



**T.C.
SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI LAZER GÜCÜ VE TARAMA HIZLARINDA SLM İLE
ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARIN PORSELEN BAĞLANTI
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ**

DT. BETÜL KARAHASAN

UZMANLIK TEZİ

**SİVAS
2023**





T.C.
SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI LAZER GÜCÜ VE TARAMA HIZLARINDA SLM İLE
ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARIN PORSELEN BAĞLANTI
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

DT. BETÜL KARAHASAN

UZMANLIK TEZİ

PROF. DR. DERYA ÖZDEMİR DOĞAN
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS
2023

ONAY SAYFASI

“Farklı Lazer Gücü ve Tarama Hızlarında Slm ile Üretilen Metal Altyapıların Porselen Bağlantı Dayanımlarının İncelenmesi” adlı Uzmanlık Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

	ADI SOYADI	İMZA
Başkan	Prof. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN	_____
Üye	Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI	_____
Üye	Prof. Dr. Evşen TAMAM	_____

ONAY

Bu tez çalışması, 25/05/2023 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimi boyunca bilgisi ve tecrübesiyle eğitim hayatımı şekillendiren, beni yetiştiren, bana bu yolda ışık tutan, iyi niyetini ve desteğini her zaman hissettiğim değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Derya Özdemir Doğan’a,

Tez sürecinde bilgisini, yardımlarını, emeğini esirgemeyen, çalışmamıza büyük katkıları olan ve bana hep destek olan değerli hocam Sayın Doç. Dr. Nazım Babacan’a

Hayatıma girdiği andan itibaren beni her zaman ve her koşulda destekleyen, zorlukların üstesinden birlikte gelip umuda yürüdüğümüz yol arkadaşım, sevgili eşim Dr. Berkay Karahasan’a

Desteğini her daim hissettiğim, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, tatil, mesai fark etmeksizin deneylerime yardım eden değerli asistan arkadaşım Arş. Gör. M. Taha Yıldız’a

İstatistiksel analizlerin yapımında büyük emeği olan sevgili hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ziyne Çınar’a,

Eğitim hayatımda çok değerli katkıları olan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma, uzmanlık eğitimi süresini birlikte geçirdiğim asistan arkadaşlarıma ve bölümü güzelleştiren sekreterlerimize,

Bugünlere gelmem için her türlü fedakârlığı gösteren, her daim yanımda olduklarını bildiğim en büyük şansım, canım ailem; annem Zübeyde Yiğit’e, babam H. İbrahim Yiğit’e, abim Murat Yiğit’e,

Tüm kalbimle teşekkür ediyorum.

Dt. Betül Karahasan

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 2023 tarihli ve 2/9 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-2022-299 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

ÖZET

FARKLI LAZER GÜCÜ VE TARAMA HIZLARINDA SLM İLE ÜRETİLEN METAL ALTYAPILARIN PORSELEN BAĞLANTI DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

DT. Betül KARAHASAN

Uzmanlık Tezi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Sivas, 2023

Metal destekli seramik restorasyonlar üstün mekanik özellikleri, uygulama kolaylığı ve uygun maliyetleriyle yaygın olarak kullanılan restorasyonlardır. Teknolojik gelişmelerle birlikte metal destekli seramik restorasyonların altyapılarının üretiminde eklemeli imalat yöntemlerinden Seçici Lazer Ergitme (SLM) döküm yönteminin yerini almıştır. SLM yönteminde üretim parametreleri değiştirildiğinde metal altyapının metalografik ve yüzey özellikleri de değişeceğinden, üzerine işlenen porselenin bağlantı dayanımının bu parametrelerden etkileneceği düşünülmektedir.

Bu çalışmanın amacı, SLM ile farklı lazer gücü ve tarama hızı kullanılarak üretilen bir Co-Cr diş alaşımının mekanik özelliklerini değerlendirmek, mikroyapısı ve mekanik özellikleri ile porselen bağlantı dayanımı arasındaki ilişkiyi belirleyerek klinik başarıyı arttırmaktır.

Bu çalışmada lazer gücü 240 W tarama hızı 500 mm/s, lazer gücü 300 W tarama hızı 500 mm/s, lazer gücü 360 W tarama hızı 500 mm/s, lazer gücü 360 W tarama hızı 400 mm/s, lazer gücü 360 W tarama hızı 600 mm/s, lazer gücü 360 W tarama hızı 700 mm/s olmak üzere 6 çalışma grubunda yerli alaşım tozu ve yerli SLM cihazı kullanılarak 30 adet metalografik testler için, 96 porselen bağlantı dayanımı ve yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilebilmesi için Co-Cr metal alaşım numunesi üretildi. Metalografik inceleme için üretilen numunelerin Arşimet prensibiyle bağl

yoğunlukları hesaplandı. Üretimden çıkmış ham örneklerin ve ısıtma işlem görmüş örneklerin Vickers mikrosertlikleri ölçüldü. Porselen bağlantı dayanımı test etmek için üretilen numunelerden, henüz kumlanmamış örneklerin ve tesviye, kumlama yapılan örneklerin yüzey pürüzlülükleri optik profilometre aracılığıyla ölçüldü. Tüm gruplara ait metal örnekler ISO 9693-2019 standardında belirtilen şekilde porselen işlendi ve 3 nokta eğme testi yapılarak porselen bağlantı dayanımı ölçüldü.

Bu çalışmada elde edilen verilerin değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi ve Tukey testi kullanılarak, parametrik test varsayımları yerine getirilemediğinde ise Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edildi ($p=0,05$).

Tüm grupların bağıl yoğunlukları birbirlerine yakın ve %99,8'in üzerinde bulundu. Grupların mikrosertlik değerleri ısıtma işlem gördükten sonra 55-100 HV arttı. Üretimde Lazer gücü artırıldığında yüzey pürüzlülüğünün arttığı tespit edildi. Yüzey pürüzlülüğü hem kumlanmış hem kumlanmamış örneklerde en fazla 360 W 500 mm/s grubunda tespit edildi. Yüzey pürüzlülüğünün en fazla olduğu grupta porselen bağlantı dayanımı en yüksek ölçüldü. Yüzey pürüzlülüğünün en düşük olduğu grupta (360 W 600 mm/s tesviye ve kumlama yapılmış grup) porselen bağlantı dayanımı en düşük ölçüldü. Ancak uygulanan tesviye ve kumlama işlemi neticesinde tüm gruplarda yüzey pürüzlülük değerleri düştüğü görüldü. Yüzey pürüzlülük değeri arttığında mikromekanik kilitlenmeyi olumlu etkilediği için porselen bağlantı dayanımının arttığı tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: SLM, Seçici lazer ergitme, Lazer gücü, Lazer tarama hızı, Yüzey pürüzlülüğü, Porselen bağlantı dayanımı, Mikrosertlik, Bağıl yoğunluk

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE PORCELAIN BOND STRENGTH OF METAL FRAMEWORKS MANUFACTURED BY SLM WITH DIFFERENT LASER POWER AND SCANNING SPEED

DT. Betül KARAHASAN

Department Of Prosthetic Dentistry

Sivas, 2023

Metal-backed ceramic restorations are widely used restorations due to their superior mechanical properties, ease of application, and cost-effectiveness. With technological advancements, the production of metal-backed ceramic restorations has transitioned from traditional manufacturing methods to additive manufacturing methods, specifically Selective Laser Melting (SLM) casting method. Since the metallographic and surface properties of the metal framework can change when production parameters are altered in the SLM method, it is believed that the bond strength of the applied porcelain may be affected by these parameters.

The aim of this study is to evaluate the mechanical properties of a Co-Cr dental alloy produced using SLM with different laser powers and scanning speeds, determine the relationship between its microstructure and mechanical properties, and enhance clinical success by determining the porcelain bond strength.

In this study, a total of 30 Co-Cr alloy specimens were produced using domestic powder and a domestic SLM device in 6 working groups: laser power of 240 W and scanning speed of 500 mm/s, laser power of 300 W and scanning speed of 500 mm/s, laser power of 360 W and scanning speed of 500 mm/s, laser power of 360 W and scanning speed of 400 mm/s, laser power of 360 W and scanning speed of 600 mm/s, and laser power of 360 W and scanning speed of 700 mm/s. These specimens were

used for metallographic testing, while 96 specimens were produced to evaluate porcelain bond strength and surface roughness. The relative densities of the produced specimens were calculated using the Archimedes principle for metallographic examination. Vickers microhardness was measured for both as-sintered and heat-treated samples. The surface roughness of the specimens, including those without sandblasting and those with leveling and sandblasting, was measured using an optical profilometer to assess porcelain bond strength. All metal specimens from each group were processed with porcelain according to ISO 9693-2019 standard, and porcelain bond strength was measured by performing a 3-point bending test.

In the evaluation of the obtained data, one-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey's test were used for parametric test assumptions, while Kruskal-Wallis test and Mann-Whitney U test were used when the assumptions of parametric tests could not be met ($p=0.05$).

The relative densities of all groups were close to each other and above 99.8%. The microhardness values of the groups increased by 55-100 HV after heat treatment. It was observed that the surface roughness increased as the laser power in the production process was increased. The highest surface roughness was found in the group of 360 W with a scanning speed of 500 mm/s, both in sandblasted and non-sandblasted specimens. The group with the highest surface roughness also exhibited the highest porcelain bond strength. The group with the lowest surface roughness (360 W with a scanning speed of 600 mm/s, leveling and sandblasting) showed the lowest porcelain bond strength. However, it was observed that the surface roughness values decreased in all groups as a result of the leveling and sandblasting process. An increase in surface roughness was found to positively affect micromechanical interlocking, resulting in increased porcelain bond strength.

Keywords: SLM, Selective Laser Melting, Laser power, Laser scanning speed, Surface roughness, Porcelain bond strength, Microhardness, Relative density.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xvi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Metal Destekli Seramik Restorasyonların Tarihçesi	3
2.2. Metal Destekli Seramik Restorasyonların Yapımında Kullanılan Alaşımlar ...	3
2.2.1. Metal Alaşımların Terminolojisi.....	4
2.2.1.1. Soy Metaller	4
2.2.1.2. Soy Olmayan Metaller	4
2.3. Dental Alaşımların Sınıflandırılması	4
2.3.1. Soy Metal Alaşımlar	6
2.3.1.1. Altın-Platin-Paladyum Alaşımları (Au-Pt-Pd).....	6
2.3.1.2. Altın-Paladyum- Gümüş Alaşımları (Au-Pd-Ag)	7
2.3.1.3. Altın Paladyum Alaşımlar (Au-Pd).....	7
2.3.1.4. Paladyum Gümüş Alaşımları (Pd-Ag)	7
2.3.1.5. Yüksek Paladyum içeren Alaşımlar	8
2.3.2. Soy Olmayan (Baz, Temel) Alaşımlar	8

2.3.2.1. Kobalt-Krom Alaşımları (Cr-Co).....	8
2.3.2.2. Nikel- Krom-Berilyum Alaşımları (Ni-Cr-Be)	8
2.3.2.3. Nikel-Krom Alaşımları (Ni-Cr)	8
2.3.2.4. Titanyum Alaşımları	9
2.4. Metal Alaşımların İçerdiği Elementler ve Fonksiyonları.....	9
2.5. Metal Alaşımları Seçerken Dikkat Edilmesi Gerekenler Özellikler	12
2.5.1. Alaşımların Mekanik ve Fiziksel Özellikleri	13
2.5.1.1. Elastiklik (Young) Modülü	13
2.5.1.2. Reziliens (Esneklik)	13
2.5.1.3. Akma Dayanımı (Yield Strength)	13
2.5.1.4. Yorulma Dayanımı.....	13
2.5.1.5. Isısal Genleşme Katsayısı	14
2.5.1.6. Döküm Hassasiyeti	14
2.5.1.7. Sertlik	14
2.5.2. Kimyasal ve Biyolojik Özellikler	15
2.5.2.1. Korozyon ve Lekelenme Direnci	15
2.5.2.2. Oksit Formasyon	15
2.5.2.3. Biyouyumluluk.....	15
2.6. Metal Destekli Seramik Restorasyonların Bileşenleri ve Yapısı	16
2.6.1. Metal Altyapı	16
2.6.2. Oksit Tabakası.....	16
2.6.3. Seramik Üst Yapı ve Bileşenleri.....	17
2.6.3.1. Opak Tabakası.....	18
2.6.3.2. Dentin Seramiği	18
2.6.3.3. Mine Seramiği.....	18

