için SLMed CoCrWCu alaşımının güvenilirliğinin bu tozlar kullanılarak elde edilip edilemeyeceğini belirlemek için, yoğunluğu en üst düzeye çıkarmak amacıyla işleme optimizasyonu gerçekleştirmişlerdir. Yüzey yoğunluğu ve çekme deneyi, birkaç gözenekle neredeyse tam yoğunluklu alaşımın üretilmesi için, optimal bir işlem parametresini doğrulamak üzere gerçekleştirilmiştir. Lu ve arkadaşlarına göre, özel parametrelili varyasyon çalışmalarına dayanarak, 53.14 J / mm^3 enerji girişinde %99,74 nispi yoğunlukta oldukça yoğun bir CoCrWCu alaşımı üretilir. Çekme testinin sonucu, SLMed CoCrWCu alaşımının, dental restorasyonlar için ISO 22764 standardını karşıladığını göstermiştir. SEM görüntüleri, SLMed CoCrWCu alaşımlarında hücreli ve kolonlu yapıları olan son derece ince bir mikroyapının elde edildiğini göstermiştir. Bu şekilde, hızlı fourier dönüşümlerine endekslenmesinden sigma fazı olduğu teyit edilen, bar benzeri bir çökeltinin yoğunluğu elde edilmiştir. Ön antibakteriyel test sonuçları, SLMed CoCrWCu alaşımının E. coli' bakterisine karşı mükemmel bir antibakteriyel performansa sahip olduğunu göstermiştir. Ayrıca 53.14 J / mm^3 lük enerji girdisinin, yoğun CoCrWCu alaşımının kabul edilebilir

özellikleri ve parça güvenilirliği ile üretilmesi için umut verici bir aday olduğunu düşündürmüştür.

Hedberg *et al.* (2015) seçici lazer eritme ile yapılan CoCrMo dental alaşımların in vitro biyo-uyumluluğu üzerine bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmalarında, Seçici lazer eritme (SLM), CoCrMo gibi metal alaşımlardan yapılmış özel diş bileşenlerinin imalatının giderek daha fazla kullanıldığını bildirmişlerdir. Çalışmalarının temel amacı ise, SLM tarafından elde edilen denge dışı mikroyapının korozyona duyarlılık ve metal salınımın kapsamı üzerindeki etkisini (biyo uyumluluk ölçüsü) açıklamaktır. Bu amaç doğrultusunda, SLM ile imal edilmiş üç farklı CoCrMo alaşımı ve karşılaştırma içinde bir döküm CoCrMo alaşımını kullanmışlar, elde edilen sonuçları çoklu analitik bir yaklaşım kullanarak mikroskobik ve yığınsal kompozisyon araçlarının elektrokimyasal tekniklerle ve biyolojik olarak ilgili akışkanlardaki metallerin kimyasal analizleri ile birleştirmişlerdir. Hedberg ve arkadaşlarına göre Lazer erimesi sırasında hızlı soğuma ve kuvvetli sıcaklık gradyanları, Mo (Co tükenmiş) ile zenginleştirilmiş hücre sınırlarına sahip ince bir hücresel yapının oluşmasına ve karbür çökmesinin baskılanmasına ve yüzeyde bir martensitik (hcp) fazın oluşmasına neden olmuştur. Bu özellikler, döküm alaşımına kıyasla, SLM alaşımlarının korozyonunu ve metal salınım duyarlılığını azalttığı gösterilmiştir. Üç farklı lazer erimiş CoCrMo alaşımının erime havuzları paterninde oluşan eşsiz dokular baskın olarak küçük fakat anlamlı farkları gözlemlemektedir. Korozyon ve metal salınımına duyarlılık, lazer eriyik havuzu sınırlarının artan sayısı (alanı) ile artmıştır. Hedberg ve arkadaşlarının çalışması, mikro-yapısal özellikler, korozyon ve metal salınımı ile ilgili bütüncül ve disiplinlerarası çalışmaların, optimal biyoyumluluğun CoCrMo dental bileşenlerinin tasarımı ve üretimi sırasında değerlendirilmesi ve dikkate alınması için gerekli olduğunu göstermektedir. Bunun nedeni ise, CoCrMo'dan metal salınımının, üretim prosedürlerine bağlı olmasıdır.

Xin *et al.* (2012), Seçici lazer eritme ve geleneksel döküm teknikleriyle üretilen Co-Cr alaşımının in vitro biyo-uyumluluğu isimli çalışmada, toksik metal iyonlarının, geleneksel döküm veya seçici lazer eritme (SLM) teknikleri kullanılarak üretilen bir kobalt-krom (Co-Cr) alaşımına verdiği hücre yanıtı incelenmiştir. Co, Cr ve Molibden

(Mo) salınımları, 7 gün boyunca 37 ° C'de yapay tükürük solüsyonuna bırakılmış ve numuneler indüktif eşleşmiş plazma kütle spektroskopisi (ICP-AES) kullanılarak incelenmiştir. Örnekler hücre cevabı, fare 3T3 fibroblastlarının morfolojisinin araştırılması ile değerlendirilmiştir. Hücre proliferasyonu bir MTT analizi kullanılarak değerlendirilmiştir. Hücre kültürü ortamına maruz bırakılan numuneler, ICP-AES kullanılarak metal iyonu salımı için de test edilmiştir. Co ve Mo konsantrasyonları, SLM grubuyla geleneksel döküm grubu karşılaştırıldığında, belirgin olarak SLM grubunda daha düşüktür. Hem SLM'ye hem de geleneksel döküm örneklerine maruz kalan hücreler normal hücre morfolojisi göstermiştir. Bununla birlikte, SLM örneklerinde hücre proliferasyonu daha fazladır. Xin ve arkadaşlarına göre, seçici lazer eritme ile hazırlanan Co-Cr alaşımının iyon salımı daha düşüktür ve geleneksel bir döküm tekniği ile hazırlanan örneklerle kıyasla daha iyi biyo-uyumluluk göstermiştir.

Shah *et al.* (2016), elektron beam melting (EBM) tarafından hazırlanan birbirine bağlı açık gözenekli mimariyle 3D baskılı CoCr yapılarının uzun süreli osseointegrasyonu üzerine bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmalarında *in vivo* koşullarında, ortopedi cerrahisi için, CoCr alaşımlarının stres koruma etkisinden kaçınmak ve yüksek sertliğini azaltmak için, EBM ile üretilmiş CoCr alaşımlı implantlar, birbirine bağlı açık gözenekli bir yapı ile imal edilmiştir. Daha sonra implantlar koyunlar üzerinde test edilmiştir. Koyunlara altı ay takıldıktan sonra CoCr alaşımı implantların, gözenekli yapılarının kademeli olarak büyüdüğünü ve implant çevresinde yoğunlaşma ile birlikte kemik oluşumu gösterdiğini bulmuşlardır. Aynı zamanda, CoCr alaşımlarının mineralleştirilmiş arayüzey dokusunun kompozisyonunu değiştirmedeğini de ifade etmişlerdir. Shah ve arkadaşlarına göre, sonuçlar özelleştirilmiş osseointegre CoCr implantlarının potansiyelini doğrulamaktadır.

Li *et al.* (2017), Döküm, frezeleme ve seçici lazer eritme ile yapılan kobalt-krom alaşımlarının porselenle bağlanma dayanımları üzerine yaptıkları çalışmalarında, Kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları, metal-seramik sabit protezler için yaygın olarak kullanıldığını ve geleneksel olarak döküm veya yeni bilgisayar destekli teknoloji kullanılarak imal edilebilir olduğunu vurgulamışlardır. Bununla birlikte, farklı üretim yöntemlerinin metal-

seramik bağ mukavemeti üzerindeki etkisi daha ileri değerlendirme gerektirmektedir. Bu in vitro çalışmanın amacı, döküm, frezeleme ve seçici lazer eritme (SLM) ile yapılan bir Co-Cr alaşımasının metal-seramik bağ dayanımını değerlendirmektir. Bu amaçla Co-Cr numuneleri (25 x 3 x 0.5 mm) ebatında, bir döküm veya SLM yöntemi kullanılarak hazırlanmış ve seramikle (8 x 3 x 1.1 mm) kaplanmıştır. Metal-seramik bağ mukavemeti, ISO9693'e göre 3 noktalı bir bükme testi ile ölçülmüştür. Yapışkanlı porselenin alan fraksiyonu (AFAP), taramalı elektron mikroskopisi / enerji dispersif spektroskopisi (SEM / EDS) ile numunelerin Si içeriğinin ölçülmesiyle belirlenmiştir. Metal-seramik bağ dayanımı ve AFAP sonuçları 1-yollu varyans analizi ve Bonferroni post hoc testi ($\alpha=0.05$) kullanılarak analiz edilmiştir. Örneklerin morfolojisi, element kompozisyonu ve metalurjik yapılarını incelemek için SEM / EDS ve metalurjik mikroskopi de kullanılmıştır. Çalışma sonucunda, dökümle ve SLM yöntemiyle üretilmiş Co-Cr alaşımları arasında bağlanma mukavemeti açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. ($P>0.05$). SLM grupları, döküm grubundan porselene önemli ölçüde daha fazla yapışma göstermiştir ($P<0.001$). Her iki üretim yöntemindeki numunelerin metalurjik yapılarının farklı olmasına rağmen, yüzey morfolojileri ve oksidasyon karakterleri benzerdir. Li ve arkadaşlarına göre, Seramik ile Co-Cr alaşımları arasındaki bağ kuvveti, üretim yönteminden bağımsızdır. Ancak, döküm ve SLM ile üretilen alaşımların daha iyi porselen yapışma özellikleri vardır.

Wang *et al.* (2016), üç farklı üretim tekniği ile hazırlanan dental Co-Cr alaşımasının metal-seramik bağ özelliklerinin değerlendirilmesi üzerine yaptıkları çalışmalarında, döküm, bilgisayar sayısal kontrol (CNC) frezeleme ve seçici lazer eritme (SLM) ile imal edilen Co-Cr alaşımlı dental numunelerin metal-seramik bağlanma kuvveti ile ilgili sınırlı bilgi olduğunu bildirmişlerdir. Bu amaçla, 3 noktalı bükme testi (Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO) standardı 9693) kullanılarak üç farklı üretim tekniği ile hazırlanan dental Co-Cr alaşımasının metal-seramik bağ özelliklerinin değerlendirmesini yapmışlardır. Bunun için, dental Co-Cr alaşımlarından (25x3x0.5 mm) ebatlarındaki numuneler, döküm, CNC freze ve SLM teknikleriyle hazırlanmıştır. Metal numunelerin oksidasyon yüzeyinin morfolojisi, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirilmiştir. Porselen uygulamasından sonra, arayüzey karakterizasyonu, enerji

dispersif spektrometri (EDS) analizi ile donatılmış SEM ile ve metal-seramik bağ mukavemeti ise, 3 noktalı bükme testi ile değerlendirilmiştir. Bağlanma arayüzündeki arızanın tipi ve element kompozisyonu SEM / EDS ile değerlendirilmiştir. Bağlanma gücü 1-yönlü ANOVA ve Tukey dürüst anlamlı fark testi ($\alpha=0.05$) ile istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre, döküm, CNC ve SLM gruplarının oksidasyon yüzeyleri farklıdır. Döküm grubundakiler gözeneklidir ancak CNC ve SLM gruplarındakiler ise kompakt ve düzensizdir. SLM ve CNC gruplarının metal-seramik arayüzleri, döküm grubununkilere kıyasla mükemmel bir kombinasyon göstermiştir. Döküm için bağlanma kuvveti $37,7 \pm 6,5$ MPa, CNC için ise $43,3 \pm 9,2$ MPa, SLM grubu için ise $46,8 \pm 5,1$ MPa bulunmuştur. Test edilen 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($P=0.028$). Tüm örneklerin ayrışma yüzeyleri, birleşik hata modu sergilemiştir. Wang ve arkadaşlarına göre, Dental Co-Cr alaşımlarının oksidasyon yüzey morfolojileri ve kalınlıkları, kullanılan farklı imalat tekniklerine bağlıdır. 3 grubun hepsinin bağlanma dayanımı, ISO 9693 tarafından önerilen minimum 25 MPa değerini aşmaktadır; Bu nedenle, SLM teknikleriyle imal edilen dental Co-Cr alaşımı metal seramik restorasyonları için umut verici bir alternatif olabilir.

Wei *et al.* (2016), Seçici lazer eritme (SLM) ile üretilen Co-Cr alaşımının metal-seramik bağlanma mukavemeti üzerinde çoklu fırınlamanın(yada pişirmenin) etkileri üzerine yaptıkları çalışmalarında, SLM' nin dental restorasyonların üretilmesi için yeni bir teknik olduğunu, ancak çoklu pişirmelerden sonra restorasyonların metale seramik bağlanma mukavemetinin göz önünde bulundurulması gerektiğini, çünkü yeterli bağ mukavemetinin uzun süreli performans için klinik bir gereklilik olduğunu bildirmişlerdir. Dolayısıyla burdan yola çıkarak bu in vitro çalışmayı yapmayı amaçlamışlar ve çalışmalarında, tekrarlanan fırınlamada, SLM ile üretilmiş Co-Cr alaşımının, metal seramik bağlanma mukavemeti üzerindeki etkilerini araştırmak istemişlerdir. Çalışmalarında, SLM- (Grup SLM) ve geleneksel balmumu döküm (Grup Döküm) Co-Cr metal çubuklar hazırlanmıştır. Her gruptan, 9693: 2012 Uluslararası (ISO) standardında $25 \times 3 \times 0.5$ mm boyutlarında kalıplanmıştır. Porselen her çubuğun merkezine, 1,1 mm kalınlığında 8×3 mm'lik dikdörtgen bir alana yapıştırılmıştır. Her grupta, kaplama işlemi için örnekler fırınlama sayısına göre 3 alt gruba ayrılmıştır (3, 5,

7). Her bir alt grubun metal-seramik bağ mukavemeti, kırık modu analizi ve aderans porseleninin (AFAP) alan fraksiyonu, 3-noktalı bir büküm testi ile ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve enerji-dispersif x-ışını spektroskopisi (EDS) ile numunelerin Si içeriğinin ölçülmesiyle değerlendirilmiştir. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiş ve SLM'nin metal-seramik bağlanma kuvveti ile 3, 5 ve 7 kez fırınlandıktan sonra klasik olarak döküm gruplarının arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir. Bununla birlikte, SEM / EDS analizinden sonra, SLM grubu 5 veya 7 fırınlamadan sonra kontrol grubundan anlamlı derecede daha fazla porselen yapışma gösterdiğini belirlemişlerdir. Wei ve arkadaşlarına göre, SLM grubu, tüm ateşleme sürelerinde ISO 9 691: 1 999 (E) gereksinimlerini aşan üstün metal-seramik bağ dayanımı göstermiştir. Ayrıca, bağ, özellikle 5 veya 7 fırınlamadan sonra, geleneksel döküm grubuna göre AFAP açısından daha iyi davranış göstermiştir.

Al Jabbaria *et al.* (2014), Döküm, frezeleme veya seçici lazer eritme yoluyla imal edilen PFM Co-Cr diş alaşımlarının metalurjik ve arayüzey karakterizasyonu üzerine yaptıkları çalışmalarında, PFM Co-Cr dental alaşımlarından yapılmış üç metal numune, döküm, frezeleme ve seçici lazer eritme (SLM) kullanılarak hazırlanmıştır. Grupların gözenekliliği X-ışını taramaları kullanılarak değerlendirilmiştir. Örneklerin mikroyapıları SEM incelemesi, EDX ve XRD analizi ile değerlendirilmiştir. Numunelerin sertliğini ölçmek için Vickers sertlik testi kullanılmıştır. INmetalbond uygulaması ve uygulanmayan numunelerin elementer dağılımı testini yapmak için her gruptan porselen kaplı örnekler üzerinde arayüzey karakterizasyonu yapılmıştır. İncelenen numunelerin elementer dağılımı EDX çizgi profili analizi kullanılarak değerlendirilmiştir. Sertlik sonuçları tek yönlü ANOVA ve Holm-Sidak metodu kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Sonuç olarak, X-ışını radyografisi, sadece döküm grubunda gözeneklilik varlığını ortaya çıkarmıştır. Gruplar arasında farklı mikroyapılar tespit edilmiştir. γ faz matrisi ile birlikte, Co_3Mo fazı olduğuna inanılan bir sekans fazı, SEM ve müteakip XRD analizi tarafından da gözlemlenmiştir. Cr_7C_3 ve Cr_{23}C_6 karbid ayrıca döküm ve frezeleme gruplarında XRD analizi ile tanımlanmıştır. Sertlik değerleri 320 ± 12 HV, 297 ± 5 HV ve 371 ± 10 HV dir ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Al Jabbaria ve arkadaşlarına göre PFM Co-Cr diş alaşımlarının mikroyapısı ve sertliği, kullanılan imalat

teknikğine bağımlıdır. Test edilen gruplar arasında mikroyapısal ve sertlik özelliklerinde farklılıklar göz önüne alındığında, klinik davranışlarında farklılıklar beklenmektedir.

Xiang *et al.* (2012), Seçici lazer eritme ile üretilen Co-Cr alaşımının metal-seramik bağ dayanımı üzerine yaptıkları çalışmalarında, Co-Cr metal çubuklardan oluşan iki grup, SLM veya geleneksel mum döküm yöntemi kullanılarak hazırlanmıştır. Her gruptan on çubuk, (ISO 9693: 1999 standart) 25 X 3 X 0,5mm boyutlarında hazırlanarak her çubuğun merkezinde 8x 3 mm dikdörtgen alan üzerine 1,1 mm ile mm kalınlığında porselen kaplanmıştır. Metal-seramik bağlanma üç noktalı bir bükme testi kullanılarak değerlendirilmiştir. SEM / EDS ile örneklerin Si içeriği ölçülerek, kırılma modu analizi ve aderans porseleninin alan fraksiyonu (AFAP) belirlenmiştir. Sonuçlara göre; gruplar içindeki Student t-testi, SLM ve geleneksel dökme örnek grupları arasındaki ortalama bağ gücü için anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir. SEM / EDS analizi, hem SLM'nin hem de döküm gruplarının bağlanma arayüzünde, karışık kırılma modu belirlerken, SLM grubu kontrol grubuna göre anlamlı ölçüde daha fazla porselen yapışması göstermiştir ($p < 0.05$). Xiang ve arkadaşlarına göre, SLM metal-seramik sistemi, ISO 9691: 1999 (E)'nin gerekliliklerini aşan bir bağlanma mukavemeti sergilemiştir ve hatta geleneksel döküm yöntemleriyle kıyaslanabilen porselen yapışma testinde daha iyi bir davranış sergilemiştir

Xian *et al.* (2013), seçici lazer eritme (SLM) tekniği ile üretilen bir ticari kobalt-krom (Co-Cr) alaşımının korozyon davranışını ve yüzey özellikleri üzerine yaptıkları çalışmalarında, SLM sistemi ve döküm yöntemleri gibi farklı teknikler kullanılarak örnekler üretmişlerdir. Daha sonra bu örneklerin yüzey sertlik testi, mikroyapı gözlemi, X-ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS) kullanılarak yüzey analizi ve numunelerin korozyon özelliklerini ve yüzey özelliklerini değerlendirmek için elektrokimyasal korozyon testi yapmışlardır. Sonuç olarak SLM örneklerinin mikro yapısının, dökümle üretilen örneklerden daha homojen olduğunu bulmuşlardır. Xian ve arkadaşlarına göre, SLM ve döküm örneklerinin ortalama yüzey sertlik değerleri sırasıyla 458,3 ve 384,8 dir. SLM örnekleri sertlikte döküm olanlardan daha yüksek değerler göstermiştir. Her iki örnek de potansiyel tükürük elektrokimyasal korozyon özelliklerinde potansiyodinamik eğrileri ve EIS, farklılık göstermemiştir. Ayrıca XPS ile anlamlı bir fark yoktur. Xian ve

arkadaşları, bu sonuçlara göre, SLM-üretimli restorasyonların uygun sertlik, homojen mikroyapı gibi iyi yüzey özellikleri ortaya koyduğunu ve ayrıca diş kliniklerinin gereksinimlerini karşılayabilecek korozyon direnci gösterdiği sonucuna varmışlardır.

Zeng *et al.* (2015), seçici lazer eritme ile üretilen Co-Cr kopinglerinin tekrarlanan fırınlamanın marjinal uyumluluk üzerindeki etkileri üzerine yaptıkları çalışmalarında, seçici lazer eritmenin (SLM) Co-Cr diş restorasyonlarını imal etmek için kullanılan bir teknik olduğundan, bununla birlikte, marjinal uyumluluğun, restorasyonların uzun vadeli başarısı için önemli olduğundan ve tekrarlanan fırınlamadan sonra SLM'nin marjinal doğruluğu göz önünde bulundurulması gerektiğinden bahsetmişlerdir. Buradan yola çıkarak, bir zirkonya kalıbı için SLM ve dökme Co-Cr alaşımı kopyalar hazırlanmıştır. Her grubun marjinal boşluk genişlikleri, birinci, üçüncü, beşinci ve yedinci fırınlama döngüsünden sonra silikon replika tekniği ile değerlendirilmiştir. Referans noktasının kalınlığı, bir stereomikroskopla ölçülmüştür. Tekrarlanan fırınlamanın 2 alaşımın marjinal doğruluğu üzerindeki etkisini değerlendirmek için varyans analizi kullanılmıştır. Tekrarlanan fırınlamadan sonra SLM ve dökme Co-Cr alaşımı ile imal edilmiş numunelerin kopukluklarının, marjinal boşluk genişliklerini karşılaştırmak için Student t testi kullanılmıştır ($\alpha = .05$). elde edilen sonuçlar; Tüm ateşleme periyotlarında 2 grup arasındaki marjinal boşluk genişliği değerleri istatistiksel olarak anlamlıdır ($P < .05$). SLM ile imal edilmiş kopingler için ortalama marjinal boşluk genişliği değerleri birinci, üçüncü, beşinci ve yedinci atıştan sonra 36 mm, 37 mm, 38 mm ve 38 mm iken, döküm kopingler için ortalama marjinal boşluk genişliği 67 mm dir. Aynı sayıda ateşte 71 mm, 72 mm ve 73 mm dir. İki gruptaki marjinal boşluk genişliği değerleri, birbirlerinden ek atışlarla istatistiksel olarak farklı değildir ($P > .05$). Zeng ve arkadaşlarına göre, SLM kopingleri, tüm atışlarda üstün marjinal doğruluk göstermiştir. Tekrarlanan fırınlama, her iki kopyanın marjinal doğruluk üzerinde önemli bir etkisi olmamıştır ve tekrarlanan fırınlamadan sonra her iki kopyanın marjinal uyumu klinik olarak kabul edilebilir bir aralıkta olmuştur.

Castro *et al.* (2015). CoCrMo alaşımında oluşturulan CoB / Co2B kaplamalarının mikro abrazyon aşınma direnci üzerine yaptıkları çalışmalarında, verileri, bir bilye krater testi ile

elde etmiş, borlamayı, CoCrMo alaşımı yüzeyinde toz paketi borlama yöntemi kullanılarak oluşturmuşlardır. Borlama işlemini 5 saat boyunca 950°C gerçekleştirmişler, yaklaşık 28 µm'lik toplam kalınlığı olan CoB / Co₂B kaplaması oluşturmuşlardır. Kobalt boridler boyunca hem sertlik hem de Young modül profili 25 mN yükleme kullanılarak, Berkovich derinlik algılama çentiği ile değerlendirmişler, ayrıca CoCrMo alaşımında oluşturulan CoB ve Co₂B'nin aşınma katsayılarını, pürüzsüz bir bulamaç olarak deiyonize suda çözünmüş SiC parçacıkları kullanılarak bir Plint TE-66 mikro aşınma test cihazı ile değerlendirmişlerdir. Castro ve arkadaşlarına göre kobalt boridler, CoCrMo'dan daha yüksek aşınma katsayılarına sahiptir ve mikro aşınma direncini artırmıştır. Ayrıca, iki ve üç gövde sıyırma mekanizmalarını tanımlamak için bir aşınma modu haritası geliştirmişler ve bunlar arasındaki geçişin SiC'nin bulamaç içindeki konsantrasyonunu ve uygulanan yükün büyüklüğünü değiştirdiğini belirlemişlerdir.

Barcenas *et al.* (2016) CoB-Co₂B borlamaların çizme testi ile karakterizasyonu üzerine yaptıkları çalışmalarında, CoCrMo (ASTM-F75) alaşımının yüzeyinde geliştirilen CoB-Co₂B /alt tabaka sisteminin çizme ve yapışma direnci ile ilgili yeni sonuçlar elde etmişlerdir. Bunun için kobalt alaşımının yüzeyindeki bor difüzyonu, her bir sıcaklık için farklı maruz kalma süreleri ile 950°C ve 1000°C sıcaklıklarında toz paketi boriding işlemi kullanılarak gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca borlanmış alaşımın yüzeyinde çizilme testleri, 200 mikrometre Rockwell C elmas indentörü ile borlama işleminin tüm deney koşulları için sürekli olarak artan bir normal kuvvet dikkate alarak gerçekleştirmişlerdir. Kaplama / alt tabaka sistemi üzerinde üretilen aşınma izleri, sırasıyla kritik yükleri ve bozulma mekanizmalarını tahmin etmek ve tanımlamak için optik ve taramalı elektron mikroskobu kullanmışlardır. Barcenas ve arkadaşlarına göre 95 - 142 N arasındaki kritik yüklerin, bor kaplama kalınlıklarının bir fonksiyonu olarak değiştiğini ve kaplama / alt tabaka sisteminin yüzeyinde çeşitli arıza mekanizmaları geliştirildiğini göstermiştir.

Mu and Shen (2010), Borlanmış CoCrMo alaşımının oksidasyon direnci üzerine yaptıkları çalışmalarında, CoCrMo alaşımının borlama işlemini sırasıyla 850, 900 ve 950°C'de ticari LSB tozları kullanılarak 8 saat boyunca bir toz paketi yöntemi ile gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada, oksidasyon testleri öncesi ve sonrası borlanmış

CoCrMo alaşımı, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve X-ışını kırınımı (XRD) kullanılarak karakterize etmişlerdir. Borlanmış numunelerin alaşım elementlerinin yüzeyden içeriye doğru dağılımını, enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS) kullanılarak belirlemişlerdir. Mu ve arkadaşına göre, XRD çalışmasında, 950°C/8 saatte oluşan borid tabakasının Co₂B ve CrB fazlarından oluştuğunu göstermiş, borlama sıcaklığına bağlı olarak, borid tabakasının kalınlığının 2 ila 11 µm arasında gerçekleştiğini belirlemişlerdir. Ayrıca, Borid tabakasının periyodik oksidasyon davranışını 950°C'lik bir oksidasyon sıcaklığında havada 50 saate kadar toplam maruz kalma süresi ile araştırmışlar, borlanmış CoCrMo alaşımının, borsuz numuneye kıyasla üstün oksidasyon direncine sahip olduğunu belirlemişlerdir.

Mu *et al.* (2010), CoCrMo alaşımının kuru kayma aşınma ve mekanik özellikler üzerine borlamanın etkisi isimli başka bir çalışmalarında, CoCrMo alaşımı sırasıyla 2, 4, 6 ve 8 saat süreyle 950°C'de borlanmıştır. Borlanmış numuneler, taramalı elektron mikroskobu, X-ışını kırınımı, mikro sertlik test cihazı ve aşınma test cihazı ile karakterize edilmiştir. X-ışını kırınım çalışmaları, 2-8 saat süreyle 950°C'de oluşturulan borid tabakasının, Co₂B ve CrB fazlarından oluştuğunu göstermiştir. Mu ve arkadaşlarına göre difüzyon bölgesinde oluşan çok sayıda gözenek Kirkendall etkisine atfedilmiştir. Ayrıca borlama süresine bağlı olarak, borid tabakasının kalınlığını 4 ila 11 µm arasında olduğu belirlemişler, borlanmış CoCrMo alaşımının yüzeyinde oluşan Co₂B ve CrB'sayesinde yüzey sertliğinin arttığını bunun mükemmel aşınma direnci sağladığını bildirmişlerdir.

Demirci *et al.* (2015), bor içeren dental kompozitin antibakteriyel ve sitotoksik özellikleri isimli çalışmalarında; %1, %5 ve %0 (w/w) sodyum pentaborat pentahidrat içeren diş kompozitleri hazırlanmış ve mekanik özellikleri, monomer dönüşüm oranı (DC), Streptokok mutans'a karşı antibakteriyel etkileri ve insan diş pulpa kök hücreleri (hDPSC'ler) ile biyouyumlulukları araştırılmıştır. Demirci ve arkadaşlarına göre kompozitlere bor karışımı, eğilme mukavemetini ve DC'yi doza bağlımlı olarak önemli ölçüde azaltmıştır, ancak %1 bor içeren bileşik için hala kabul edilebilir seviyelerde kaldığı bildirilmiştir. Basma dayanımı ve çap çekme mukavemeti kontrollerden farklı bulunmamıştır. Test edilen herhangi bir materyal için bir agar-kuyu difüzyon analizinde

herhangi bir inhibisyon zonu tespit edilmemesine rağmen, bor içeren kompozitlerin doğrudan temas testinde önemli bakteri gelişme inhibisyonu elde edilmiştir. İmmünohistokimyasal ve soya özgü gen ekspresyon analizi, bor içerikli kompozitlerin hDPSC'lerin osteojenik ve odontojenik kapasitesini arttırdığını ortaya koymuştur. Bor ihtiva eden diş kompozitleri, gelecekte klinik uygulamalar için umut verici sonuçlar vermiştir. Toksik olmayan, osteojenik ve odontojenik indükleyici özelliklere sahip olup *S. mutans*'a karşı gözle görülür antibakteriyel aktivite göstermiş ve dolayısıyla ikincil çürükleri potansiyel olarak önlenmiştir.

Vera *et al.* (2013), bor ile modifiye edilmiş Co-Cr alaşımlarının biyotribolojik etkilerini araştırdıkları çalışmalarında; farklı bor katkılı dört CoCr alaşım bileşimini, dusingan indüksiyon ocağı ile hazırlamışlar ve sürtünme katsayısı ölçüm sistemi olan bir bilyalı disk tribometre ile de aşınma davranışını değerlendirmişlerdir. Subkütan dokuda irritabilite testlerini, sıçanlarda (*Rattusnorvegicus*) ISO10993 standardına göre yapmışlar ve imal edilen materyallerin biyolojik uyumluluklarının olduklarını belirlemişlerdir. Alvarez ve arkadaşlarına göre, borun ilavesinin, alaşımların mikroyapısını büyük ölçüde değiştirdiğini ve ikincil sert faz içeriğinde artış gösterdiğini belirlemişlerdir. Dahası, bor içeriğinin arttıkça, aşınma direncinin de arttığını, Numunelerin irritabilite testlerinde, herhangi bir bor içeriğinde makrofaj hücresi ya da enflamatuar cevap bulunmadığını belirlemişlerdir.

Vera *et al.* (2013), farklı bor katkıları ile ametal-metal Co-Cr alaşımının kalça simülatöründe aşınma performansı üzerine yaptıkları başka bir çalışmada Metal üzerine metal (MOM) total kalça replasmanları için dökme Co-Cr alaşımlarından üretilmiş kapak ve kepleri eşleştirilmiş, değişken yük profilleri altında üç eksenli FIME II kalça eklemi simülatörü kullanılarak farklı bor katkıları (0/ 0,3/ 0,6 ve 1 Bwt%) ile testler yapmışlardır. 4x10⁶ çevrim şeklinde yapılan tetlerde yağlayıcı olarak fetal sığır serumu çözeltisi kullanılmışlar, aşınmayı, test boyunca gravimetrik olarak ölçmüşlerdir. Alvarez ve arkadaşlarına göre bor oranı arttıkça sert fazlar ve aşınma direnci artmıştır. Dolayısıyla tribolojik açıdan bu yeni alaşımın total kalça protezleri için alternatif olarak potansiyeli mevcuttur.

Yılmaz (2012), bor bileşiklerinin birkaç bakteri suşuna karşı minimum inhibisyon ve minimum bakterisid konsantrasyonlarının tanımlanması için yaptığı çalışmada; tüm ortamlarda hayatta kalabilen bakteriler seçilmiş bunların borik asit ve boraks ile, minimum inhibisyon konsantrasyonlarını (MIC'ler) ve minimum bakterisid konsantrasyonlarını (MBC) araştırmaya çalışmıştır. Bu amaçla birkaç bakteri suşuna karşı borik asit ve boraksın antibakteriyel etkinliği, makrodilüsyon broth yöntemi ile 3 kez değerlendirmiştir. *Staphylococcus aureus*, *Acinetobacter septicus*, *Escherichia coli* ve *Pseudomonas aeruginosa* bakterilerinin Borik asit içerisindeki MIC ve MBC değerleri sırasıyla 3.80 mg / mL, 3.80 mg / mL, 7.60 mg / mL ve 7.60 mg / mL olarak elde edilmiştir. Bu bakterilerin boraks içerisindeki MIC ve MBC'leri, sırasıyla 23.80 mg / mL, 23.80 mg / mL, 47.60 mg / mL ve 47.60 mg / mL olarak elde edilmiştir. Yılmaz'a göre, mevcut sonuçlar, MIC'lerden ve MBC'lerden daha düşük seviyelerde bor bileşiklerini içeren suyun, sulama için kullanılabileceğini göstermektedir. Aşırı bor bileşiklerini gidermek için sulama suyuna ihtiyaç olup olmadığına karar vermek için bu yaklaşımı kullanmak da mümkün görünmektedir. Dahası, mevcut MIC ve MBC sonuçları, borun tıbbi kullanımına ışık tutmaktadır.

Sağlam *et al.* (2013) yaptıkları çalışmalarında, borun embriyogenez, kemik gelişimi, immün sistem ve psikomotor yetenekleri içeren birçok yaşamsal olayda önemli rol oynadığını, aynı zamanda bor bileşiklerinin bakteriyostatik, bakterisidal, fungistatik, fungisidal ve antiviral etkilerinin olduğunu belirtmişlerdir. Sağlam ve arkadaşlarına göre, bor elementinin antibakteriyel özelliği, kemik metabolizması ve immün cevap üzerine bilinen etkileri periodontoloji ile uğraşan araştırmacıların da ilgisini çekmiştir

Bailey *et al.* (1980) borik asit ve diazaborine gibi bor içeren antibakteriyel maddelerin enterik bakterilerin gelişimi üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, söz konusu maddelerin aerob ortam yanında aneorobik ortamlarda da bakteri gelişimlerini inhibe ettiğini belirtmişlerdir.