2.6.3.4. Glazür Tabakası	18
2.7. Metal Altyapı Üretiminde Kullanılan Yöntemler	19
2.7.1. Geleneksel Döküm Yöntemi	19
2.7.2. Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri	19
2.7.2.1. Eksiltmeli İmalat Yöntemi (Kazıma, Aşındırma)	21
2.7.2.2. Eklemeli İmalat Yöntemleri	21
2.7.2.2.1. Toz Yatağında Ergiterek Birleştirme (PBF; Powder Bed Fusion). 23	
2.7.2.2.1.1. Seçici Lazer Ergitme (SLM; Selective Laser Melting)	23
2.7.2.2.1.1.1. SLM ‘de İşlem Parametreleri	24
2.7.2.2.1.1.2. SLM de Isıl İşlem ile Stres Giderilmesi	25
2.8. Metal – Seramik Bağlantısı	29
2.7.1. Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri	30
2.7.1.1. Üç nokta eğme testi	30
2.9. Metal Alaşımların Metalografik İncelemelerinde Kullanılan Testler	31
2.8.1 Arşimet Prensibiyle Hacimsel Bağlı Yoğunluk Hesaplama	31
2.8.2. Vickers Mikrosertlik Testi (HV)	32
2.8.3. Yüzey Pürüzlülüğü Analizi	32
2.8.4. Üç Boyutlu Optik Profilometre Analizi	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. SLM ile Üretilen Örneklerde Kullanılacak Test Gruplarının Seçiminde, Uygun Lazer Gücü ve Tarama Hızı Parametrelerini Belirlemek İçin Yapılan Tekli Lazer İzleri Üretimi Çalışması	35
3.2. Seçici Lazer Ergitme Yöntemiyle Metal Örneklerin Hazırlanması	37
3.3. Metalografik Deneylerin Yapılması	41
3.3.1. Arşimet Prensibiyle Hacimsel Bağlı Yoğunlukların Hesaplanması	41

3.3.2. Vickers Mikrosertliklerinin Belirlenmesi	42
3.3.3. Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi	43
3.4. Üç Nokta Eğme Numunelerinin Hazırlanması	45
3.5. Metal-Seramik Bağlantı Dayanımının Ölçülmesi	50
3.6. Optik Mikroskop İncelemesi	52
3.7. Sem İncelemesi	52
3.8. İstatistiksel Yöntem	53
4.BULGULAR	54
4.1. Metal Tozun Analizi	54
4.2. Arşimet Prensibi ile Bağlı Yoğunluk Hesaplanması Bulguları	54
4.3. Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları	56
4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulguları	58
4.5. Porselen Bağlantı Dayanımı Test Bulguları	62
4.6. Optik Mikroskop İncelemesi Bulguları	63
4.7. SEM İncelemesi Bulguları	64
5. TARTIŞMA	69
6. SONUÇ	76
KAYNAKÇA	78

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Ada sınıflaması şematik görünümü	6
Şekil 2.2. ISO/ASTM Eklemeli imalat yöntemleri sınıflandırılması	22
Şekil 2.3. Toz yatağında ergiterek birleştirme şematik görünümü	23
Şekil 2.4. Malzeme ekstrüzyonu şematik görünümü	26
Şekil 2.5. Havuz fotopolimerizasyonu şematik görünümü	26
Şekil 2.6. Malzeme püskürtmeli üretim şematik görünümü	27
Şekil 2.7 Tabaka laminasyonu şematik görünümü	28
Şekil 2.8. Doğrudan enerji ile birleştirme şematik görünümü	28
Şekil 2.9. Bağlayıcı püskürtmeli üretim şematik görünümü	29
Şekil 2.10. ISO 9693'e göre üç nokta eğme testi düzeneği şematik görünümü	31
Şekil 3.1. Tekli lazer izleri 10x büyütme SEM görüntüleri	37
Şekil 3.4 SLM üretiminde kullanılan toz	38
Şekil 3.5.a. Materialise Magics programındaki tasarımın görüntüsü dikdörtgen numuneler.....	39
Şekil 3.5.b. Materialise Magics programındaki tasarımın görüntüsü 3 nokta eğme numuneleri.....	39
Şekil 3.6. SLM üretim cihazı	40
Şekil 3.7. Üretimden çıkmış metal numunelerin görünümü	41
Şekil 3.8.a. Numunelerin su içinde askıda kalabileceği düzeneğin görünümü.....	42
Şekil 3.8.b. Numunenin havadaki ağırlığının tartılması	42
Şekil 3.8.c. Numunelerin sudaki ağırlıklarının tartılması	42
Şekil 3.9. Zımparalama ve parlatma cihazı.....	42
Şekil 3.10. Mikrosertlik ölçüm cihazı.....	43
Şekil 3.11. Üç boyutlu optik profilometre cihazı.....	44

Şekil 3.12.a. Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi	44
Şekil 3.12.b. Yüzey topografisinin kaydedilmesi	44
Şekil 3.13. Isıl işlem uygulama fırını	45
Şekil 3.14. Kumlama cihazı	44
Şekil 3.15. Ultrasonik temizleme cihazı.....	46
Şekil 3.16. Porselen fırını.....	47
Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan porselen tozları.....	48
Şekil 3.18.a. Metalin uzunluğunun ve kalınlığının gösterilmesi.....	48
Şekil 3.18.b. Porselenin uzunluğunun kalınlığının gösterilmesi.....	49
Şekil 3.18.c. Metal ve porselenin genişliğinin gösterilmesi	49
Şekil 3. 19. Porselen işlenmiş 3 nokta eğme numunelerinin gösterilmesi	49
Şekil 3.20. Universal test cihazı	50
Şekil 3.21. ISO 9693 standardına göre tasarlanan 3 nokta eğme düzeneği	51
Şekil3.22. Üç nokta eğme testinin uygulanması ve porselenin metalden ayrılmasının gösterilmesi	51
Şekil 3.22. Optik mikroskobun görüntüsü	52
Şekil 3.23. SEM cihazı.....	53
Şekil4.1. Metal tozun morfolojisinin SEM görüntüsü	54
Şekil 4.2. Gruplara ilişkin bağıl yoğunluk değerleri dağılımı.....	56
Şekil 4.3. Gruplara ilişkin mikrosertlik değerleri dağılımı	58
Şekil 4.4. Gruplara ilişkin yüzey pürüzlülüğü değerleri dağılımı	60
Şekil 4.5.a En pürüzlü bulunan 360 W 500mm/s grubunun kumlanmamış yüzeyinin topografi haritası	61
Şekil 4.5.b En pürüzlü bulunan 360 W 500mm/s grubunun tesviyeli ve kumlanmış yüzeyinin topografi haritası.....	61
Şekil 4.6. Gruplara ilişkin porselen bağlantı dayanımı değerleri dağılımı	63

Şekil 4.7.a,b,c. Anahtar deliği (keyhole) oluşumunun gösterilmesi	64
Şekil 4.8.a. Ham numune ergiyik havuz sınırlarının gösterilmesi	64
Şekil 4.8.b. Isıl işlem görmüş numunede kolonsal tanecik sınırlarının gösterilmesi. 64	
Şekil 4.9. SLM metal üretiminde ısıl işlem sonrası oluşan çökeltilerin gösterilmesi 65	
Şekil 4.10.b. 240W 500 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü.....	66
Şekil 4.10.a. 240 W 500 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü	66
Şekil 4.11.b. 300 W 500 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü.....	66
Şekil 4.11.a. 300 W 500 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü	66
Şekil 4.12.b. 360W 500 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü.....	67
Şekil 4.12.a 360 W 500 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü	67
Şekil 4.13.a 360 W 400 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü	67
Şekil 4.13.b. 360 W 400 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü.....	67
Şekil 4.14.b. 360W 600 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü.....	68
Şekil 4.14.a 360 W 600 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü	68
Şekil 4.14.b. 360W 700 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü.....	68
Şekil 4.14.a 360 W 700 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü	68

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. ANSI alaşımların fonksiyonlarına göre sınıflandırılması	4
Tablo 3.1. Deney sıralarının gösterilmesi	33
Tablo 3.2. Deney tasarımının gösterilmesi	34
Tablo 3.4. Çalışma grupları.....	37
Tablo 3.5. Puresphere 43055 tozunun kimyasal kompozisyonu.....	37
Tablo 3.6. Puresphere 43055 tozunun fiziksel özellikleri.....	38
Tablo 3.3. SLM Üretim Parametreleri	40
Tablo 3.4. Porselen işlemede kullanılan fırınlama prosedürleri	48
Tablo 4.1. Tüm gruplara ait hacimsel bağıl yoğunluk değerleri (%) sonuçları	55
Tablo 4.2. Tüm gruplara ait mikrosertlik değerleri (HV) sonuçları.....	57
Tablo 4.3. Tüm gruplara ait yüzey pürüzlülüğü (Sa) sonuçları	59
Tablo 4.4. Tüm gruplara ait porselen bağlantı dayanımı (MPa) sonuçları	62

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Au :	Altın
Pt :	Platin
Pd :	Paladyum
Os :	Osmiyum
Ru :	Rutenyum
Ir :	İridyum
Rh:	Rodyum
Ag :	Gümüş
Cr :	Krom
Co :	Kobalt
Ni :	Nikel
W :	Tungsten
Mo :	Molibden
Ti :	Titanyum
Al :	Alüminyum
Cu:	Bakır
Be :	Berilyum
Fe :	Demir
Ga :	Galyum
B :	Bor
Sn :	Kalay
In :	İndiyum
Mn :	Mangan
Si :	Silisyum
Zn :	Çinko
Ti :	Titanyum
Al₂O₃ :	Alüminyum oksit
HCl-HNO₃ :	Hidroklorik asit-Nitrik asit
ANSI :	Amerika Birleşik Devletleri Ulusal Standartları Bürosu
E :	Enerji yoğunluğu

P :	Lazer gücü
v :	Lazer tarama hızı
h :	Tarama aralığı
t :	Katman kalınlığı
SLM :	Selective Laser Melting (Seçici Lazer Ergitme)
CAD :	Computer Aided Desing
CAM :	Computer Aided Manufacturing
EBM :	Electron Beam Melting
ADA :	American Dental Association (Amerikan Diş Hekimleri Birliği)
ISO :	International Organization for Standardization
ASTM :	American Society for Testing and Materials
SLS :	Selective Laser Sintering
EBSD :	Electron Backscattering Diffraction
N :	Newton
W :	Watt
HV :	Vickers
°C :	Santigrat
K :	Kelvin
% :	Yüzde
dk :	Dakika
mm :	Milimetre
µm :	Mikrometre

1.GİRİŞ

Metal destekli porselen restorasyonlar mükemmel mekanik özellikleri, dayanıklılığı ve tam seramik restorasyonlara kıyasla düşük maliyetleri sayesinde oldukça yaygın kullanılan restorasyonlardır (Wang ve ark., 2016).

Metal destekli porselen restorasyonlarda, metal ile porselen arasındaki bağlantının başarısızlığı; estetik görünüm bozulmasına, hasta ve hekim açısından zaman ve maddi kayıplara neden olup, geliştirildikleri tarihten bu yana üzerine araştırmalar yapılan bir konudur.

Seçici lazer ergitme (SLM/SLE), bilgisayar destekli tasarım verilerine göre metal tozlarını katman katman ergitmek için lazer gücünü kullanarak metal parçalar oluşturan bir eklemeli üretim teknolojisidir (Wu ve ark., 2014). Geleneksel döküm ile kıyaslandığında teknisyen yeteneğine daha az bağlı olması, döküm kaynaklı hataları bertaraf etmesi, ayrıca diğer Ni içeren alaşımlara kıyasla daha biyouyumlu olan ancak dökümü zor olan Co-Cr alaşımlarını kolaylıkla üretebilmesi gibi avantajları SLM teknolojisinin kullanımını dental sektörde oldukça yaygınlaştırmıştır.

Bu alanda yapılan çalışmaların genellikle geleneksel döküm yöntemiyle ve ileri teknoloji yöntemlerinden SLM ile üretilen Co-Cr alaşımlarının porselen bağlantı dayanımları ve diş ile restorasyonun uyumunun karşılaştırılması üzerine yoğunlaştığı gözlemlenmiştir (Barro ve ark., 2022; Daou, 2021; Hong ve ark., 2020; Wang ve ark., 2016; Padrós ve ark., 2020; Lawaf ve ark., 2017). SLM ile üretimin yaygınlaşması ile birlikte yapılan çalışma sayıları artmıştır. Ancak çalışmaların çok azında üretim parametrelerine bakılmıştır. Bazı çalışmalarda SLM sonrası gerçekleştirilen ısıtıl işlemin etkisi, (Yan ve ark., 2018; Tulga, 2018) bazı çalışmalarda da porselen kaplama işlemi esnasındaki fırınlama işlemlerinin etkisi incelenmiştir (Zhou ve ark., 2023; Di Fiore ve ark., 2020). SLM üretim parametrelerinin etkisini inceleyen çalışmalar ise çoğunlukla katman kalınlığı parametresi üzerinedir (Kaleli ve ark., 2022; Kaleli ve ark., 2019). Bunun dışında lazer tarama hızı etkisi üzerine bir adet çalışma bulunmuştur (Kaleli ve ark., 2020). Fakat yapılan bu çalışmada da SLM ile üretimlerde en önemli konulardan olan parametrelerin birbiri ile uyumu üzerine bir araştırma yapılmamıştır. Yazarlar tarama hızının değiştiğinden bahsederken kullanılan katman

kalınlığı, lazer gücü ve tarama mesafesi ile ilgili bir bilgi mevcut değildir. Sistematik olarak lazer tarama hızının ve lazer gücünün metal porselen bağlantı dayanımı üzerine etkisini inceleyen bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Yapılan bu çalışmanın en özgün kısmı budur. Bu tez çalışmasında tarama hızı ve lazer gücü değiştirilerek SLM ile üretilen Co-Cr alaşımlarının bağıl yoğunlukları, mikroyapısal özellikleri, yüzey pürüzlülükleri ölçülerek, metal-seramik bağlantısının ne şekilde değiştiği sistematik olarak incelenmiştir. Bu durum literatürde çoğunlukla göz ardı edilmiştir. Bunun nedeni literatürde yapılan çoğu çalışmada dental perspektiften bakıldığı için eklemeli imalat kısmının önemli detaylarının göz ardı edilmesidir. Ancak günümüzde metal altyapı üretiminde yaygın olarak kullanılan SLM yöntemi ve parametreleri hem dental hem de mühendislik açısından incelenmesi gereken önemli bir konudur.

Bu çalışmanın amacı, SLM ile farklı lazer gücü ve tarama hızı kullanılarak üretilen bir Co-Cr diş alaşımının mekanik özelliklerini değerlendirmek, mikroyapısı ve mekanik özellikleri ile porselen bağlantı dayanımı arasındaki ilişkiyi belirleyerek klinik başarıyı arttırmaktır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezleri şöyledir;

Hipotez 1: Lazer gücü arttırıldığında porselen bağlantı dayanımı değişmez.

Hipotez 2: Lazer tarama hızı arttırıldığında porselen bağlantı dayanımı değişmez.

Hipotez 3: Lazer gücü ve tarama hızı üretimlerin yüzey pürüzlülüğünü etkilemez.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Metal Destekli Seramik Restorasyonların Tarihçesi

Geçmişten günümüze protetik materyallerde uygulanabilirlik, performans, maliyet ve estetik gibi faktörlerin etkisiyle birçok gelişme yaşanmıştır.

Metal destekli seramik restorasyonlar Dr. Charles Brecker tarafından gerçekleştirilen düşük ısı porselenlerinin altın alaşımlarıyla birleştirilme çalışmaları neticesinde başarıya ulaşmış ve 1956 yılında literatüre girmiştir (Naylor ve King, 2009).

Günümüzde kullanılan metal destekli seramik restorasyonların temeli 1962 yılında, iki önemli gelişmeyle atılmıştır. A.B. Weinstein, M. Weinstein ve S. Katz tarafından genleşme katsayısı metal alaşımlarla uyumlu porselenler üretilmiş akabinde A.B. Weinstein ve M. Weinstein metallerle kimyasal bağ kuran porselenleri dental sektöre sunmuştur (Anusavice ve ark., 2012).

Altın alaşımlarının ekonomik açıdan pahalı olması zamanla kıymetsiz alaşımların döküm için tercih edilmesine sebep olmuştur. 1970 yılında Abraham Weinstein soy olmayan metal alaşımların porselene alt yapı ile kullanılabilirliğini geliştirmiştir (Jones, 1985; McLean, 1980).

2.2 Metal Destekli Seramik Restorasyonların Yapımında Kullanılan Alaşımlar

Metallerin saf hallerinin fiziksel özellikleri protetik işlemler için yeterli değildir, bu nedenle restorasyonların yapımında genellikle alaşımlar kullanılır. Alaşımlar metalik bir elementin mukavemetini, kuvvetini ve sertliğini değiştirmek için başka bir element eklenmesiyle elde edilir (Driscoll ve ark., 2017).

Metal alaşımları, metal destekli sabit restorasyonların ve hareketli bölümlü protezlerin alt yapılarında kullanılır. Bu alaşımların içerikleri, fiyatları ve elde edilme yöntemleri farklılıklar göstermektedirler. Diş hekimlerinin ve teknisyenlerin kullanılacak olan alaşımın özelliklerini iyi bilmesi gereklidir (Anusavice ve ark., 2012; Naylor ve King, 2009).

2.2.1 Metal Alaşımların Terminolojisi

2.2.1.1 Soy Metaller

Oksidasyon ve korozyona dirençli, kimyasal olarak saf olan metallerlerdir. Altın (Au), platin (Pt), paladyum (Pd), osmiyum (Os), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), rodyum (Rh) diş hekimliğinde kullanılan soy metallerden sayılırken, gümüş (Ag) ağız içerisinde kullanımında oksidasyona uğraması sebebiyle bazı araştırmacılar tarafından bu gruba dahil edilmez (Anusavice, 2003).

2.2.1.2 Soy Olmayan Metaller

Kolay oksidasyona uğrayabilen metallerdir. Literatürde kıymetsiz ya da bazı metallerle eş anlamlı kullanılabildiği görülmektedir. Krom (Cr), kobalt (Co), nikel (Ni), tungsten (W), molibden (Mo), titanyum (Ti) diş hekimliğinde kullanılan soy olmayan metallerden sayılabilir (Anusavice ve ark., 2012).

2.3.Dental Alaşımların Sınıflandırılması

Dental amaçlı kullanılan alaşımların çeşitli sınıflandırmaları mevcuttur. Bu sınıflandırmalar kullanım amaçlarına, renk ve içeriklerine, fonksiyonlarına ve fiyatlarına göre farklılık gösterirler (Rosenstiel ve ark., 2022; Anusavice ve ark., 2012; Naylor ve King, 2009).

Dental alaşımların 1932 yılında Amerikan Ulusal Standartları Bürosu (ANSI) tarafından yapılan en basit ve eski sınıflaması fonksiyonlarına göre yapılmıştır. (Tablo 2.1) Bu döküm alaşımlar içerdiği altın, platin oranları ve Vicker's sertliğine göre 4 sınıfa ayrılmıştır (O'Brien., 2008; Phillips., 2003).

Tablo 2.1. ANSI alaşımların fonksiyonlarına göre sınıflandırılması

	Ağırlıkça % içeriği			Vicker's sertlik numarası(kg/mm ²)
	Au	Pd	Ag	
Tip I	81-83	0.2-0.5	-	65
Tip II	76-78	1-3	-	130
Tip III	73-77	2-4	-	160
Tip IV	71-74	2-5	0-1	235

Tip I: Yumuşak metal alaşımlar. İnleyleerin yapımında kullanılabilir.

Tip II: Orta sertlikteki metal alaşımlar. $\frac{3}{4}$ kron, gövde, tam metal kron restorasyonların yapımında kullanılabilir.

Tip III: Sert metal alaşımlar. $\frac{3}{4}$ kron, gövde, tam metal kron restorasyonlarının yapımında kullanılabilir.

Tip IV: Çok sert metal alaşımlardır. Çok üyeli köprü ve fazla okluzal kuvvete maruz kalan inley restorasyonlarının yapımında kullanılabilir (O'Brien., 2008; Phillips., 2003).

Alaşımların içerisine gümüş, paladyum, nikel gibi elementlerin eklenerek geliştirilmesiyle bu sınıflama geçerliliğini kaybetmiştir (Anusavice ve ark., 2012).

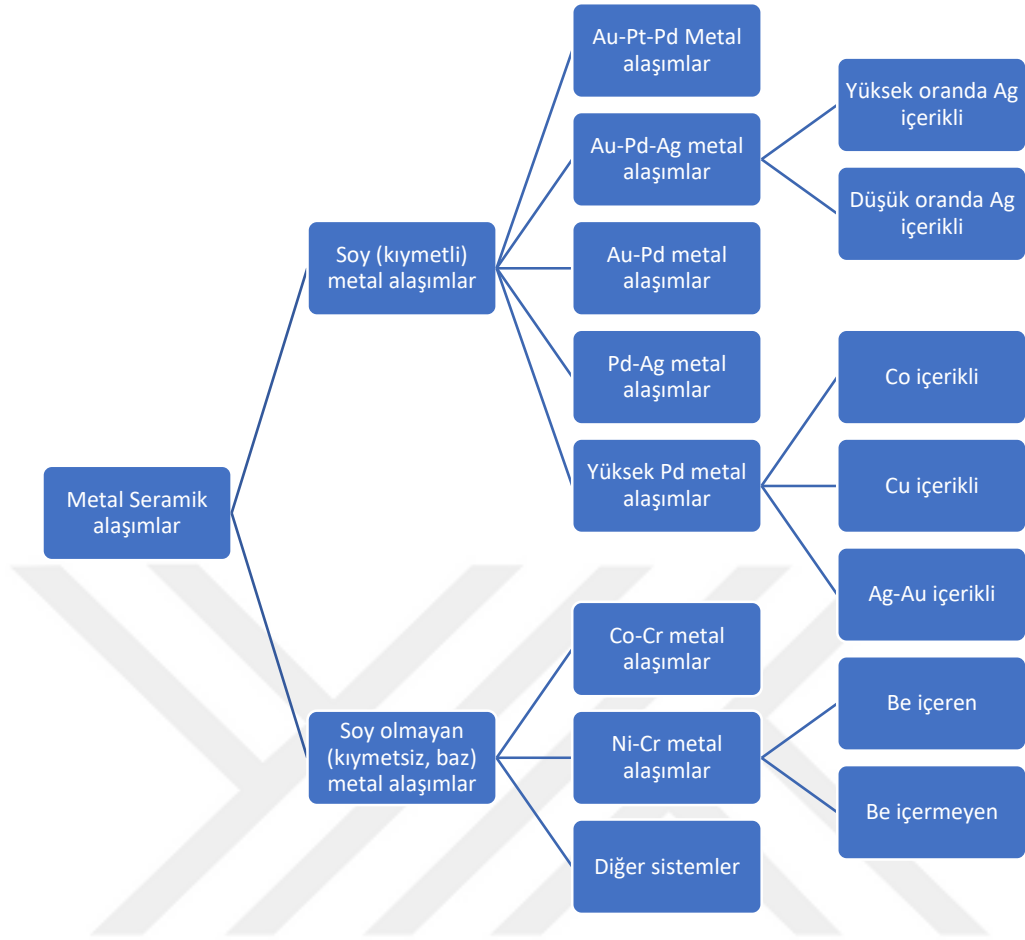
1984 yılında, Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association-ADA), döküm alaşımları için bir sınıflandırma sistemi oluşturmuştur. Bu sınıflandırma sistemi, alaşımların bileşimindeki ağırlıkça yüzdelere dayanmaktadır. ADA alaşımları “Yüksek soy metal”, “Soy metal” ve “Soy olmayan metal” olarak üç gruba ayırmıştır: (Naylor ve King, 2009)

1.Yüksek soy metal alaşımlar: İçeriğinde en az %60 soy metal, %40 altın içerir.

2.Soy metal alaşımlar: İçeriğinde en az %25 soy metal içerir, altın içermeyebilir.

3. Baz metal alaşımlar: İçeriğinde %25’ ten daha az soy metal içerir (Naylor ve King, 2009; Zaimoğlu ve ark., 1993).

ADA tarafından yapılan bu ilk sınıflamada farklı içerik ve performanstaki alaşımlar aynı grupta yer aldığından, diş hekimleri ile teknisyenler arasında iletişim problemlerine neden olduğu için yetersiz kalmış ve sınıflama yeniden düzenlenmiştir. Yapılan yeni sınıflamada içeriklerine göre metal alaşımlar “soy (kıymetli) metal” ve “Soy olmayan (kıymetsiz ya da baz) metal” şeklinde iki ana başlığa ayrılmış, bu iki grup bileşenlerine göre alt gruplara ayrılarak incelenmiştir. Metal seramik alaşımları sınıflandırılmasının şematik görünümü şekil 2.1 de gösterilmiştir (Anusavice ve ark., 2012; Naylor ve King, 2009; Wataha, 2002).



Şekil 2.1. Ada Sınıflaması Şematik Görünümü

2.3.1 Soy Metal Alaşımlar

2.3.1.1 Altın-Platin-Paladyum Alaşımları (Au-Pt-Pd)

Metal destekli seramik restorasyonların yapımında kullanılan ilk alaşımdır. İçeriğinde oransal olarak en fazla altın bulunur ancak bileşen oranları oldukça değişkenlik göstermektedir. %75-88 altın, %7-9 platin, %4-9 paladyum, %1-3 gümüş bulundurulur. Eser miktarda demir, kalay, indiyum ve çinko da içerir. Erime derecesi yaklaşık 1325 °C olmakla birlikte içerisindeki metallerin yüzdesine bağlı değişiklik gösterebilir. Biyouyumlu olması, kolay işlenebilirliği, korozyona direnci ve porselen üzerinde renklenme yapmaması avantajları arasında sayılabilir. Ancak yüksek altın içeriğiyle birlikte maliyetinin de yüksek olması, alaşımların termal genleşme katsayısı ile porselenin uyumsuz olması sonucu oluşan bağlantı problemleri ve düşük elastisite

modülüne sahip olmasıyla deformasyona yatkınlığı gibi pek çok dezavantaja sahiptir (Sakaguchi ve ark., 2012; Naylor ve King, 2009; Fischer ve Fleetwood, 2000).

2.3.1.2 Altın-Paladyum- Gümüş Alaşımları (Au-Pd-Ag)

Au-Pt-Pd alaşımlarına alternatif olarak üretilen alaşımda altın oranı düşürülüp platin çıkarılmış, gümüş ve paladyum oranları arttırılmıştır. Alaşım içerisinde %39-53 altın, %25-35 paladyum %12-22 gümüş, %8 kalay ve indiyum bulundurur. İçeriğindeki metallerin oranına bağlı olarak erime derecesi 920°C ile 1260°C aralığındadır. Elastik modülü Au-Pd-Pt alaşımlarına göre daha yüksek olduğu için deformasyona karşı daha dirençlidirler. İçerikteki gümüş sebebiyle porselende yeşil renklenme görülmesi dezavantaj oluşturur (Naylor ve King, 2009; Roberts ve ark., 2009; Lenz ve ark., 1995).