Pan *et al.* (2010), borun, kemik büyümesi ve bakım, bağışıklık fonksiyonu ve psikomotor becerileri dahil olmak üzere birçok yaşam sürecinde önemli rol oynadığını belirtmişlerdir.

Bor cam degradasyonu ile bor dağıtımının biyomedikal uygulamalarda özel bir ilgi gördüğünü ve borun hızlı salınımı ile ortaya çıkan borat cam sitotoksitesinin dikkatle göz önüne alınması gerektiğini vurgulanmıştır.

Zhu *et al.* (2002), dökme titanyum alaşımlarına borun ilave edilmesiyle, döküm yapısının ve mekanik özelliklerinin önemli derecede iyileştiğini belirtmişlerdir.

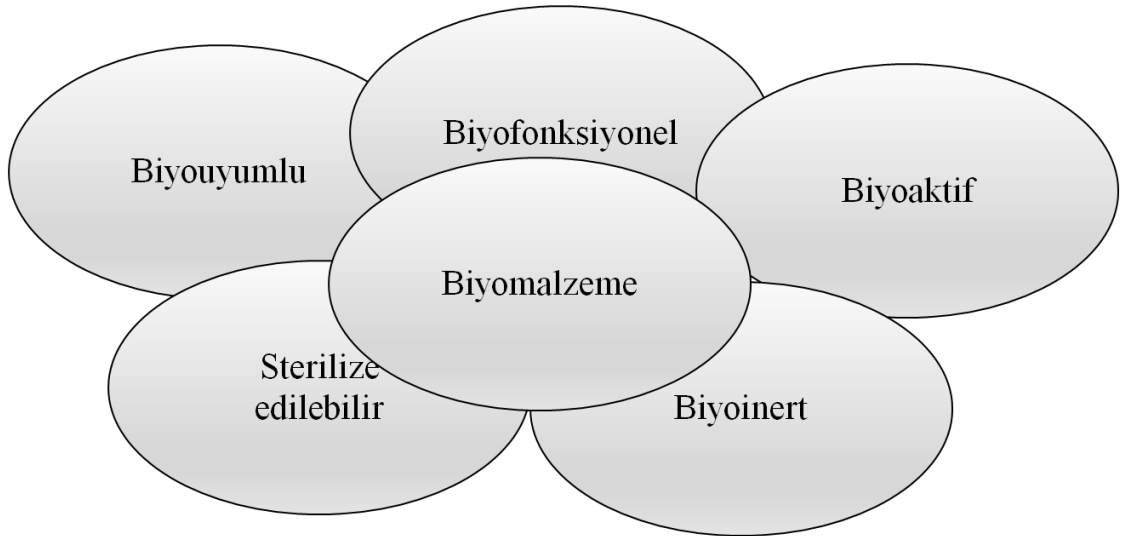
Zan *et al.* (2013) farklı konsantrasyonlardaki borik asitin kanal köklerinde biyofilm oluşturan *Enterococcus faecalis* bakterisi üzerine antibakteriyel etkisinin incelendiği çalışmada, %6'lık borik asit konsantrasyonu en yüksek antibakteriyel etkiyi göstererek borik asitin kök kanal dezenfeksiyonunda kullanılabileceği tavsiye etmişlerdir.

Yukarıda verilen literatür özetinden de görüleceği üzere; seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş CoCrW metal alt yapılara (kuron) borlama yapılarak metalin porselenle bağlantısının etkisinin araştırıldığı çalışmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmada, CoCrW alaşımına sahip numuneler, seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş ve inert ortamda argon gazı ve eka bor 2 tozu kullanılarak 900°C ile 1000°C' lik sıcaklıklarda, 1,4 ve 8 saat süre ile borlanmıştır. Borlanan malzemenin yapısal özellikleri XRD, SEM analizleri, mekanik özellikleri mikro sertlik ölçümleri ve tribolojik özellikleri, aşınma testleri kullanılarak tespit edilmiştir. Elde edilen bu veriler çerçevesinde daha sonra seçici lazer ergitme yöntemi ile 0,1-0,2-0,3 mm kalınlığında metalik kuronlar üretilmiş bunlar; 900°C'de 1 saat süreyle borlanmış ardından seramik kaplanarak kırılma testlerine tabi tutulmuş ve ayrıca sitotoksitite testleri yapılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Biyomalzemeler

Bir biyomalzemenin tasarımı ve seçimi onun özel uygulamalarına bağlıdır. Bu uygulamalar; vücut tarafından reddedilme olmaksızın yararlı olması ve gerek duyulduğu sürece istenen özellikleri sağlamasıdır (Chen *et al.* 2015). Ayrıca bir biyomateryal olarak kabul edilebilmesi için, iltihaplanmaya neden olmamasının yanı sıra, vücutta toksik reaksiyonlar ve alerjik semptomlara neden olmaması, biyo-uyumlu, biyo-fonksiyonel, biyoaktif, biyoinert ve sterilize edilebilir özelliklere sahip olması gerekir (Şekil 2.1) (Yetim 2009; Bauer *et al.* 2013; Domanska and Boczkowska 2014).



Şekil 2.1. Bir materyalin biyomateryal olması için gereken özellikler

Bir biyomateryal için başka bir koşulda, hijyen ve sterilizasyon işlemlerinin bazı özelliklerde değişikliklere yol açmamasıdır (Domanska and Boczkowska 2014). Canlı organizmaya doğrudan maruz kalan biyomateryal yüzey, biyouyumluluk açısından önemli bir rol oynar. Dolayısıyla fiziksel, morfolojik ve biyolojik özellikler, biyomateryal ve doku etkileşimlerinde iyileşmeyi destekleyecek şekilde uyarlanabilir (Bauer *et al.* 2013).

Biyouyumluluk kavramı son birkaç yılda kökten değişmiştir. Başlangıçta, bir maddenin biyolojik ortamdan varlığına herhangi bir yanıt almadan, insan vücuduna tamamen etkisiz kalmasıyla biyolojik olarak uyumlu olduğuna inanılmaktaydı. Tamamen tesirsiz bir malzeme fikri, her türlü malzemenin varlığının her zaman, uygulamanın türünün ve hastanın özelliklerinin bir fonksiyonu olarak değişen vücuttan bir miktar cevap alması gerektirdiği göz önüne alındığında terk edildi. Bu nedenle bir materyalin biyo-uyumluluk kavramı, özellikle doku ya da komşu ortamın, malzeme ara yüzünü vurgulayarak, sadece vücudun çeşitli etkileşim biçimlerini malzemeye kuşatarak tanımlanabilir (Orefice *et al.* 2006).

Biyomateriyaller, insan vücudunun sayısız alanlarındaki çeşitli uygulamalar için kullanılabilir. Bununla birlikte, bu uygulamaların her biri için, yaygın olarak gerekli olan özellik, organlar ve dokularla temas ettiğinde bu biyomateriyallerin tolerans derecesidir. Bu hususa uymak için, biyomalzemeler, her bir spesifik uygulamaya en iyi şekilde hizmet edecek şekilde kritik ayarlamalar yapmalıdır. Biyomateriyallerin yüzey özelliklerini ayarlayan bir mod, uygulama lokasyonunun spesifikasyonunu daha iyi karşılayabilmek için malzemenin iç özelliklerinin karakteristiklerini, uygun bir yüzey ile koruyan yüzey modifikasyonlarıdır (Holzapfel *et al.* 2013).

Kaza veya hastalıktan zarar gören dokuların geri kazanılmasına yardımcı olmak için gerekli özelliklere sahip olan biyomateriyallerin geliştirilmesi, tıp alanında ve mühendislik alanlarında bilimsel alandaki en büyük zorluklardan biridir (Lasprilla *et al.* 2012). Tıbbi alanda biyomateriyal olarak kullanılan her materyal ya organ değişimi, için destek veya insan vücuduna herhangi bir alerjenik ya da inflamatuvar yanıtı uyarmak için belirli özelliklere sahip olmalıdır. İmplant için kullanılan bir biyomateriyal de dikkat edilmesi gereken özellikler arasında biyouyumluluk, biyofonksiyon, kimyasal ve mekanik stabilite sayılabilir. Bu özelliklerin yanı sıra, tahriş, reddetme ve / veya implant mahallindeki problemlerden kaçınmak için materyal sterilize edilebilir (Silver and Doillon 1989).

Önceden tanımlandığı gibi bir biyomateriyalin biyo uyumluluğu, vücudu kabul eden organizma ile ilişkilidir. Vücut için biyomateriyal o zamana kadar yabancı bir maddedir

ve onu bütünün bir parçası olarak kabul eder ve aynı zamanda çalışma yerindeki zararlı etkilerin belirtilerini sergilemez. Biyouyumluluk ifadesi, toksisite, doku uyumluluğu, kan uyumluluğu (hemo-uyumluluk) ve biyofonksiyonel özellikler gibi farklı malzemelerin özelliklerini kavrar (Wang *et al.* 2004).

Biyolojik işlevsellik, malzemenin, gerekli süre boyunca ve etkili bir şekilde tasarlandığı işlevleri yerine getirmesi için gereklidir. Uzun süreli biyofonksiyonel materyaller için materyal doku ile temas ederek bozulmamalıdır; Bu nedenle, kısmen işlevselliğini yitireceği için, kimyasal ve mekanik kararlılığını, etkinleştirildiği tüm süreç boyunca korumalıdır. Metaller için degradasyon, tolere edilemez bir derecede değilse, vücuda zararlı etkilere neden olan korozyon ile ilişkilidir (Orefice *et al.* 2006).

2.1.1. Metalik biyomalzemeler

Metaller, mükemmel elektriksel ve termal iletkenlikleri ve mekanik özellikleri nedeniyle biyomateryal olarak kullanılır. Bazı metaller, total kalça ve diz eklemleri gibi sert doku replasmanı için pasif ikame maddeleri olarak, mükemmel mekanik özellikleri ve korozyon direnci nedeniyle kemik plakaları ve vidaları, spinal fiksasyon cihazları ve diş implantları olarak kırık iyileşme yardımları için kullanılır. Bazı metalik alaşımlar ise vasküler stentler, kateter kılavuz telleri, ortodontik ark telleri ve koklea implantları gibi cihazlarda daha aktif roller için kullanılır. Özellikle insan kullanımı için geliştirilen ilk metal alaşımı “vanadyum çeliği” idi. Kemik kırığı plakaları (Sherman plakaları) ve vidaları üretmek için kullanıldı. Demir (Fe), krom (Cr), kobalt (Co), nikel (Ni), titanyum (Ti), tantal (Ta), niyobyum (Nb), molibden (Mo) ve tungsten (W) gibi çoğu metal, implant üretimine yönelik alaşımlar için kullanılanlar sadece vücut tarafından birkaç dakika içinde tolere edilebilir. Metalik implantın biyouyumluluğu oldukça önemlidir çünkü bu implantlar in vivo ortamda korozyona uğrayabilir. Korozyonun sonuçları, implant malzemesinin kendi başına parçalanmasıdır, bu da implantı zayıflatacak ve korozyon ürünlerinin çevre doku ve organlar üzerindeki zararlı etkisi olacaktır (Bronzino 2006).

2.1.1.a. Paslanmaz çelikler

Paslanmaz çelikler, kirlenmemiş ortamlarda pas oluşumunu engellemek için gerekli olan miktar kadar minimum %12 Cr içeren demir bazlı alaşımlardır. Birkaç paslanmaz çelik %30'dan fazla Cr veya %50'den az demir içerir. Görünmez ve yapışkan krom bakımından zengin bir oksit filmi oluşumuyla paslanmaz özelliklerini elde ederler. Bu oksit, oksijen varlığında kendini oluşturur ve iyileştirir. Özel karakteristiklerini geliştirmek için eklenen diğer elementler arasında nikel, kükürt, manganez, molibden, bakır, titanyum, silikon, niyobyum, alüminyum ve selenyum bulunur. Karbon normalde belirli sınıflarda %0.03'ten %1.0'a kadar değişen miktarlarda bulunur (Beddoes and Parr 1999).

2.1.1.b. Titanyum ve alaşımları

Tarihi 1930 lara kadar dayanan titanyum günümüzde de en yaygın olarak kullanılan biyomalzemelerden birisidir. Hegzagonal sıkı paket bir yapıyı (α -Ti), 882°C'ye kadar gösterirken, hacim merkezli kübik bir yapıyı (β -Ti) bu sıcaklığın üzerindeki sıcaklıklarda gösterir. Titanyum'a birçok özellik kazandırmak için alaşım elementleri ilave edilir (Park and Lakes 1992). Ti ve Ti alaşımlarının yüksek biyo-uyumlulukları, tıp ve diş hekimliği alanlarındaki diğer alaşım sistemlerine göre tercih edilmeleri ile sonuçlanmıştır. Ti alaşımlarının, biyomedikal alandaki ana seçimlerden biri olarak ortaya çıkmasındaki başlıca özellikleri, iyi mekanik özellikler, TiO_2 (katı oksit tabakası) nedeniyle mükemmel korozyon davranışı, iyi biyouyumluluk, nispeten düşük Young modülü, hafif ve manyetik olmayan davranışa sahip olmasıdır (Husseyin *et al.* 2015).

2.1.1.c. Kobalt alaşımları

Temel olarak iki tip kobalt-krom alaşımı vardır (1), dökülebilir CoCrMo alaşımı ve (2) genellikle (sıcak) dövme ile elde edilen CoNiCrMo alaşımıdır. Dökebilir CoCrMo alaşımı diş hekimliğinde uzun yıllardır ve nispeten yakın zamanda yapay eklem yapımında kullanılmıştır. Dövme CoNiCrMo alaşımı nispeten yenidir, şimdi diz ve kalça gibi ağır yüklü eklemler için protezlerin gövdelerini yapmak için kullanılır. ASTM,

cerrahi implant uygulamaları için önerilen dört tip CoCr alaşımını listeler (1) döküm CoCrMo alaşımı (F75), (2) dövme CoCrWNi alaşımı (F90), (3) dövme CoNiCrMo alaşımı (F562) ve (4) işlenmiş CoNiCrMoWFe alaşım (F563). Şu anda dört alaşımdan sadece ikisi, (döküm CoCrMo ve dövme CoNiCrMo alaşımı) implant imalatlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. CoCr alaşımlarının iki temel elementi %65'e varan katı bir Co çözeltisi oluşturur. Daha ince taneler üretmek için molibden eklenir, bu da döküm veya dövme işleminden sonra daha yüksek mukavemete yol açar. Krom, alaşımın katı çözeltisini güçlendirmesinin yanı sıra korozyon direncini de artırır. Alaşım, stres altında deniz suyuna (klorür iyonları içeren) karşı yüksek oranda korozyona dayanıklıdır (Bronzino 2006).

2.2. Lazer Sinterleme

Lazer sinterleme işlemi, 3 boyutlu üretim (additive manufacturing-AM) teknolojisidir. İstenilen geometride doğrudan üretim yapmak için kullanılır. Bilgisayar destekli tasarımla oluşturulan çizimler, prototip makinesinde katmanlar halinde üretilir. Metal toz yatağına odaklanan yüksek güçteki lazer ışını, metal tozlarını eriterek ince bir katman haline getirir. Bu şekilde oluşan katmanlar, tasarlanan nesneyi üretmiş olur.

Metaller için 3 boyutlu üretim yöntemleri ikiye ayrılır:

1-Seçici Lazer Sinterleme (SLS) veya Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS)

2- Seçici lazer eritme (SLM)

SLS teknolojisinde metal partikülleri kısmen eritilerek az ya da çok miktarda poroz bir yapı oluşturacak şekilde birbirine bağlanır. SLM teknolojisinde ise metal partikülleri tamamen eritilerek yoğun bir yapı elde edilir (Santos 2006). Seçici lazer eritme (SLM), lazer bazlı toz yatak füzyonu bölümlerinden biridir. Ayrıca, metal tozunun tamamen erimesini sağlayan ve homojen bir SLM parçası üreten gelişmiş bir lazer sinterleme (SLS) formu olarak da bilinir. SLM sadece saf ve alaşımlı metal tozlarına uygulanır. Diğer

tarafından direkt metal lazer sinterleme (DMLS), SLM ile birbirinin yerine kullanılabilir. Orijinal DMLS prosesi, makinenin tamamen ince metalik tozları eriten yüksek güçlü lazerlerle donatıldığı SLM'ye benzerdir. SLM 2002 yılında geliştirilmiştir. En erken çalışmalardan biri diş ve ortopedi uygulamaları için çene ve kemik implantlarının üretilmesidir. SLM sisteminin firmalardaki üretim derinliği şunlardan oluşmaktadır; Kemik iskeletleri, kobalt alaşımı ile biyomedikal implant üretimi ve Nikel-Titanyumun metalik biyomateryalleri için in vitro çalışmayı içeren araştırmalar (Harun 2018).

2.3. Yüzey İşlemleri

Teknolojide meydana gelen gelişmeler ve dünya nüfusunda hızlı bir şekilde artması teknolojik ürün talebinde hızlı bir şekilde artırmıştır. Makine ve sistemlerin maliyetini artış nedeniyle kullanıcılar tarafından yüksek fiyatlara mal edilen bu ürünlerden, en yüksek verimi almak kullanıcının doğal hakkıdır. Bu durum kaliteye verilen önemde artırmıştır. Elde edilen mühendislik ürünlerinden beklenen en önemli üç faktör emniyet, ekonomi ve estetikdir (Yetim 2009). Malzeme hasarlarının çoğu, aşınma, korozyon ve yorulma içeren bir mekanizma ile yüzeyden kaynaklanır. Metaller söz konusu olduğunda, yüzeyde başlayan bir hasarı kontrol etmenin yöntemi veya malzemenin sertlik, kimyasal pasiflik veya mukavemet özelliklerinin uygun bir şekilde modifiye edilebilmesi için bu malzemenin kütlesi boyunca aşınma elementlerinin kullanılmasıdır. Mühendislik bileşenlerinin büyük bir çoğunluğunun yüzeysel olaylara sağlayacağı hizmeti artırmak için, 'Yüzey Mühendisliği' gibi disiplinlerarası geniş bir konunun geliştirilmesine yol açmıştır. Yüzey mühendisliği, yüzey ve ana malzemenin tasarımı olarak, en iyi şekilde, kendi başına yeterli olan, düşük maliyetli performans artışı sağlayan bir sistem olarak tanımlanabilir (Burakowski and Wierzchoń 1996).

Triboloji ile uğraşan bilim insanları sürtünme ve aşınmaya karşı yüzey işlemlerinin kullanımını oldukça artırmışlardır. Dolayısıyla, değişik yüzey metotları ortaya çıkmıştır. Mevcut kullanılan yüzey işlemleri, yüzey sertliğini, aşınma direncini ve yorulma dayanımını artırmak için kullanılır. Yüzey sertleştirme işlemi ile taban malzemenin sertliği değişmeden parçaların yüzeyinden iç kısmına doğru sertleştirme işlemi yapılır ve

bu sayede aşınma dirençleride artmış olur. Çoğu makine parçasında aşınmaya karşı çok sert bir yüzey istenir. Bununla beraber çalışma sırasında darbeye karşı mukavemetli olması bir zorunluluktur. Parçanın merkeze yakın kısmı yumuşak ve tok olursa, parça bir bütün olarak yüksek darbe mukavemeti gösteririr. Yüzey sertleştirme ile yapılan yeni bir tabaka ilavesi ile parça boyutunda herhangi bir değişiklik meydana gelmez. Bu tabaka ilavelerinde malzemelerin yüzey ve yüzey altı modifikasyonunlarını içeren iki farklı yaklaşım metodu vardır. Tabaka ilavesinin olduğu yüzey sertleştirme işlemlerinden ilk grub, ince filmler, kaplamalar veya kaynaklı üst tabakalardan oluşmaktadır. Yüzey kaplama işleminde kaplama taban malzemeden bağımsızdır. Kaplama malzeme yüzeyine yeterli derecede bağlıdır. Bileşim olarak tamamen taban malzemeden farklıdır. Yüzey sertleştirme işlemlerinde ikinci grubu, yüzeyde tabaka oluşturmada modifikasyon içeren difüzyon yöntemleri ve seçimli sertleştirme teknikleri oluşturmaktadır. Parçanın yüzeyinden içerisine doğru sertliğini artırmak için difüzyon teknikleri uygulanmaktadır. Ayrıca bir parçanın bölgesel olarak sadece istenilen kısımlarının sertleştirilmesi mümkündür. Seçimli sertleştirme, genellikle sadece ısıtma ve su vermeyi içerir. Bazı yüzey işlemlerinin uygulanma nedenleri şunlardır:

1. Korozyonu önlemek için boyama ve kaplama,
2. Bası artık gerilmesi oluşturmak ve yüzey sertliğini artırmak için bilye püskürtme,
3. Martenzit tabakası oluşturmak için su verme,
4. Tribolojik ve korozyif özellikleri iyileştirmek için ince film kaplama ve yüzeyin kimyasını değiştirme.

Yüzey sertleştirme ve aşınmaya dayanıklı malzemelerin üretilmesi için; karbürleme, nitrürleme, alev veya indüksiyonla yüzey sertleştirme, lazerle yüzey sertleştirme, plazma nitrürleme, plazma esaslı fiziksel buhar kaplama (PVD) ve kimyasal buhar kaplama (CVD) yöntemleri kullanılır. Bu işlemlerde, malzemenin yüzeyine difüze etmek için C, N ve B gibi alaşım elementleri kullanılır. İşlem malzemelerin ostenit veya ferrit bölgesine kadar ısıtma ile gerçekleşir (Yetim 2009)

2.4. Borlama

Borlama; yüzeyi sertleştirilmiş çeliklere, temperlenmiş çeliklere, takım çeliklerine, paslanmaz çeliklere, dökme çeliklere, dökme demirlere, sinterlenmiş metal tozlarına, nikel, kobalt, molibden ve titanyum gibi demir dışı metallere ve alaşımlarına diffüzyon mekanizmasıyla gerçekleştirilen yüzey sertleştirme işlemlerindendir. Yüzeyi çok iyi bir şekilde temizlenmiş olan malzemelere, 700-1000°C, yaklaşık 1-12 saat süre ile katı, macun (pasta), sıvı veya gaz fazındaki bor verici ortamlarda bekletmek suretiyle yapılan bir işlemdir. Diğer sertleştirme yöntemlerine kıyasla, bor tabakasının sahip olduğu özelliklerden kaynaklanan birtakım avantajları vardır. Bor tabakasının en büyük avantajı 1450-5000 HV gibi çok yüksek sertlik değerine sahip olması ve yüksek sıcaklıklarda bu sertliğini korumasıdır. Yüksek yüzey sertliği ve düşük sürtünme katsayısı ile başta adezyon ve abrazyon aşınması olmak üzere korozyon ve yüksek sıcaklık oksidasyonu hasarına karşı önemli mukavemet sağlar.

Dezavantajlarına gelince;

- Gaz sementasyonu ve plazma nitrürasyonu işlemlerinin, borlama işlemine göre işletme giderleri daha azdır ve uygulanmaları daha kolaydır.
- Karbürlenmiş veya nitrülenmiş çeliklere göre, borlanmış alaşımlı çeliklerin temas yorulma dayanımı (Pullanma dayanımı) düşüktür. İşlem sonucunda parçanın ölçülerinde (borlama tabakasında %5-25'i kadar hacim genişlemesi olduğu için) değişimler olur.
- Yüksek hız çeliklerinin sertleştirme sıcaklıkları genellikle 1150°C'den fazla olduğu için, borlamaya uygun değildir (Sinha 1991; Özbek 2004; Uluköy 2006).

2.4.1. Borlama yöntemleri

Borlama, karbürleme ve nitrürlemeye esas itibarıyla birbirlerine benzerler. Bu yöntemler bir yayınma işlemidir. Uygun işlem sıcaklıklarında bor malzeme yüzeyine yayılarak, metal ile bir veya daha fazla inter metalik faz meydana getirirerek tabakalar oluşturur. Borlama ortamı şunlardan oluşur;

- Bor kaynağı (bor veya bileşikleri),
- Aktivatör,
- Dolgu veya deoksidantlar.

Tabakanın düzenli büyümesine ve oluşumuna etki faktör aktivatörlerdir. Borlama maddelerinin ana malzemeye yapışmasını önleyen ve borlama sıcaklığında oksijeni tutarak redükleyici bir ortam oluşturan faktörler ise dolgu ve deoksidantlardır.

Borlama sonucu oluşan borür tabakası malzeme üzerinde şu faydaları sağlar (Türktekin 1998).

- a. Sertlikte yüksek bir artış ve bunu yüksek sıcaklıklarda koruma özelliği
- b. Diğer malzemelere paralel genleşme katsayısına sahip olması
- c. Yüksek sıcaklık dayanımı
- d. Isınma direncine dayanım
- e. Alt yüzeyle iyi bir adezyon.

Borlama çeşitleri şunlardır;

1. Katı (Toz) Ortamda Borlama
2. Pasta İle Borlama
3. Sıvı Ortamda Borlama
4. Gaz Borlama

Bu çalışmamızda Katı (Toz) ortamda borlama işlemi yapıldığı için sadece bu işlemin yapılışını anlatacağız.

2.4.1.a. Katı (Toz) ortamda borlama

Basit bir donanıma sahiptir. Uygulanması kolay, ekonomik ve güvenlidir. Kullanılan toz karışımının kimyasal kompozisyonunda değişiklik yapılabilir. Katı ortamda borlama şu şekilde yapılır;

- Isıya dayanıklı çelik bir kutu içerisine borlama tozu konur.
- Numneler bu toz içerisine gömülür.
- Fırının ağzı kapatılır.
- Sıcaklık 800-1000°C getirilerek malzeme bu ortamda farklı sürelerde bekletilir.
- Gerekli süre sağlandıktan sonra fırının ağzı açılarak numuneler soğumaya bırakılır.

Katı ortam borlamasında kullanılan bazı borlama bileşiklerine ait örnekler %ağırlık olarak aşağıda verilmiştir (Sinha 1991; Özbek 2000).

- %60 B₄C + %5 B₂O₃ + %5 NaF + %30 Demir oksit
- %50 Amorf bor + %1 NH₄F.HF + %49Al₂O₃
- %100 B₄C
- %(7,5-40) B₄C + %(2,5-10) KBF₄ + %(50-90) SiC
- %84 B₄C + %16 Na₂B₄O₇
- %95 Amorf bor+%5 KBF₄
- %20 B₄C + %5 KBF₄ + %75 Grafit
- %(40-80) B₄C + %(20-60) Fe₂O₃
- %80 B₄C + %20 Na₂CO

2.5. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Porselen kaplamalı metalden oluşan metal seramik kuronlar, mükemmel mekanik özellikler, dayanıklılık ve metal içermeyen restorasyonlardan daha düşük maliyetler nedeniyle popüler dental restorasyonlardır. Bununla birlikte, altın bazlı alaşımların

yüksek maliyeti nedeniyle, kobalt-krom (Co-Cr), nikel-krom (Ni-Cr) ve titanyum gibi baz metal alaşımlarının kullanımı önemli ölçüde artmıştır (Wang *et al.* 2016)

Metal alt yapılar tüm sabit protezlerde seramiğin kullanılabilmesi için gereklidir. Metal altyapıların tarihi süreci şu şekildedir;

- 1950'lerde porselen metal üzerinde pişirilmiştir.
- 1961 yılında Silver ve arkadaşları kıymetli metal alt yapı destekli seramikleri uygulamaya koymuştur.
- 1962'lerde WEINSTEIN metal-porselen yöntemini dişhekimliğine sunmuştur.
- 1965'de McLean ve Hughes. İngiltere'de porselen tozuna alüminyum oksit katarak metal desteksiz yapımını başarmışlardır
- 1970 yıllarında kıymetsiz metal alaşımları ile seramik kuron ve köprüler yapılmaya başlanmıştır
- 1989'da cam seramiklerin dökümü gündeme gelmiştir.

Daha sonraları reçineler dişhekimliğine girmiş, böylece metal kuronların vestibül yüzleri akrille kaplanarak estetik kuron ya da veneer kuron adı altında uygulanmaya başlamıştır. Akril reçinelerinde ortaya çıkan çeşitli sakıncalar sonrası, bu tür kuronlar yerini metal porselen kuronlara terketmiştir. Önceleri materyalin çeşidine bakılmaksızın sadece eksik dişlerin tamamlanması şeklinde anlaşılan protetik tedavi daha sonraları çeşitli aşamalardan geçerek önü akrille kaplanmış pencere kuronlar, akrilik jaket kuronlar ve günümüzdeki metal porselen kuronlara gelinmiştir. Kıymetli metal alaşımlarında görülen bu gelişmeler, metal porselen restorasyonlarını olumlu yönde etkilemiş ve büyük aşamalara sebep olmuştur. Metal altyapı, porselenin altında bulunur ve kurona sağlamlık verir. Sağlıklı ve estetik bir görünüm ise seramik üst yapı tarafından sağlanır. Seramiğin kırılması veya mukavim oluşuna tesir eden başlığın yapımında kullanılacak metalde, bazı özelliklerin bulunması gerekir. Bu özellikler şunlardır; Seramiğin altında bulunan metal esnek olmamalıdır. Aksi durumda metal üzerinde yer alan seramik oynar ve kırılır. Bu nedenle, metaller üzerinde yapılan çalışmalar neticesinde sert alaşımlar kullanımı tercih edilmiştir. Metallerin genleşme oranları da oldukça önemlidir. Eğer metal genleşme oranı

ile seramik büzülme oranı arasında bir uyum varsa bu metal seramik adezyonunu kuvvetlendirir ( eki  2007).

2.5.1. Porselenin metale tutunması

Porselenin metal yüzeyine iyi bir şekilde tutunması,  i nemededen dolayı oluşan basıncıtan metalin porselene iyi bir şekilde ba lanması gerekir. Bu bağlanma yeterli değilse porselen metalden kolayca ayrılır ve metal açığa çıkar Bu durum çiğneme fonksiyonunu azaltır ve estetik görüntüyü ortadan kaldırır.

Porselen metalle iyi bir bağlantı kuramadı ı durumda, seramik yapıda kırılmalar ve çatlamalar meydana gelir. Bu kırılmalar  u şekildedir;

- 1. Metal-Porselen ayrılması:** Bu ayrılma, metal alt yapı okside edilmeden porselen fırınladı ı ya da kirli yüzey üzerinde  alı ıldı ı durumlarda görülür. Metal temiz bir yüzey halinde porselenden ayrılır.
- 2. Metal oksit - Porselen ayrılması:** Bu ayrılma çoğunlukla soy olmayan metallerin kullanılmasında meydana gelir. Oksit tabakası metale ba lı kalır, porselen ayrılır.
- 3. Metal-Metal oksit ayrılması:** Krom oksit ve nikel oksit gibi soy olmayan metal alaşımlarda görülür. Oksit tabakası metalle birle emez porselen üzerinde kalır.
- 4.Metal oksit- Metal oksit ayrılması:** Metal fazla ısıtıldığında oksit tabakası metal ve porselen arasında oldukça fazla olur ve büyük parçalar halinde ayrılmalar meydana gelir.
- 5.Metal içinden kopma:** Metalin yüzeyi düzgün değil ve de köşeli yapılar varsa bu kopma görülür.
- 6.Porselen içinden kopma:** Alt yapı metal yetersiz ve porselen yüzeyi fazla çiğneme basıncına u ruyorsa bu kopma görülür ( eki  2007).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

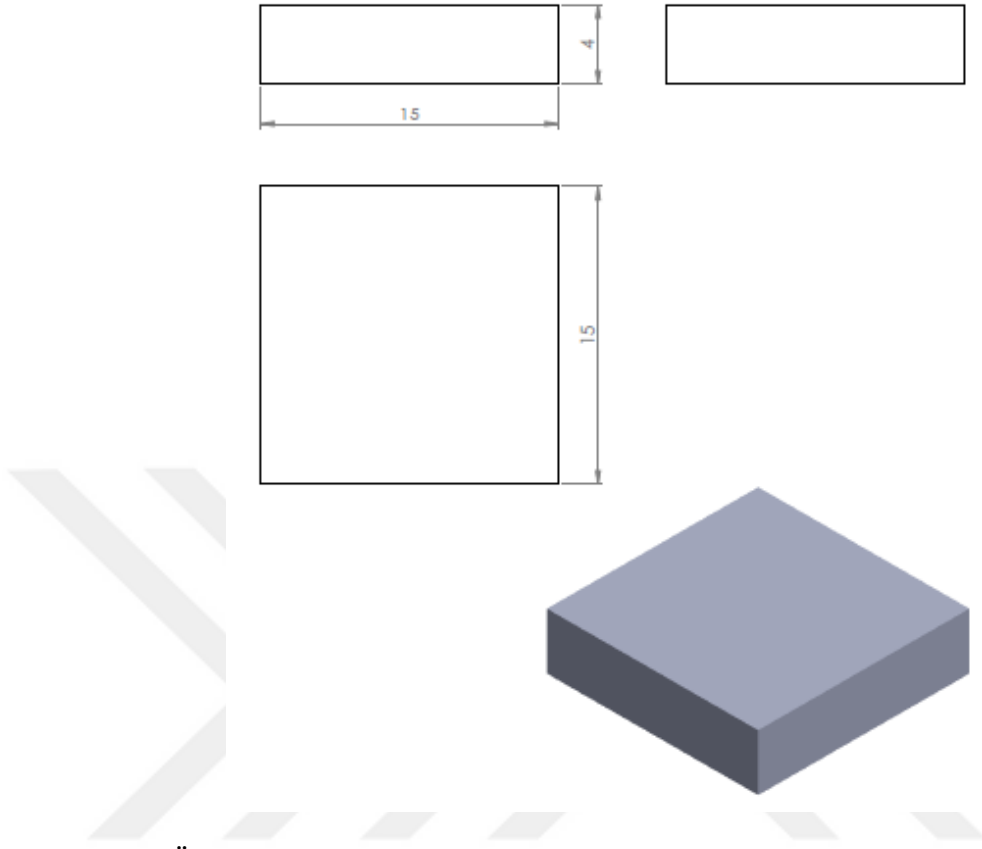
3.1. Materyal

Bu çalışmada uygulamaya yönelik numuneler kullanılmıştır. Bu numunelerin yapısının çok ince olmasından dolayı ön hazırlık çalışmaları yapılmış, bu çalışmalardan elde edilen bulgular neticesinde uygulama numunelerine geçilmiştir.

3.2. Ön Hazırlık Numunelerinin Seçici Lazer Ergitme Yöntemi İle Üretilmesi

Şekil 3.1’de ön hazırlık numunelerine ait teknik resim verilmiştir. Bu numuneler, deney şartlarının belirlenebilmesi için, Şekil 3.2’de resmi verilen, MLab Titanyum model “Seçici Lazer Ergitme” cihazı kullanılarak, CoCrW tozlarından üretilmiştir.

Seçici Lazer Ergitme (SLM) işlemleri, 100W Ytbbbl (Yb) fiber lazerli CONCEPT LASER'den MLab Cusing makinesi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Toz malzemesi olarak ASTM B348'e göre CoCr tozları kullanılmıştır. SLM işlemi için kullanılan süreç parametreleri Çizelge 3.1’de verilmiştir. Her katın eritilmesi için basit düz çizgi taramaları yapılmıştır. Katman üretimi, koruyucu azot atmosferinde gerçekleştirilmiştir..



Şekil 3.1. Ön hazırlık numunelerine ait teknik resim



Şekil 3.2. Seçici lazer ergitme cihazı

Çizelge 3.1. SLM işlemi için kullanılan süreç parametreleri

Plane		Contour	
95W	1500 mm/s	95W	1350 mm/s

3.3. Borlama İşlemi

Numunelerin borlama işlemi Vezneli A.Ş (Salihli/Manisa) Firmasında yapılmıştır. Numuneler ekabor II tozu (bortec) içeren seramik pota içerisine, pota duvarlarından ve birbirlerine eşit uzaklıkta olacak şekilde yerleştirilmiştir. Yüksek sıcaklıkta muhtemel oksitlenmeyi engellemek amacıyla potanın üst kısmına ekrit tozu (bortec) eklenmiş ve potanın ağzı sıkı bir şekilde kapatılmıştır. Borlamaya hazır numunelerin bulunduğu seramik potalar, programlanabilir kutu fırın içerisine yerleştirilmiştir. Fırın 900°C ve 1000°C’de ısıtılarak, 1, 4, 8 saat süreyle borlama işlemine tabi tutulmuştur. Borlama işlemi bittiğinde fırın kapağı hemen açılarak, numunelerin oda sıcaklığına kadar soğuması sağlanmıştır. Borlanan numunelerin yüzeyleri muhtemel borlama tozu kalıntılarını gidermek üzere mekanik olarak temizlenmiştir. Borlama sonrası numuneler 80-2000 numaralı zımparalardan geçirilmiş ve daha sonra alümina toz ile parlatılmıştır. Son olarak 100 ml HCl, 33 ml HNO₃ ve 10 ml H₂SO₄ çözeltisinde 3 dakikalık sürede elektrolitik olarak dağlandıktan sonra difüzyon tabakası araştırılmıştır. Daha sonra malzemenin yapısal özellikleri XRD, SEM analizleri, mekanik özellikleri, mikro sertlik ölçümleri ve tribolojik özellikleri, aşınma testleri kullanılarak belirlenmiştir.

3.4. Aşınma Deneyleri

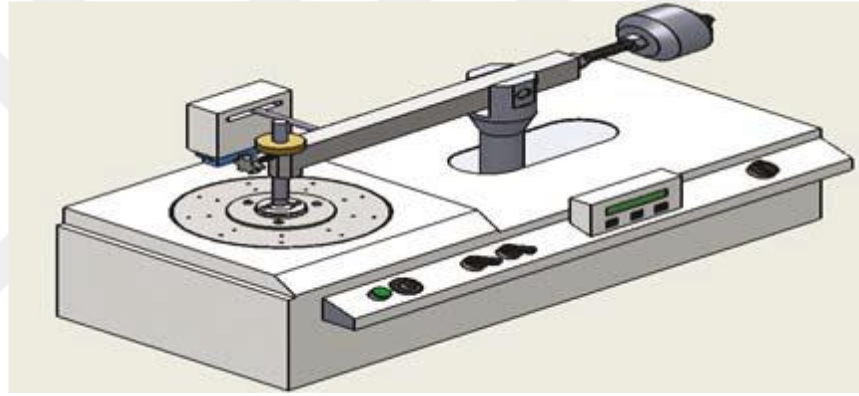
Tribolojik özellikleri belirlemek için Turkeyus PODWT&RWT aşınma cihazı kullanılmıştır. 15 mm genişliğinde 5 mm kalınlığındaki numuneleri 3 N’luk normal yük altında oda şartlarında doğrusal zıt yönlü düzlem-pim aşınma (reciprocating ball-on-flat) yöntemi kullanılarak aşınma gerçekleştirilmiştir. Sürtünme kuvveti bilgisayar tarafından aşınma cihazındaki yük hücresi (loadcell) ile sürekli olarak kaydedilmiştir. Aşınma deneylerine ait diğer şartlar Çizelge 3.1’de ve aşınma sisteminin şematik gösterimi Şekil 3.3’de verilmiştir.

Yapılan testler sonunda her bir numunede meydana gelen aşınma miktarının hesaplanmasında Denklem 3.1’de verilen ve Archard aşınma eşitliği kullanılarak elde edilmiş olan bağıntıdan yararlanılmıştır. Burada Q kaybedilen toplam malzeme hacmini

(mm³), L toplam kayma mesafesini (m) ve W uygulanan normal yükü (N) göstermektedir, k değeri ise aşınma oranını (mm³ /Nm) ifade etmektedir.

Yapılan deneyler esnasında sürtünme katsayısının değerleri, cihaz tarafından otomatik olarak verilmektedir. Deney öncesinde ve sonrasında yüzey pürüzlülüğü, Mitutuyo marka yüzey profilometre vasıtasıyla belirlenmiştir. Kaplamanın aşınma oranı aşağıdaki eşitlik vasıtasıyla belirlenmiştir.

$$k = \frac{Q}{W.L} \quad (3.1)$$



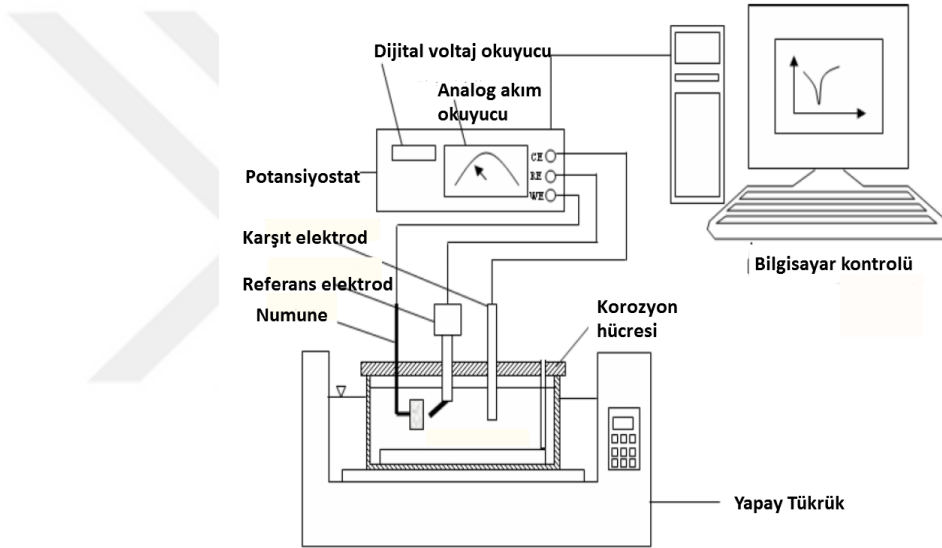
Şekil 3.3. Aşınma cihazının şematik gösterimi

Çizelge 3.2. Triboloji deneyi şartları

Parametreler	Değerler
Uygulanan yük	3 N
Aşınma izi genişliği	8 mm
Sıcaklık	22±2°C
Nem	%50±10
Aşındırma hızı	4.7 m/dak
Aşındırma süresi	1800 s
Aşındırma mesafesi	141 m

3.5. Korozyon Deneyleri

Korozyon testleri yapay tükürük çözeltisinde, WENKING marka PGS95 polarizasyon test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Deney düzeneğinin şematik resmi Şekil 3.4’de verilmiştir. Polarizasyon ölçümleri Ag/AgCl referans elektrot (RE) ve bir platin levha (Pt) karşıt elektrot (CE) kullanılarak üç elektrot tekniğine göre bir korozyon hücre içerisinde yapılmıştır.



Şekil 3.4. Korozyon deney düzeneği

3.6. XRD, SEM ve Optik Mikroskop Çalışmaları

Borlanmış numunelerin yüzeyinde oluşan fazlar ve kalıntı gerilmeler, XRD-GNR Explorer (Şekil 3.5) cihazı kullanılarak tayin edilmiştir. Yüzey analizleri için, E-SEM, FEI QUANTA-FEG 250 (Şekil 3.6) taramalı elektron mikroskobu ile 3D profilometre cihazı (Şekil 3.7) ve optik mikroskop (Şekil 3.8) kullanılmıştır.



Şekil 3.5. X-Işını difraktometresi



Şekil 3.6. Taramalı elektron mikroskobu



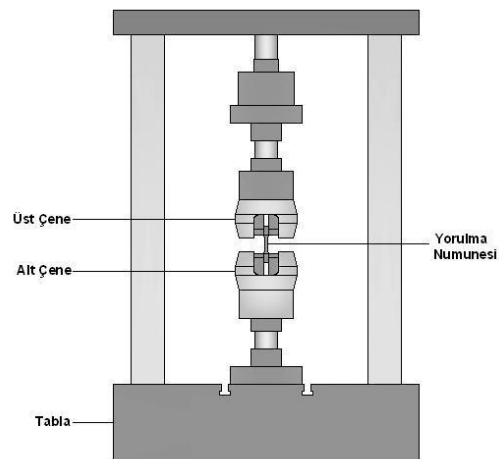
Şekil 3.7. 3D temasız profilometre



Şekil 3.8. Optik mikroskop

3.7. Kırılma Analizleri

Borlamanın numuneler üzerine mekanik, tribolojik ve elektrokimyasal etkileri belirlendikten sonra 0,1-0,2-0,3 mm kalınlığındaki metal alt yapılar 900°C 1 saat borlanmıştır. Daha sonra işlemsiz ve borlanmış numuneler seramik kaplanmış, ardından biyomekanik testlere tabi tutulmuştur. Metal alt yapı seramik kuronların basma özellikleri ilgili uluslararası standartlara göre (ASTM ve ISO), INSTRON 8872 Çeki-Bası Yorulma Test Cihazı (Şekil 3.9) kullanılarak belirlenmiştir. Basma testlerinde numuneler 135° açılı çelik bloka yerleştirilerek bası yüklerine maruz bırakılmıştır.



Şekil 3.9. INSTRON 8872 Çeki-Bası yorulma test cihazı şematik ve uygulama gösterimi

3.8. Mikrosertlik Ölçümü

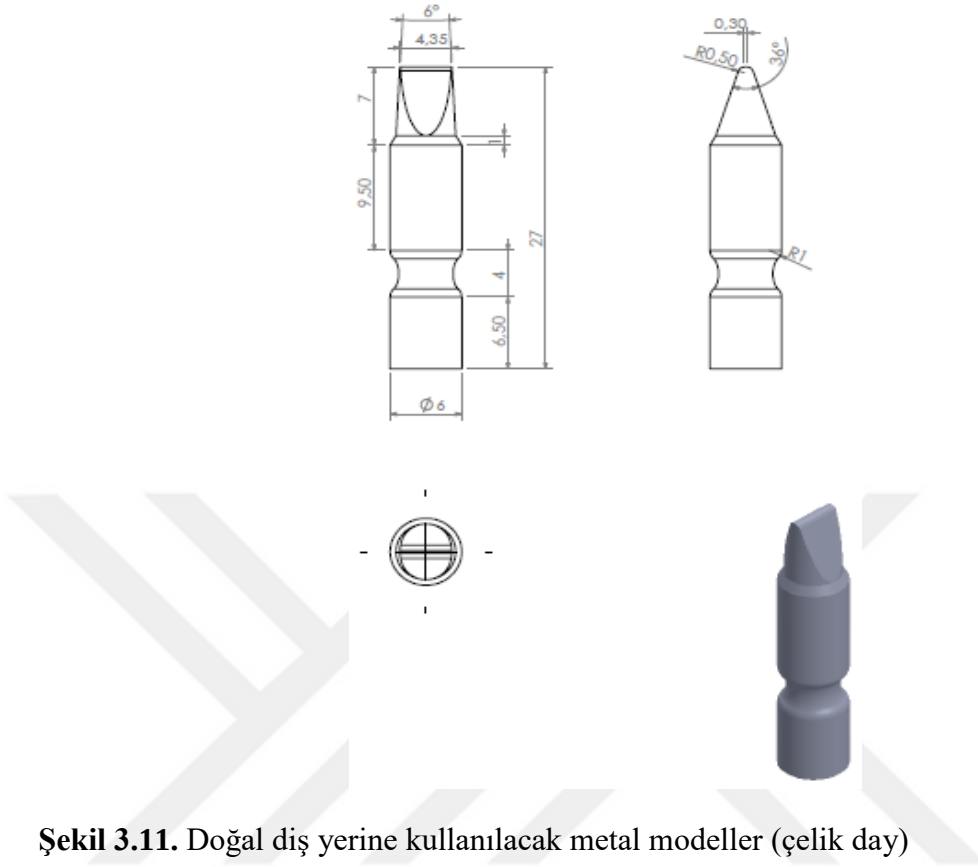
İşlemsiz ve borlanmış numunelerin yüzey sertliklerini tespit edebilmek için 10 gr. yük altında ve 15 sn yükleme süresinde Şekil 3.10'de gösterilen Shimadzu marka mikrosertlik cihazı ile sertlik ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Borlanmış numunelerin difüzyon tabaka kalınlığını belirlemek için de mikrosertlik cihazı kullanılmıştır. Sertlik ölçümleri en dış kısımdan başlamak üzere numune merkezine doğru belirli mesafelerden ölçümler alınmıştır. Yüzeye yakın ölçülen ilk sertlik değeri yüzey sertliği olarak kabul edilirken, merkeze doğru çekirdek malzeme sertliğine ulaşılan kadar gidilen mesafe difüzyon derinliği olarak kaydedilmiştir.



Şekil 3.10. Mikrosertlik cihazı

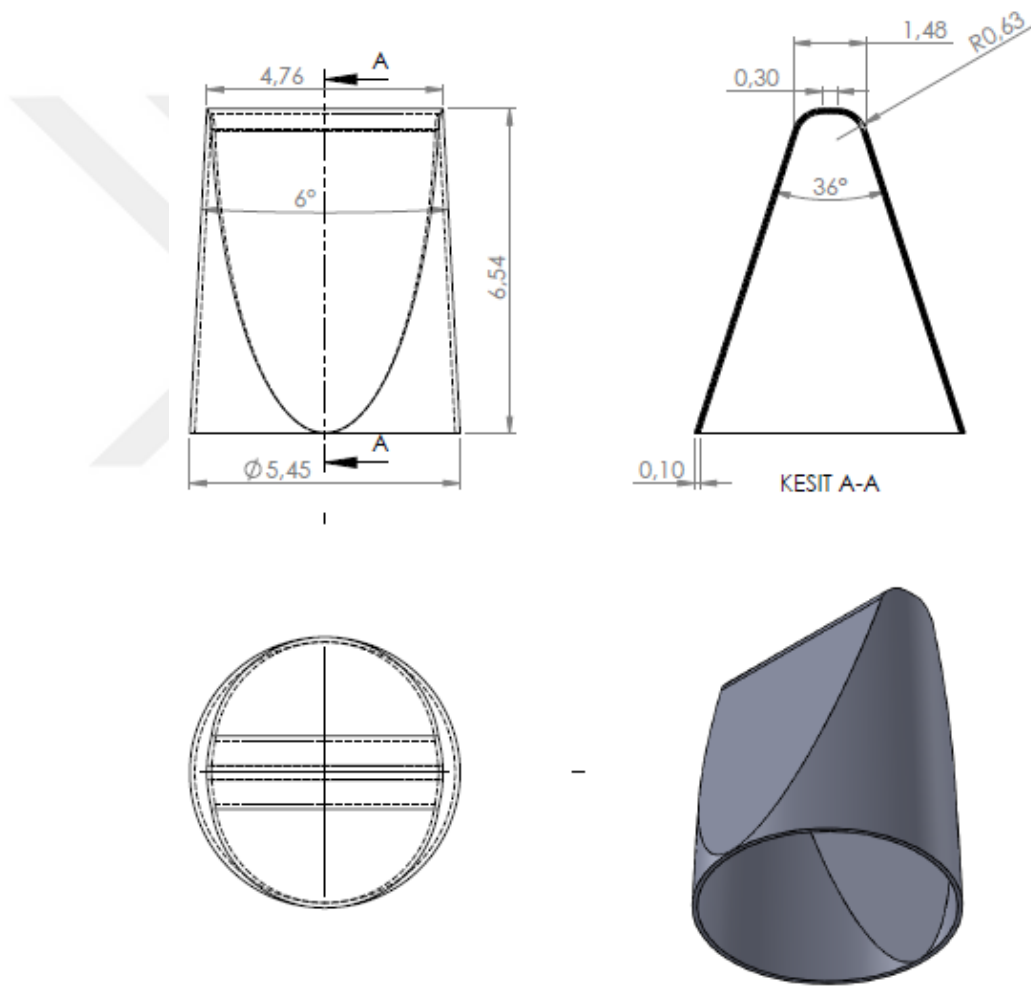
3.9. Çelik Dayların CNC Tezgahda Üretilmesi

Teknik resmi Şekil 3.11 verilen doğal diş yerine kullanılacak metal modeller (çelik day), paslanmaz çelik bloklardan CNC torna tezgâhında, boyut olarak maksiler 1. keser diş taklit edecek şekilde üretilmiştir. Daylar; dişin uzun eksenine 120° açı yapan chamfer basamaklı ve toplam 60° yüzey eğim açılı, 2 mm insizalden, 1,5 mm tüm aksiyal yüzeylerden küçültülerek 7 mm yüksekliğinde kesilmiş diş formunda olacak şekilde, her kontrol grubu için toplam 60 adet olarak üretilmiştir (Şekil 3.12).

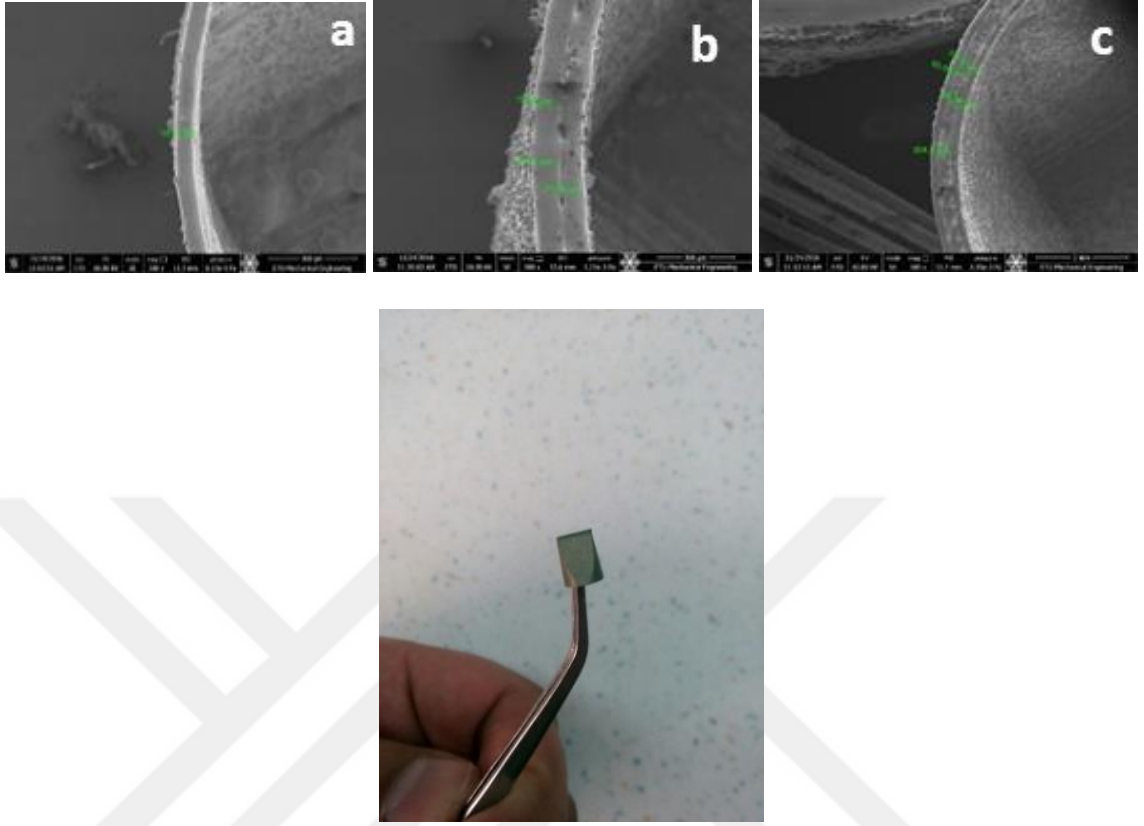


3.10. Metal Altyapıların (KURON) Seçici Lazer Ergitme Yöntemi ile Üretilmesi

Metal diş modellerinden elde edilen daylar üzerine, siman aralığı oluşturmak amacıyla basamakların 1 mm üzerinden Lazer ergitme yöntemi ile kuronlar üretilmiştir. Kuronlara ait teknik resim Şekil 3.13'te ve SEM görüntüleri ve resim Şekil 3.14'de verilmiştir. Kuronlar, 10'lu gruplarda 0,1-0,2-0,3 mm kalınlığında, toplam 60 adet olarak üretilmiştir.



Şekil 3.13. Metal destekli kurona ait teknik resim



Şekil 3.14. Kuronlara ait SEM görüntüleri ve resim a-0,1mm, b-0,2mm, c-0,3mm

3.11. Metal Altyapıların (KURON) Borlanması

Numunelerin borlama işlemi Vezneli A.Ş (Salihli/Manisa) Firmasında yapılmıştır. Numuneler ekabor II tozu (bortec) içeren seramik pota içerisine, pota duvarlarından ve birbirlerine eşit uzaklıkta olacak şekilde yerleştirilmiştir. Yüksek sıcaklıkta muhtemel oksitlenmeyi engellemek amacıyla potanın üst kısmına ekrit tozu (bortec) eklenmiş ve potanın ağzı sıkı bir şekilde kapatılmıştır. Borlamaya hazır numunelerin bulunduğu seramik potalar programlanabilir kutu fırın içerisine yerleştirilmiştir. Fırın 900°C'ye kadar ısıtılarak, numuneler, bu sıcaklıkta 1 saat süreyle borlama işlemine tabi tutulmuştur.

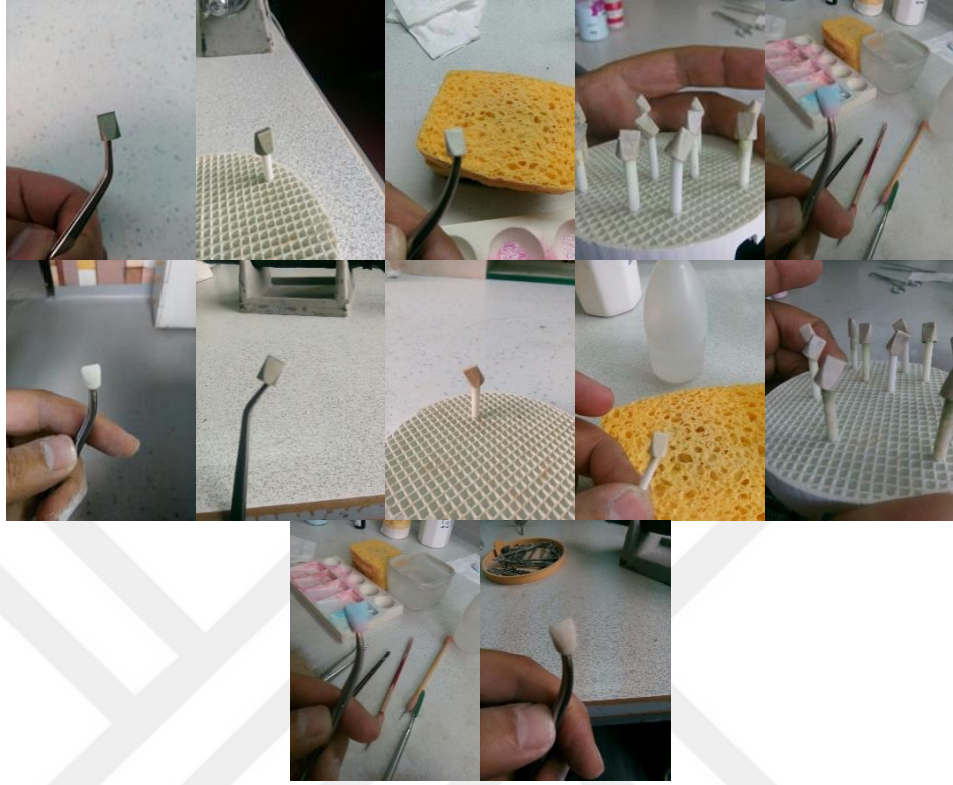
3.12. Seramik Üst Yapıların Metal Altyapılara (KURON) Yerleştirilmesi

3.12.1. İşlemsiz (borlanmamış) numuneler için uygulanan işlem aşamaları

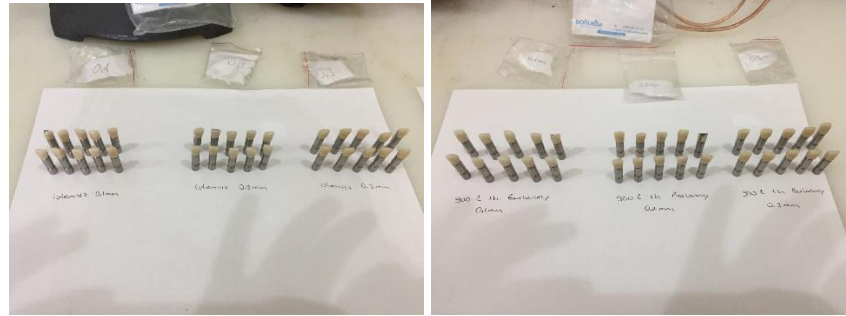
1. İşlemsiz numuneler için oksit programı uygulanmıştır. Bu programda; Başlangıç sıcaklığı 600°C, dakikada ısı artışı 90°C, vakum başlangıç ısısı 600°C, son ısı derecesi 980°C, fırında vakumsuz bekleme süresi 10 dakika, soğuma süresi 4 dakika, kuruma süresi 1 dakika seçilerek oksit programı uygulanmıştır. Numuneler oksitleme işlemi bittikten sonra alüminyumoksit kumla kumlanmış, daha sonra yıkanıp opaker uygulanmıştır (VITA wash opaque Almanya). Opaker uygulama için; kuruma süresi 5 dakika, başlangıç ısısı 500°C, vakum başlangıç ısısı 500°C vakum bitiş ısısı 965°C, dakikada ısı artışı 60°C final ısısı 965°C fırında bekleme süresi 2 dakika soğuma süresi 4 dakika seçilerek uygulanmıştır.
2. Renk opakeri sürülmüştür. (Vita VMK master opaque Almanya) Bu işlemin aşamaları; 5 dakika kuruma işlemi uygulanmıştır. Başlangıç ısısı 500°C, dakikada ısı artışı 65°C, vakum başlangıç ısısı 460°C, vakum bitiş ısısı 975°C, final ısısı 975°C, fırında vakumsuz bekleme süresi 2 dakika ve soğuma süresi 4 dakika seçilerek uygulanmıştır. Bu işlemler iki kere tekrar edilmiştir.
3. Birinci Dentin işlemi yapılmıştır. Bu işlemde; kuruma süresi 7 dakika, başlangıç ısısı 490°C, dakika da ısı artışı 53°C, Vakum başlangıç ısısı 490°C, vakum bitiş ısısı 425°C final ısısı 425°C, fırında bekleme süresi 1 dakika ve soğuma süresi 4 dakika seçilerek uygulanmıştır.
4. İkinci dentin işlemi yapılmıştır. Bu işlemde sıcaklıklar birinci dentin işleminden 5°C düşük alınmıştır. Kuruma süresi 5 dakika tutulmuştur. Diğer işlemler birinci dentin işlemi ile aynı yapılmıştır.
5. Glaze işlemi yapılmıştır. Glaze işlemi için (Glory Türkiye) markalı glaze tozu ve sıvısı kullanılmıştır. Program; kuruma süresi 4 dakika, başlangıç ısısı 600°C, dakikada ısı artışı 60°C (vakumlar glaze işleminde mevcut değildir), final ısısı 930°C, bekleme süresi 1 dakika ve soğuma süresi 1 dakika seçilerek uygulanmıştır.

3.12.2. Borlanmış numuneler için uygulanan işlem aşamaları

1. Borlanmış numunelere oksit programı uygulanmamıştır.
2. Renk opakeri sürülmüştür(Vita VMK master opaque Almanya). Kuruma süresi 5 dakika başlangıç ısısı 500°C, dakikada ısı artışı 65°C, vakum başlangıç ısısı 460°C, vakum bitiş ısısı 975°C, final ısısı 975°C,fırında vakumsuz bekleme süresi 2 dakika ve soğuma süresi 4 dakika seçilerek uygulanmıştır. Bu işlemler iki kere tekrar edilmiştir.
3. Birinci Dentin işlemi yapılmıştır. Kuruma süresi 7 dakika, başlangıç ısısı 490°C, dakikada ısı artışı 53°C, vakum başlangıç ısısı 490°C, vakum bitiş ısısı 425°C, final ısısı 425°C, fırında bekleme süresi 1 dakika, soğuma süresi 4 dakika seçilerek uygulanmıştır.
4. İkinci dentin işlemi uygulanmıştır. Bu işlemde, sıcaklıklar birinci dentin işleminden 5°C düşük seçilmiş, kuruma süresi 5 dakika tutulmuştur. Diğer işlemler birinci dentin işlemi ile aynı yapılmıştır.
5. Glaze işlemi yapılmıştır. Glaze işlemi için Glory Türkiye marka glaze tozu ve sıvısı kullanılmıştır. Kuruma süresi 4 dakika, başlangıç ısısı 600°C, dakikada ısı artışı 60°C, (vakumlar glaze işleminde mevcut değildir), final ısısı 930°C, bekleme süresi 1 dakika ve soğuma süresi 4 dakika seçilerek uygulanmıştır. Bu işlemlere ait resimler Şekil 3.15 ve Şekil 3.16'da verilmiştir



Şekil 3.15. Kuronların seramik kaplama aşamalarına ait resimler

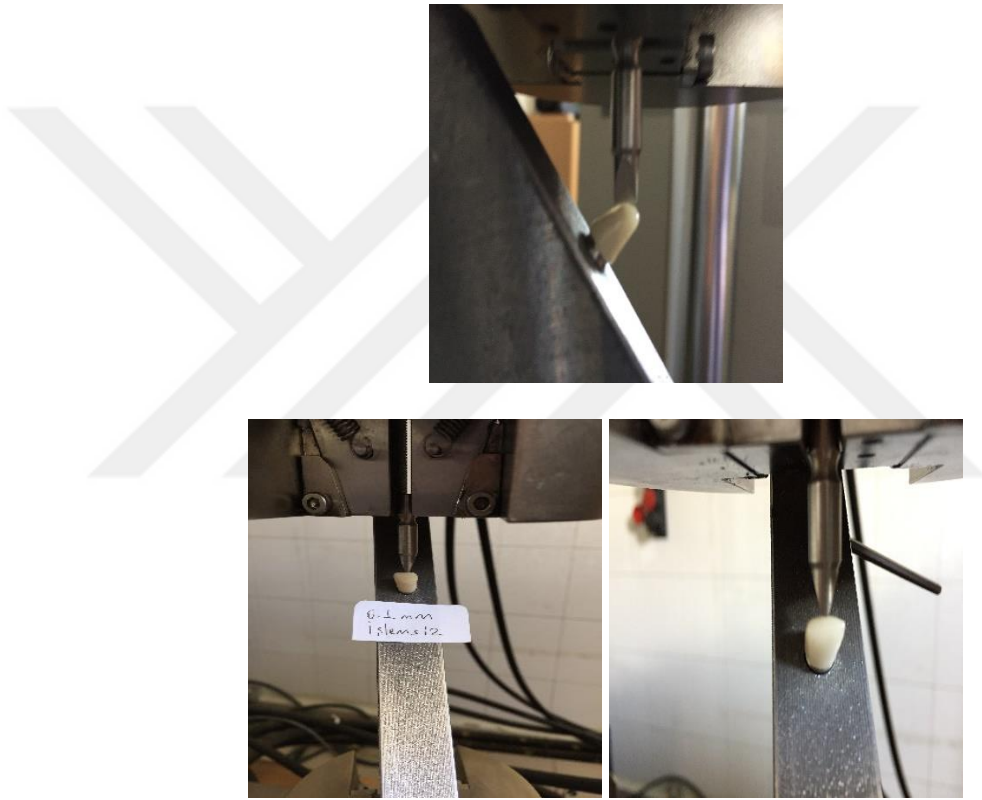


Şekil 3.16. Seramik kaplanmış numunelere ait resimler

3.13. Uygulama Numunelerinin Mekanik Dirençlerinin Ölçülmesi

Mekanik test uygulamak için, (Instron 8872) test cihazı kullanıldı. Numunelerin yerleştirileceği çeneler, tüm numunelerin yuvaya sabit olarak oturması için CNC tezgâhta 135° açı verilerek vidalı özel aparat üretilmiştir. Kuvvet uygulayan kırıcı parça olarak karşılıklı diş teması sağlanması için daha önce CNC torna tezgahında üretilen çelik daylar

kullanılmıştır. Yükleme çenesindeki yuvada, olası rotasyonları engellemek amacıyla özel olarak üretilen vida kullanılarak sabitleme yapılmıştır. Kuvvet, makaslama ve çekme stresi oluşturmak amacı ile numune yüzeylerine 135°'lik açıyla 0,5 mm/dak hızla uygulanmıştır (Şekil 3.17). Örneklerde kırık oluşana kadar artan kuvvetle yükleme yapılmıştır. Kırılma kuvveti (Newton olarak) ve kuvvet grafiği kaydedilmiştir. Daha sonra kırık yüzeyler, SEM'de incelenerek yüzey element analizleri yapılmıştır.