2.3.1.3 Altın Paladyum Alaşımlar (Au-Pd)

Beyaz altın adıyla bilinen Au-Pd alaşımı gümüşün porselende neden olduğu yeşil renklenme dezavantajını önlemek için 1977'den itibaren kullanılmaya başlanmıştır. İçeriğindeki gümüş miktarının düşmesi ile porselenle uyumsuz bir genleşme kat sayısına sahip olması dezavantaj oluşturur (Sakaguchi ve ark., 2012; Naylor ve King, 2009).

2.3.1.4 Paladyum Gümüş Alaşımları (Pd-Ag)

Au-Pt-Pd ve Au-Pd-Ag alaşımlarından daha ekonomik olduğu için alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Alaşım içerik olarak %60 paladyum, %28-30 gümüş, az miktarda kalay ve indiyum içerir (Gosavi ve ark., 2013; Naylor ve King, 2009).

Kıymetli alaşımlar arasında elastik modülü en yüksek olan alaşımdır, deformasyona uğrama eğilimi daha azdır. Dökülebilirliğinin kolay ve korozyona karşı dirençli olması avantajları arasında sayılırken, fazla miktarda gümüş içermesi sebebiyle porseleni renklendirmesi dezavantaj oluşturur (Gosavi ve ark., 2013; O'Brien., 2008).

2.3.1.5 Yüksek Paladyum içeren Alaşımlar

Yüksek paladyum alaşımlarının geliştirilmesinde, diğer soy alaşımlara göre daha ekonomik olması, gümüş ve nikel içerenlerin dezavantajlarını engelleyebilmesi gibi sebepler rol oynamaktadır (Pagnano ve ark., 2009).

2.3.2 Soy Olmayan (Baz, Temel) Alaşımlar

2.3.2.1 Kobalt-Krom Alaşımları (Cr-Co)

Alaşım içerisinde ortalama %35-65 kobalt (Co), %25-35 krom (Cr) ve %2-8 oranında Molibden (Mo) bulunur. Nikel içermemesi, alerjisi olan kişilerde de kullanılabilirliğiyle metal altyapıların üretiminde tercih edilir hale gelmiştir. Korozyona dirençlidir ve ince bir oksit tabakası oluşturur (Roberts ve ark., 2009).

Diğer metal alaşımlara göre elastik modülü yüksektir. Sert olduğu için tesviye ve polisajı zordur. Biyouyumluluğu oldukça iyi ve soy alaşımlara göre ucuz olan bu alaşım metal destekli seramiklerin üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır (Naylor ve King, 2009; Wataha, 2002).

2.3.2.2 Nikel- Krom-Berilyum Alaşımları (Ni-Cr-Be)

Alaşımın içerisinde %62-82 nikel (Ni), %11-20 krom (Cr), %4 molibden (Mo), %2 berilyum (Be) ve alüminyum (Al) içerir. İçerisindeki nikelin alerjen olması, berilyumun döküm ve tesviye esnasında oluşan buharının akciğerde berilyozise sebep olması gibi ciddi sağlık sorunları oluşturabilmesi, kullanımının daha az tercih edilir olmasına sebep olmuştur (O'Brien, 2008; Bezzon ve ark., 2001).

2.3.2.3 Nikel-Krom Alaşımları (Ni-Cr)

Alaşımların içerisinde %60-80 nikel, %10-20 krom, %2-8 molibden, eser miktarda alüminyum, magnezyum (Mg), tantalyum (Ta) gibi elementler bulunur. Maliyetleri çok düşüktür. Kanserojen etkisi bertaraf etmek için berilyumsuz üretilmişlerdir. Kıymetli alaşımlara göre çekme kuvvetinin ve sertliğinin daha fazla olması restorasyonları daha dayanıklı kılar ve uzun köprülerde kullanılabilir. Ancak

kalın oksit tabakası oluşturması, alerjen etkiler oluşturması gibi sebeplerle kullanımı daha az tercih edilir (Sakaguchi ve ark., 2012; Naylor ve King, 2009; Wataha, 2002).

2.3.2.4 Titanyum Alaşımları

Titanyum ismi Yunan mitolojisindeki titanlardan alır. 2000 °C gibi çok yüksek sıcaklıklarda eritilebilir dökümü oldukça zordur. Biyouyumluluğu yüksektir (Al Jabbari ve ark., 2014; O'Brien., 2008).

2.4. Metal Alaşımların İçerdiği Elementler ve Fonksiyonları

Altın (Au)

- Korozyona karşı direnç sağlar.
- İşlenebilirliği kolaylaştırır.
- Kararma ve lekelenmeye engel olur.
- Alaşımın erime derecesini az da olsa yükseltir.
- Alaşıma sarı renk kazandırır (Naylor ve King, 2009; Wataha, 2002).

Alüminyum (Al)

- Nikel esaslı alaşımlara eklenince erime derecesini düşürür.
- Oksit oluşumunu azaltır, sertlik sağlar.
- Asitlendirilerek pürüzlendirilebilmesi sayesinde mikro mekanik tutuculuğa katkı sağlar (Naylor ve King, 2009; Avcı, 1990).

Bakır (Cu)

- Erime derecesini düşürür.
- Oksit tabakası oluşmasında katkı sağlar
- Alaşımı sertleştirir ve direnci artırır.
- Alaşımın sertleştirici etkisi vardır ve direncini artırır.
- İşlenebilirliği kolaylaştırır (Anusavice ve ark., 2012; Naylor ve King, 2009).

Berilyum (Be)

- Alaşımda erime ısısını düşürerek dökülebilirliği artırır, polisajı kolaylaştırır.
- Oksit tabakasının kalın olmasını önleyerek kontrol eder.
- Asitlendirilerek pürüzlendirilebilmesi sayesinde mikro mekanik tutuculuğa katkı sağlar (Naylor ve King, 2009).

Bor (B)

- Okside olmayı önler.
- Yüzey gerilimini düşürür.
- Nikel içeren alaşımlarda dökülebilirliğe katkı sağlar.
- Alaşımı sertleştirici etkisi vardır (Rosenstiel ve ark., 2022; Naylor ve King, 2009).

Çinko (Zn)

- Alaşımın okside olmasını önler.
- Erime derecesinin düşürülmesine yardım ederek dökülebilirliği arttıran etkisi vardır (Naylor ve King, 2009).

Demir (Fe)

- Oksit oluşturuucu ve sertlik artırıcı etkisi vardır (Naylor ve King, 2009).

Galyum (Ga)

- Gümüş içermeyen alaşımlarda termal genleşme katsayısı ayarlanması için kullanılır.
- Alaşımın erime derecesini düşürür ve genleşme katsayısını artırır (Naylor ve King, 2009).

Gümüş (Ag)

- Altın-paladyum içeren alaşımlarda genleşme katsayısının kontrolünü sağlar.
- Akıcılığı artırır.
- Alaşımın erime derecesini artırır.
- Korozyona ve porselende yeşil, mavi renklenmeye sebep olabilir (Rosenstiel ve ark., 2022; Naylor ve King, 2009).

İndiyum (In)

- Soy metal alaşımlara katılarak oksit tabakası oluşumunu sağlar.
- Gümüş içeren alaşımlarda kararmaya karşı direnç sağlar.
- Altın alaşımlara katılarak erime derecesini ve yoğunluğunu düşürür (Naylor ve King, 2009).

İridyum (Ir)

- Altın-paladyum içeren alaşımlara katılarak tanecik yapısını düzenler ve mekanik özelliklerini geliştirir, kararmayı engeller. (Naylor ve King, 2009).

Kalay (Sn)

- Altın-paladyum içerikli alaşımlarda oksit tabakasını oluşumunda önemli bir rol oynayarak metal porselen bağlantısına katkı sağlar.
- Alaşımın erime derecesini düşürür ve sertliğini artırır. (Naylor ve King, 2009)

Kobalt (Co)

- Nikel içerikli alaşımlara alternatif olabilmesi için kobalt esaslı alaşımlar üretilmiştir ancak üretimleri daha zordur.
- Alaşımın sertliğini artırır.
- Korozyona direnç sağlar.
- Yüksek paladyum alaşımlarına katılırsa ısısal genleşme katsayısını ve direnci artırır (Rosenstiel ve ark., 2022; Naylor ve King, 2009).

Krom (Cr)

- Nikel kobalt alaşımlarında korozyona karşı direncin artmasını sağlar.
- Sertliği artırır.
- Metal alaşımın içerisinde Krom oranı %30 u geçerse dökümü zorlaştırır. (Al Jabbari ve ark., 2014; Naylor ve King, 2009).

Mangan (Mn)

- Oksit tabakasını inceltir.
- Alaşımda dökülebilirliği artırır. (Naylor ve King, 2009)

Molibden (Mo)

- Oksit tabakası oluşumunu sağlar.
- Korozyona direnç sağlar.
- Isısal genleşme katsayısını düzenler. (Naylor ve King, 2009)

Nikel (Ni)

- Alaşımda dökülebilirliği artırır.
- Korozyona karşı dirençlidir.
- Alerjiye sebep olabilir. (Naylor ve King, 2009)

Paladyum (Pd)

- Korozyona karşı direnç sağlar.
- Alaşımın sertliğini ve dayanıklılığını artırır.
- Kararmaya engel olur.
- Alaşımda güçlü beyazlatıcı etki sağlar.

- Alaşımın erime derecesini artırır.
- Akma dayanımını artırır.
- Katıldığı alaşımın ısısal genleşme katsayısı düşürür (Benetti ve ark., 2010; Naylor ve King, 2009).

Platin (Pt)

- Korozyon ve lekelenmeye karşı direnç sağlar.
- Alaşımın sertliği ve dayanıklılığını artırır.
- Erime derecesini yükseltir.
- Alaşımın rengine beyazlık verir.
- Katıldığı alaşımın ısısal genleşme katsayısını düşürür. (Benetti ve ark., 2010; Naylor ve King, 2009).

Rutenyum (Ru)

- Altın-paladyum alaşımına katılarak tanecik yapısını düzenler ve mekanik özellikleri gelişmesine katkı sağlar.
- Kararmayı engeller. (Naylor ve King, 2009)

Silisyum (Si)

- Alaşımın içinde diğer metallerin okside olmasına engel olur.
- Sertliği arttıran bir ajandır.(Naylor ve King, 2009)

Titanyum (Ti)

- Yüksek ısılarda oksit oluşumunu engeller
- Sertliği ve alaşımın dökülebilirliğini artırır.
- Alaşımın erime derecesini düşürür. (Naylor ve King, 2009)

2.5. Metal Alaşımları Seçerken Dikkat Edilmesi Gerekenler Özellikler

Bir alaşım seçerken kullanılacak alaşımın neler içerdiğini bilmek çok önemli olsa da tek başına yeterli değildir. Alaşımın kullanılacak porselenle uyumlu olması gereklidir. Kullanımı ile zamanla ağız sıvısından etkilenmemeli, korozyona dirençli olmalıdır. Alaşımın oluşturacağı oksit tabakası miktarı porselen bağlantısı açısından önemlidir. Alerjik ya da karsinogenik olmamalı biyoyumlu olmalıdırlar (Elshahawy ve Watanabe, 2014; O'Brien., 2008; Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.5.1. Alaşımların Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

2.5.1.1. Elastiklik (Young) Modülü

Bir materyalin birim alanına uygulanan kuvvete karşı göstermiş olduğu elastik deformasyon miktarına elastiklik (young) modülü adı verilir. Materyalin uğradığı elastik deformasyona karşı katılığını, rijiditesini elastik modülü belirler. (Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve ark., 2012).

Porselen alt yapısında kullanılan metal alaşımın elastiklik modülü yüksek olursa soğuma sırasında stresi karşılayacak şekil değişikliği sağlayamayarak porselende çatlak oluşumuna sebep olur benzer şekilde elastiklik modülü düşük olursa porselende oluşacak büzölme karşısında metalde şekil değişikliği görülür, deforme olur. (McLean., 2019).

2.5.1.2. Reziliens (Esneklik)

Bir materyalin kalıcı deformasyon gösterene kadar absorbe edebileceğı mekanik enerji reziliens olarak tanımlanır. Restorasyonda kullanılan metalin reziliensi yüksek olursa çiğneme kuvvetlerine karşı daha dayanıklı olur. (Sakaguchi ve ark., 2012; Anusavice ve ark., 2012).

2.5.1.3. Akma Dayanımı (Yield Strength)

Materyalde elastik deformasyonun bitip plastik (kalıcı) deformasyonun oluşmaya başladığı andaki stres akma dayanımı olarak tanımlanır. Akma dayanımının üzerinde kuvvet uygulanırsa materyalde plastik deformasyon oluşur. (Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve ark., 2012).