Şekil 3.17. Numunelerin kırılma dirençlerinin ölçülmesi

3.14. Sitotoksosite Testi

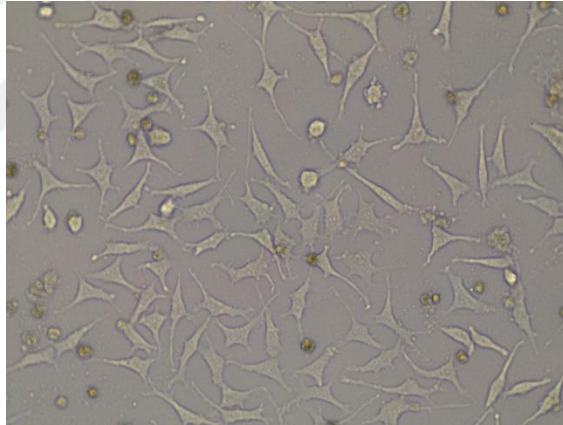
3.14.1. Hücre Kültürü kullanılacak besi yerleri ve çözeltiler

- DMEM (Dulbecco's Modified Eagle's Medium) (Sigma, Gibco, USA)
- FBS (Fetal bovin Serum sigma aldrich MFCD00132239)
- Trypsin (sigma aldrich no MFCD00130286)

- Antibiyotik (penisilin, streptomisin ve amfoterisin B) (Sigma, Gibco, USA)

3.14.2. Hücre kültürü

Çalışmada kullanılacak olan hücreler Atatürk Üniversitesinden Tıbbi Farmakoloji Bölümünden temin edilmiştir. Krayo tüplerde gelen hücreler ısınma işleminden (45 derecede 30-40 saniye sıcak su banyosunda bekletilerek) hemen sonra 1:1 oranında DMEM ilave edilerek 1200 rpm’de 5 dakika +4’de santrifüj edildikten sonra dibe çöken hücreler alınmış ve yeni medyum (DMEM, 1/10 FBS, %1 antibiyotik) ilave edilerek 24’luk plaka ekim yapılmıştır. Düzenli olarak her üç günde bir hücreler kontrol edilmiş ve medyum değişikliği yapılmıştır.



Şekil 3.18. Elde edilen fibroblast hücreleri $\times 10$

3.14.3. MTT analizi

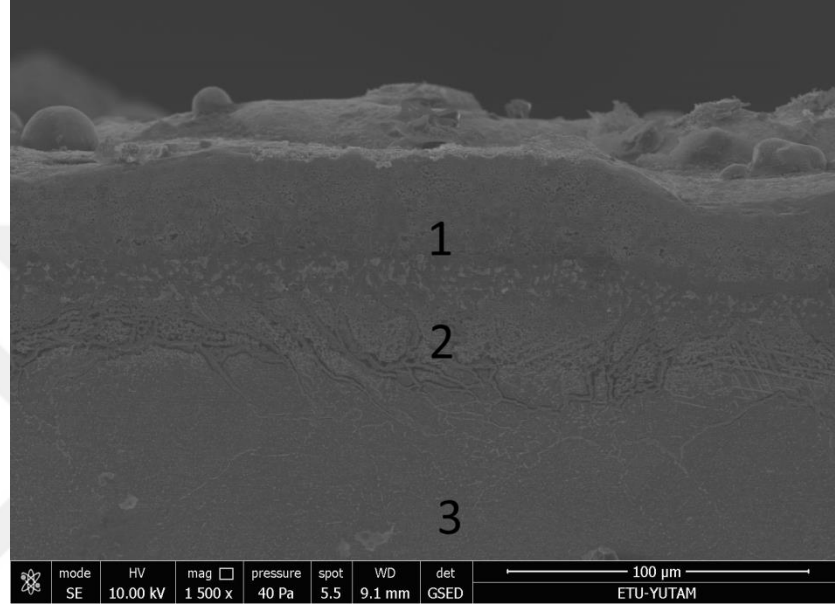
Bu çalışmada yaklaşık 18 ay önce üretilmiş ve doğal ortamda bekletilmiş işlemsiz, 900°C 1h ile 1000°C 4h borlanmış metal altyapı (kuron) numuneler ile yeni üretilmiş işlemsiz numunelere sitotoksisitelerinin belirlenmesi için, ‘direkt temas test metodu’ uygulanmıştır. (18 ay önce üretilen işlemsiz numuneye seramik kaplama sırasında oksit programı uygulanmıştır. Bu program, normal şartlarda seramik ile metalin adezyonunu gerçekleştirmek için kullanılan rutin uygulamadır. Borlanmış numunelere ise herhangi

bir oksit programı uygulanmamıştır). 3-(4,5-dimetiltiazol-2-yl)-2,5-Difeniltatrazilyum bromid içeren MTT maddesi ile (Sigma Aldrich inc, St. Louis, USA) değerlendirme yapılmıştır. MTT testi ile sitotoksiteyi belirlemek için 1 ml PBS içinde 5 mg MTT tozu olacak şekilde hazırlanmıştır. Karışım, 0.20 µm'lik steril filtreden (Corning, Wiessbaden, Almanya) geçirilerek dış yüzeyi alüminyum folyo ile kaplandıktan sonra +4°C'de kullanılacağı zamana kadar bekletilmiştir. İnkübe edilen hücrelerin ortam sıvıları çekildikten sonra, daha önceden hazırlanmış olan örnekler her kuyucuğa yerleştirilerek 24 saat süreyle 37°C'de %5 CO₂ içeren ortamda tekrar inkübasyona bırakılmıştır. Böylece, kullanılan kuantum noktaların 24 saat sonundaki sitotoksik etkileri değerlendirilecektir.

Numunelere maruziyet sonrasında MTT solüsyonu ilave edilerek 4 saat süreyle enkübatorde bekletilmiştir. Bu süre sonunda kuyucuklara 100 µL DMSO (Sigma, USA) ilave edilerek formazen kristallerin çözülmesi sağlanmıştır. Absorbans, (optik yoğunluk) spektrofometrede (µQuant, Bad Friedrichshall, Biotek) 570 nm dalga boyunda ölçülmüştür.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

4.1. Mikroyapı



Şekil 4.1. 900°C 8 Saat borlanmış numuneye ait SEM görüntüsü

- Şekil 4.1’de Co, Cr ve W tozlarından, Lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş, 900°C 8 Saat borlanmış numunenin SEM görüntüsü verilmektedir. Borlanmış numune üç bölgeden oluşmaktadır. Bunlar; (1) borid tabakası, (2) borca zengin difüzyon bölgesi (3) neredeyse hiç bor içermeyen esas malzemedir. Bu üç bölgenin mikro yapısının birbirlerinden farklı olduğu oldukça belirgindir. Ayrıca difüzyon bölgesinde meydana gelen diğer bir farklılık ise muhtemelen Kirkendall etkisinden dolayı oluşan gözeneklerdir. Bor tabakası ile bor içermeyen ana malzeme arasında eşit oranda bir difüzyon meydana gelmediği için aşırı boşluklar oluşur. Bu boşluklar kirkendall gözenekleri haline gelir (Mu *et al.* 2010).
- Çizelge 4.1 ’de 900°C’de 1h borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve EDS analizleri verilmektedir. Bu tabloya göre bor tabakalarına ve difüzyon bölgelerine dağılan elementler; Cr, Co, W, O ve B elementlerinden oluşmaktadır. Cr, bor difüzyonunu engeller(Campos *et al.* 2016). Tane sınırları boyunca Cr bakımından zengin ürünlerden oluşan bu elementlerin oranları kobalt borür kaplamasının altında (difüzyon bölgesi)

artar. 1. Bölge de oluşan yapı CoB yapısıdır ve onun altında oluşan yapı ise Co₂B yapısıdır (Çalık *et al.* 2014). Dolayısıyla bor atomlarının büyük bir çoğunluğu 1. ve 2. Bölgede Co ile bileşik oluşturmuştur. Süre ilerledikçe bor difüzyonu artmış CoB ve Co₂B bileşiklerinden arta kalan bor atomları Cr ile CrB ve Cr₂B şeklinde bileşikler oluşturmuştur. Bu XRD grafiği ile de örtüşmektedir. Şekil 4.2’de XRD grafiğinde verildiği gibi 900°C 1 h borlama neticesinde yapı içerisinde CoB, Co₂B ve CrB fazları oluşmuştur Çizelge 4.1’e göre 1. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri sırası ile %22,57 B, %15,26 Co, %9,10 W ve %53,07 Cr olduğu görülmektedir. 2. Bölgede bulunan (difüzyon bölgesi) elementlerin ağırlık yüzdeleri ise sırası ile %16,06 B, %12,49 Co, %8,46 W ve %63 Cr olduğu görülmektedir. Verilen bu değerler de görüldüğü gibi Cr oranı taban malzemeye doğru gidildikçe artmaktadır. 1. Bölgede Cr oranındaki azalma, işlemsiz numuneye göre korozyon direncini etkilemiştir.

- Çizelge 4.2’de 900°C’de 4h borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve EDS analizleri mevcuttur. Bu tabloya göre 1. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri sırası ile %10,63 B, %12,17 Co, %12,29 W, ve %64,9 Cr olduğu görülmektedir. 2. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri ise sırası ile %11,40 B, %5,29 Co, %13 W, ve %70 Cr olduğu görülmektedir. SEM görüntüsü dikkatle incelendiğinde borlama süresindeki artış, tabakanın neredeyse tamamının difüzyon bölgesinden oluştuğunu ve farklı bölgelerden alınan Bor yüzdelerinin birbirlerine yakın değerlerde olduğunu göstermektedir. Şekil 4.2’de XRD grafiğinde verildiği gibi zamanın artması yapı içerisinde Co₂B ve CrB fazlarının oluşumunu artırmıştır.

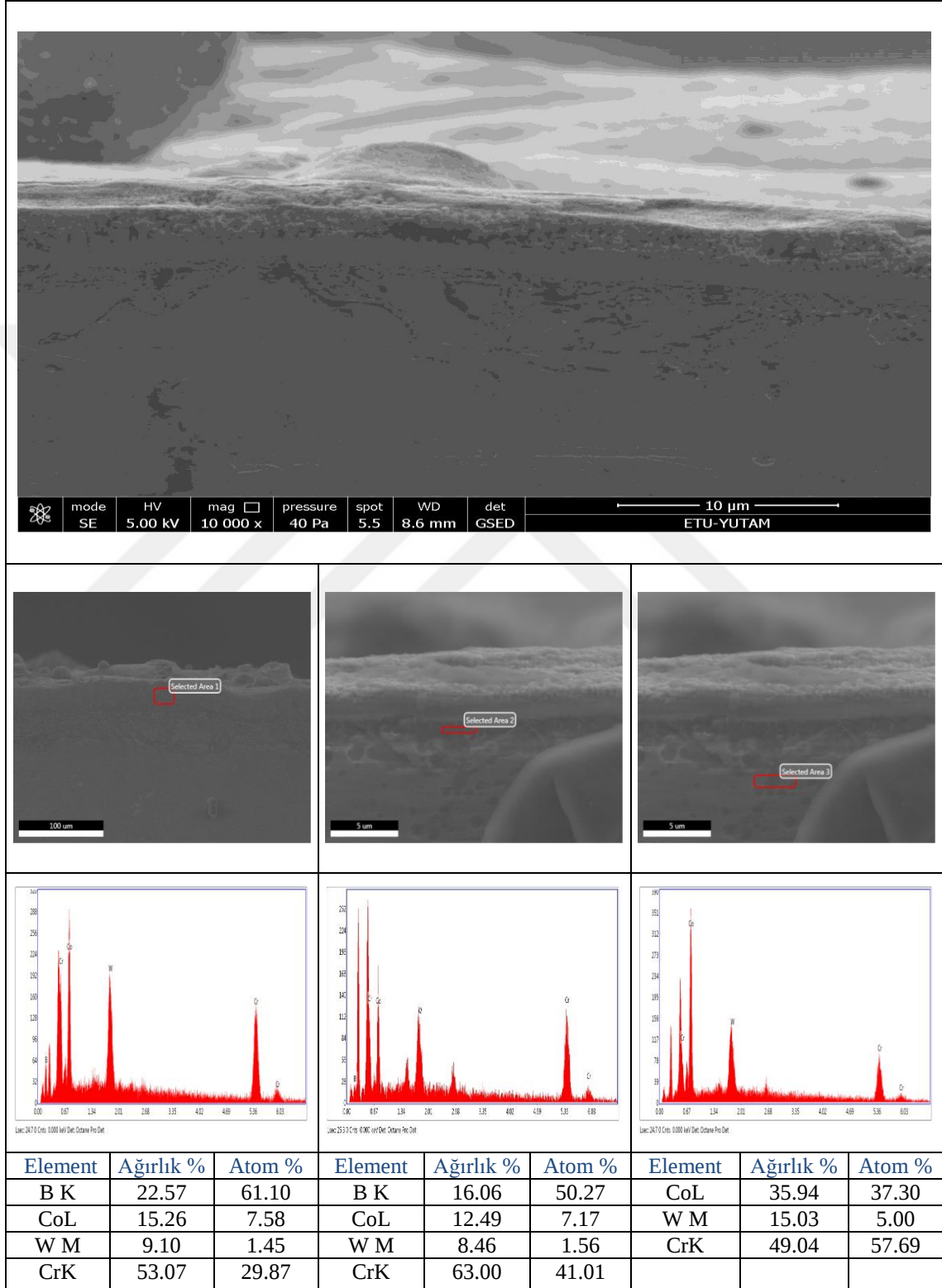
- Çizelge 4.3’de 900°C’de 8h borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve EDS analizleri mevcuttur. Bu tabloya göre 1. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri sırası ile %17,01 B, %14,74 Co, %29,21 W, ve %39,04 Cr olduğu görülmektedir. 2. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri ise sırası ile %15,72 B, %8,49 Co, %13,71 W, ve %62,07 Cr olduğu görülmektedir. Zamanda meydana gelen artış Cr ve W’ın oranlarının artarak 2 bölgede çökeldiğini göstermektedir. SEM görüntüsü incelendiğinde 900°C 4h’da oluşan borlama işlemi ile difüzyon tabakasının kalınlığının oldukça azaldığını ve bölgeler arasında belirgin renk farklılığının oluştuğunu göstermektedir. Şekil 4.2’de XRD grafiğinde görüldüğü gibi bu renk farklılığının CrB ve Cr₂B oranının artışından kaynaklandığı düşünülmektedir.

- Çizelge 4.4'de 1000°C'de 1h borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve EDS analizleri mevcuttur. Bu tabloya göre 1. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri sırası ile %25,68 B, %33,06 Co, %11,46 W, ve %29,80 Cr olduğu görülmektedir. 2. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri ise sırası ile %14,10 B, %37,42 Co, %17,45 W, ve %27,81 Cr olduğu görülmektedir. 900°C 1h borlanmış numunenin Bor yüzdesi ile 1000°C 1h borlanmış numunenin Bor yüzdelерinin birbirine yakın değеrlerde olduğu görülmektedir. SEM görüntüleri incelendiğinde, görüntülerin birbirine oldukça benzediğı tabaka kalınlığının da aralarında sadece 2 µm fark olduğu görülmektedir. Şekil 4.2'de XRD grafiğinde, 900°C göre sıcaklıkta meydana gelen 100°C'lik bir artış ile CrB ve Co₂B bileşiklerinin daha da belirginleştii pikler bulunmaktadır.
- Çizelge 4.5'de 1000°C'de 4h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve EDS analizleri mevcuttur. Bu tabloya göre 1. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri sırası ile %11,69 B, %14,32 Co, %5,46 W, ve %68,53 Cr olduğu görülmektedir. 2. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri ise sırası ile %14,46 B, %13,95 Co, %9,46 W, ve %62,13 Cr olduğu görülmektedir. 900°C 4h borlanmış numune de ortaya çıkan difüzyon bölgesinin 1000°C 4h'de oldukça azaldığı SEM görüntülerinden anlaşılmaktadır. Şekil 4.2'de XRD grafiğinde, CrB ve Co₂B fazlarının oldukça belirginleştii görülmektedir. Difüzyon bölgesindeki bu azalma ve fazların belirgin dağılımı borlama sıcaklığı ve süresi dikkate alındığında en iyi sertlik ve aşınma direnci olarak karşımıza çıkmaktadır.
- Çizelge 4.6'da 1000°C'de 8h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve EDS analizleri mevcuttur. Bu tabloya göre 1. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri sırası ile %12,27 B, %17,18 Co, %23,20 W, ve %47,35 Cr olduğu görülmektedir. 2. Bölgede bulunan elementlerin ağırlık yüzdeleri ise sırası ile %12,38 B, %15,35 Co, %24,84 W, ve %47,43 Cr olduğu görülmektedir. SEM Görüntüleri incelendiğinde yapının şekli çalık ve arkadaşları (Çalık *et al.* 2014) tarafından saf Co'nın borlanması isimli çalışmalarında elde edilen kolonsal yapıya benzerlik göstermiştir. Üst tabaka iğne şekilli bir yapıya sahiptir. Borlama süresinin artması CoB Fazının Co₂B ye dönüşmesi ile sonuçlanmıştır. Benzer dönüşümler, Dybkov tarafından yapılan FeB nin Fe₂B ye dönüşümünde, borlanmış FeCr alaşımının yüksek sıcaklık tavlama sırasında da gözlenmiştir (Çalık *et al.* 2014). Co₂B fazının baskınlığı Şekil 4.2'de XRD grafiğinde de

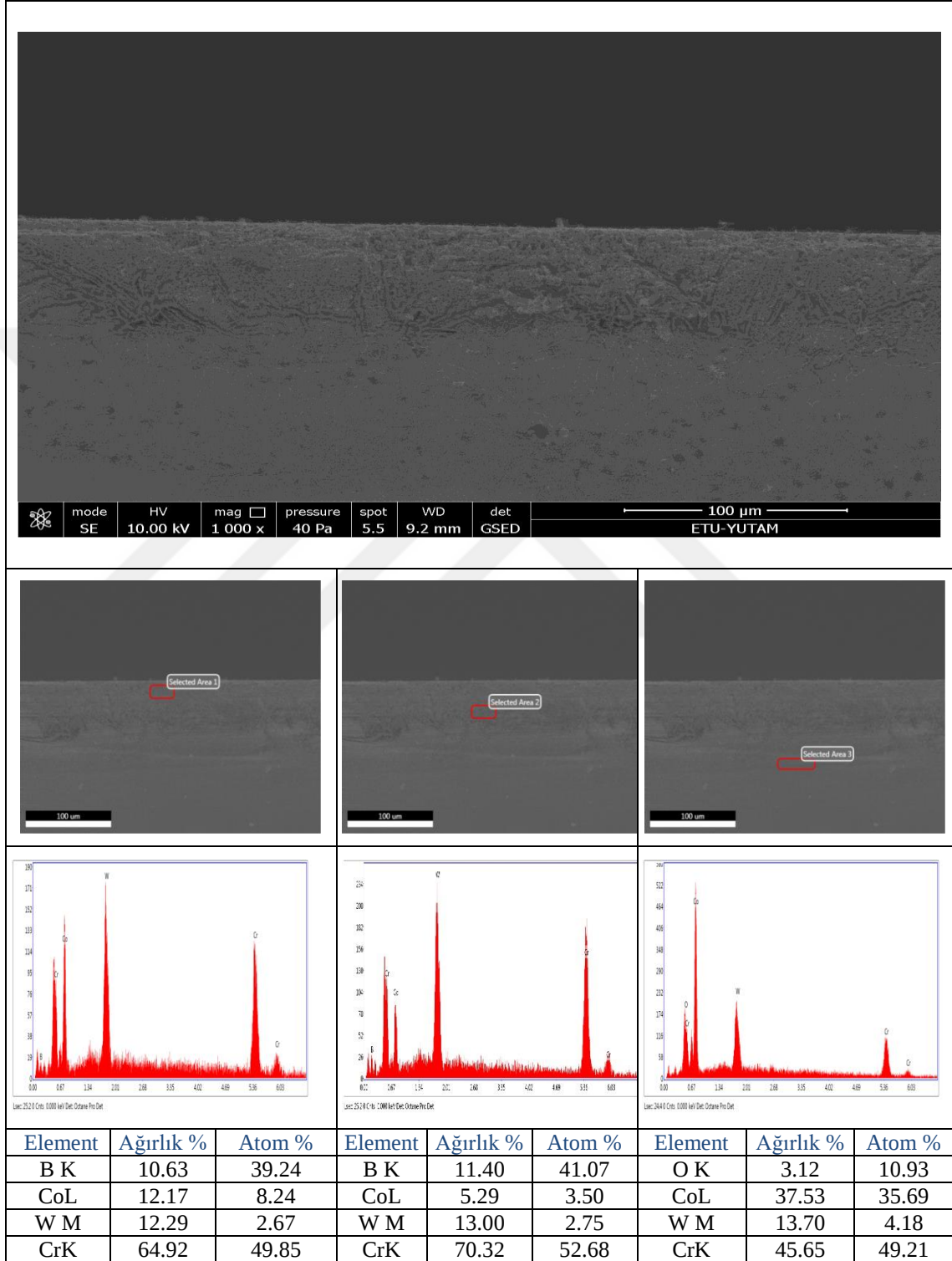
görülmektedir. Mevcut SEM görüntülerinden ayrıca difüzyon bölgesinin genişlediği de ortaya çıkmaktadır. Difüzyon bölgesinde meydana gelen bu genişleme, sertliğin 1000°C 4h'e göre daha düşük çıkmasına sebep olmuştur.



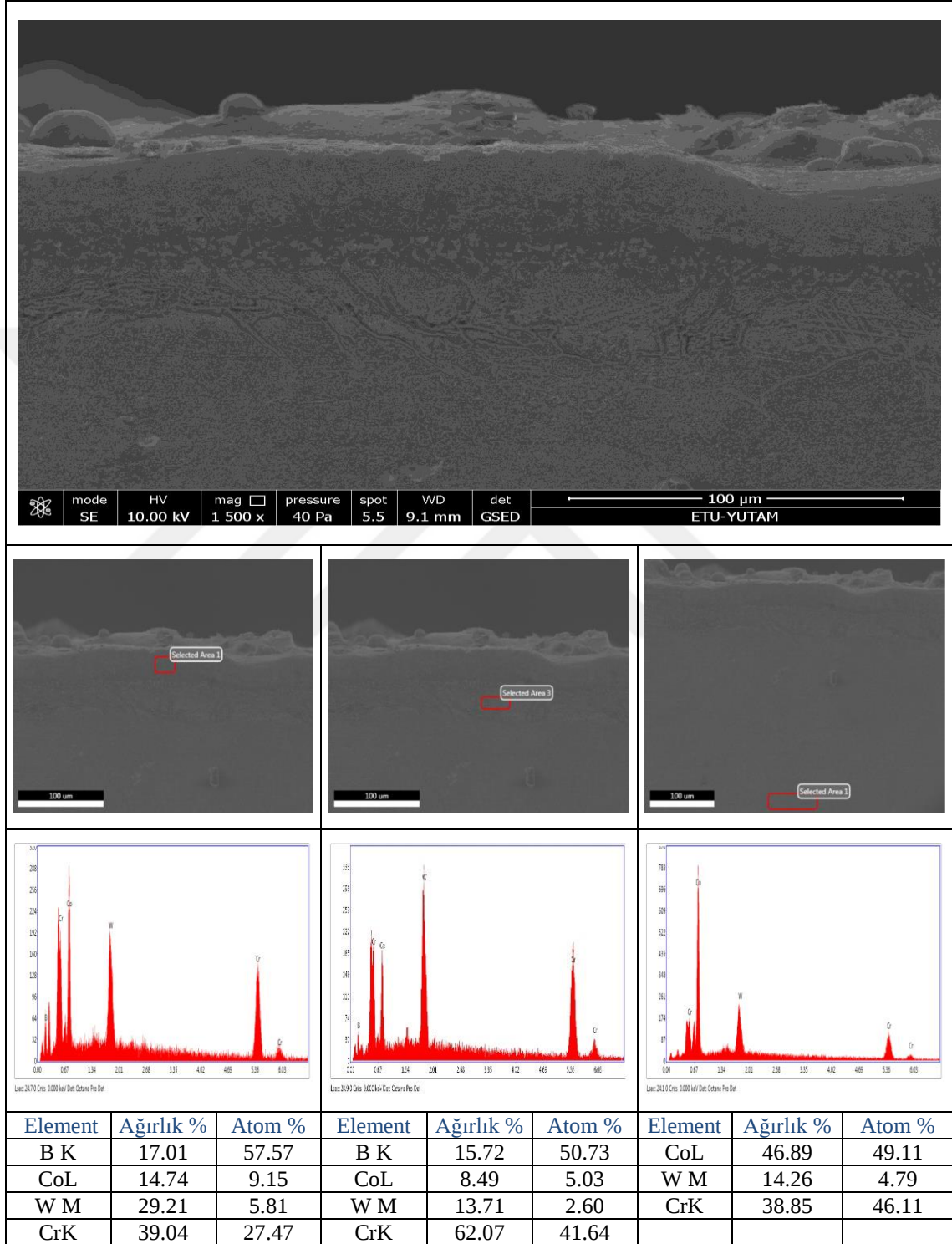
Çizelge 4.1. 900°C 1h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölgeye ait EDS sonuçları



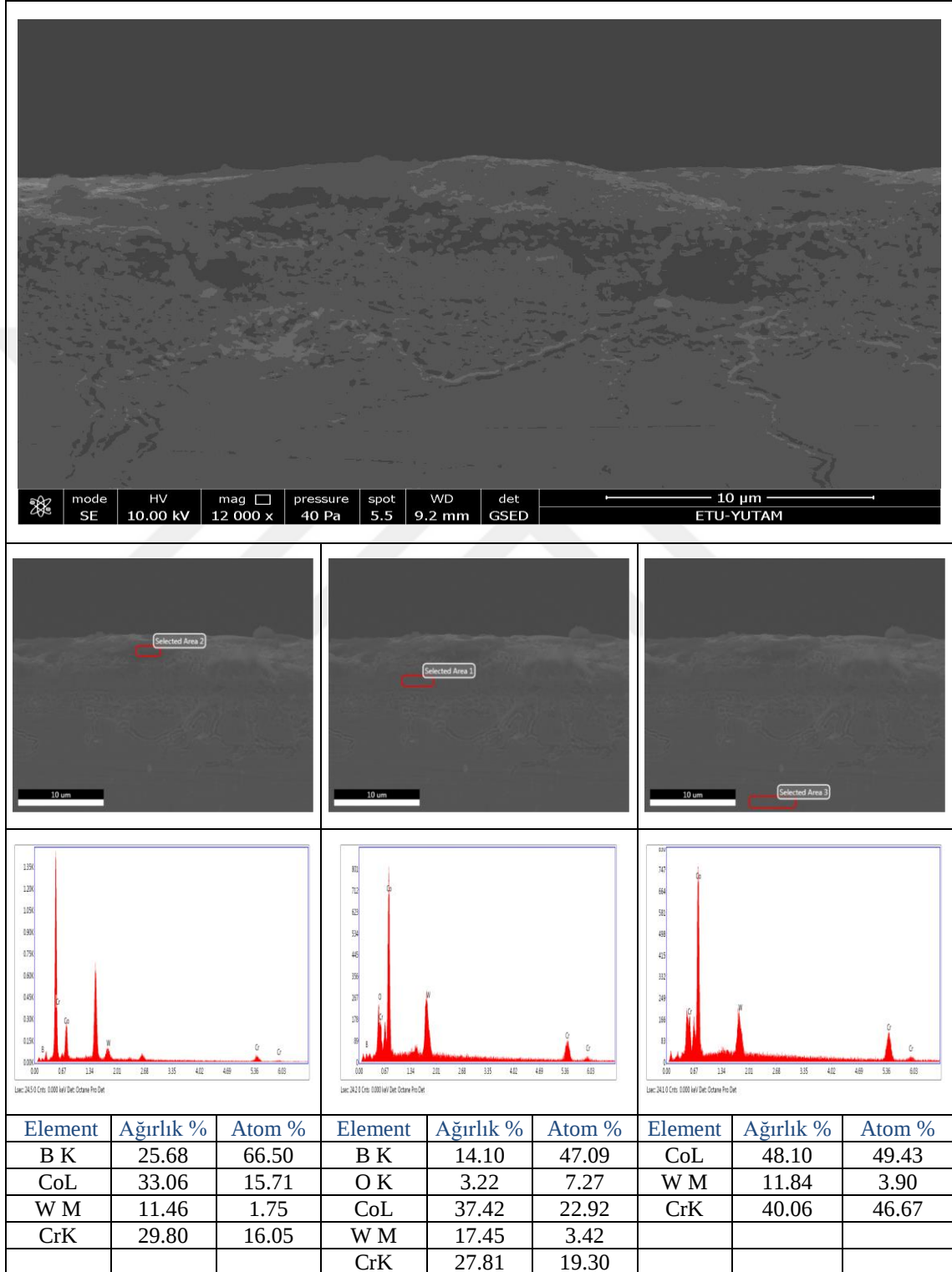
Çizelge 4.2. 900°C 4h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları



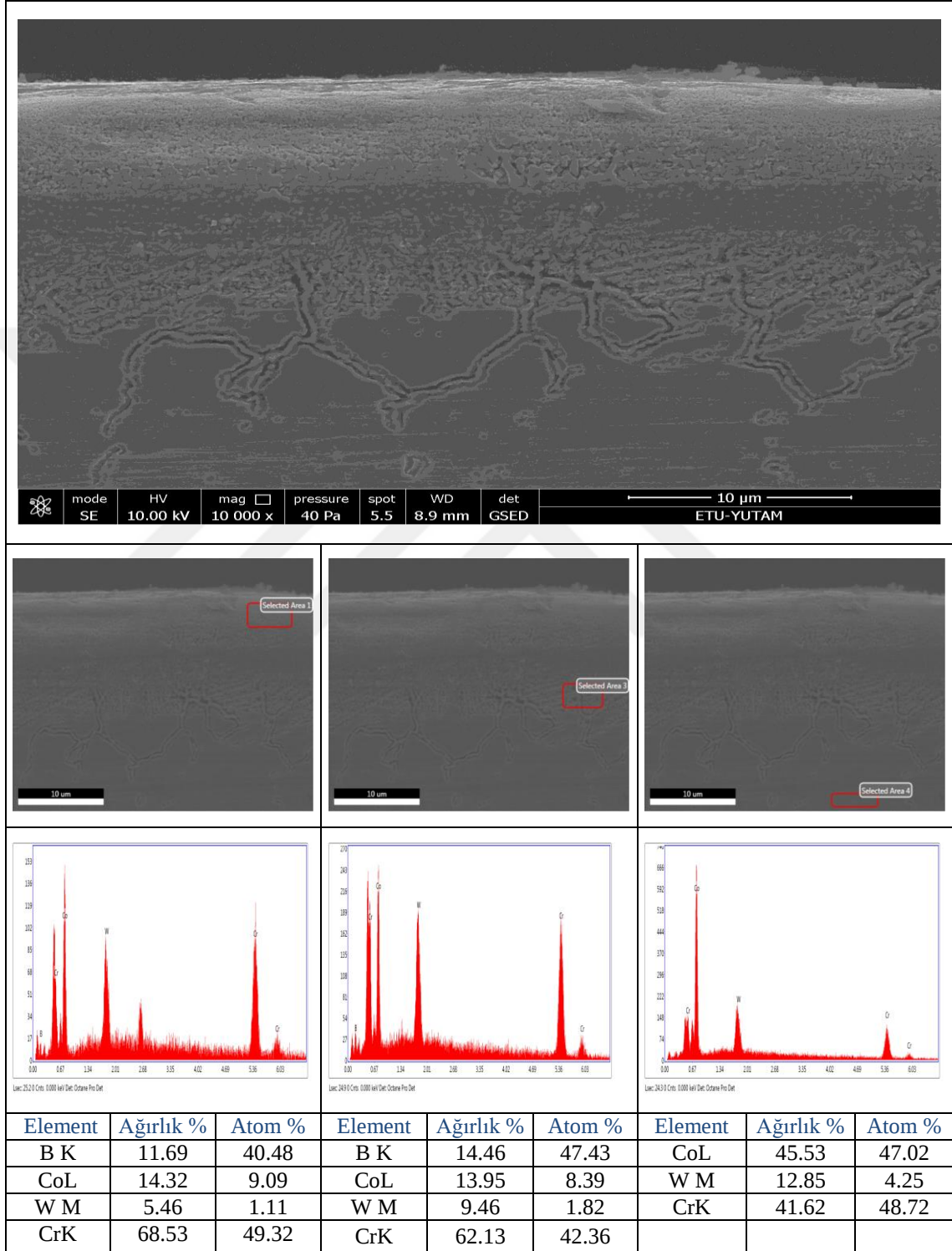
Çizelge 4.3. 900°C 8h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları



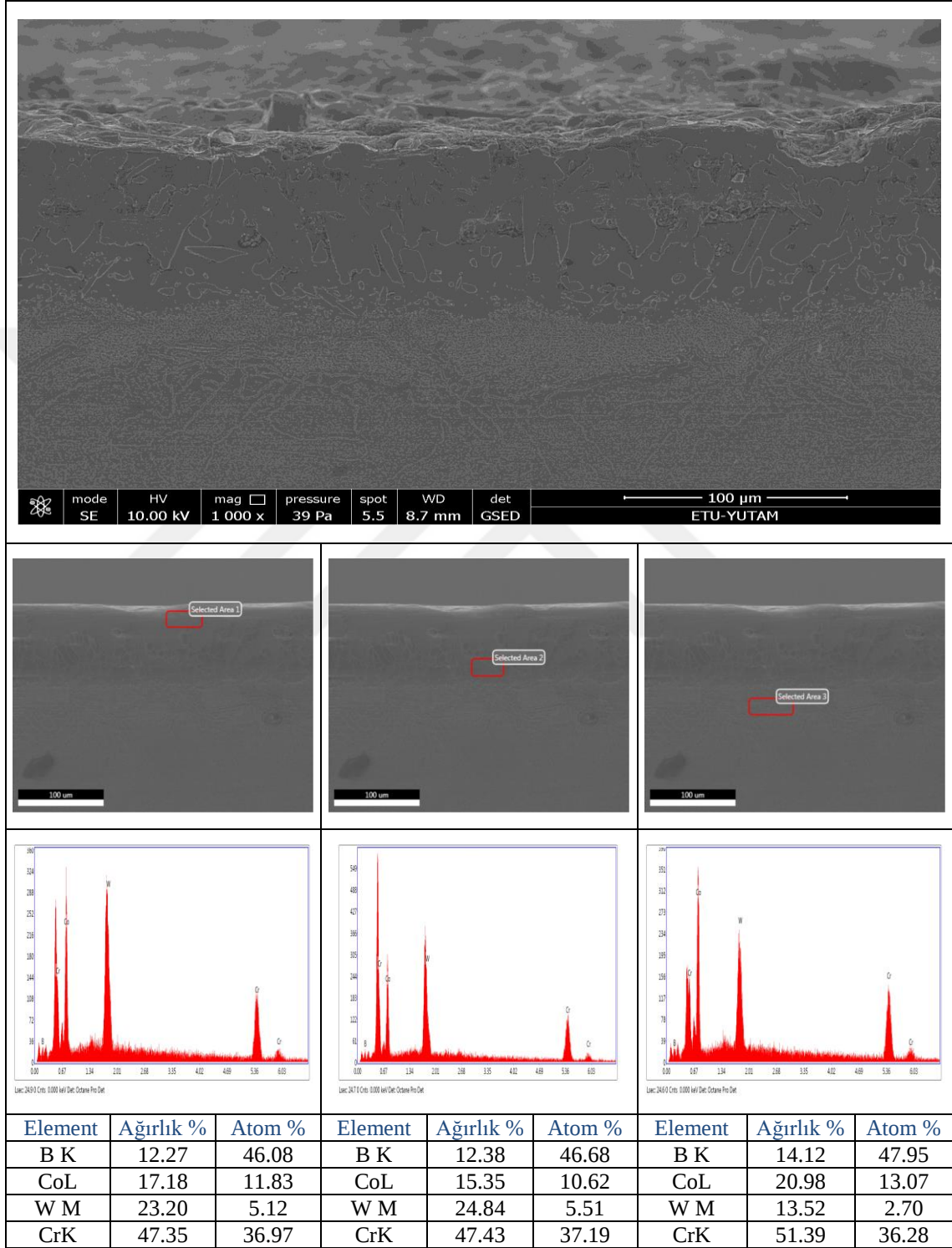
Çizelge 4.4. 1000°C 1h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları



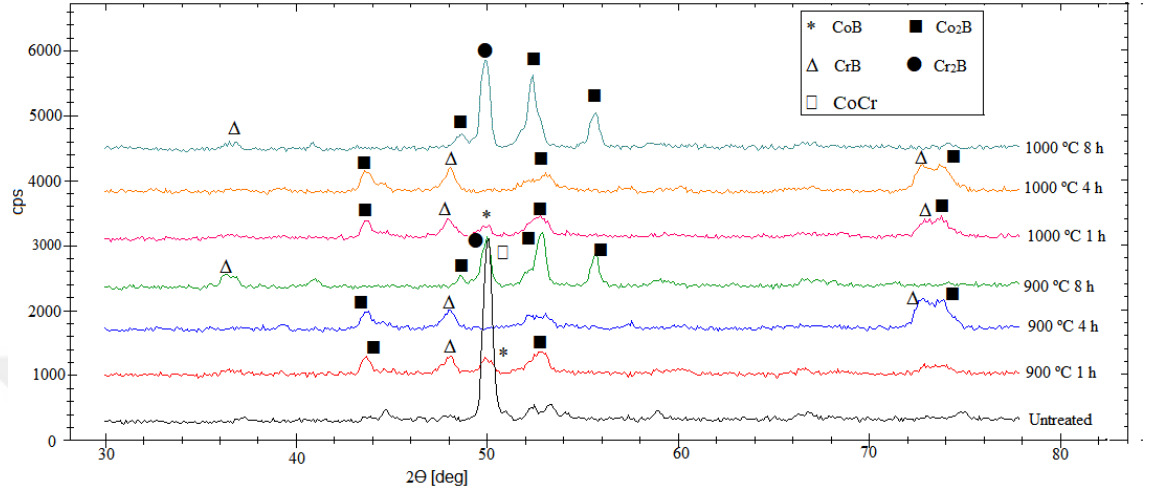
Çizelge 4.5. 1000°C 4h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları



Çizelge 4.6. 1000°C 8h Borlanmış numunenin SEM görüntüleri ve üç bölge için EDS sonuçları



4.2. XRD Analizi

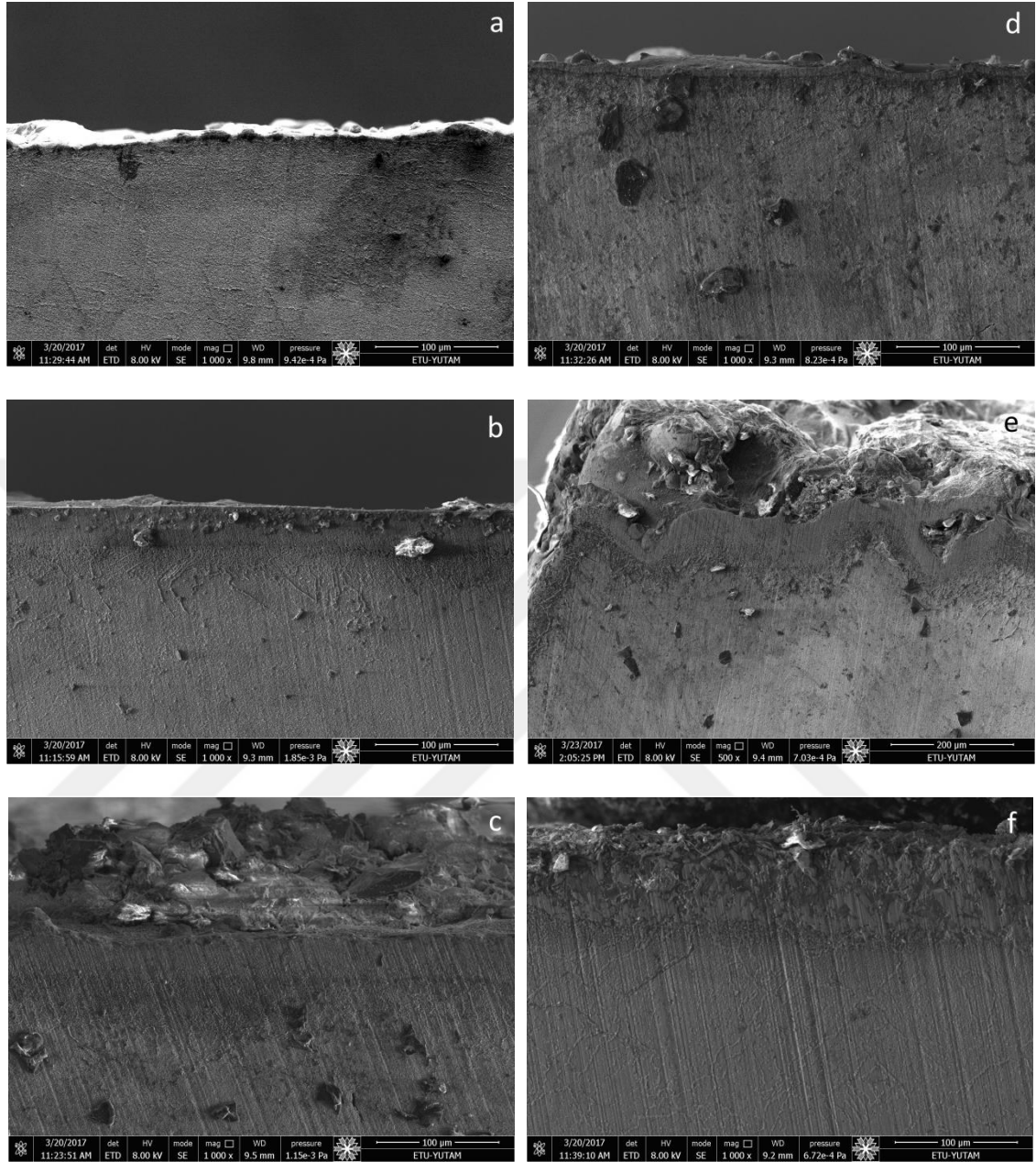


Şekil 4.2. İşlemsiz ve farklı işlem şartlarında borlanmış CoCrW alaşımına ait XRD grafiği

Şekil 4.2’de işlemsiz ve farklı işlem şartlarında borlanmış CoCrW alaşımına ait XRD grafikleri verilmiştir. İşlemsiz numuneye ait XRD grafiği incelendiğinde sadece CoCrW fazına ait pik görülmektedir. Borlama işlemi sonrasında da borlama parametresine bağlı olarak farklı bor bileşikleri açığa çıkmıştır. Bunlar CoB, CrB, Cr₂B, Co₂B bileşikleridir. Bu fazların varlığı diğer araştırmacılar tarafından da ortaya konmuştur (Cooper 1990; Mu *et al.* 2010; Silva *et al.* 2015). Proses süresi dikkate alındığı zaman düşük sıcaklıklarda düşük şiddetlerde oluşan Co₂B fazı işlem sıcaklığı ve süresi arttıkça şiddetini artırmış ve yapıda en baskın fazlardan birisi haline gelmiştir. Düşük sıcaklıklarda görülmeyen Cr₂B işlem sıcaklığı ve süresi arttıkça oluşmaya başlamış ve en yoğun olarak 1000°C 8 saatlik sürede görülmüştür. Bu durumun bir sonucu olarak sertlik değerleri proses süresinin artması ile artmıştır.

4.3. Borlama Kalınlığı ve Mikrosertlik Ölçümleri

Borlanmış CoCrW alaşımına ait SEM görüntüleri Şekil 4.3’de verilmiştir. Kesit resimleri incelendiğinde, sürekli ve belirgin bir bor tabakasının oluştuğu görülmektedir. Bor tabakasının altında borca zengin difüzyon tabakası görülmektedir.

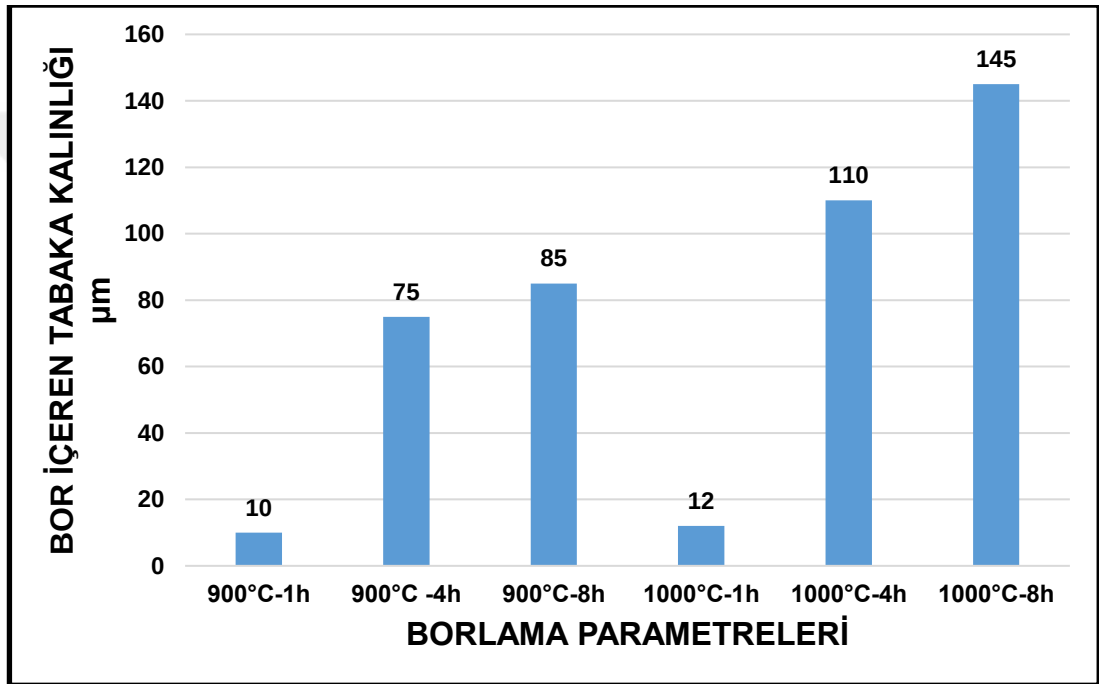


Şekil 4.3. Borlanmış CoCrW alaşıma ait SEM görüntüleri a)900°C 1 h b)900°C 4 h c)900°C 8 h d)1000°C 1h e)1000°C 4 h f)1000°C 8 h

Borlama sıcaklığı ve süresi ile bor içeren tabaka kalınlıkları (CoB, Co₂B, CrB, Cr₂B ve difüzyon tabakası) arasındaki ilişkiler, Çizelge 4.7’de verilmektedir. Bu tabloya göre bor içeren tabaka kalınlığı 10 µm ile 145 µm arasında değişmektedir. Termokimyasal işlemlerde işlem sıcaklığı ve süresi değiştikçe, tabaka kalınlıkları da değişmektedir (Mu *et al.* 2010). Diğer dikkat çekici bir durum ise 1000°C 8 saat lik borlama neticesinde

difüzyon tabakasının kalınlığının artmasıdır. Bu durum Kirkendall etkisini artırmıştır. Bu genişleme sertlik grafiğinde de görüldüğü gibi sertliğin düşmesine neden olmuştur. Dolayısıyla bazen borlama prosesi materyalin mekanik özelliklerini daha iyi yapamayabilir (Çalık *et al.* 2014).

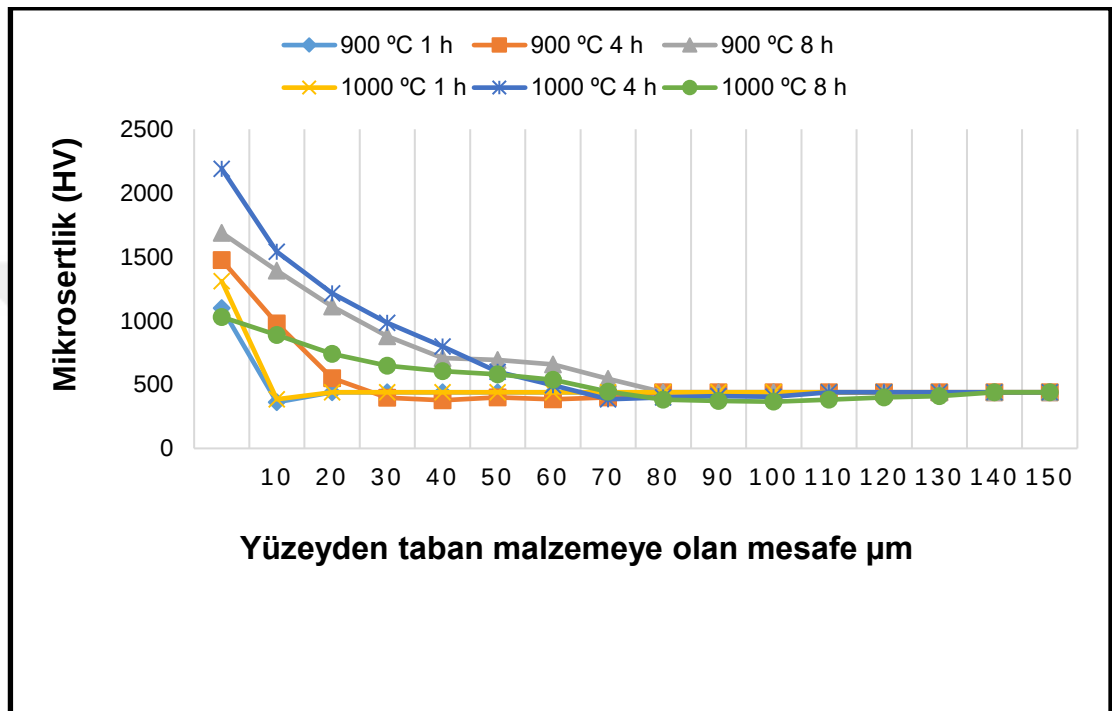
Çizelge 4.7. Borlama sıcaklığı ve süresine bağlı olarak bor içeren tabaka kalınlığındaki değişim

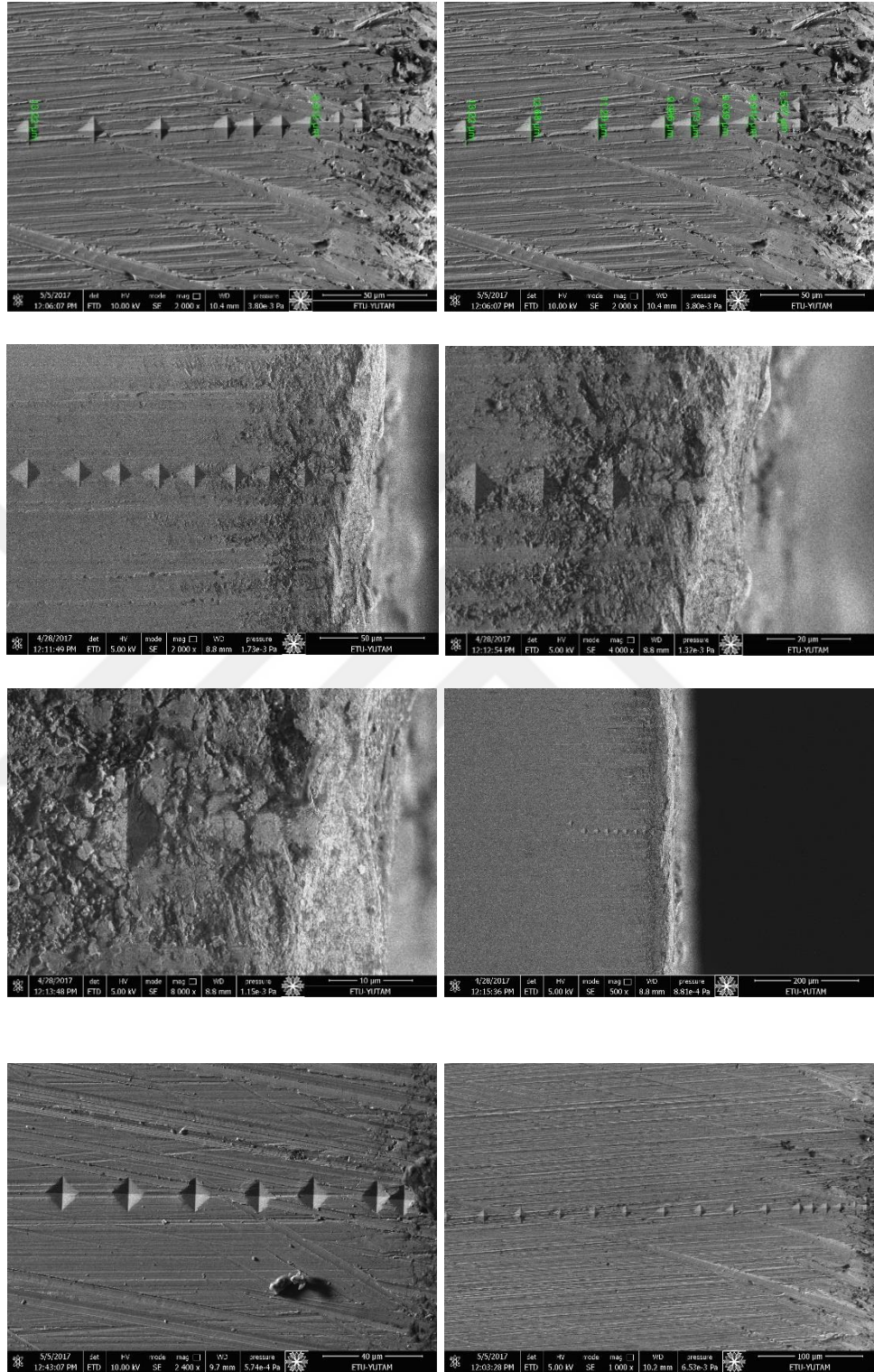


Farklı işlem şartlarında borlanmış, CoCrW alaşımlı numunelere ait sertlik ölçümleri Çizelge 4.8’de, SEM görüntüleri ise Şekil 4.4’de verilmektedir. Taban malzemenin sertliği 440 HV_{0,1} olarak ölçülmüştür. 900°C 1-4-8 Saat borlanmış numunelerin sertliği sırası ile, maksimum 1297 HV_{0,1}, 1475 HV_{0,1} ve 1546 HV_{0,1} olarak ölçülmüştür. 1000°C 1-4-8 saate borlanmış numunelerin sertlikleri ise sırası ile maksimum 1689 HV_{0,1}, 2394 HV_{0,1}, 1030 HV_{0,1} olarak ölçülmüştür. Ayrıca difüzyon bölgesinin sertliği de minimum 320-380 HV_{0,1} olarak ölçülmüştür. Görüleceği üzere difüzyon bölgesindeki bu sertlik değerleri taban malzemenin sertliğinden düşük ölçülmüştür. Sertlik değerindeki bu düşmeyi difüzyon bölgesinde meydana gelen kirkendall etkisi ile açıklamak mümkündür. Ayrıca 1000°C 8 saat borlanmış numunede, borlama süresi ve sıcaklığının artmasına rağmen sertliğinin düştüğü net biçimde ortaya çıkmıştır. Bu da literatürde geçen bazen

borlama prosesi materyalin mekanik özelliklerini daha iyi yapamayabilir ifadesini doğrulamaktadır (Çalık *et al.* 2014).

Çizelge 4.8. Farklı işlem şartlarında borlanmış, numunelere ait sertlik ölçümleri

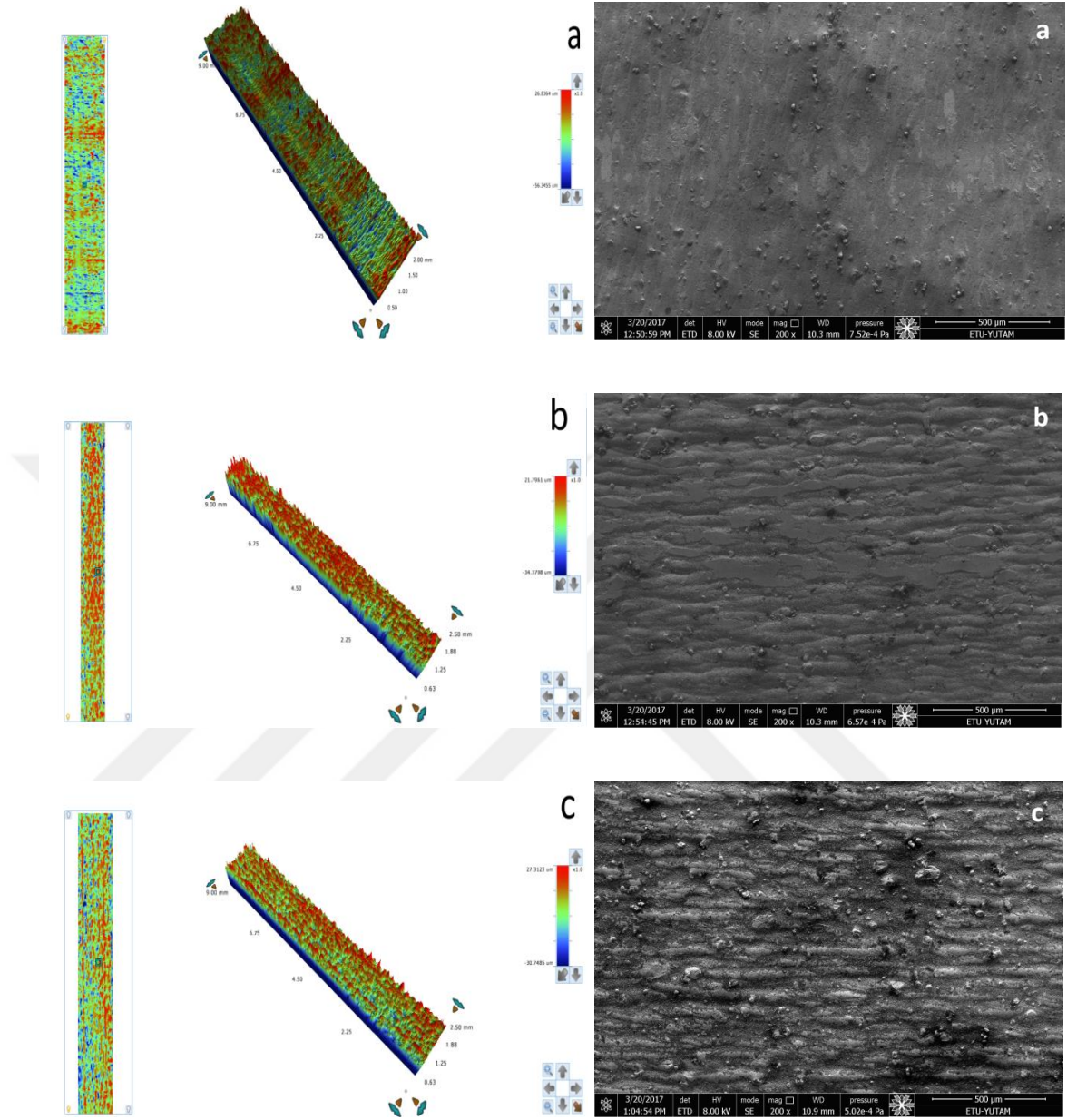




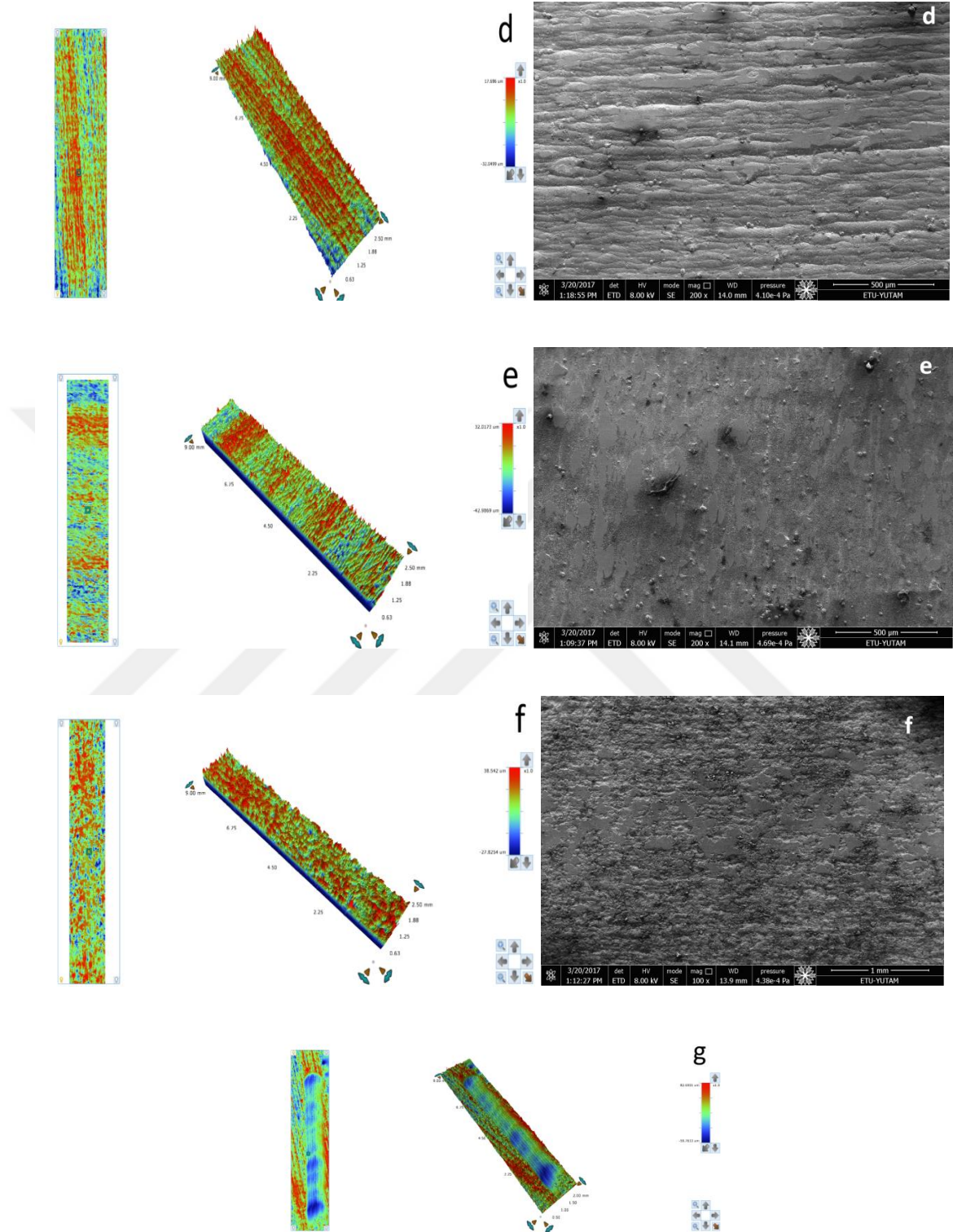
Şekil 4.4. Sertlik ölçümlerine ait bazı SEM görüntüleri

4.4. Aşınma Analizleri

Lazer ergitme yöntemi ile CoCrW tozlarından üretilmiş, işlemsiz, 900°C ve 1000°C’de 1-4-8 saat borlanmış numunelerin aşınma izleri ve SEM görüntüleri Şekil 4.5 (a,b,c,d,e,f,g)’de, aşınma sonrası yapılan sürtünme katsayısı değerleri ise Çizelge 4.9’da, aşınma oranları ise Çizelge 4.10’da verilmiştir. Düşük aşınma yükleri altında işlemsiz numunenin ortalama sürtünme katsayısı 0,26 olarak elde edilmiştir. Borlama sonucu işlem parametrelerine bağlı olarak farklı sürtünme katsayısı değerleri bulunmuştur. Tabaka kalınlığı ve yüzey pürüzlülüğünün, ölçülen sürtünme katsayısı değerleri üzerinde, en etkin faktörler olduğu düşünülmektedir. En düşük sürtünme katsayısı değeri 1000°C’de 4 saat borlanan numunede ölçülmüştür. En yüksek sürtünme katsayısı değerleri ise 900°C’de 1 saat borlanan numunede ölçülmüştür. Aşınma oranları, tabloda görüldüğü gibi, işlem süresi ve sıcaklığı arttıkça azalmıştır. Borlanmış numuneler içerisinde en düşük aşınma oranı 1000°C’de 4 saat borlanmış numunede elde edilmiştir. Borlamanın aşınma direncinin iyileştirilmesinde önemli rol oynadığı diğer araştırmacılar tarafından da bildirilmiştir (Selçuk *et al.* 2003; Chunmin Li *et al.* 2008; Mu *et al.* 2010). Borlanmış numunelerin yüzey sertliği ve aşınma oranları arasındaki ilişki, sertlik arttıkça aşınma direncinin de arttığını teyit etmektedir. Sürtünmeli aşınma koşulları altında, işlemsiz CoCrW alaşımının aşınmış yüzeyi kolay çizilir ve aşınma davranışı, Şekil 4.6.g’de gösterildiği gibi abrazif ve adezif aşınma olarak ön plana çıkar. Borlanmış numune, borlanmamış numuneye kıyasla daha dar ve belirgin olmayan aşınma izi göstermektedir. Borlanmış metaller, yüksek sertliklerinden ötürü aşınmaya ve yapışmaya karşı son derece dirençlidir. Ayrıca, bor tabakasının kaynak eğilimi düşüktür (Hunger 1994; Mu *et al.* 2010). Borlanmış numunelerin aşınma oranları incelendiğinde 1000°C 4 saatte minimum olan oranın 1000°C 8 saate gelindiğinde bir miktar arttığı görülmektedir.