2.5.1.4. Yorulma Dayanımı

Materyale uygulanan elastik limitin altındaki tekrarlı kuvvetler sonucunda uzama ve gerilme görülebilir. Bir ya da birkaç noktadan uygulanan kuvvetler ile oluşan stres bir sınırdan sonra çatlak oluşturmaya başlar ve malzemenin yorulur

kırılmasıyla sonuçlanır. Çiğneme esnasında oluşan kuvvetlerin altında restorasyonun kırılmaması için yorulma dayanımı yüksek olmalıdır.(O'Brien., 2008; Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.5.1.5. Isısal Genleşme Katsayısı

Bir materyale verilen ısı ile her 1°C'lik sıcaklık arttığında meydana gelen uzunluğundaki yüzdesel artış ısısal genleşme katsayısı olarak tanımlanır. (Karakoca ve ark., 2011).

Metal destekli porselenlerin fırınlanıp soğumasına kadar ki prosedürde metalin ısısal genleşme katsayı porselene göre daha yüksek olduğundan soğurken metal daha fazla büzülür, porselenin daha az büzülme göstermesi sayesinde sıkışma kuvveti meydana gelir. Bu durum metal porselen bağlantısına önemli bir katkı sağlar. (Benetti ve ark., 2010; Shillingburg ve ark., 1997).

Kullanılan metal ve porselenin ısısal genleşme katsayıları birbirlerinden çok farklı olursa oluşan stres çatlak ve kırık oluşmasına neden olabilir. Materyallerin seçimi yapılırken ısısal genleşme katsayı sayılarının yakın olmasına dikkat edilmelidir. Materyaller arasındaki kabul edilebilir ısısal genleşme katsayısı farkı $0.5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ 'yi geçmemelidir (Sakaguchi ve ark., 2012; Benetti ve ark., 2010; Shillingburg ve ark., 1997).

2.5.1.6. Döküm Hassasiyeti

Metal alaşımlardan döküm yöntemiyle restorasyon üretilirken hassas detay ve boşluklara porözite oluşturmada akmalı, fazla miktarda büzülme göstermeden sıvı halden katı hale geçebilmelidir. Dökülebilirliği iyi olan bir metal bu özellikleri gösterebilir. (Shillingburg ve ark., 1997; Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.5.1.7. Sertlik

Materyalin çizilmeye ve aşınmaya karşı gösterebildiği dirence sertlik denir. Sertliği fazla olan metal alaşımın klinik başarısı uzun köprülerde ve ince metal olan

yerlerde daha yüksek olsa da tesviye ve polisajın yapımı güçleşir, restorasyonun karşısındaki dişte aşınma ve kırıklara sebep olabilir. (Rosenstiel ve ark., 2022; Sakaguchi ve ark., 2012; Wataha, 2002).

2.5.2. Kimyasal ve Biyolojik Özellikler

2.5.2.1. Korozyon ve Lekelenme Direnci

Korozyon ve lekelenme birbirlerine yakın kavramlar olsa da lekelenme metalin yüzeyinin parlaklığının kaybolarak renk değiştirmesi şeklinde tanımlanırken korozyonda metalde çözünme görülür (Anusavice ve ark., 2012). Korozyon oluşumunda metalden iyon salınması ile elektrik akımı meydana gelir. Oluşan bu durumda metal alaşımın ağız sıvısında çözünmesiyle toksisite, alerji görülebilir. Renk değişikliği oluşması estetik problemlere yol açar.

Kullanılan metal alaşımları korozyon ve lekelenmeye karşı dirençli olmalıdır. (Elshahawy ve Watanabe, 2014; Wataha, 2002; Lang ve ark., 1982).

2.5.2.2. Oksit Formasyon

Metal alaşımlardaki metal oksitlerin porselen ile görülen kimyasal etkileşimi sonucu oluşan oksit tabakası porselen ile metal arasında kimyasal bağlantı oluşması için gereklidir. Kalın ve kontrolsüz oksit tabakası bağlantı başarısını olumsuz etkiler ve görülen renklenme estetik problemlere de neden olur. (Sakaguchi ve ark., 2012; Yamamoto, 1985).

2.5.2.3. Biyouyumluluk

Metal alaşımların zamanla ağız sıvılarında çözünerek iyon salınımı yapması alerjik etki ve enflamasyona neden olabilir. Materyal seçiminde canlı üzerinde olumsuz etki oluşturmayacak biyouyumlu olanlar tercih edilmelidir. (Wataha, 2002; Hanks ve ark., 1996).

2.6. Metal Destekli Seramik Restorasyonların Bileşenleri ve Yapısı

Metal destekli seramik restorasyonlar;

- Metal altyapı
- Oksit tabakası
- Seramik üst yapıdan meydana gelir.

Seramik üst yapıyı;

- ⇒ Opak
- ⇒ Dentin seramiği
- ⇒ Mine seramiği
- ⇒ Glaze tabakası oluşturur. (Anusavice ve ark., 2012)

2.6.1. Metal Altyapı

Metal destekli seramik restorasyonlarda, metal altyapı hazırlanırken soy olan ve olmayan alaşımlardan üretilebilir. Uzun dönem yaygın olarak kullanılan Ni-Cr içerikli alaşımlar zamanla yerini daha biyouyumlu olan Co-Cr alaşımlarına bırakmıştır. Soy metal alaşımlar için en az metal kalınlığı 0,3-0,5 mm iken soy olmayan alaşımlarda alt sınır 0,2mm metal kalınlığıdır. (Anusavice ve ark., 2012; Uçar ve ark., 2009; Joias ve ark., 2008).

2.6.2. Oksit Tabakası

Metal destekli seramiklerin üretilmesi basamaklarında, metal alt yapı üretilip hekim tarafından prova edildikten sonra laboratuvara döndüğünde üzerine porselen uygulanmadan önce oksidasyon işlemi için fırında ısıtılmasına tabi tutulur. Oksidasyon işlemi sonucu oluşan metalin yüzeyindeki oksit tabakası porselene bağlanarak metal-porselen bağlantısında görev almaktadır (Kurtoğlu ve Uçar, 2009; Fischer ve ark., 2009).

Oksit tabakası metal alaşımın yüzeyindeki okside olabilen atomlar ile porselen arasında elektron alışverişi sonucunda oluşmaktadır. Bu etkileşim porselen ve oksit tabakası arasında kimyasal bağlantı oluşturmaktadır. Bağlantının kalitesini oluşturan film tabakasının yapısı ve kalınlığı etkilemektedir. (Rosenstiel ve ark., 2022; Naylor ve King, 2009).

Metal alaşımların çeşitlerine göre oluşturdukları oksit tabakasının yapısı farklılık göstermektedir. Soy olmayan metal alaşımların içeriğindeki elementlerin tamamı oksitlenebilme yeteneğine sahip olduğu için kalın oksit tabakası oluşumu içerisine eklenen ajanlarla kontrol altına alınırken, soy olmayan metal alaşımlardaki elementlerin oksitlenme özeliği olmadığı için onlarda da içeriğe oksitlenebilir elementler katılarak oksit tabakası oluşturulması sağlanmaktadır (Rosenstiel ve ark., 2022; Sakaguchi ve ark., 2012).

2.6.3. Seramik st Yapı ve Bileşenleri

Yunan dilinde keramos kelimesinden köken alan seramik ismi, topraktan yapılma anlamına gelmektedir. Seramikler bir ya da birden fazla metal ile metal olmayan elementin yaptığı bileşik sonucu oluşan inorganik yapıdır (O'Brien., 2008; Anusavice, 2003).

Porselen ise kuartz, kaolin ve feldsparın belli oranlarla birleştirilerek yüksek sıcaklıkta fırınlanması ile elde edilen özel yapıdır. Metal destekli porseleninin st yapısında kullanılan seramik dental porselen olarak adlandırılmaktadır. Porselen ve seramik dental literatürde birbirleri yerine kullanılsa da seramik kimyasal yapı olarak porseleni kapsamaktadır.(Sakaguchi ve ark., 2012)

Feldspar

Porselenin ana yapısını oluşturur. Camsı yapısıyla translüsentlik sağlar. Kuartz ve kaoline karşı matriks görevi sağlayarak tutunmalarına yardımcı olur (Sakaguchi ve ark., 2012; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Kuartz

Bağlayıcı bir ajan olan ve opaklık veren kuartz porselen içerisinde doldurucu görevi yapar. Porselenin fırınlama ile oluşabilecek büzülmeleri engeller (Sakaguchi ve ark., 2012; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Kaolin

Porselene çok az katılan kaolin yapıya elastikiyeti arttırarak işlenebilirliği arttırır. Opaklık sağlar ve bağlayıcıdır.(Zaimoğlu ve ark., 1993)

Porselenin yapısına 3 ana bileşenin dışında ; ara oksitler, cam modifiye ediciler, akışkanlar, renk pigmenti, floresans özellik katan ya da opaklaştırıcı ajanlar eklenebilmektedir. (Anusavice ve ark., 2012)

Seramik üst yapı opak, dentin seramiği, mine seramiği ve glazür katmanlarından oluşmaktadır. (Yamamoto, 1985)

2.6.3.1 Opak Tabakası

Porselen işlenmeden metal yüzeyine sürülen opak tabakası; metal yüzeyini ıslatılmasını sağlayarak ara yüzeyde oluşan mekanik ve kimyasal bağlantıya katkıda bulunur. Metalin rengini maskeleyerek restorasyonun renginin oluşmasında ilk basamağı oluşturmaktadır. Kalın oksit tabakası varlığında renk koyulaşacağı için daha kalın opak sürülerek metal rengi kamufule edilebilir. İdeal opak kalınlığı 0,2- 0,3 mm'dir. En fazla 0,5 mm olmalıdır (Rosenstiel ve ark., 2022; Naylor ve King, 2009).

2.6.3.2 Dentin Seramiği

Dentin seramiği gerçek dişteki dentin tabakasını taklit eder. Opak seramiğinden başlayan tabaka restorasyonun formunun büyük kısmını oluşturmaktadır. En kalın tabaka olarak rengin oluşmasında asıl etkili bölüm de dentin seramiğidir. Dayanıklılığın ve rengin istenilen seviyede sağlanabilmesi için mine ve dentin kalınlığı en az 0,5- 1 mm, en fazla 2,5- 2mm olmalıdır, gereğinden fazla kalın olursa çigneme kuvvetleri karşısında metal altyapı tarafından desteklenmez ve porselende çatlak ve kırık oluşumu gözlenebilir. (Naylor ve King, 2009)

2.6.3.3 Mine Seramiği

Mine seramiği ışığı geçirgen yapısıyla doğal dişteki mineyi taklit eder. Genellikle okluzal ve insizal bölgelere uygulandığı için insizal porseleni de denmektedir. Mine ve dentin seramiği tek seferde işlenip fırınlanması restorasyondaki renk geçişinin tabakalar arasında daha doğal olması sağlanmaktadır.(Naylor ve King, 2009)

2.6.3.4 Glazür Tabakası

Renksiz cam tozlarından oluşan glazür seramiği pişmiş seramiğin üzerine uygulanarak yüzeydeki açık porozleri doldurur, oluşabilecek abrazyonu önler.

Fırınlama sıcaklığı mine ve dentin seramiğine göre daha düşüktür. Doğal dişteki gibi parlak camsı bir görünüm oluşmasını sağlar (Naylor ve King, 2009).

2.7. Metal Altyapı Üretiminde Kullanılan Yöntemler

2.7.1 Geleneksel Döküm Yöntemi

Diş hekimliğindeki ilk döküm örneğini 1907’de kayıp mum tekniğini kullanarak William H. Taggart yapmıştır. Kuyumculukta kullanılan bu yöntemi dental sektöre uygulayarak döküm kolaylığı olan altın alaşımları seçmiştir. (Anusavice, 2003)

Geleneksel döküm yönteminde ilk olarak prepare edilmiş dişlerden alınan ölçüye alçı dökülerek bir çalışma modeli hazırlanır. Modeldeki kesik dişler üzerine istenilen formda mum modelaj yapılır. Elde edilen mum örneğe tij bağlanır, manşete yerleştirilir ve revetmana alınarak sertleşmesi beklenir. Mum atımının gerçekleşmesi için ön ısıtmaya tabi tutulur. Böylece mum atımından sonra modelasyona ait negatif boşluk elde edilmiş olur. Döküm cihazında eriyen metal manşet içerisindeki negatif boşluğa gönderilerek döküm yapılır. Elde edilen döküm manşet soğuduktan sonra çıkarılarak temizlenir son olarak tesviye polisajı yapılır (Rosenstiel ve ark., 2022; Naylor ve King, 2009; O’Brien., 2008).

Günümüzde halen yaygın olarak metal altyapı üretiminde kullanılan kayıp mum tekniği oldukça zaman alan, tecrübe ve teknik hassasiyet gerektiren zor bir yöntemdir. Üretim aşamalarında oluşan aksaklıklar metalde eksiklik, porozite gibi kusurlar meydana getirebilir (Antanasova ve ark., 2020; Li ve ark., 2017).

Zamanla metal altyapıların üretiminin daha standart hale getiren hızlı ve kolay üretim teknikleri kullanılmaya başlanmıştır.

2.7.2 Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri

Teknolojik gelişmelerin diğer sektörlerde olduğu gibi dental sektör üzerinde de oldukça büyük etkisi olmuştur. Bilgisayar sistemleri ile restorasyonların tasarımları ve üretimleri çok daha kısa sürede gerçekleştirilebilir.

Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD – Computer Aided Design) ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAM – Computer Aided Manufacturing) sistemleri kullanarak üretilen restorasyonun 3 boyutlu tasarımı yapılır ve yapılan tasarımın bilgisayar sistemleriyle üretimi gerçekleştirilebilir.(Jedynakiewicz ve Martin, 2001)

CAD/CAM sistemleri endüstriyel alandaki üretimler için 1950 yılından itibaren kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknoloji dental sektöre 1970 yılında girmiş ilk dijital ölçü alınabilen CAD/CAM sistemleri Francois Duret tarafından ‘‘Sopha Bioconcept’’ ismiyle piyasaya sürülmüştür. (Liu ve Essig, 2008)

Maliyeti yüksek ve kullanımı oldukça karışık olan ilk sistemden sonra, bu sistemi daha fazla geliştiren Werner Mörmann ve Marco Brandesti ilk bilimsel kabul gören kullanılabilir CAD/CAM sistemini ‘‘Cerec’’ ismiyle dental sektöre sunmuşlardır (Mörmann, 2006).

Günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile sabit protezler, implant abutmentları, hareketli bölümlü protez iskeletleri, tam protezler, cerrahi stentler ve çene yüz protezlerine varan birçok restorasyon ve materyalin üretiminde kullanılmaktadır. (Ucar ve ark., 2009)

CAD/CAM sistemleri 3 temel kısımdan oluşmaktadır (Ucar ve ark., 2009; Beuer ve ark., 2008).

1.Üç boyutlu yüzey tarayıcı (Scanner): Ağız içinden ya da modelden taranan görüntü verilerini bilgisayar sistemine aktarımını sağlar.

2. Tasarımın yapıldığı yazılım sistemi (Software): Tarayıcıdan alınan verilerin işlenerek, üretilecek restorasyon için tasarım yapılmasını sağlayan yazılım sistemidir.

3.Tasarımın üretileceği donanım sistemi (Hardware): İşlenen verilerin, yapılan tasarım ve seçilen malzeme doğrultusunda restorasyonun üretildiği birimdir.

CAD/CAM sisteminin kullanımının avantajları;

- Ağız içi tarayıcı kullanılarak geleneksel ölçü alımına gerek kalmaması
- Restorasyonların daha hızlı üretilmesi
- Üretim esnasında daha az hata potansiyeli olması
- Restorasyonların daha uyumlu üretilmesi
- Parametrelerin kontrol edilebilmesi
- Üretim materyallerin daha kaliteli kullanılabilmesi

- Döküm gibi çok aşamalı ve teknik hassasiyet gerektiren işlemlerin ortadan kalkmasıyla iş gücü ve zaman tasarrufu sağlanması (Mehl ve ark., 2013; Miyazaki ve ark., 2009).

CAD/CAM sisteminin kullanımının dezavantajları;

- Sisteme sahip olabilmenin ciddi mali yatırım gerektirmesi
- Üretimin geleneksel yöntemlere göre oldukça maliyetli olması
- Tarayıcının veri alımının, uygun olmayan ağız içi koşullarda yetersiz kalması sonucu bilgisayar sistemine restore edilecek dişlerin bilgisinin tam aktarılamaması
- Sistemi kullanabilmek için eğitilmiş uzman kişilere gereksinim olması (Çetindağ ve ark., 2016; Christensen, 2001).

CAD/CAM sistemlerinde üretim temel iki yöntem ile gerçekleştirilir;

1.Eksiltmeli İmalat Yöntemi

2.Ekleme Eklemeli İmalat Yöntemleri

2.7.2.1 Eksiltmeli İmalat Yöntemi (Kazıma, Aşındırma)

Bu yöntemde restorasyonlar; metal, zirkonyum, polimetilmetakrilat, seramik gibi dental alanda kullanım amacıyla üretilmiş blokların bilgisayar destekli numerik kontrol cihazında elmas frezler ya da disklerle aşındırılmasıyla üretim gerçekleştirilmektedir (Beuer ve ark., 2008; Uzun, 2008).

Geleneksel yöntemlerle elde edilmesi güç olan karmaşık yapıdaki restorasyonların frezeleme sistemi ile çok daha hassas ve kısa sürede üretilmesi mümkündür (Van Noort, 2012). Kazıma işlemi ile restorasyonların üretimi bittikten sonra kullanılamayacak büyüklükteki kalan blok kısımları israf olur bu da üretim maliyetini arttırarak büyük dezavantaj oluşturmaktadır (Witkowski, 2005).

2.7.2.2. Eklemeli İmalat Yöntemleri

Sanayi devriminin son aşaması olan endüstri 4.0, bilgi teknolojileri ile üretim sistemlerini birleştirilmektedir. Eklemeli imalat bu gelişmelerin çok önemli bir

bileşenidir. 3 boyutlu baskı olarak da bilinen eklemeli imalat; 3 boyutlu modelin verileri doğrultusunda parça üretmek için katman üzerine katman oluşturarak ham maddeyi birleştirme yöntemidir. Yüksek tasarım karmaşıklığına sahip parçaların hassasiyetle ve hızlı biçimde oluşturulmasına olanak sağlar (Dilberoglu ve ark., 2017).

Eklemeli imalat yöntemleri, Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO; International Organization for Standardization) ve Amerikan Test ve Malzeme Kurumunun (ASTM; American Society for Testing and Materials) ortak çalışması ile yayınlanan ISO/ASTM 52900 standardına göre sınıflandırılıp isimlendirilmişlerdir. (Şekil 2.2)

Eklemeli İmalat Yöntemleri

1. Toz Yataklı Eriterek Birleştirme (Powder Bed Fusion)
2. Malzeme Ekstrüzyonu (Material Extrusion)
3. Havuz Fotopolimerizasyonu (Vat Photopolymerization)
4. Malzeme Püskürtmeli Üretim (Material Jetting)
5. Tabaka Laminasyonu (Sheet Lamination)
6. Doğrudan Enerji ile Birleştirme (Direct Energy Deposition)
7. Bağlayıcı Püskürtmeli Üretim (Binder Jetting) (ISO/ASTM 52900:2021, t.y.)

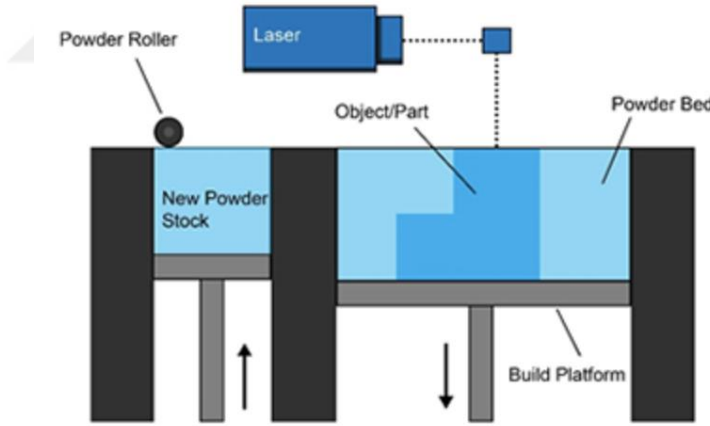


Şekil 2.2 ISO/ASTM Eklemeli İmalat Yöntemleri Sınıflandırılması

2.7.2.2.1. Toz Yatağında Ergiterek Birleştirme (PBF; Powder Bed Fusion)

Bu eklemeli imalat yönteminde, toz tanecikleri lazer ya da elektron ışını kullanılan bir termal güç kaynağı tarafından tabla üzerine serilmiş toz yatağındaki seçilen bölgelerde kısmen ya da tamamen ergitilerek kaynaştırılmaktadır. Üretimin her bir katmanında bir silindir tarafından toz tabakası serilmesi işlemi tekrarlanır. (Lee ve ark., 2017)

Toz yatağında ergiterek birleştirme işlemi bünyesinde Seçici Lazer Ergitme (SLE/SLM; Selective Laser Melting)), Seçici Lazer Sinterleme (SLS; Selective Laser Sintering) ve Elektron Işını ile Ergitme (EBM; Electron Beam Melting) tekniklerini barındırır. Bu işlemlerin temel bağlanma mekanizmaları sinterleme ve ergitmedir. Sinterleme işleminde; termal enerji ile toz partiküllerinin kısmen erimesi sonucu yüzeyel birleşme olurken, ergitme işleminde daha yüksek enerji kullanılmasıyla toz halindeki malzemede tam bir erime oluşarak birleşme gerçekleşmektedir (Lee ve ark., 2017; Yap ve ark., 2016).



Şekil 2.3. Toz Yatağında Ergiterek Birleştirme Şematik Görünümü (Powder Bed Fusion | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University, t.y.)

2.7.2.2.1.1 Seçici Lazer Ergitme (SLM; Selective Laser Melting)

Toz katmanlarının yüksek lazer enerjisiyle tamamen ergitilerek katman katman üretim sağlayan bu eklemeli imalat yöntemi diğer eklemeli imalat yöntemlerine göre oldukça popülerdir. SLM yönteminin diğer üretim yöntemlerine göre birçok avantajı mevcuttur. Geleneksel döküm yöntemiyle kıyaslandığında çok detaylı karmaşık

parçaları detaylı biçimde üretebilir, üretilen parçalar neredeyse boşluksuzdur. Ham maddeyi verimli kullanır, erimeden arta kalan tozlar tekrar kullanılabilir. Çeşitli materyalleri ve alaşımları işleyerek üstün boyutsal doğrulukla materyalleri üretebilir. Co-Cr alaşımlarının yüksek mekanik özellikleri, korozyon ve sıcaklığa dirençleri sayesinde SLM ile üretilen parçalar; havacılık, ortopedi, dental sektör gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (Babacan ve Seremet, 2022; Wu ve ark., 2014).

SLM, son yıllarda özellikle kişiselleştirilmiş kronlar, köprüler, abutmentler ve vidalı restorasyonlar gibi diş restorasyonlarında yaygın olarak kullanılan bir eklemeli imalat teknolojisidir. SLM, metal tozu neredeyse gözeneksiz katmanlar halinde eriterek metal altyapıyı üretebilir. Bu teknik, odaklanmış yüksek güçlü bir lazer ışını kullanır ve neredeyse %100 yoğunluğa sahip ürünlerle sonuçlanır. Lazer ayrıca metalleri ve seramikleri sertleştirmenin anahtarı olabilir. Ayrıca, karmaşık geometrilere sahip nesneler, yüksek boyutlu bir doğrulukla elde edilebilir. Döküm ve öğütme işlemleriyle karşılaştırıldığında SLM, operatör hatası olasılığını azaltır, kusurları en aza indirir ve kalan toz daha fazla kullanılabileceğinden neredeyse hiç malzeme israf etmez (Han ve ark., 2018).

2.7.2.2.1.1. SLM ‘de İşlem Parametreleri

Eklemeli imalat yöntemi olan SLM ile üretilen metallerde nihai ürün kalitesini; mukavemetini, yüzey özelliklerini, boyutsal doğruluğunu imalat parametrelerinin uygun seçimi ölçüde etkilemektedir. Yaygın olarak lazer, tarama ve toz parametreleri araştırılmaktadır. Lazer gücü, lazer tarama hızı, katman kalınlığı SLM yönteminde kullanılan önemli imalat parametrelerindendir (Siyambaş ve Turgut, 2022).

Katman katman üretim süreci karmaşık, zamanla değişen sıcaklık profillerine neden olmaktadır. Üretilen her metal katmanında, fazlar (örneğin, $\alpha \rightarrow \beta$) ve durumlar (katıdan sıvıya) arasında tekrar tekrar dönüşümler gerçekleşmektedir. Bu kadar sık tekrarlanan termal döngüler, malzemenin mikro yapısını etkiler (Frazier, 2014).

Lazer gücü, lazer tarama hızı ve katman kalınlığı alaşım tozunun ergime enerjisi ve penetrasyon derinliğinden sorumludur (Averyanova ve ark., 2011). Lazer gücü arttıkça birim zamanda ergitilen toz miktarı da artar ve ergiyik havuzun genişliği ve derinliği artar. Aynı gücü korurken lazer tarama hızı artarsa ergiyik havuzun genişliği ve derinliği azalır. Tarama aralığı, yani iki bitişik lazer tarama çizgisi arasındaki

mesafe de ergiyik havuzun morfolojisini etkiler (Wang ve ark., 2018; Gu ve ark., 2018).

Metal tozlarının ergitilmesinde lazer gücünün (P) lazer tarama hızına (V) bölünmesiyle hesaplanan enerji girişi de (P/V) belirleyici bir faktördür. Enerji girişindeki artışla birlikte, metal tozları tamamen ergime eğilimi gösterir ve parçacıklar arasında tam bir metalurjik bağ elde edilir. Enerji girişinin artmasıyla ürünlerin yoğunluğu artar, çok yüksek enerji girişi ise ergiyik havuzlarının buharlaşmasına neden olur bu durumda nihai ürünlerdeki yoğunluk azalmaya başlar (Song ve ark., 2014).