Şekil 4.5. (devam)



Şekil 4.5. Numunelerin aşınma izleri ve SEM görüntüleri a)900°C 1 h b)900°C 4 h c)900°C 8 h d)1000 °C 1 h e)1000°C 4 h f)1000°C 8 h g)İşlemsiz

Çizelge 4.9. Borlama parametrelerinin sürtünme katsayısı üzerine etkileri

Borlama parametreleri	Sürtünme katsayısı
İşlemsiz	0,26
900°C 1 h borlanmış	0,23
900°C 4 h borlanmış	0,22
900°C 8 h borlanmış	0,19
1000°C 1 h borlanmış	0,22
1000°C 4 h borlanmış	0,15
1000°C 8 h borlanmış	0,18

Çizelge 4.10. Borlama parametrelerinin aşınma oranları üzerine etkileri

Borlama parametreleri	Aşınma oranı ($\times 10^{-8}$ mm ³ /Nm)
İşlemsiz	0,069
900°C 1 h borlanmış	0,048
900°C 4 h borlanmış	0,039
900°C 8 h borlanmış	0,027
1000°C 1 h borlanmış	0,026
1000°C 4 h borlanmış	0,013
1000°C 8 h borlanmış	0,017

Çizelge 4.11. Farklı borlama parametreleriyle borlanmış numunelerin krakterizasyon analizi

Borlama parametreleri		BORLANMIŞ NUMUNELERİN KARAKTERİZASYON ANALİZİ					
Sıcaklık [°C]	Zaman [h]	1.Bölge Ağırlık % B	2.Bölge Ağırlık % B	Bor içeren tabaka kalınlığı[μm]	Sertlikte değişim H _{0.01}	Sürtünme katsayısı Kuru ortam	Aşınma oranı x10 ⁻⁸ mm ³ /Nm
900	1	22,57	16,06	10	362-1100	0,23	0,048
900	4	10,63	11,40	75	377-1475	0,22	0,039
900	8	17,01	15,72	85	400-1689	0,29	0,027
1000	1	25,68	14,10	12	385-1310	0,22	0,026
1000	4	11,69	14,46	110	385-2190	0,15	0,013
1000	8	12,27	12,38	145	366-1030	0,18	0,017
İşlemsiz		-	-	-	440	0,26	0,069

4.5. Korozyon Testleri

4.5.1. Potansiyodinamik Polarizasyon Testi

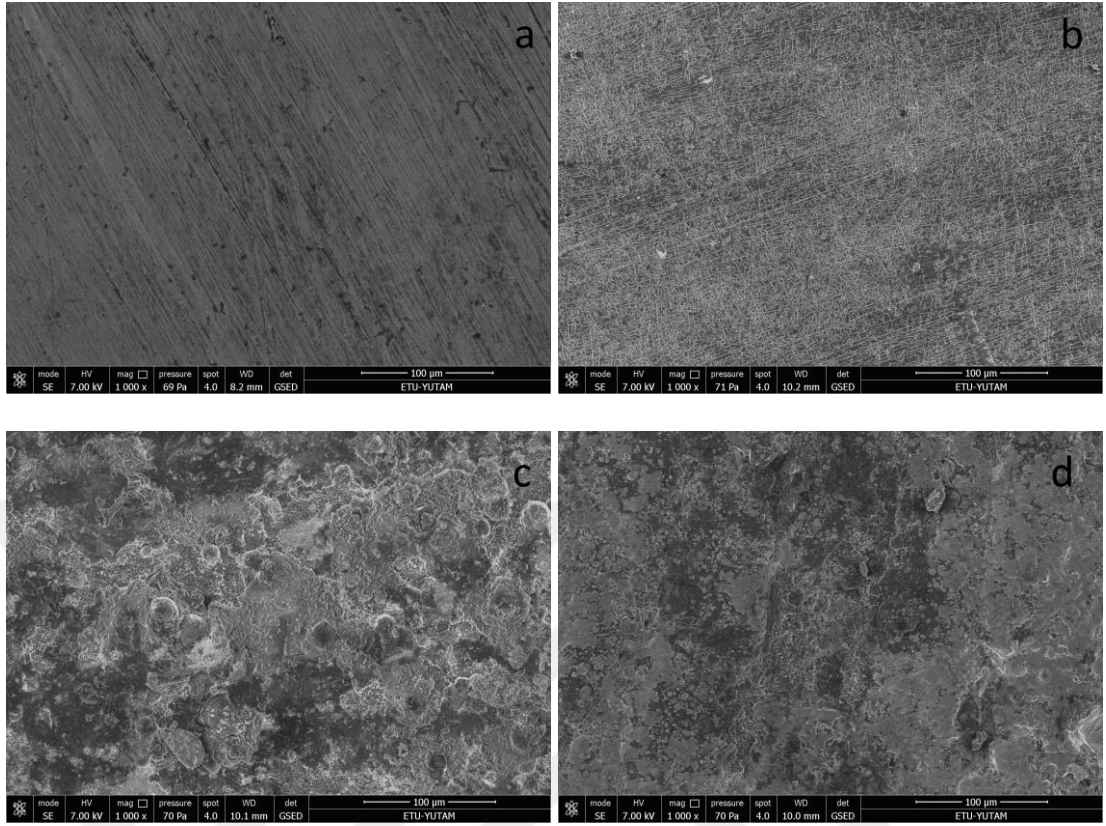
İşlemsiz, 900°C ve 1000°C’de 1-4-8 saat borlanmış CoCrW numunelerin Tafel eğrileri, sırasıyla Şekil 4.7 ve Şekil 4.8’de verilmiştir. İşlemsiz ve borlanmış örnekler, korozyon davranışlarının karşılaştırılması için karanlık koşullar altında simüle edilmiş vücut sıvısı (SBF) çözeltisi (pH=7,4) içinde incelenmiştir. Şekil 4.7 ve Şekil 4.8’de 1 mV min⁻¹ tarama hızında -0,9 ile +1,2 VRef arasındaki polarizasyonu göstermektedir. Korozyon potansiyeli (Ecorr), korozyon akımı yoğunluğu (Icorr) ve anodik / katodik Tafel sabitleri (βa ve βc) gibi elektrokimyasal parametreler, Tafel ekstrapolasyonu kullanılarak polarizasyon eğrilerinden elde edilmiştir. SBF’de 37°C’de elektrokimyasal testlerden sonra, bazı numunelerin yüzeyi SEM kullanılarak incelenmiştir. Şekil 4.6, İşlemsiz, 900°C 1h 900°C 8h ve 1000°C 8h Borlanmış numunelerin SEM görüntülerini göstermektedir. Ayrıca, tipik Stern – Geary denkleminde (Denklem 4.1) polarizasyon direnci (Rp) belirlenmiştir.

$$Rp = \frac{\beta_a \beta_c}{2.3 I_{corr} (\beta_a + \beta_c)} \quad (4.1)$$

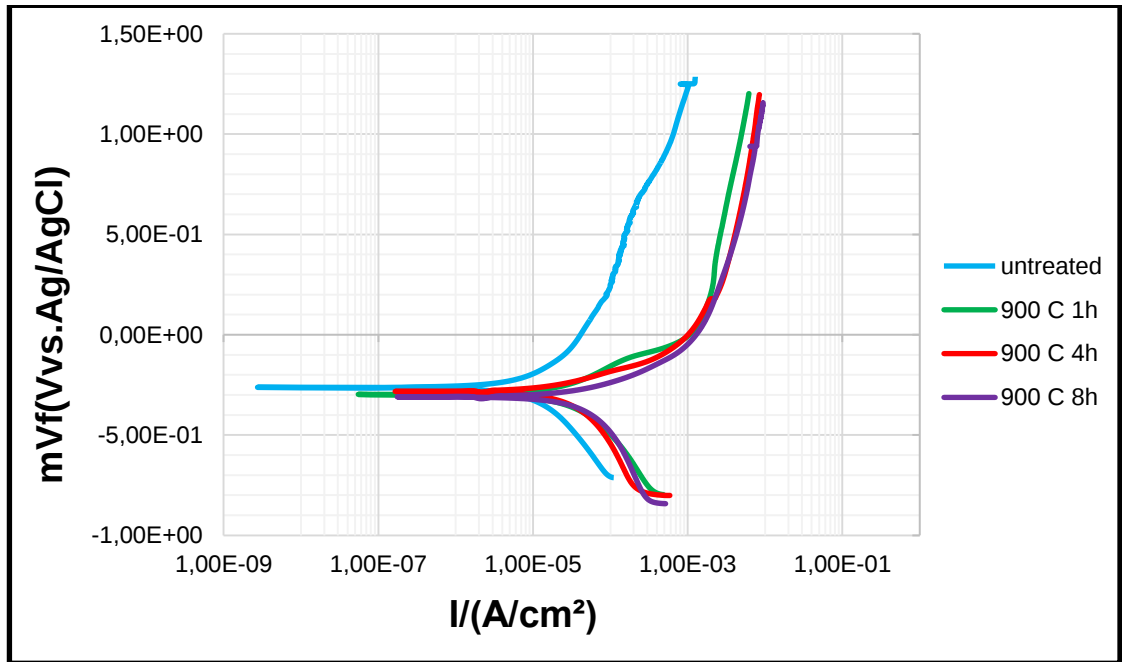
Elde edilen Ecorr, Icorr, βa, βc, Rp ve korozyon oranı değerleri Çizelge 4.12’de verilmiştir

Çizelge 4.12 de, 1000°C’ 8 saat borlanmış numunenin Ecorr değeri, potansiyodinamik ölçümlerden -220 mV olarak bulunmuştur. Bu değer, diğer numunelerin Ecorr’ değerlerinden daha soyuttur. Ecorr değerlerinin işlemsiz numune için -262 mV, 900°C de 1-4-8 saat borlanmış numneler için sırasıyla -298, -283, -341 mV ve 1000°C’de 1-4 saat borlanmış numuneler için sırasıyla -317, -282 mV olduğu görülmüştür. Bir numunenin daha yüksek korozyon potansiyeline sahip olması durumunda (Ecorr), numunenin korozyon direncinin daha yüksek olduğu bilinmektedir (Yazıcı *et al.* 2015). Değerler incelendiğinde işlemsiz numuneye göre borlanmış numunelerin korozyon değerlerinde çok küçük oranda düşmeler olduğu gibi borlama süresi ve sıcaklığına bağlı olarak farklı düşüş ve yükselişlerin olduğu dengesiz bir durum söz konusudur. Bunu da yapı içerisinde

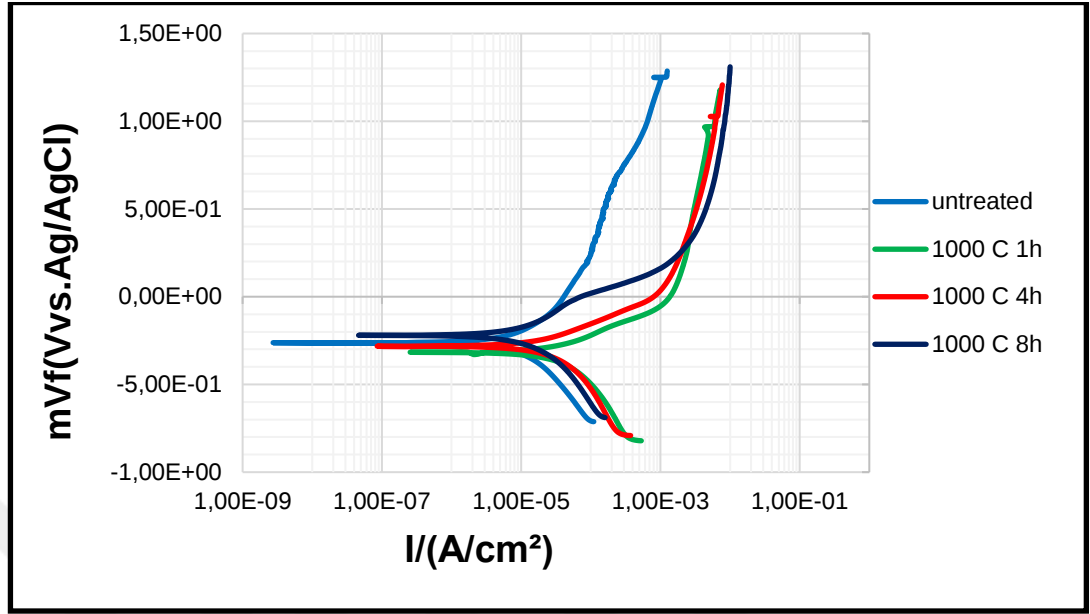
oluşan farklı bileşik yapılara bağlayabiliriz. XRD grafiği incelendiğinde özellikle 1000°C 8 saatlik borlamada CrB ve Cr₂B fazlarının baskın hale geldiği görülmektedir. Korozyon grafiklerindeki bu davranış ise borid yüzeyindeki CrB ve Cr₂B bileşiklerinin varlığından dolayı borlanmış yüzeydeki pasifleşmeye atfedilebilir (Becerra *et al.* 2017). Ayrıca bununla paralel olarak borlanmış numunelerin SEM ve EDS sonuçları incelendiğinde borlanmış numuneler üç farklı bölgeden meydana gelmiş bu tabakalara ve difüzyon bölgelerine dağılan elementlerin Cr, Co, W, O ve B olduğu bu sonuçlardan ortaya çıkmıştı. Cr'un araştırmacılar tarafından, (Silva *et al.* 2015; Castro *et al.* 2015) bor difüzyonunu engellediği ve tane sınırları boyunca Cr bakımından zengin ürünlerden oluşan bileşiklerin oranlarının kobalt borür kaplamasının altında (difüzyon bölgesi) arttığı rapor edilmiştir. Milosev ve arkadaşları (Milosev and Strehblow 2003), simüle edilmiş bir fizyolojik çözeltiye maruz bırakılan CoCrMo alaşımı üzerinde oluşturulan yüzey pasif filminin kompozisyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında, daha düşük potansiyellerde Cr₂O₃ ve Cr (OH)₃'ün varlığını ve daha yüksek potansiyellerde Co ve Mo oksitlerin oluşumunu doğrulamışlardır. Bu nedenle, milosev ve arkadaşına göre, CoCrMo alaşımları üzerinde elde edilen elektrokimyasal performans, esas olarak yüzeydeki yüksek Cr konsantrasyonu ile oluşan oksit filminin oluşumuna bağlıdır, bu da krom oksitlerin %90'ını oluşturur. Dolayısıyla borlanmış numunelerde oluşan bu üç bölgedeki dengesiz Cr dağılımı korozyon direncini de dengesizleştirmiştir.



Şekil 4.6. a) İşlemsiz, b) 900°C 1h, c) 900°C 8h, d) 1000°C 8h Borlanmış numnelerin Korozyona uğramış bölgelerine ait SEM görüntüleri



Şekil 4.7. 900°C borlanmış CoCrW malzemesinin polarizasyon eğrileri



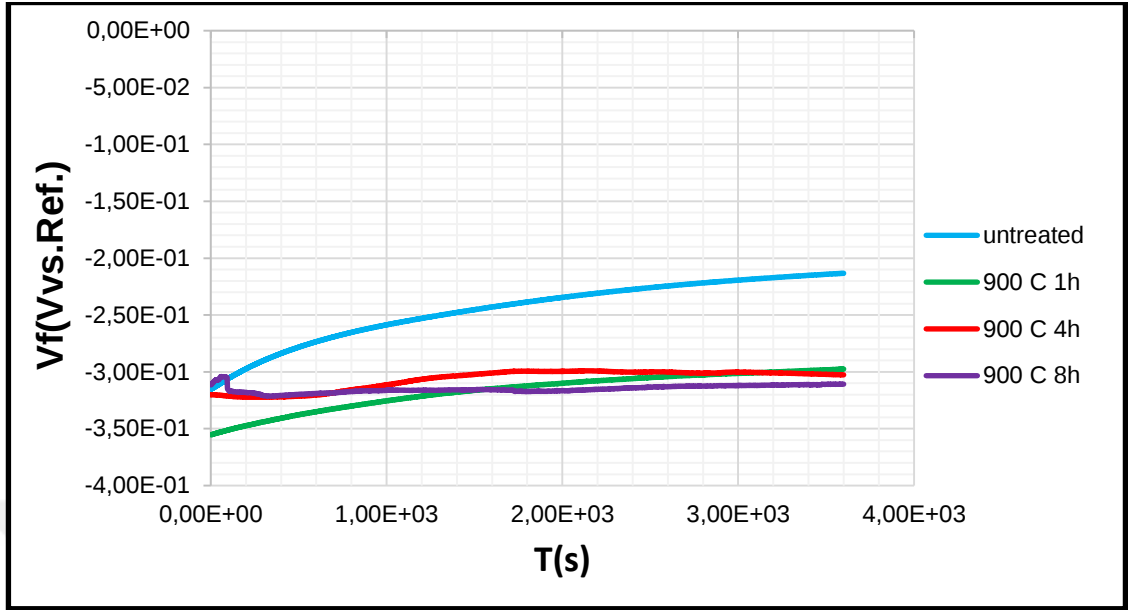
Şekil 4.8. 1000°C borlanmış CoCrWmalzemesinin polarizasyon eğrileri

Çizelge 4.12. pH değeri 7 olan yapay tükürük ortamında CrB, Cr₂B, CoB ve Co₂B bileşiklerinin korozyon karakteristiğinin analiz sonuçları

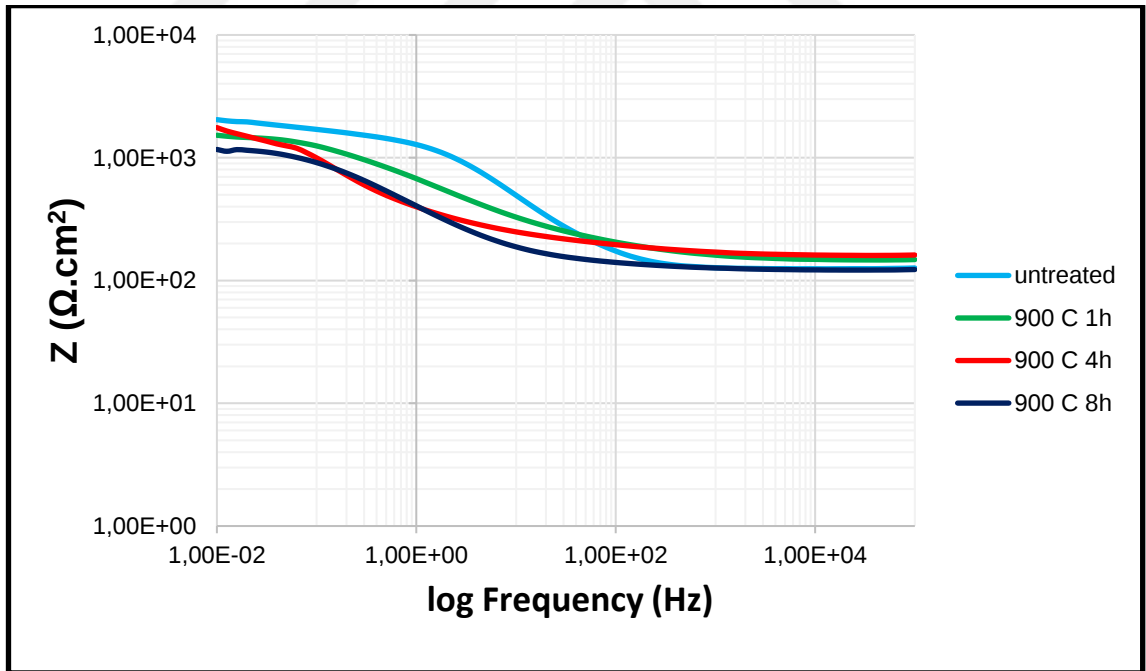
Analiz sonuçları	untreated	900°C 1 Saat	900°C 4 Saat	900°C 8 Saat	1000°C 1 Saat	1000°C 4 Saat	1000°C 8 Saat
β_a	308 V/dec	210 V/dec	198 V/dec	245 V/dec	145 V/dec	142 V/dec	481 V/dec
β_c	314 V/dec	415 V/dec	587 V/dec	272 V/dec	290 V/dec	219 V/dec	628 V/dec
I_{corr}	8,5 A/cm ²	28,2 A/cm ²	36,10 A/cm ²	9,34 A/cm ²	26,8 A/cm ²	14,2 A/cm ²	25,8 A/cm ²
E_{corr}	-262 mV	-298 mV	-283 mV	-341 mV	-317 mV	-282 mV	-220 mV
R_p	7,95 (10 ³ Ωcm ²)	2,15 (10 ³ Ωcm ²)	1,78 (10 ³ Ωcm ²)	6 (10 ³ Ωcm ²)	1,57 (10 ³ Ωcm ²)	2,64 (10 ³ Ωcm ²)	4,59 (10 ³ Ωcm ²)
Korozyon hızı	3,58 mpy	11,87 mpy	15,18 mpy	3,93 mpy	11,26 mpy	5,97 mpy	10,85 mpy

4.5.2. Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi(EIS)

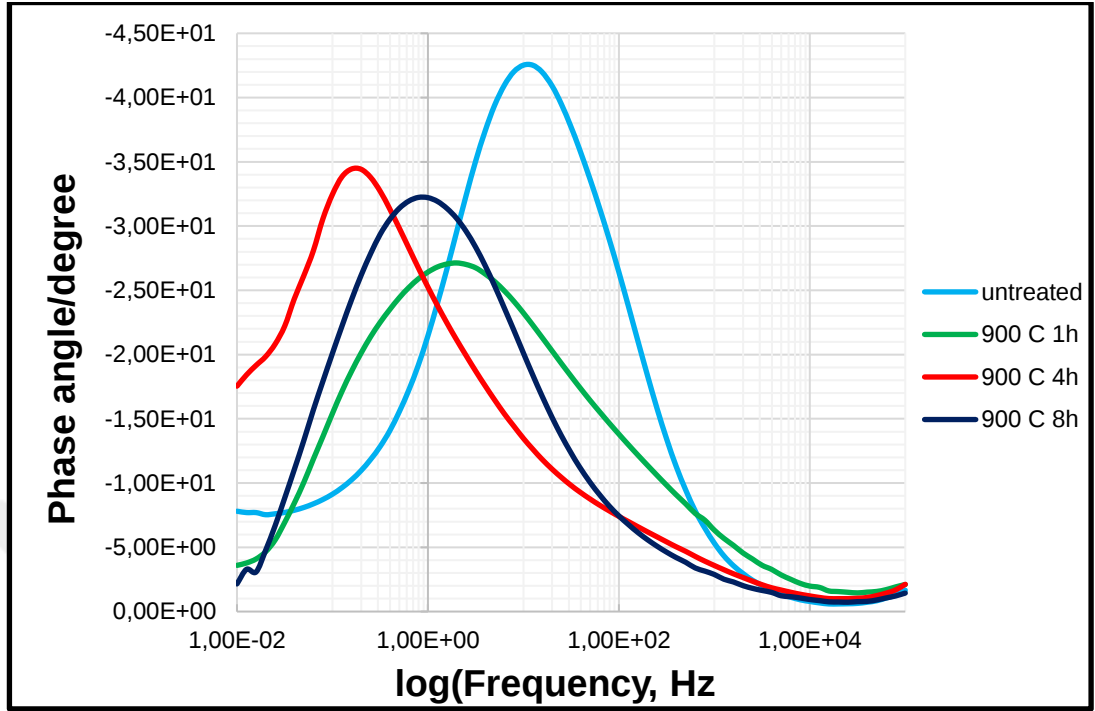
SBF çözeltisinde işlemsiz ve borlanmış numunelerin elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) özellikleri, OCP'de, numunelerin korozyon direncini göstermek için incelenmiştir. Aşağıda İşlemsiz, 900 ve 1000°C 1-4-8 saat borlanmış CoCrW numunelerin OCP eğrileri, bode ($|Z|$ -Frekans) eğrileri, bode (faz açısı-frekans) eğrileri ve Nyquist eğrileri verilmektedir. Nyquist eğrilerine göre (Şekil 4.12 ve Şekil 4.16) 900°C 4 Saat ve 1000°C 8 Saat borlanmış numunelerin kapasitif döngüsü diğer numunelerden daha yüksektir. Bir numunenin kapasitif döngüsü arttığında, korozyon direnci de artacaktır (Chen 2011). Ayrıca, 900°C 4 Saat ve 1000°C 8 Saat borlanmış numunelerin kapasitif ilmiğin en iyi sonuçları elde edilmiştir. Şekil 4.11'de ve şekil 4.15.da faz grafikleri orta frekans aralıklarında en büyük faz açısını sergilemiştir. Faz açıları 900°C'de 1-4-8 h borlanmış numuneler için sırası ile yaklaşık -27° , -34° , -32° , 1000°C'de 1-4-8 h borlanmış numuneler için sırası ile yaklaşık -32° , -31° , -45° ve işlemsiz numuneler için -42° bulunmuştur. Dolayısıyla SBF çözeltisindeki en büyük faz açısı 900°C'de 1 h borlanmış numunede (-27°) bulunmuştur. Velasco ve diğerleri (Valesco *et al.* 2014), bu yüksek faz açılarının çok kararlı, koruyucu ve engelleyici bir pasif film sergilediklerini söylemiştir. Faz açıları arttıkça, örneklerde daha koruyucu pasif film gözlemlenmiştir. Dolayısıyla 900°C 1h borlanmış numunenin korozyon direncinin pasif film sayesinde diğer numnelerden daha dirençli olduğunu söyleyebiliriz.



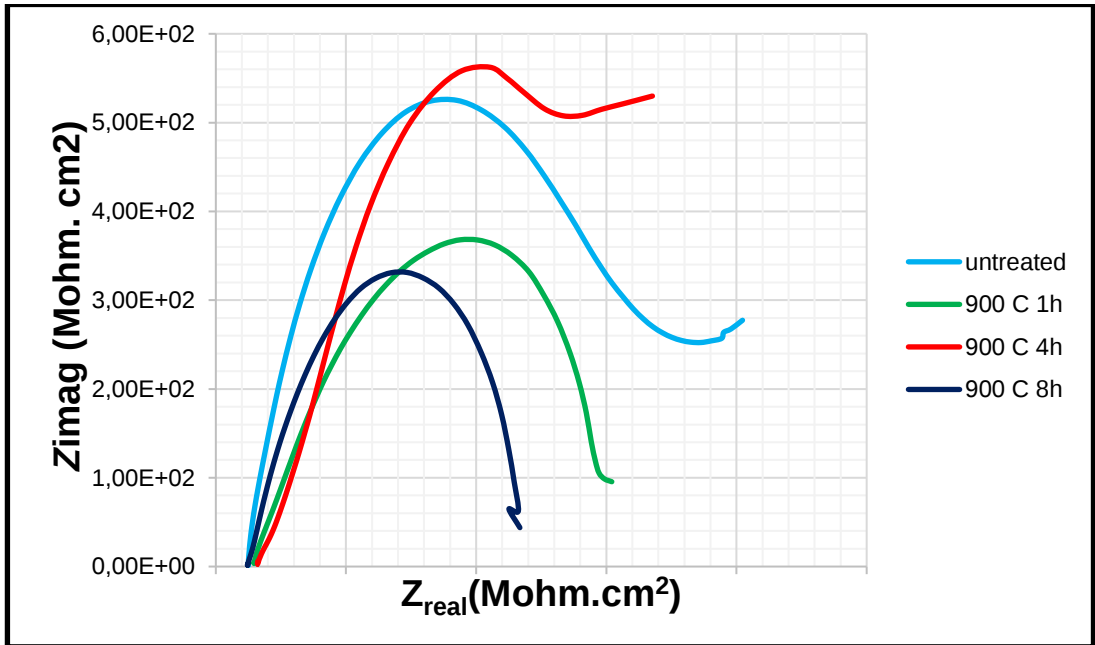
Şekil 4.9. İşlemsiz ve 900°C 1-4-8 saat borlanmış CoCrW numunelerin OCP eğrileri



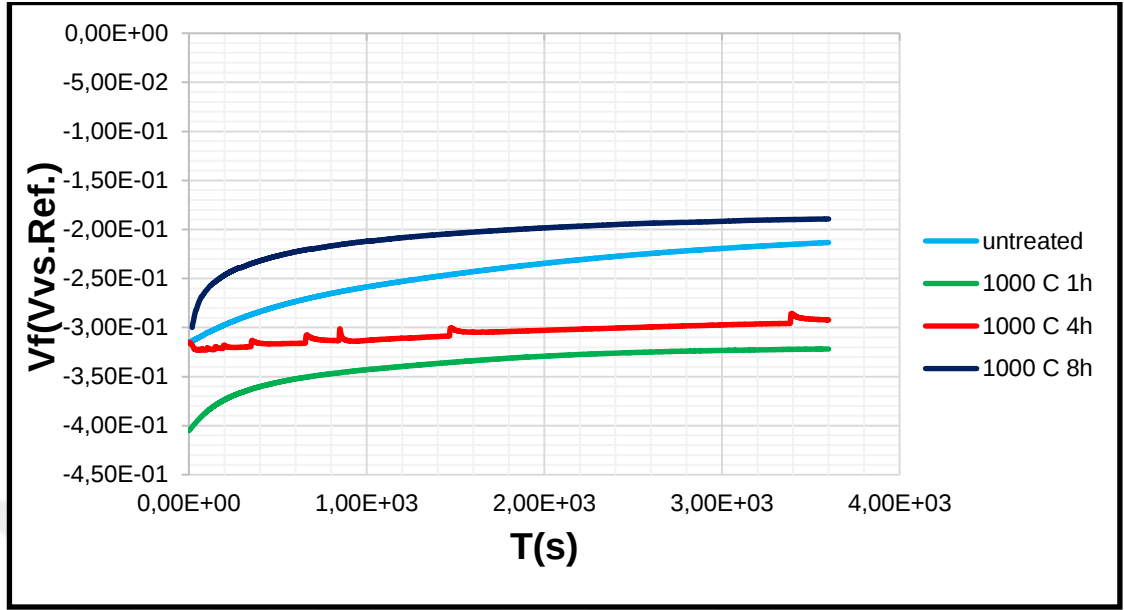
Şekil 4.10. İşlemsiz ve 900°C 1-4-8 saat borlanmış CoCrW numunelerin bode ($|Z|$ -Frekans) eğrileri



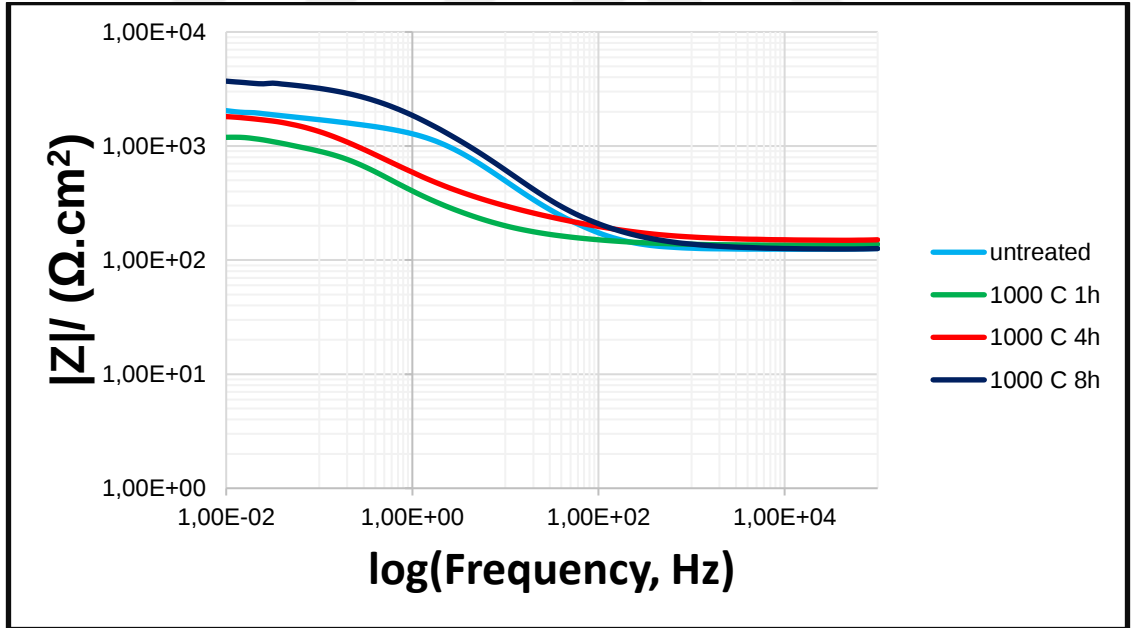
Şekil 4.11. İşlemsiz ve 900°C 1-4-8 saat borlanmış numunelere ait bode (faz açısı-frekans) eğrileri



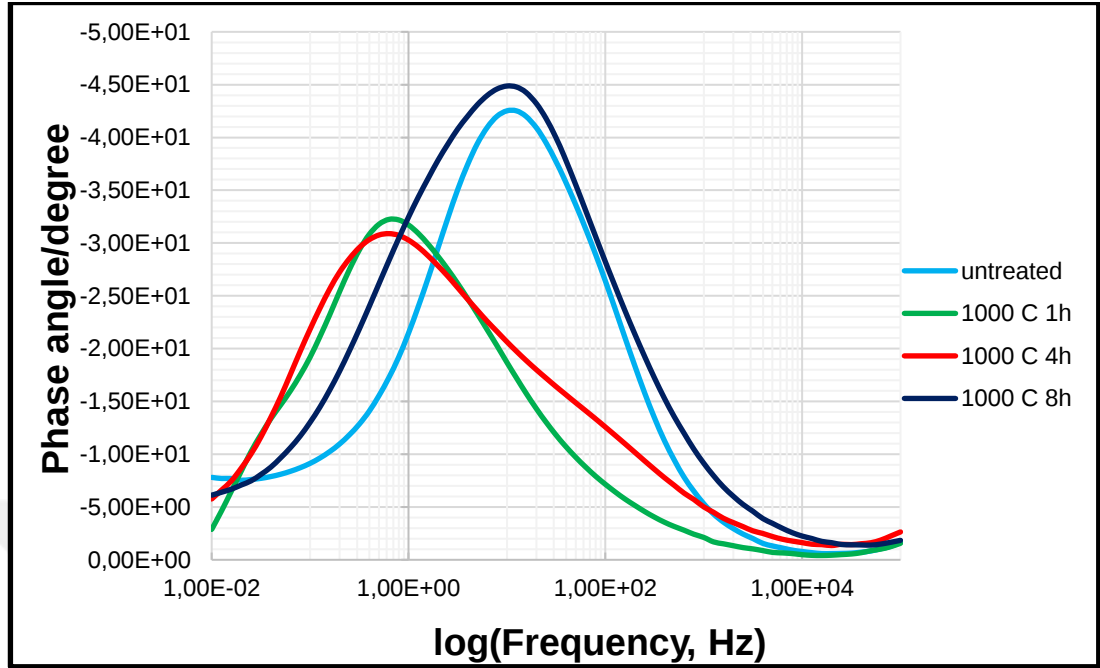
Şekil 4.12. İşlemsiz ve 900°C 1-4-8 saat borlanmış numunelere ait Nyquist grafikleri



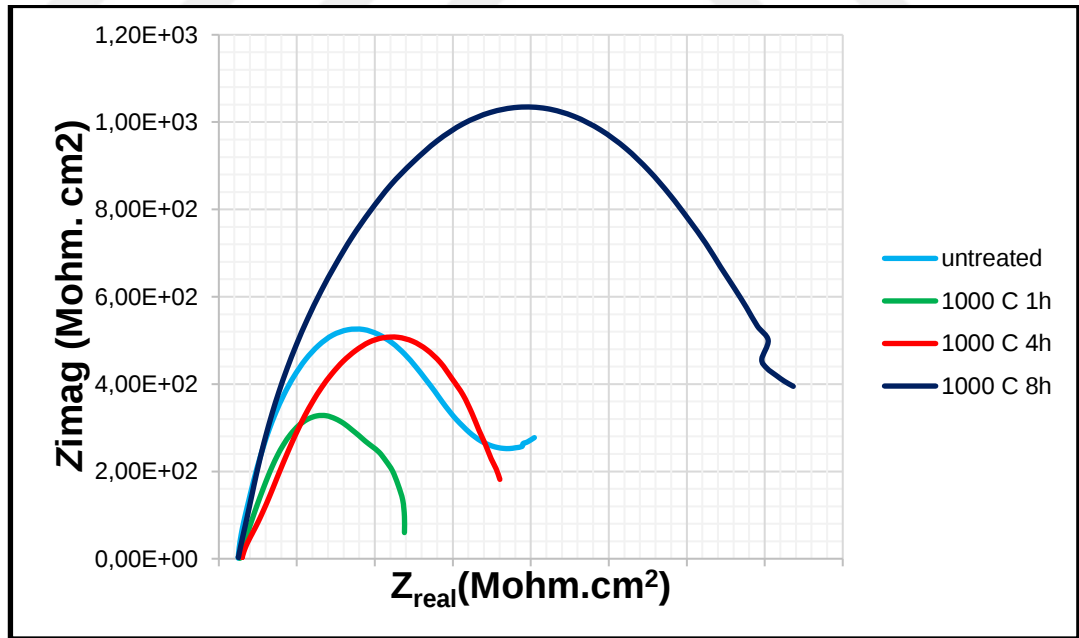
Şekil 4.13. İşlemsiz 1000°C 1-4-8 saat borlanmış numunelerin OCP eğrileri



Şekil 4.14. İşlemsiz ve 1000°C 1-4-8 saat borlanmış CoCrW numunelerin bode ($|Z|$ -Frekans) eğrileri



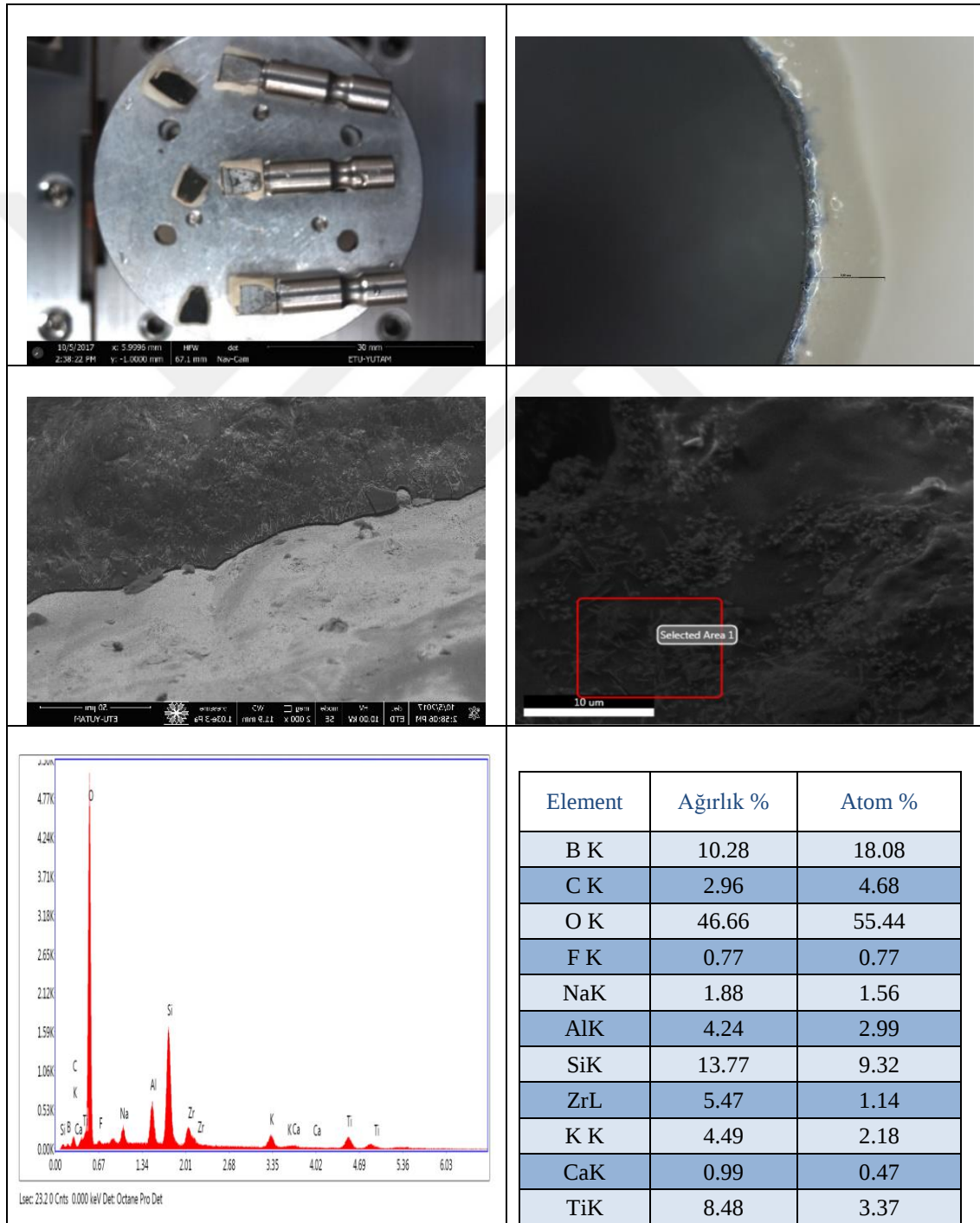
Şekil 4.15. İşlemsiz ve 1000°C 1-4-8 saat borlanmış numunelere ait bode (faz açısı-frekans) eğrileri



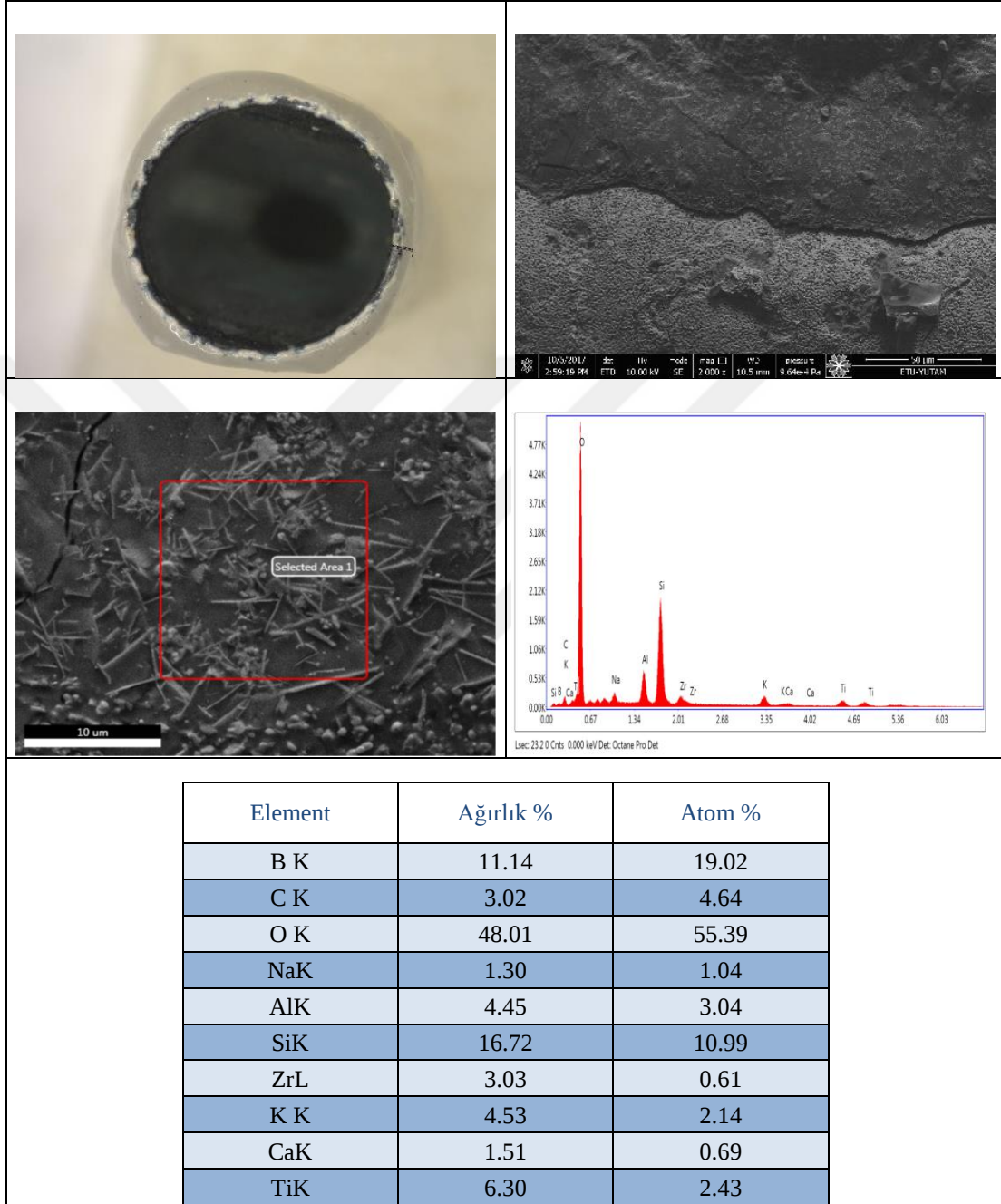
Şekil 4.16. İşlemsiz ve 1000°C 1-4-8 saat borlanmış numunelere ait Nyquist grafikleri

4.6. Seramik Kaplanmış Numunelerin Optik, EDS, SEM Görüntüleri ve EDS Grafikleri

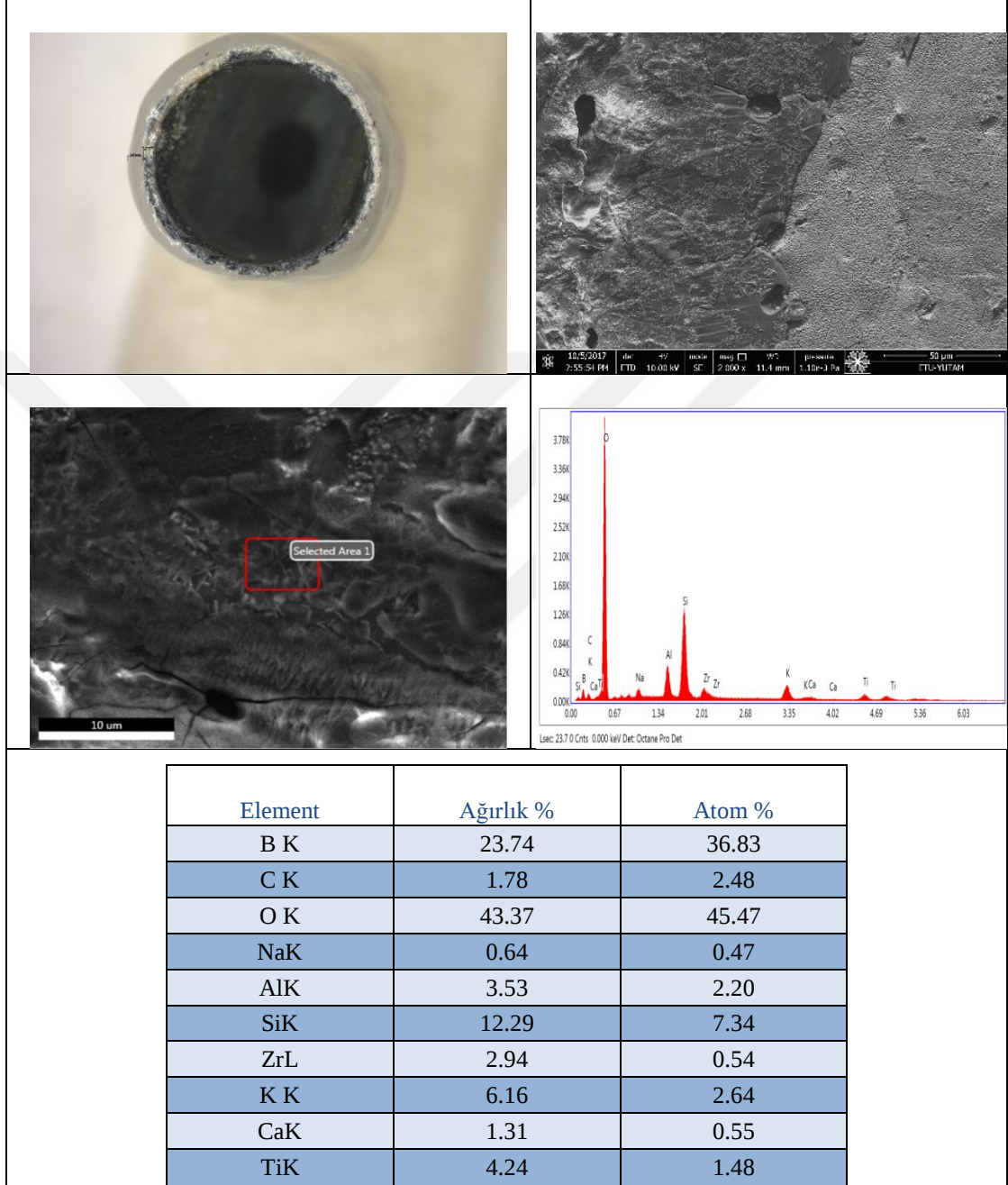
Çizelge 4.13. 0,1 mm, 900 C 1 h Borlanmış kurona ait optik, SEM görüntüleri ve EDS grafikleri



Çizelge 4.14. 0,2 mm, 900°C 1 h Borlanmış kurona ait optik SEM görüntüleri ve EDS grafikleri



Çizelge 4.15. 0,3 mm, 900°C 1 h Borlanmış kurona ait optik SEM görüntüleri ve EDS grafikleri



Yukarıda, Çizelge 4.13, Çizelge 4.14 ve Çizelge 4.15 de sırası ile 0,1-0,2-0,3 mm kalınlığında, 900°C 1h borlanmış ve seramik kaplanıp kırılmış kuronlara ait optik, SEM görüntüleri ve EDS grafikleri verilmektedir. Verilen bu görüntüler ve tablolar incelendiğinde;

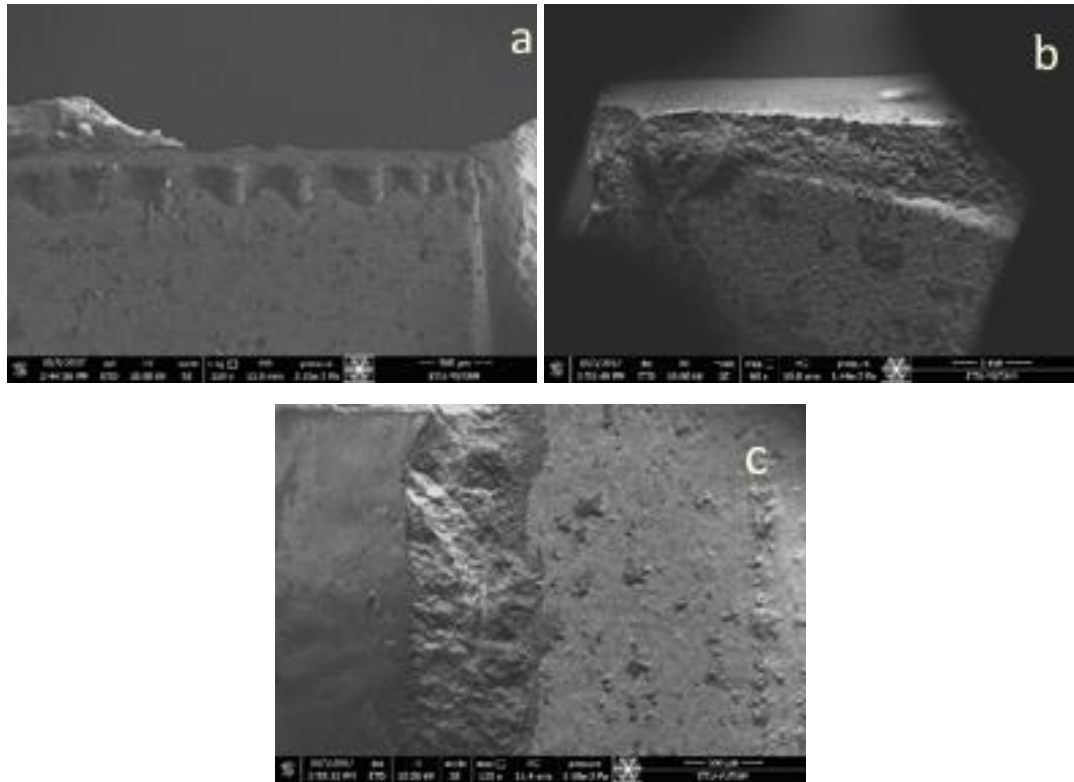
- Seramik kaplamada soğuma sırasında dentritik yapılar oluşmuştur.
- Dentritik yapıların kalınlığı metal kalınlığı arttıkça artmaktadır.
- Seramik kısımda yapılan EDS sonuçlarına göre metal kalınlığı arttıkça seramik içerisindeki bor yüzdeleri de artmaktadır. Bu sonuçlar neticesinde;

Seramik kaplama esnasında birinci dentin işleminden sonra özellikle 0,3 mm kalınlığındaki kuronlarda yüzeydeki tabakanın seramikle iç içe geçtiği (yüzeydeki borların seramik içerisine difüze olduğu) görülmüştür. Bu difüzyon, seramikte bir nebze olsun renklenmeye neden olmuştur. Bu renklenme ikinci dentin işleminde kapatılmıştır. Yapılan işlemler ve fırınlamalar neticesinde yüzeyden seramik içerisine doğru gerçekleşen bor difüzyonu, SEM görüntüleri dikkatle incelendiğinde, en fazlası 0,3 mm kuronda olmak üzere, dentritler ortaya çıkarmıştır. Dentritlerin varlığı yapı içerisinde çentik etkisi yaptığından yapıyı daha kırılgan yapmaktadır. Dolayısıyla kırılma değerleri de incelendiğinde dentrit yapının en az olduğu 0,1 mm kalınlığındaki kuronlarda, kırılma mukavemeti değerindeki artışın, hem yüzdelik olarak hemde istatistik değerlendirmesi açısından en anlamlı artışı gerçekleştirdiği görülmektedir.

4.6.1. Kırılma tiplerinin değerlendirilmesi



Şekil 4.17. İşlemsiz, 900°C 1 Saat borlanmış 0,1-0,2-0,3 mm kırılmış numunelere ait resimler



Şekil 4.18 Kırıklara ait SEM görüntüleri. a) 0,1mm b) 0,2 mm c) 0,3 mm

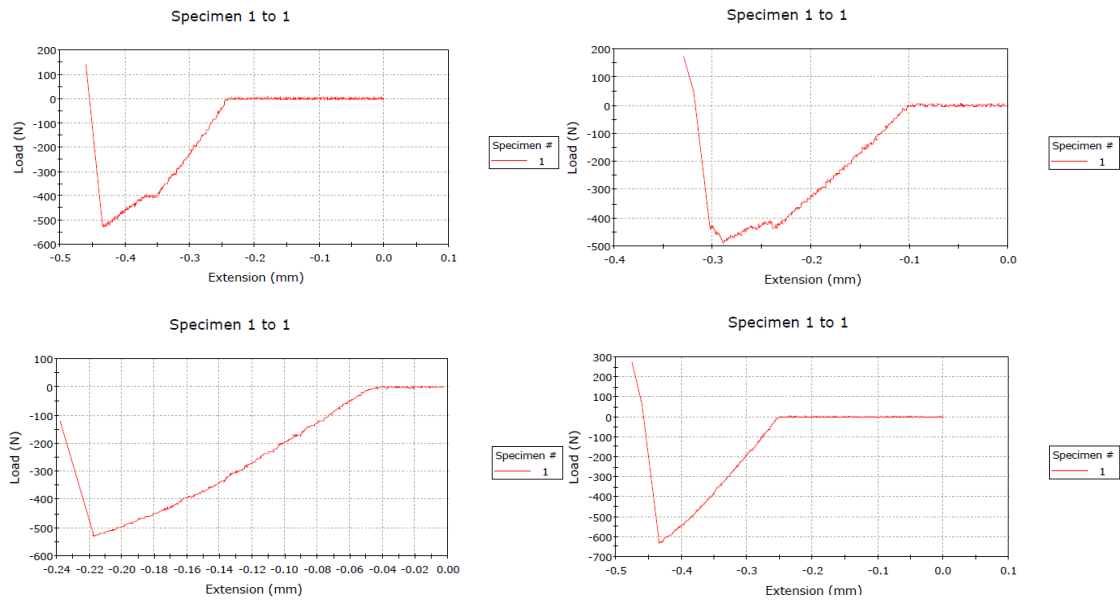
- Test bitiminde örnekler incelendiğinde, borlanmış ve borlanmamış gruplar arasında farklı kırık şekillerinin ve hatlarının olduğu görülmüştür (Şekil 4.17).
- Örneklerde adesif ve kohesif kırıklar oluşmuştur.
- Porselen, alaşım yüzeyi oksitlenmişlerde (işlemsiz numunelere oksitleme işlemi uygulanmıştır) oksit tabakasıyla birlikte, borlanmış numunelerde(borlanmış numunelere oksitleme uygulanmamıştır) bor tabakasıyla birlikte ayrıldığı gözlenmiştir.
- Bütün restorasyonlarda, altyapıda herhangi bir deformasyon ve çatlak gözlenmemiştir. (Şekil 4.18.a).
- SEM görüntüsünde 0,1 mm numunenin, kuvvetin uygulandığı noktada, kırılma ile beraber, seramiğin tabakayıda sıyrıp aldığı ayrıca üretimle oluşan sapportların yüzeyde belirdiği görülmektedir.
- Bütün kopmuş yüzeylerde bor ve seramik partiküllerin iç içe geçtiği görülmüştür. Bu sonuç EDS analizlerinde de mevcuttur.
- Borlanmış numunelere oksit programı uygulanmamasına rağmen seramikle metalin mükemmel bir adezyon gerçekleştirdiği görülmüştür.

4.6.2. Kırılma kuvvetlerinin değerlendirilmesi

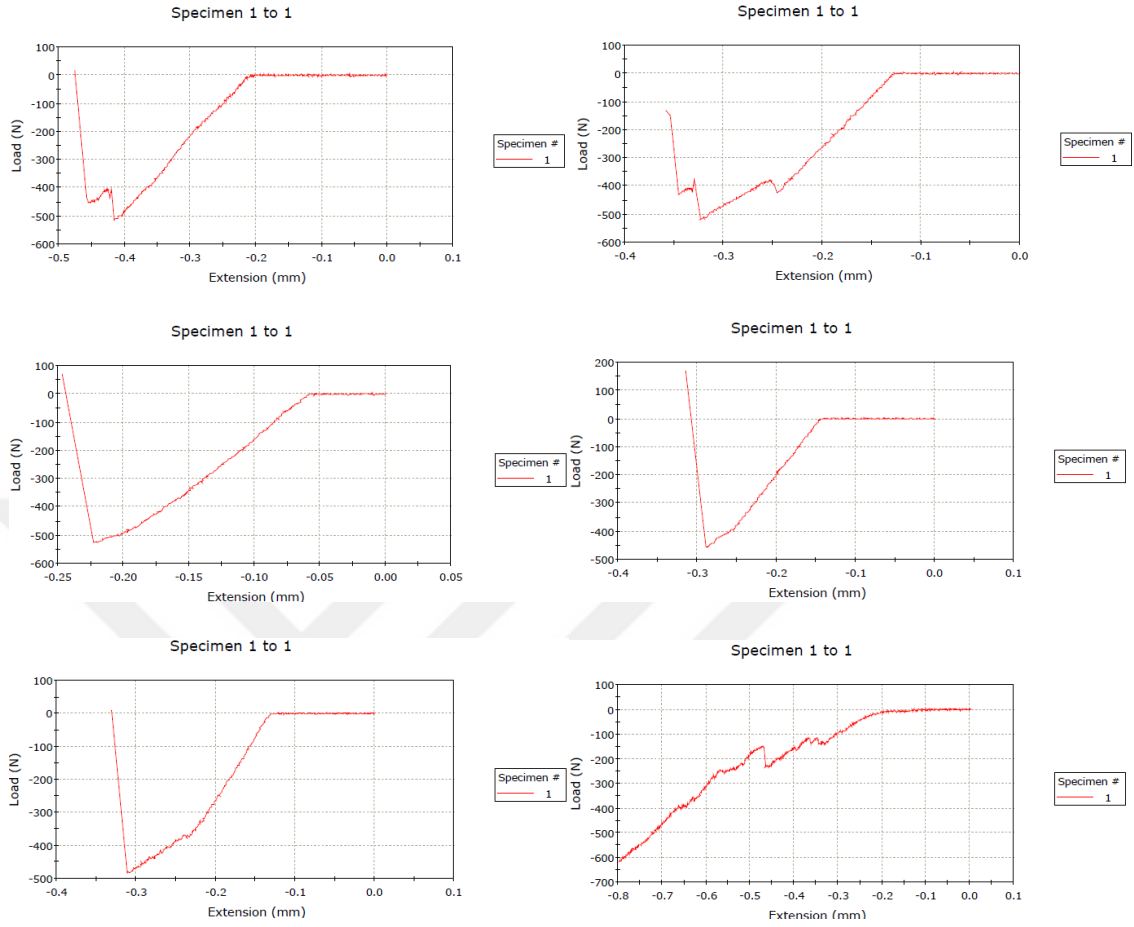
Çizelge 4.16. Numunelerin kırılma kuvvetlerinin ölçüm değerleri

Kırılma Değerleri (N)						
İşlem No	0,1 mm kalınlık		0,2 mm kalınlık		0,3 mm kalınlık	
	İşlemsiz	900°C 1 Saat	İşlemsiz	900°C 1 Saat	İşlemsiz	900°C 1 Saat
1	400	530	420	610	381	782
2	300	490	651	590	413	523
3	213	530	650	1102	384	341
4	376	635	360	630	506	757
5	202	516	370	460	561	578
6	302	520	486	532	567	333
7	290	528	454	427	938	1025
8	300	456	574	428	487	410
9	316	486	360	797	443	580
10	270	621	395	700	633	1054
Ortalama	296,9	531,2	472	627,6	531,3	638,3
% Değişim	78,91546		32,9661		20,13928	

ISO 9693 tarafından önerilen minimum bağlanma mukavemeti 25 MPa'dır (Wang *et al.* 2016). Ayrıca literatürde, ortalama çiğneme kuvveti 20 ile 830 N olarak belirtilmiştir. Bu oran, kesici dişlerde 155 ile 222 N, molar dişlerde ise 830 N'a kadar çıkabilmektedir (Tortopidis *et al.* 1998). Çalışmamızda yukarıdaki Çizelge 4.16'de görüldüğü gibi lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş işlem görmemiş CoCrW seramik restorasyonların kırılma dayanımları 0,1 mm için ortalama 297 N, 0,2 mm için ortalama 472 N, 0,3 mm için ise ortalama 531 N olarak bulunmuştur. Borlanmış numunelerin ise 0,1 mm için ortalama 531 N, 0,2 mm için ortalama 628 N, 0,3 mm için ise ortalama 638 N olarak bulunmuştur. Borlanmış restorasyonların gösterdiği kırılma değerleri, anterior bölgede oluşan çiğneme kuvvetlerinden oldukça yüksektir. Tortopidis ve arkadaşlarına (Tortopidis *et al.* 1998) göre Hagberg, batı toplumlarında molar bölgede ısırma kuvvetini 600-750 N olarak bildirmiştir. Çalışmamızda borlanmış restorasyonlardaki değerler 0,1 mm için bu değerlerin biraz altında iken 0,2 mm ve 0,3 mm için bu aralığa girmektedir. Ancak bizim yaptığımız deneysel çalışma ön bölgede tek kron restorasyonlar içindir. Bunu daha iyi belirlenebilmesi için başka bir çalışmada arka bölgedeki dişler için de ayrıca bir çalışma yapılabilir. Dolayısıyla lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş, borlanmış CoCrW seramik restorasyonlar, kesici diş olarak ön bölgede güvenle kullanılabilir. Arka bölgeler için ise ayrıca deneysel çalışma yapılmalıdır.



Şekil 4.19. (devam)



Şekil 4.19. 900 C 1 saat borlanmış 0,1 mm numunelere ait kırılma grafikleri

Metal destekli kuronlarda, dentin ve metal kalınlığına ilişkin literatür bilgileri değişik kaynaklarda birbirlerine benzer sonuçlar içermektedir. Bu sonuçlara göre;

Estetik açıdan metal kopingin kalınlığının porselen materyaline yeterli aralığı sağladıktan sonra 0,3-0,5 mm olması istenir (McClean 1980; Yamada 1986; Baydaş 2005). Kopingler bu değerlerden daha kalın olursa, laboratuvar şartlarında istenilen değerlere kadar inceltilmesi zor ve zaman alıcı olmakla beraber estetik problemler ortaya çıkarmaktadır. Bu değerler, istenilen değerlerden daha ince olursa, metal kopingler yeterli mukavemet desteğini sağlayamazlar (McClean 1980; El-sherif 1987). Metal kopingin bazı bölümlerinin 0,3 mm' den daha ince olması durumunda ise, ince kısımlar porselenin kontraksiyonu ile aşınırlar. Bu aşınma neticesinde zayıflayan metal koping esner ve porselen tabakaları

çiğneme basınçları altında kırılırlar. Hangi tür metal kullanılırsa kullanılsın metalik alt yapının yeterince sağlam olabilmesi için köprü ayaklarının metal kalınlığı en az 0,3 mm olması gerekir. Kullanılan alaşımın renginin gri olması halinde ise (Özellikle soy olmayan alaşımlarda) teknik açıdan bu rengin kapatılması için en az 0,2 mm/ lik opak kalınlığa ihtiyaç duyulur. Günümüzde kullanılan tüm porselen türlerinde, yeterli sağlamlığın ve rengin tam elde edilmesi için, fırınlandıktan sonra toplam Dentin - insizal kalınlığının minimum 0,8 mm. olması gerekir. Dolayısıyla yukarıdaki bu minimum kalınlıklar alt alta toplandığında köprü ayaklarında minimum kesim miktarının 1,3 mm olduğu sonucuna varılır.

Metal Kalınlığı: 0,3 mm.

Opak kalınlığı: 0,2 mm.

Dentin+İnsizal Kalınlığı: 0,8 mm.

Toplam: 1,3 mm.

Bu değerin altındaki preparasyonlar sağlamlık ve renk yönünden kaliteli bir porselen köprü yapımına olanak vermez.

Yukarıda söz konusu edilen 1-1,3 mm. lik değerin daha aşağı çekilebilmesi için ya metali ya opak tabakasını veya Dentin + İnsizal kalınlığını belirli miktarlarda düşürmek gerekecektir. Metalde yapılacak herhangi bir kalınlık indirimi köprü ayaklarının daha ince yapılması anlamına gelecektir ki bu metalik alt yapının rijit olma kuralını bozar. Metal alt yapının çiğneme basınçları karşısında direncinin azalması köprünün kırılmasına veya köprünün esnemesi sonucu üzerindeki porselenin atmasına neden olur. Opak tabakasının ince yapılması ise, grimsi metal renginin tam kapatılamamasına, bu rengin alttan yansımaları ile elde edilmek istenen parlak ve canlı renk görüntüsünü engeller. Nihayetinde, istenilen renk ve estetik anlamda doğal bir görünüm elde edilemez. Dentin, insizal kalınlığın toplamının 0,8 mm'den aşağı çekilmesi ise rengin tamamının ortaya çıkmasına ve ayrıca alttaki opak renginin dışa vurmasına neden olur, bu yüzden istenilen renge ulaşmak oldukça zorlaşır. Makyaj malzemeleri ile istenilen renge ulaşmak mümkün olsa bile alttan gelen doğal renk bütünlüğünü yakalamak artık mümkün olmaz. Sonuç

olarak, bu üç değerin düşürülmesi köprünün sağlamlığını ve estetiğini olumsuz yönde etkiler. Örnek olarak, ön bölgelerdeki eksik preaparasyonlarda, diş teknisyenin istenilen estetiği ve rengi tam olarak tutturabilmesi için dişleri labial yönde fırlak yapmasından başka bir seçeneği kalmaz (Çekiç 2007). Opakerin tüm yüzeye eşit kalınlıkta sürülmesi ve bu kalınlığında 0,2 mm civarında olması gerekmektedir. Opakerdan sonra dentin uygulaması yapılır. Buna genelde gövde porseleni denir. Metal destekli krunu oluşturan yapı dentinden sonra 1,5-2 mm kalınlığında uygulanabilir (Baydaş 2005).

Yukarıdaki literatür bilgileri ışığında yapılan bu çalışmada;

- Lazer ergitme yöntemi ile metal kopinglerin kalınlığı homojen bir şekilde 0,1-0,2-0,3 mm kalınlığında üretilmiştir. Dolayısıyla kopinglerin laboratuvar şartlarında sonradan inceltirme, estetik ve zaman problemi ortadan kaldırılmıştır.
- Koping yüzeyine uyguladığımız borlama sayesinde uygulanan yükü taşıma kapasitesi, 0,1-0,2-0,3 mm kalınlık için sırasıyla, %79-33-20 oranında arttığı yukarıda elde edilen kırılma sonuçlarından (Çizelge 4.16) görülmektedir.
- Borlama sayesinde bor kaplı yüzeyin sertlik ve aşınma direncinin işlemsize göre arttığı yukarıda yapılan deney sonuçlarında da ifade edilmiştir. Bu sayede ince kısımların hem sertlikleri hem de porselen kontraksiyonu ile aşınma probleminin de önüne geçilmiştir. Ayrıca, yüksek sertlik sayesinde, metal kopingin esnemesi önlenmiş ve porselen tabakaların çiğneme basınçları altında kırılma problemi oldukça azaltılmış olur.
- Homojen olarak yapılan 0,1 mm metal altyapının, kalınlığında 0,2 mm bir azalma (normal şartlarda en az 0,3 mm kalınlıkta yapılabilir) meydana gelmiştir. Yaptığımız borlama işlemi sayesinde metal altlığın sertliği borlanmış numunelere göre 3 katı bir değere çıkarılmıştır. Bununla birlikte rijitliği oldukça artmış ve esneme de azaltılmıştır. Elde edilen bu incelik teknisyene opak tabakasının kalın yapılması için olanak sağlar ve bu sayede, grimsi metal renginin tam kapatılamamasına, bu rengin alttan yansımaları ile elde edilmek istenen parlak ve canlı renk görüntüsünü engelleme problemine çözüm sağlanmış olur. Nihayetinde, istenilen renk ve estetik anlamda doğal görünümlü dişler elde edilmiş olur.

Ni-Cr ve Cr-Co gibi kıymetsiz alaşımlarda, metal yüzeyinde oluşan oksit tabakasındaki oksitler ile porselen içindeki oksitler kimyasal olarak bağlanır. Alaşımın yüzeyinde oluşan oksit tabakasının opak seramik ile oluşturduğu metalik, kovalent ve iyonik bağlar, kimyasal bağlantıyı oluşturur (Shillinburg 1997). Metal ve porselen yapısındaki fiziksel ve kimyasal farklılıklar, her iki madde arasında uygun bağlantı oluşumunu zorlaştırır. Metal yüzeyinde oluşan oksit tabakası porselen-metal arasında bağlantı oluşması için uygun ortamı oluşturur. Metaloksit ve porselen bağlantısı güçlüdür ancak oksit tabakası ile metal arasında oluşan bağlantı kaybında veneer yapının ayrılması söz konusu olabilir. Alaşımda gereğinden fazla oksit tabakasının oluşumu da ya bağlantının oluşmamasına ya da metal oksit yüzeyinde kırıklara sebebiyet verir (Hammad 1990; Huang 2005).