SLM üretiminde ürünün özelliklerini belirleyen önemli bir eşitlik, lazer enerjisi yoğunluğunun hesaplandığı $E=P/v.h.t$ eşitliğidir. ((E) enerji yoğunluğu, (P) lazer gücü, (v) lazer tarama hızı, (h) tarama aralığı, (t) katman kalınlığı) Bu parametreler sertlik, mikro yapı ve yüzey morfolojini etkilemektedir. SLM’ de Co-Cr alaşımlarının en iyi özelliklerini elde etmek için, optimal parametrelerin seçilmesi önemlidir (Konieczny ve ark., 2020; Lu ve ark., 2015).

2.7.2.2.1.1.2. SLM de Isıl İşlem ile Stres Giderilmesi

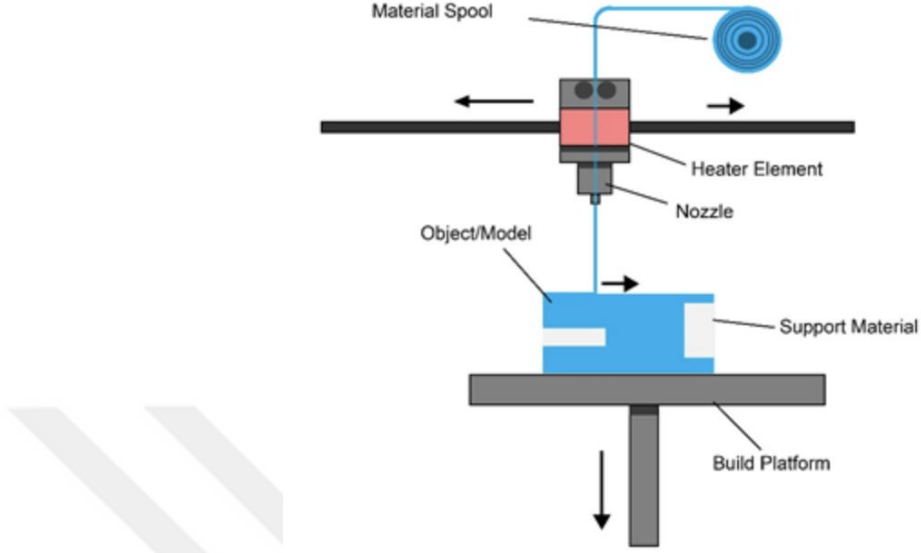
SLM ile üretim yapılırken, ergitmeler gerçekleşirken oluşan bölgeler arasındaki hızlı sıcaklık değişimlerinden kaynaklanan yüksek iç gerilmeler oluşmaktadır. Bu gerilmeleri azaltmak için ek ısıtım işlemi gereklidir. Üretilen ürünlerin güvenilir bir şekilde kullanılmasını sağlamak için SLM üretiminden sonra uygun bir ısıtım işleminin uygulanması esastır (Konieczny ve ark., 2020).

Co–Cr alaşımlarının ana fazları γ -fcc ve ϵ -hcp’dir. γ fazı yüksek sıcaklıkta ve ϵ fazı düşük sıcaklıkta karardır. Alaşım yüksek sıcaklıklardan soğutulurken ϵ -hcp yapısı oluşur. Co–Cr alaşımları ısıtım işlemi uygulandığında için faz değişimi $\gamma \rightarrow \epsilon$ dönüşümü şeklinde görülür. Yapılan çalışmalarda farklı ısıtım işlem parametreleri sonucu farklı faz değişimleri oranlarının gerçekleştirildiği bildirilmektedir. Uygulanan ısıtım işlem son ürünün mekanik ve mikroyapısal özelliklerini etkilemektedir (Konieczny ve ark., 2020; Yan ve ark., 2018).

Malzeme Ekstrüzyonu (ME; Material Extrusion)

Erişik Yığılma Modellemesi olarak da bilinen bu yöntemde, sabit bir basınç altında filament şeklindeki malzeme nozuldaki ısıtılarak belli bir desene göre çıkarılır,

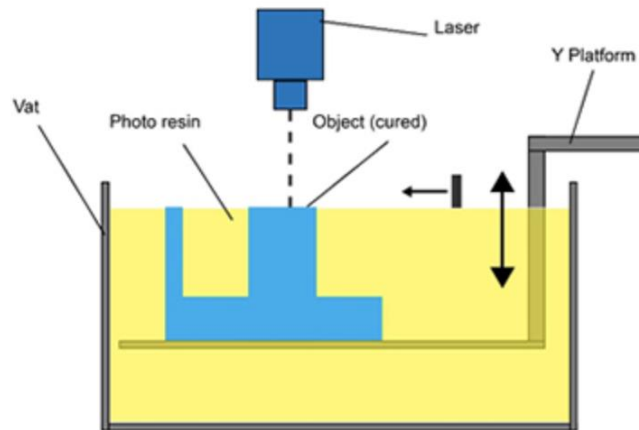
alt tabaka üzerine yerleştğinde tamamen katılarak katman katman nesnelerin üretimi gerçekleştirilmektedir (Lee ve ark., 2017).



Şekil 2.4. Malzeme Ekstrüzyonu Şematik Görünümü (Material Extrusion | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University, t.y.)

Havuz Fotopolimerizasyonu (VP; Vat Photopolymerization)

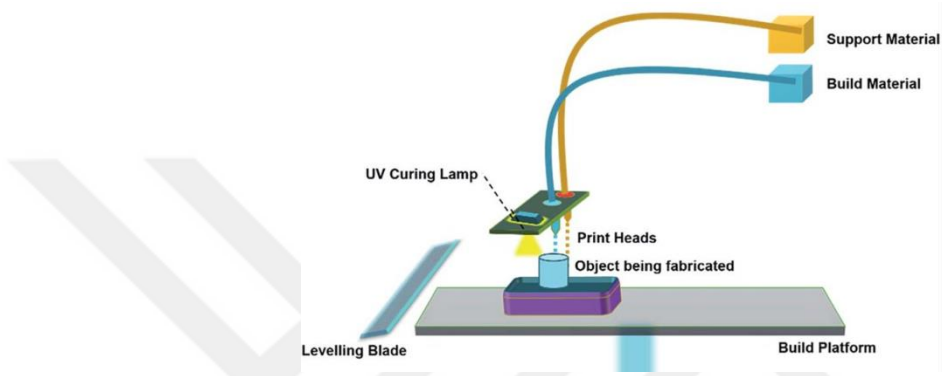
Stereolitografi olarak da bilinen havuz fotopolimerizasyon tekniğinde bir tank ultraviyole ışığa duyarlı reçine ile doludur, yüzeye odaklanan ışıkla tasarıma uygun bölgeler her katmanda kimyasal reaksiyona girip katılarak materyalin üretimini gerçekleştirmektedir (Gibson ve ark., 2021; Lee ve ark., 2017).



Şekil 2.5. Havuz Fotopolimerizasyonu Şematik Görünümü (VAT Photopolymerisation | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University, t.y.)

Malzeme Püskürtmeli Üretim (MJ; Material Jetting)

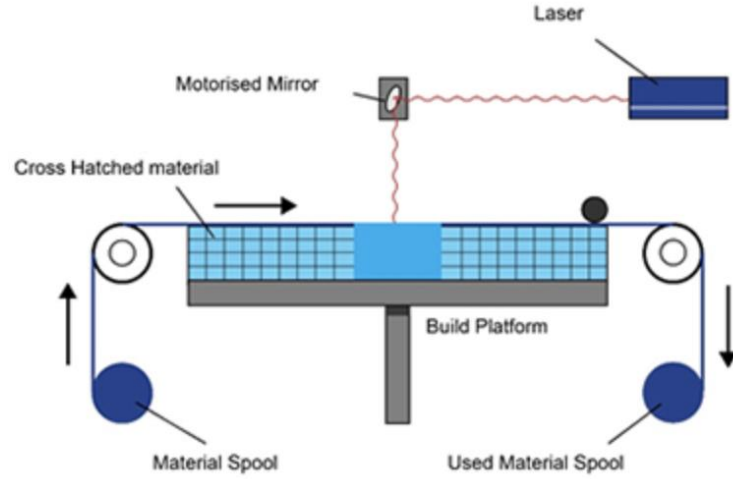
Malzeme püskürtme ya da mürekkep püskürtme de denilen bu yöntemde sıvı haldeki farklı fotopolimer damlacıkları katmanlara bırakılırken ultraviyole lambalarla sertleştirilerek üretimi gerçekleştirir. Bu 3 boyutlu yazıcı çeşitli aynı parça üzerinde farklı mekanik özellikteki malzemeyi farklı uçlardan püskürterek farklı malzemeli parçaların aynı nesne üzerinde üretilmesine olanak sağlamaktadır (Yap ve ark., 2017).



Şekil 2.6. Malzeme Püskürtmeli Üretim Şematik Görünümü (Material Jetting | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University, t.y.)

Tabaka Laminasyonu (ST; Sheet Lamination)

Bir malzeme kaynağından üretim yerine, kağıt, plastik ya da metal levhaların tabakalar halinde üretilerek yapıştırılıp 3 boyutlu modele ait istenen şeklin bir lazer kaynağınca kesilerek oluşturulduğu üretim tekniğidir. Büyük yapıların hızlı biçimde üretilmesine olanak sağlamaktadır ancak üretilen nesneler yapı malzemesi olacak kadar dayanıklı değildir ayrıca kesilen malzeme parçaları yeniden kullanılamayarak israf olmaktadır (Jadhav ve Jadhav, 2022).

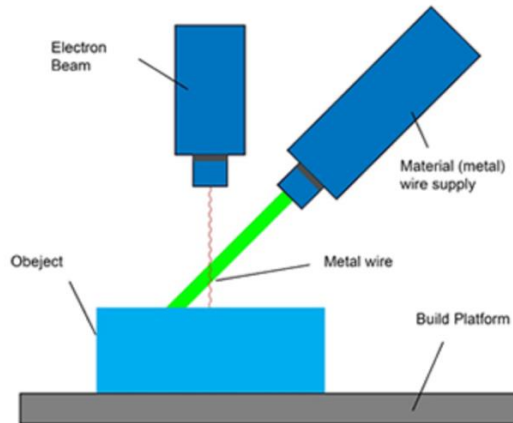


Şekil 2.7 Tabaka Laminasyonu Şematik Görünümü (Sheet Lamination | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University, t.y.)

Doğrudan Enerji ile Birleştirme (DED; Direct Energy Deposition)

Bu üretim tekniğinde metal tozlarını eritmek için enerjinin küçük bir alana odaklandığı güçlü bir lazer kullanılır. Makinenin uç bölgesinde erimiş malzeme çok eksenli hareket kabiliyetiyle katılacağı yüzeye bırakılarak üretim gerçekleştirir (Lee ve ark., 2017).

Toz yatağında birleştirme prosesine göre daha az çözünürlüklü üretim yapmasına rağmen daha büyük yapılar üretmek için kullanılabilir. İhtiyaç kadar malzeme kullanması israfı önleyerek verimliliği artırır. Hızlı bir üretim tekniğidir (Li ve ark., 2017).

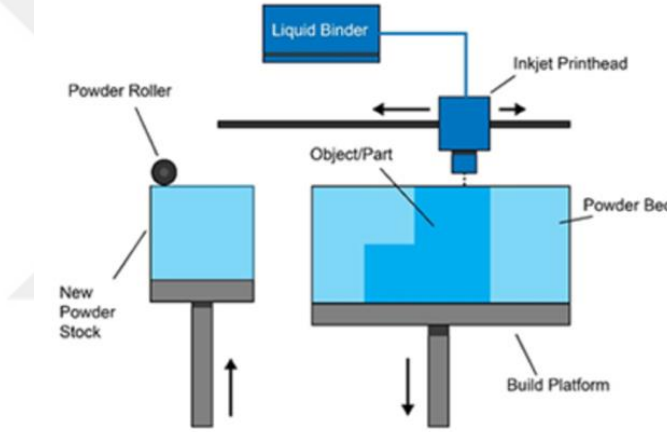


Şekil 2.8. Doğrudan Enerji ile Birleştirme Şematik Görünümü (Directed Energy Deposition | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University, t.y.)

Bağlayıcı Püskürtmeli Üretim (BJ; Binder Jetting)

Yapıştırıcılarla katmanlı imalat da denilen bu yöntemde üretim, toz parçacıklarından oluşan malzemenin sıvı bazlı bir bağlayıcı ile seçici olarak tabaka tabaka yapıştırılması prosedürü ile gerçekleştirilir. Sıvı damlaların görevi toz yatağındaki tabakaları bağlamaktır. Her katmanda toz malzeme bir silindir yardımıyla üretim tablasına serilir. Baskı kafası CAD verileri doğrultusunda tasarımı üretmek için bağlayıcıları seçili bölgelere bırakır (Gibson ve ark., 2021).

Bağlayıcı püskürtme yönteminin desteksiz tasarım yapabilmesi, büyük materyaller üretebilmesi, hızlı üretimi ve nispeten düşük maliyeti avantajları arasında sayılabilir (Lee ve ark., 2017).



Şekil 2.9. Bağlayıcı Püskürtmeli Üretim Şematik Görünümü (Binder Jetting | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University, t.y.)