- Seramik kaplama sırasında borlanmış numunelere, numunenin yüzey özelliklerinin değişmemesi için oksit programı uygulanmamıştır. Buna rağmen metal ile seramik arasında borlanmış yüzeyin seramik içerisine difüzyonundan dolayı mükemmel bir adezyon sağlanmış, ayrıca zaman ve maliyet kayıplarında önüne geçilmiştir. Ayrıca sitotoksitite testi sırasında işlemsiz numuneye uygulanan oksitlemenin canlı hücre ölümlerini arttırdığı tesbit edilmiştir. Borlama işlemi yapılmış numunelere oksitleme işlemi yapılmadığı için işlemsiz numunelere göre biyuyumluk özellikleri artmıştır.

4.7. Sitotoksosite

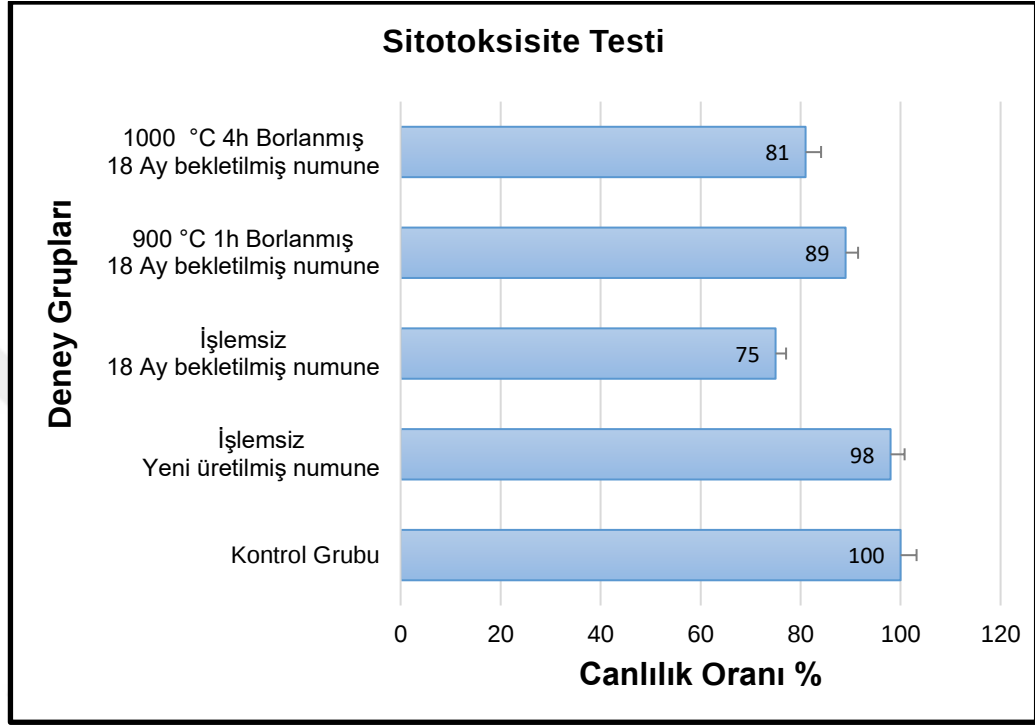
Şekil 4.20'da işlemsiz ve farklı şartlarda borlanmış numunelere ait sitotoksitite test sonuçları, Şekil 4.21'de ise bu numunelere ait görüntüler verilmiştir. Bu sonuçlarda;

- Yeni üretilmiş 0,1 mm kalınlığında işlemsiz numune,
- Seramik kaplama sırasında oksit programı uygulanmış ve 18 ay bekletilmiş 0,1 mm kalınlığında işlemsiz numune,
- 900°C 1h borlanmış ve seramik kaplama sırasında oksit programı uygulanmamış 0,1 mm kalınlığında numune,
- 1000°C 4h borlanmış oksit programı uygulanmamış 0,1 mm kalınlığındaki numune,

Test materyali olarak kullanılmıştır.

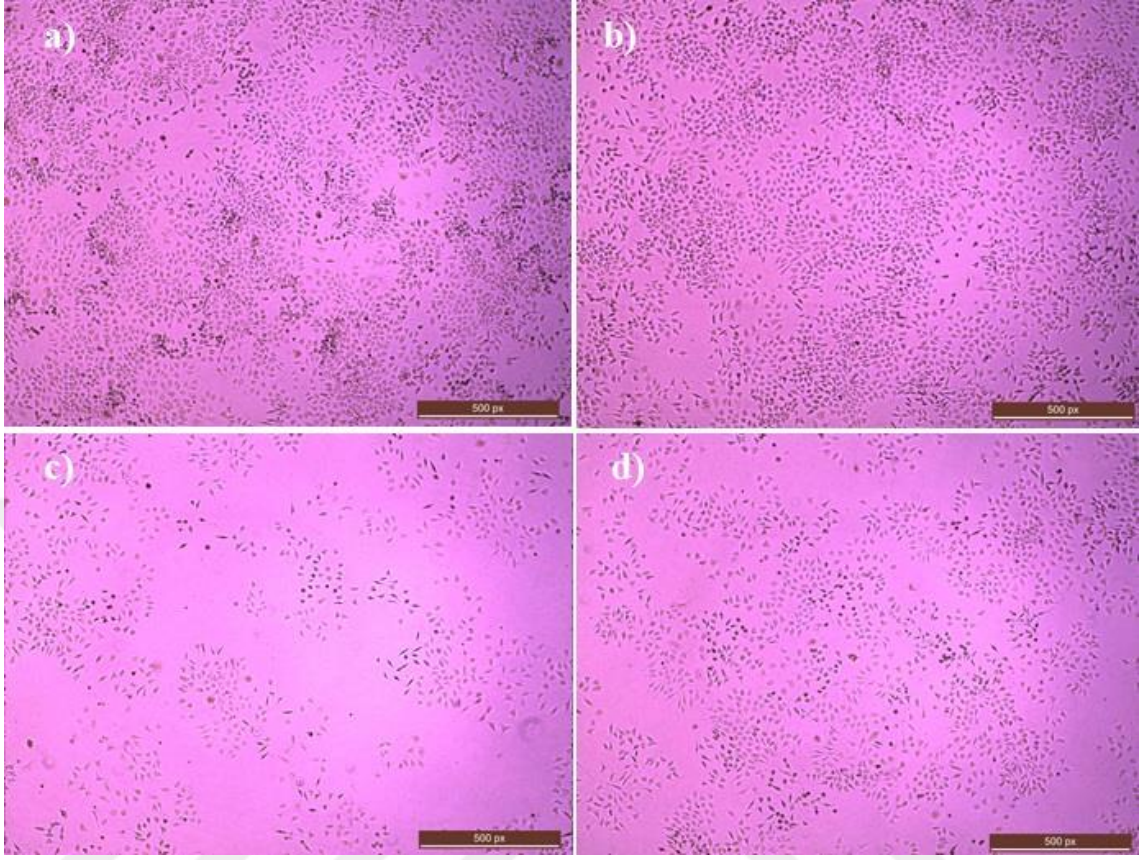
İşlemsiz 18 ay bekletilmiş numunenin uygulanan oksit programı sayesinde hem seramikle adezyonun gerçekleştirilmesi sağlanmış hem de yüzeydeki oksit tabakasının korozyon direncini arttırdığı düşünülebilir. Ancak aşağıdaki grafikte görüldüğü gibi hücre canlılık oranı oldukça düşmüştür. Dolayısıyla hem oksit programının uygulanması hem de 18 aylık bir süre sonunda yüzeyde oksit tabakasının artması olumsuz bir durumdur. Yukarıda ifade edildiği gibi başlangıçta, işlemsiz numunenin korozyon direnci borlanmış numunelerin korozyon direncinden bir nebze olsun iyi sonuçlar ortaya koysada, zaman ilerledikçe ve seramik uygulama sırasında yapılan oksitleme sonrasında bu durum, numunelerin sitotoksitesini artırmıştır. Oysa borlanmış numunelerin başlangıçta korozyon dirençleri düşük çıkmasına rağmen yüzeyindeki pasifleşme sayesinde korozyon direnci artmıştır. Seramik kaplama sırasında oksit programının bu numunelere uygulanmamasına rağmen adezyonları mükemmel olmuştur. Ayrıca sitotoksitite testleri sırasında canlılık oranı en yüksek değerler, yeni üretilmiş işlemsiz numune ile birlikte 900°C 1h borlanmış numune de elde edilmiştir. 1000°C 4h Borlanmış 0,1 mm kalınlığındaki numunenin yapısının çok ince olmasından dolayı tamamen bor difüzyonuna maruz kalmış ve aşırı seramik hale gelmiştir. Bu durumda numuneler çok kolay kırılmıştır. Ayrıca tamamen kullanılan ekabor 2 tozunun özelliklerini taşımaktadır. Bu numuneler, tozun

sitotoksitite özelliklerini belirlemek için kullanılmıştır. Sonuç olarak kullanılan tozun sitotoksitite değerleri işlemsiz numuneden daha iyidir.



Şekil 4.20. Farklı malzemelerin sitotoksiste testi 24 saat malzeme fibroblast maruziyeti sonrası MTT testi

Şekil 4.21’de verilen görüntülerde kontrol grubu ve yeni üretilmiş malzemelerin görüntüsü aynı olduğundan bir resimde verilmiştir. 900°C 1h’de borlanmış numune sonuçları gayet başarılı ve kontrol grubuyla anlamlı bir farklılığı yoktur. Ancak 1000°C 4h borlanmış numunedeki sonuçlardaki toksisite biraz daha fazla ve kontrol grubuyla $p < 0,05$ oranında anlamlı farklılık görülmektedir.



Şekil 4.21. Fibroblast hücrelerin 24 saat numunelere maruziyeti sonrası. a) Kontrol grubu ve Yeni üretilmiş, işlemsiz malzeme, b) 900°C 1h Borlanmış 18 ay bekletilmiş c) işlemsiz 18 ay bekletilmiş d) 1000°C 4h Borlanmış 18 ay bekletilmiş numune görüntüsü

5. SONUÇLAR

Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş CoCrW metal alt yapılara borlama yapılarak metalin porselenle bağlantısının etkisinin araştırıldığı bu çalışmanın sonuçları aşağıdaki gibi özetlenmiştir.

- Borlanmış numune üç bölgeden oluşmaktadır. Bunlar; (1) borid tabakası, (2) borca zengin difüzyon bölgesi (3) neredeyse hiç bor içermeyen esas malzemedir.
- Difüzyon bölgesinde eşit oranda bir difüzyon meydana gelmediği için Kirkendall adı verilen gözenekler oluşmuştur.
- Borlama işlemi sonrasında da borlama parametresine bağlı olarak CoB, Co₂B, CrB ve Cr₂B gibi farklı bor bileşikleri açığa çıkmıştır.
- Bor içeren tabaka kalınlığı 10 µm ile 145 µm arasında değişmektedir.
- Taban malzemenin sertliği 440 HV_{0,1}, 900°C 1-4-8 saat borlanmış numunelerin sertliği sırası ile maksimum 1297,1475 ve 1546 HV_{0,1} olarak ölçülmüştür. 1000°C 1-4-8 saate borlanmış numunelerin sertlikleri ise sırası ile maksimum 1689 2394, 1030 HV_{0,1} olarak ölçülmüştür. Ayrıca difüzyon bölgesinin sertliği ise minimum 320-380 HV_{0,1} olarak ölçülmüştür. Dolayısıyla en iyi sertlik değeri 1000°C 4 saat borlanmış numunede elde edilmiştir.
- Aşınma oranları, işlem süresi ve sıcaklığı arttıkça azalmıştır. Borlanmış numuneler içerisinde en düşük aşınma oranı 1000°C'de 4 saat borlanmış numunelerde elde edilmiştir.
- Korozyon değerlerinde çok küçük oranda düşmeler olduğu gibi borlama süresi ve sıcaklığa bağlı olarak farklı düşüş ve yükselişlerin olduğu dengesiz bir durum söz konusudur. Bunun nedeni borlanmış numunelerde oluşan bu üç bölgedeki dengesiz Cr dağılımıdır.
- Faz açıları 900°C'de 1-4-8 saat borlanmış numuneler için sırası ile yaklaşık -27°, -34°, -32°, 1000°C'de 1-4-8 saat borlanmış numuneler için sırası ile yaklaşık -32°, -31°, -45° ve işlemsiz numuneler için -42 ° bulunmuştur. Dolayısıyla SBF çözeltisindeki en büyük faz açısı 900°C'de 1h borlanmış numunede(-27°) bulunmuştur.

- 900°C 1h borlanmış numunenin korozyon direnci, pasif film sayesinde diğer numunelerden daha iyidir.
- Seramik kaplamada soğuma sırasında dentritik yapılar oluşmuştur. Dentritik yapının kalınlığı en az 0,1mm kalınlığındaki kuronda meydana gelmiştir.
- Dentritik yapıların kalınlığı metal kalınlığı arttıkça artmıştır.
- Borlanmış ve borlanmamış gruplar arasında farklı kırık şekillerinin ve hatlarının olduğu görülmüştür.
- Borlanmış numunelere oksit programı uygulanmamasına rağmen seramikle metalin mükemmel bir adezyon gerçekleştirdiği belirlenmiştir.
- İşlemsiz kırılma dayanımları 0,1 mm için ortalama 297 N, 0,2 mm için ortalama 472 N 0,3mm için ise ortalama 531 N olarak bulunmuştur. Borlanmış numunelerin ise 0,1 mm için ortalama 531 N 0,2 mm için ortalama 628 N 0,3 mm için ise ortalama 638 N olarak bulunmuştur.
- Borlanmış restorasyonların gösterdiği kırılma değerleri, anterior(ön) bölgede oluşan çığneme kuvvetlerinden oldukça yüksektir. Dolayısıyla lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş, borlanmış CoCrW seramik restorasyonlar kesici diş olarak ön bölgede güvenle kullanılabilir.
- Lazer ergitme yöntemi ile metal kopinglerin kalınlığı homojen bir şekilde 0,1-0,2-0,3 mm kalınlığında üretilmiştir. Dolayısıyla kopinglerin labaratuvar şartlarında sonradan inceltirme, estetik ve zaman problemi ortadan kaldırılmıştır.
- Koping yüzeyine yapılan borlama sayesinde uygulanan yükü taşıma kapasitesi, borlanmamış kopinglere göre 0,1-0,2-0,3 mm kalınlık için sırası ile %79-33-20 oranında artmıştır.
- Koping kalınlığının 0,1 mm üretilmesi ve borlanarak kırılma direncinin artırılması sayesinde istenilen renk ve estetik anlamda doğal görünümlü dişler elde edilebilir.
- Seramik kaplama sırasında borlanmış numunelere, numunenin yüzey özelliklerinin değişmemesi için oksit programı uygulanmamıştır. Buna rağmen mükemmel bir adezyon sağlamış, ayrıca zaman ve maliyet kayıplarının da önüne geçilmiştir. Ayrıca sitotoksitite testi sırasında işlemsiz numuneye uygulanan oksitlemenin canlı hücre ölümlerini arttırdığı tesbit edilmiştir. Borlama işlemi yapılmış numunelere oksitleme işlemi

yapılmadığı ayrıca yapıda oluşan pasifizasyon sayesinde yzzeyde fazla oksit tabakası oluşmamış bu sayede, işlemsiz numunelere gze biyouyumluk ozellikleri artmıştır.

- Sitotoksisite testleri sırasında elde edilen sonuqlara gze canlılık oranı en yzsek değer 900°C 1h borlanmış numuneden elde edilmiştir.



KAYNAKLAR

- Adya, N.A., M. Ravindranath, T. Mubeen, A. Saluja, B. 2005. Corrosion in Titanium Dental implants: literature review. *J Indian Prosth Soc*, 5, 1126231.
- Akyıl, M.Ş., Duymuş, Z.Y. 2009. Kıymetsiz Metal Alaşımlarında Metal-Porselen Bağlantısına Artık Metal Kullanımı. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33, (3), 2-13.
- Al Jabbari, Y.S., Koutsoukisa, T., Barmpagadakic, X., Zinelisd S., 2014. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting milling or selective laser melting. *Dental materials* 30, 79-88
- Alsaran, A., Kaymaz, İ., Çelik, A., Yetim, A.F., Karakan, M.A., 2004. Repair Process For Fatigue Damage Using Plasma Nitriding. *Surface And Coatings Technology*, 186, 333-8.
- Alvarez, V. M., Juarez, H.A., Gonzalez-Rivera C.E., Mercado R.D. Hernandez-Rodriguez M.A.L., 2013. Solis, Biotribological response of Co–Cr alloy with added boron under ball-on-disc tests. *Wear*, 301, 243–249
- Alvarez, V.M., Ortega, S.J.A., Hernandez-Rodriguez M.A.L., 2013. A study of the wear performance in a hip simulator of ametal–metal Co–Cr alloy with different boron additions. *Wear*, 301, 175–181
- Bailey, P.J., Cousins, G., Snow, G.A., White, A.J., 1980. Boron-Containing Antibacterial Agents: Effects on Growth and Morphology of Bacteria under Various Culture Conditions. *Antimicrobial Agents. Chemother*, 17, 549-553.
- Barcenas, B.D., Campos, S.I., Cimenoglu, H., Martínez-Trinidad, J., Flores-Jiménez, M., Martinez-Gutierrez, H., 2016. Characterisation of CoB–Co2B coatings by the scratch test. *Surface Engineering*, 32(8), 570-577.
- Bauer, S., Schmuki, P., Von Der Mark, K., Park, J., 2013. Engineering biocompatible implant surfaces. Part I: Materials and surfaces, *Progress in Materials Science*, 58, 261–326.
- Baydaş, S., 2005. Kron-Köprü Protezleri. Özyurt Matbaacılık, Ankara.
- Becerra, G. R., Mejía-Caballero J., Martínez-Trinidad, M., Palomar-Pardavé, M., Romero-Romo, R., Pérez-Pasten, B., Campos-Silva, I., 2017. Electrochemical Corrosion Behavior of Borided CoCrMo Alloy Immersed in Hanks' Solution. 26,704–714
- Beddoes, J., Gordon Parr, J., 1999. Introduction to Stainless Steels Published by ASM International. ISBN 10: 0871706733 ISBN 13: 9780871706737.
- Bindal, C. Üçışık, A.H., 1999. *Surface and Coating Technology*, 122, 208-213
- Boynueğri, D., Nemli, S., Yalın, M., 2011. Dental İmplantlar Çevresindeki Kemik Yıkımında Mikro Boşluğun Önemi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 4, 9-14
- Bronzino, J. D., 2006. *Biomedical Engineering Fundamentals, Metallic Biomaterials*, Section V, chapter 38.
- Burakowski, T., Wierzchon, T., 1998. *Surface Engineering of Metals, principles, Equipment, Technologies*, CRCpress pg, 10-12.
- Calik, A., Karakaş, M. S., Uçar N., Unuvar, F., 2014. Boriding kinetics of pure cobalt, *Kovove Mater.* 52, 107–112

- Campos, S. I., Bravo-Barcenas, D., Flores Jimenez, M., Arzate Vazquez, I., Lopez Garcia, C., Bernabe, S. M., 2016. Diffusion Boride Coatings in CoCrMo Alloy and Some Indentation Properties Metallogr. Microstruct. Anal. Surface Engineering, 4,158–168.
- Castro, G.A.R., Calderon, C.D.R., Tinoco L.F.L., A. Amador, E.A.E., Hernande, G., Campos, S. I.E., 2015. Micro-abrasive wear resistance of CoB/Co₂B coatings formed in CoCrMo alloy. Surface & Coatings Technology, 284,258–263.
- Çekiç, S.U., 2007. Metal-seramik sistemlerde metal ve seramik kalınlığının beş yönden incelenmesi, Bitirme tezi, Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ege Üniversitesi.
- Chen, S., Guan S., Chen B., Li W., Wan, J., Wang, L., Zhu S., J., Chen, H. Q., 2015. Metallic implant biomaterials. Mat. Sci. Eng. R., 87, 1–57.
- Chunmin, L., Shen, B., Li, G., Yang, C., 2008. Effect of boronizing temperature and time on microstructure and abrasion wear resistance of Cr₁₂Mn₂V₂ high chromium cast iron. Surf Coat Technol, 202, 5882-5886.
- Cooper, C.V., Peterson, G.G., 1990. The microstructure and microchemistry of a thermal-diffusion-boronized Co–Cr–W–C alloy. Surf Coat Technol., 43–44:756–67.
- Demirci, S., Kaya, M. S., Doğan, A., Kalay, Ş., Altın, Ö. N., Yarat, A., Akyüz, S. H., Şahin, F., 2015. Antibacterial and cytotoxic properties of boron-containing dental composite. Turk J. Biol., 39, 417-426.
- Demirtaş, A., 2012. İnce ve AgTiO₂ Filmlerin Sol-Jel Yöntemi İle CoCrMo Alaşımının Yüzeyine Kaplanması. Yüksek lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi.
- Doğukan, Ç., Tazegül, O., Atar, E., Çimenoglu, H., 2014. Biyomedikal Kobalt-Krom Alaşımı Üzerinde Oluşturulan TiO₂ Tabakasının Karakterizasyonun ve Biyoaktivitesinin İncelenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 2(3), 171-174.
- Domanska, A., Boczkowska, A., 2014. Biodegradable polyurethanes from crystalline prepolymers. Polym. Degrad. Stab. 108, 175–181
- EI Charkavi, H.G. EI Wakad, M. Naser, M.B. 1980. Modification of Osseo integrated Implants for Distal Extension Prosthesis. J Prosthetic Dent. 64, 469-72.
- El-Sherif, M.H., Shillingburg, H.T., Smith, K.S., 1987. A plastic shell technique for fabricating porcelain-fused-to-metal coping patterns. Quint Dent Technol, 11, 383-388.
- Friskén, K.W., Dandie, G.W., Lugowski, S., Jordan, G. A., 2002. Study of Titanium Release into Body Organs Following the Insertion of Single Threaded Screw Implants into the Mandibles of Sheep. Aust Dent J., 47, 214-7.
- Gümüşderelioğlu, M., 2002. Biyomalzemeler. Bilim Teknik, 1-2.
- Gür A.K., Taşkın M., 2004. Metalik Biyomalzemeler Ve Biyouyum. Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları.
- Gür, A.K. 2003, Şekil Hafıza Özelliğine Sahip Ni-Ti Alaşımının Biyouyumluluğu. Yüksek Lisans Semineri, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fırat Üniv., Elazığ.
- Hammad, I. A. Stein, R. S., 1990. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part I. J Prosthet Dent. 63, 643-53, Heat Treat Metal, 2 (1994), pp. 31-39.
- Harun, W.S.W., Kamariah, M.S.I.N., Muhamad, N., Ghani, S.A.C., Ahmadd, F., Mohamed, Z., 2018. A review of powder additive manufacturing processes for metallic biomaterials. Powder Technology 327, 128–151

- Hedberg, Y.S., Qian, B., Shen, Z., Virtanen, S., 2014. Inger Odnevall Wallinder In vitro biocompatibility of CoCrMo dental alloys fabricated by selective laser melting. *Dental materials*. 30, 525–534.
- Holzappel, B.M., Reichert, J.C., Schantz, J.T., Gbureck, U., Rackwitz, L., Noth, U., Jakob, F., Rudert, M., Groll, J., Huttmacher, D.W., 2013. How smart do biomaterials need to be a translational science and clinical point of view. *Adv. Drug Deliv. Rev.* 65, 581–603.
- Huang, H.H., Lin, C., Lee, H., Yang Chen, F.L, Wu, S.C., Hsu, C.C., 2005. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32:206-12.
- Hunger, H.J. G., 1994. Trute Boronizing to produce wear resistant surface layers .*Heat traet metal*, 2, 31-9.
- Hussein, M., Mohammed, A., Al-Aqeeli, N., 2015. Wear Characteristics of Metallic Biomaterials. A Review. *Materials*, 8, 2749-68.
- Lasprilla, A.J.R., Martinez, G.A.R., Lunelli, B.H., Jardini, A.L., Maciel Filho, R., 2012. Poly-lactic acid synthesis for application in biomedical devices. Review. *Biotechnol. Adv.* 30(1), 321– 328.
- Li, J., Chen, C., Liao, J., Liu, L., 2017. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. *J Prosthet Dent*, 118, 69-75.
- Lu Y., Wu, S., Gan, Y., Li, J., Zhao, C., Zhuo, D., 2015. Investigation on themicrostructure, mechanical property and corrosion behavior of the selective laser melted CoCrW alloy for dental application. *Mater. Sci. Eng. C*, 49, 517–525.
- Lu, Y., Ren, L., Wu, S., Yang, C., Lin, W., Xiao, S., Yang, Y., Yang, K., Lin,J., 2018. CoCrWCu alloy with antibacterial activity fabricated by selective laser melting: Densification, mechanical properties and microstructural analysis. *Powder Technology*, 325, 289–300.
- Matuschka, A.G., 1980. Boronizing. Carl Hanser Verlag, München Wien.
- Mc Garry, S., Morgan, S.J., Grosskreuz, R.M., Williams, A.E., Smith, W.R. 2008. Serum Titanium Levels in Individuals Undergoing Intramedullary Femoral Nailing with Titanium Implant. *J Trauma*, 64, 430-3.
- Mc Lean, J.W., 1980. The Science and art of dental ceramics. Vol II. Chicago, Berlin. Rio de Janerio. Tokyo: Quintessence Publishing Co Inc.; 211-223,192-209, 242-244.
- Milosev, I. Strehblow, H.H., 2003. The Composition of the Surface Passive Film Formed on CoCrMo Alloy in Simulated Physiological Solution *Electrochim. Acta*, 48, 2767–2774.
- Mu, D., Shen, B.L., (2010).Oxidation Resistance of Boronized CoCr Mo Alloy. *Int. Journal of Refractory Metals & Hard Materials*, 28, 424-428.
- Mu, D., Shen, B.L., Zhao, X., 2010. Effects of boronizing on mechanical and dry-sliding wear properties of CoCrMo alloy. *Materials and Design*, 31, 3933–3936.
- Orbak, R., Dayı E., 1999. Erzurum ve Çevresindeki Diş Hekimlerinin İmplantolojiye Yaklaşımı. *Atatürk Üniv. Pis. Hek. Fak. Derg.* 9, 1, 1-4.
- Orefice, R.L., Pereira, M., De, M., Mansur, H.S., 2006. Biomateriais: fundamentos eaplicações. *Cultura Medica*, Rio de Janeiro.

- Özbek, İ., 2000. Borlama Yöntemi ile (AISI M50, AISI M2) Yüksek Hız Çeliklerinin ve AISI W1 Çeliğinin Yüzey Performanslarının Geliştirilmesi. Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi.
- Pan, H.B., Zhao, X.L., Zhang, X., 2010. Strontiumborate glass: potential biomaterial for bone regeneration. *J R Soc Interface*, 7, 1025- 1031.
- Park, J.B., Lakes, R.S., 1992. *Biomaterials an Introduction*, Second Edition. Plenum Press, USA.
- Sağlam, M. Köseoğlu, S. Enhoş, Ş. 2013. Periodontolojide Bor Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences) 22(1), 70-75.
- Salou, L. A., Hoornaert, G., Louarn, P. L., 2015. Enhanced osseointegration of titanium implants with nanostructured surfaces: an experimental study in rabbits. *Acta Biomater*, 11, 494–502.
- Selçuk, B. R., Ipek, M.B., Karamış, A., 2003. Study on friction and wear behaviour of carburized, carbonitrided and borided AISI 1020 and 5115 steels. *J Mater Process Technol*, 141, 189-196.
- Shah, F.A., Omar, O., Suska, F., Snis, A., Matic, A., Emanuelsson, L., *et al.*, 2016. Long-term osseointegration of 3D printed CoCr constructs with an interconnected open pore architecture prepared by electron beam melting. *Acta Biomater*, 36, 296–309.
- Shillinburg, H. T. Hobo, S. Whitsett, L. D. Jacobi, R., Brackett, S. E., 1997. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Third edi. Quintessence Pub. Co, Inc.
- Silver, F., Doillon, C., 1989. *Biocompatibility: interactions of biological and implantable materials*. VCH, New York.
- Sinha, A. K., 1991. Boronizing, ASM Int, Heat Treating, bl. 2, 437-447.
- Song, C., Zhang, M., Yang, Y., Wang, D., Ji-kuo, Y., 2018. Morphology and properties of CoCrMo parts fabricated by selective laser melting. *Materials Science & Engineering A*, 713, 206–213
- Sönmez, A. 2008. Galvano Kronlarda Marjinal Adaptasyonun Ve Porselen Bağlantısının in-vitro İncelenmesi Ve NiCr Alaşımlarla Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Başkent Üniversitesi, Ankara.
- Sun, Y., Dearnley, P.A., 2015. Tribocorrosion Behavior Of Duplex S/Cr(N) And S/Cr(C) Coatings On CoCrMo Alloy In 0.89% NaCl Solution. *Surface & Coatings Technology* 261, 181–188.
- Taib, Z.A.M., Harun, W.S.W., Ghani, S.A.C., Rashid, M.F.F.A., Omar, M.A., Ramli, H., 2016. Dimensional accuracy study of open cellular structure CoCrMo alloy fabricated by selective laser melting process. *Adv. Mater. Res.*, 1133, 280.
- Taş, A.C., 2000. Synthesis of Biomimetic Ca-Hydroxyapatite Powders at 37°C in Synthetic Body Fluids. *Biomaterials*. 21, 1429- 38.
- Tortopidis, D., Lyons, M. F., baxendale, R. H., Gilmour, W. H. (1998). The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehab* .25, 681-86.
- Türktekin, M., 1998. H13 Sıcak İş Takım Çeliklerine Borlama ve Nitrürleme İşlemlerinin Birlikte Uygulanması. Y.Lisans Tezi. Fen Bilimleri Enstitüsü Erciyes Ü. Kayseri.
- Uluköy, A., Can, A.Ç., 2006. Çeliklerin Borlanması. Pamukkale üniversitesi mühendislik fakültesi mühendislik bilimleri dergisi. 2(2), 189-198.
- Van Noort, R. 1987. Titanium: The Implant Mater of Today. *J Material Science*. 22, 3801, 11.

- Vandenbroucke, B., Kruth, J.P., 2007. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts, *Rapid Prototyp. J.* 13, 196–203.
- Velasco, S., Calderon, V., Lopez, C., Almeida, A.A., Cavaleiro, S., Carvalho, C., 2014. Structural and electrochemical characterization of Zr–C–N–Ag coatings deposited by DC dual magnetron sputtering. *Corrosion Science.* 80, 229–236.
- Wang, H., Feng, Q., Li N., Xu, S., 2016. Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of three dental Co-Cr alloys prepared with different fabricatio techniques. *J Prosthet Dent.* 116, 916-923.
- Wang, Y.X., Robertson, J.L., Spillman Jr., W.B., Claus, R.O., 2004. Effects of the chemical structure and the surface properties of polymeric biomaterials on their biocompatibility. *Pharm. Res.* 21(8), 1362–1373.
- Wei R.X., Zeng, L., Wei, Z.M., Xin, X.Z. and Wei, B., 2016. Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*, 115:109-114.
- Xian, Z.X., Chen J., Xiang, N., Wei, B., 2013. Surface Properties and Corrosion Behavior of Co–Cr Alloy Fabricated with Selective Laser Melting Technique. *Cell Biochem Biophys*, 67,983–990.
- Xiang, N., Xin, X.Z., Chen, J., Wei, B., 2012. Metal–ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. *Journal of dendistry*, 40, 453-457.
- Xin, X.Z. N., Xiang, J., Chen, B.W., 2012. In vitro biocompatibility of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting or traditional casting techniques. *Mater. Lett.* 88, 101–103.
- Yamada, L.C., 1986. Metal-ceramic crown and fixed partial dentures. Dental laboratory procedures. Fixed partial dentures. Vol2. St. Louis. Toronto. Princeton: CV Mosby Co., 270-281.
- Yan, P.X., Zhang, X.M., Xu, J.W., Wu, Z.G., Song, Q.M., 2001. High Temperature Behavior of the Boride Layer of 45/Carbon Steel, *Materials Chemistry and Physics*, Vol. 71, 107 - 110.
- Yazıcı, M., Çomaklı, O., Yetim, T., Yetim, A.F., Çelik A., 2015. The effect of plasma nitriding temperature on the electrochemical and semiconducting properties of thin passive films formed on 316 L stainless steel implant material in SBF solution. *Surface & Coatings Technology*, 261, 181–188.
- Yetim, F., (2009). *Biyomalzeme Olarak Kullanılan AISI316L Paslanmaz Çelik ve Ti6Al4V Alağımının Plazma ile Nitrürleme Davranış, Ti-DLC ince Film Kaplama ile Karşılaştırılması*. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.
- Yılmaz, M.T., 2012. Minimum inhibitory and minimum bactericidal concentrations of boron compounds against several bacterial strains. *Turk J Med Sci*; 42 (Sup.2): 1423-1429.
- Zan, R., Hubbezoglu, İ. Ozdemir, A. K., Tunc, T., Sumer, Z., Alici O., 2013. Antibacterial Effect of Different Concentration of Boric acid against *Enterococcus Faecalis* Biofilms in Root Canal. *Marmara Dental Journal* 2, 76-80.
- Zeng, L., Zhang, Y., Liu, Z., Bin Wei, 2015. Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*, 113,135-139.
- Zhu, J., Kamiya, A., Yamada, T., Shi, W., Naganuma, K., 2001. Influence of boron addition on microstructure and mechanical properties of dental cast titanium

alloys. Chubu Research Center, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, Nagoya 463-8560, Japan.



ÖZGEÇMİŞ

1976 Tarihinde Erzurum’da doğdu. İlköğrenimini Erzurum Soğucak köyü İlköğretim Okulu’nda, lise öğrenimini Erzurum Atatürk Endüstri Meslek Lisesi Motor Bölümü’nde tamamladı. 1996 yılında girdiği Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü’nden 2000 yılında mezun oldu. 2001-2007 yılları arasında Otomotiv sektöründe Genel müdürlük görevi, 2007-2011 yılları arasında Kaynak sektöründe Erzurum Bölge müdürü olarak görev yaptı. 2014 yılında Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalında Tezli Yüksek lisans Programını tamamladı. Aynı yıl Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalında Doktora programına başladı.