2.8. Metal – Seramik Bağlantısı

Metal destekli seramik restorasyonların uzun dönem klinik başarısını belirleyen faktörlerden; fonksiyonun ve estetiğin devamlılığı, metal ve seramik arasında oluşan güçlü bağlantı ile doğrudan ilişkilidir. Bağlantının güçlü olması restorasyonun bütünlüğünü korur, oklüzyonun devamlılığını sağlar, bağlantı başarısızlıkları fonksiyonun bozulmasına ve estetiğin yitirilmesine sebep olabilmektedir. Bu başarısızlıklar hem hasta hem hekim açısından zaman ve maliyet kaybıyla sonuçlanmaktadır.(Sakaguchi ve ark., 2012) (Kaleli ve Saraç, 2017)

Metal ile seramik arasındaki bağlanma kuvveti; mekanik tutunma kuvvetlerine, van der Waals kuvvetlerine, bağlayıcı oksitler aracılığıyla kurulan kimyasal bağlantıya

ve sıkışma kuvvetlerine atfedilmiştir. Mekanik bağ, yüzey pürüzlülüğüne, kırlangıç kuyruğu kenetlenmelerine (dovetails), çıkıntılara ve tutunma noktalarına bağlıdır. Kimyasal bağ, metal altyapı üzerinde oluşan oksit tabakası ile opak seramiğinde bulunan oksitlerin iyonik, kovalent ve metalik bağlar oluşturmasıyla kurulur. Van der Waals kuvvetleri kimyasal bağ olmaksızın moleküler yüke bağlı çekimle oluşur. Sıkışma kuvvetleri ise porselen ve metal arasındaki genleşme katsayısı farklılığından kaynaklanır (Korkmaz ve Asar, 2009; Schweitzer ve ark., 2005; Knap ve Ryge, 1966).

2.7.1. Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

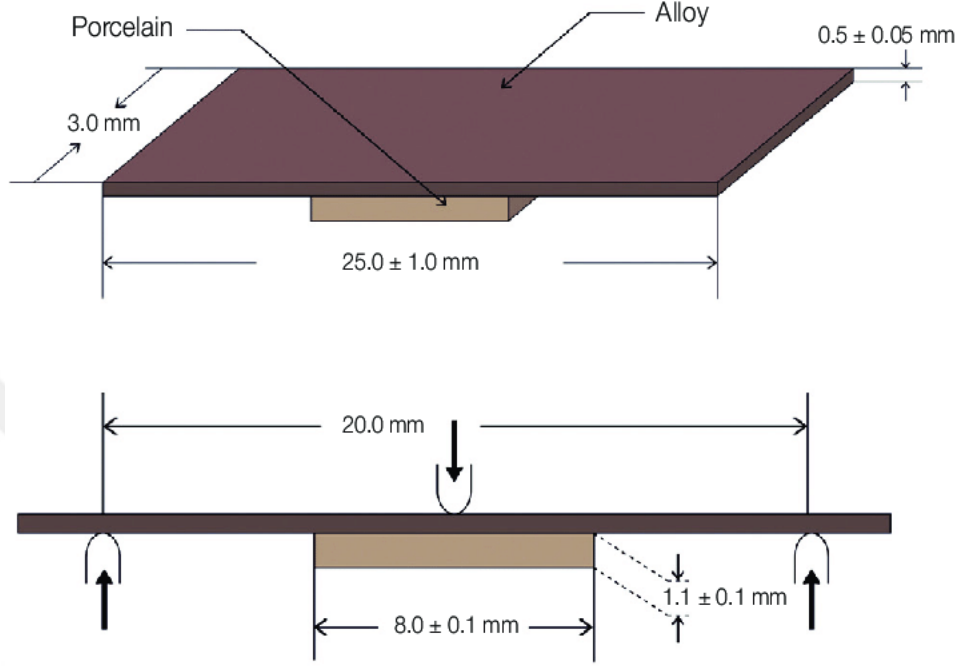
Metal-seramik bağlantı dayanımını değerlendirebildiği farklı test yöntemleri mevcuttur, kullanılan testler arasında makaslama testi, kırma testi, çekme testi, kesme ve çekme testlerinin kombinasyonu, 3 ve 4 nokta eğme testleri sıralanabilir (Lombardo ve ark., 2010; Hammad ve Talic, 1996). Ancak kullanılan farklı testlerin çoğunda gerilim dağılımı yerine gerilim konsantrasyonun etkileri gösterilir ve bu, bağ kuvveti sonuçlarını çarpıtabilir (Kaleli ve Saraç, 2017; Sadeq ve ark., 2003; Anusavice ve ark., 1980).

2.7.1.1. Üç nokta eğme testi

ISO 9693:2019 standardı, diş hekimliği uygulamalarında kullanılan "Metal-seramik ve seramik-seramik sistemler için uyumluluk testi" standardını belirlemektedir. "Üç nokta eğme testi" metal-seramik bağlantısının değerlendirilmesi için en uygun test olarak standartlaştırılmıştır (ISO 9693:2019, t.y.) (Kaleli ve Saraç, 2017).

ISO 9693:2019 belirlediği standartlara göre (şekil 2.10); 3nokta eğme testinde metal-seramik bağlantı dayanımı ölçülmesi, örneklerin üretilirken her bir metal alt yapı uzunluğu 25 ± 1 mm, genişliği $3 \pm 0,1$ ve kalınlığı $0,5 \pm 0,05$ mm boyutlarına uygun üretilmelidir. Her bir metal örneğin orta 1/3'lük kısmındaki metalin üzerine uzunluğu $8 \pm 0,1$ mm, kalınlığı $1,1 \pm 0,1$ ve 3mmlik genişliğe yayılacak biçimde dikdörtgen seramik uygulanmalıdır. Universal test cihazına destek noktaları arası mesafa 20mm olan dayanak üzerine metal yüzey yukarı seramik yüzey aşağıya bakacak şekilde örnek yerleştirilir. Metal seramik ara yüzünün kenarında bir ayrılma gerçekleşene kadar kuvvet tam ortadan uygulanarak 0,5-1,5 mm/dak hızla hareket etmesine izin verilir. Kopma anındaki Newton (N) değeri kaydedilir ve ilgili formülde

kullanılarak bağlanma dayanımı megapascal (MPa) cinsinden hesaplanır. Metal altyapılı porselen malzemesinin bağlantı/kırılma başlangıç dayanımı en az 25 MPa' dan büyük olmalıdır (ISO 9693:2019, t.y.).



Şekil 2.10. ISO 9693'e göre Üç nokta eğme testi düzeneği şematik görünümü
(Hong ve Shin, 2014)

2.9. Metal Alaşımların Metalografik İncelemelerinde Kullanılan Testler

2.8.1.Arşimet Prensibiyle Hacimsel Bağlı Yoğunluk Hesaplama

Arşimet prensibi, sıvı içerisindeki bir cismin, itilen ağırlığının, sıvının yer değiştirmesiyle ortaya çıkan kaldırma kuvvetiyle eşit olduğunu belirtir. Bu prensip, özellikle yoğunluk hesaplamalarında kullanılır (Serway ve Jewett, 2018).

Bir malzemenin doluluk oranı, malzemenin hacminin toplam boşluğa oranıdır. Bu oran, malzemenin yoğunluğuyla ilişkilidir. Arşimet prensibi, sıvıya batırılan bir cismin yer değiştirme miktarının, sıvının ağırlığına eşit olduğunu gösterir. Bu da sıvının yoğunluğu ile doğrudan ilişkilidir (Callister ve Rethwisch, 2007).

2.8.2. Vickers Mikrosertlik Testi (HV)

Yaygın olarak kullanılan sertlik testi yöntemlerinden biri olan Vickers sertlik testi geniş bir sertlik skalasına sahip olduğu için birçok materyal ve metal için uygun bir yöntemdir. Vickers sertlik testinde tepe açısı 136° piramidal elmas indenter belli bir yük altında batırılarak materyalde kare bir çentik oluşturur. Yük kaldırıldıktan sonra oluşan izin köşegen uzunluklarının ortalaması ölçülür. Vickers sertlik değerinin hesaplanması $HV=1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ formülü ile hesaplanmaktadır. Belli bir yük uygulanması sonucu oluşan iz alanının büyüklüğü ölçülür. Ölçülen izin alanı küçüldükçe, elde edilen Vickers sertlik değeri büyür. Bu sonuç, malzemenin daha sert olduğunu gösterir (Moore ve Booth, 2014; Dietschi ve ark., 2003).

2.8.3. Yüzey Pürüzlülüğü Analizi

Bir materyalin yüzey pürüzlülüğü mekanik profilometreler, optik profilometreler, atomik mikroskoplar ve elektron mikroskopları kullanılarak ölçülebilmektedir (Kakaboura ve ark., 2007).

Mekanik profilometreler kaydedici bir uç yardımıyla mevcut yüzeyde gezinerek yüzey pürüzlülüğü ölçümlerini 2 boyutlu olarak kaydetmektedir. Yüzey topografisi bu yöntemle belirlenmektedir (Joniot ve ark., 2006; İnan ve ark., 2008).

2.8.4. Üç Boyutlu Optik Profilometre Analizi

Optik profilometreler materyal yüzeyine temas etmeden optik ışınlarla tarama yaparak yüzey pürüzlülüğü ölçümlerini gerçekleştirmektedir.

Yüzey topografisi doğası gereği 3 boyutlu olduğu için, 3 boyutlu yüzey topografisi ölçümü ile bir yüzeyin doğal özellikleri temsil edebilir. Mekanik profilometri, yaygın olarak bulunabilmesi ve nispeten ucuz olması nedeniyle en yaygın ölçüm yöntemi olmasına rağmen stilusun uzamsal boyutu, ölçüm kuvveti, örnekleme hızı ve z ekseninde kalibrasyon gibi faktörlerle ölçümü sınırlıdır ve genellikle yüzey pürüzlülüğünün altında tahminler verir. Optik profilometreler mekanik profilometrelerden daha yüksek çözünürlüğe sahiptir (Ereifej ve ark., 2013).

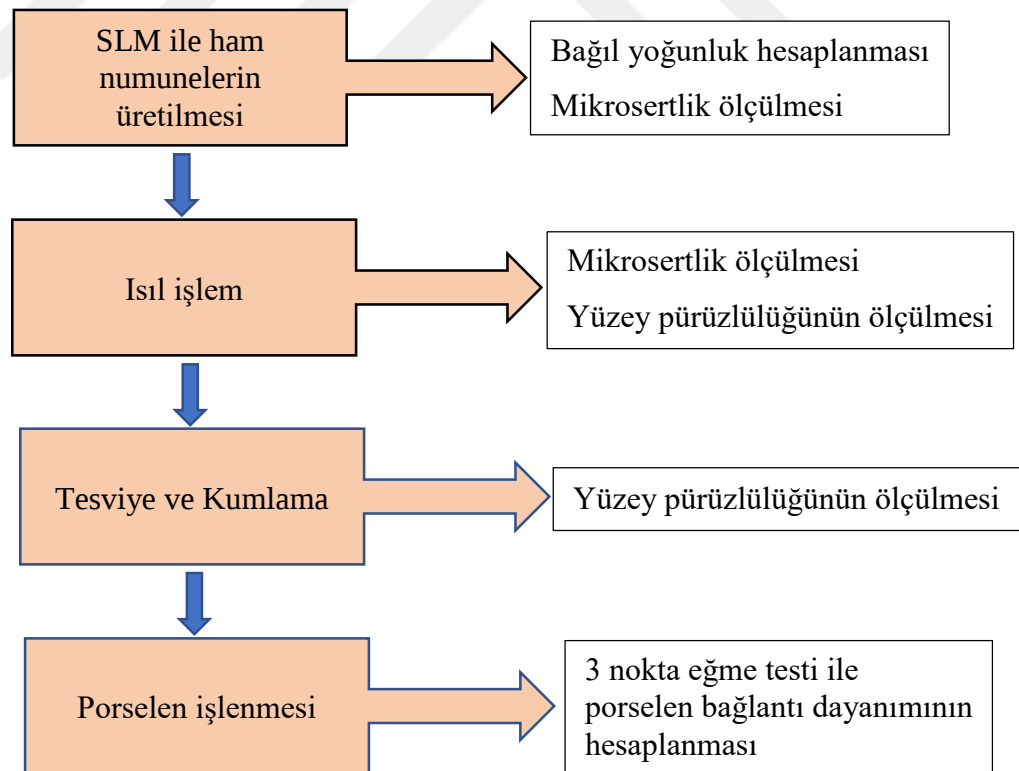
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Sivas Bilim ve Teknoloji Üniversitesi; İleri Alaşımlar Üretim Merkezi, Yapı ve Malzeme Laboratuvarı, Optik Laboratuvarı, Özel Berke Diş Protez Laboratuvarı ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde imkanları kullanılarak yürütüldü.

Bu çalışmada Seçici Lazer Ergitme yöntemiyle farklı lazer gücü ve lazer tarama hızları kullanılarak üretilen metal altyapıların metalografik özellikleri ve porselen bağlanma dayanımları araştırıldı.

Çalışmanın deney sıralaması ve deney tasarımı tablo 3.1, 3.2' de gösterilmiştir.

Tablo 3.1 Deney sıralarının gösterilmesi



Tablo 3.2. Deney tasarımının gösterilmesi

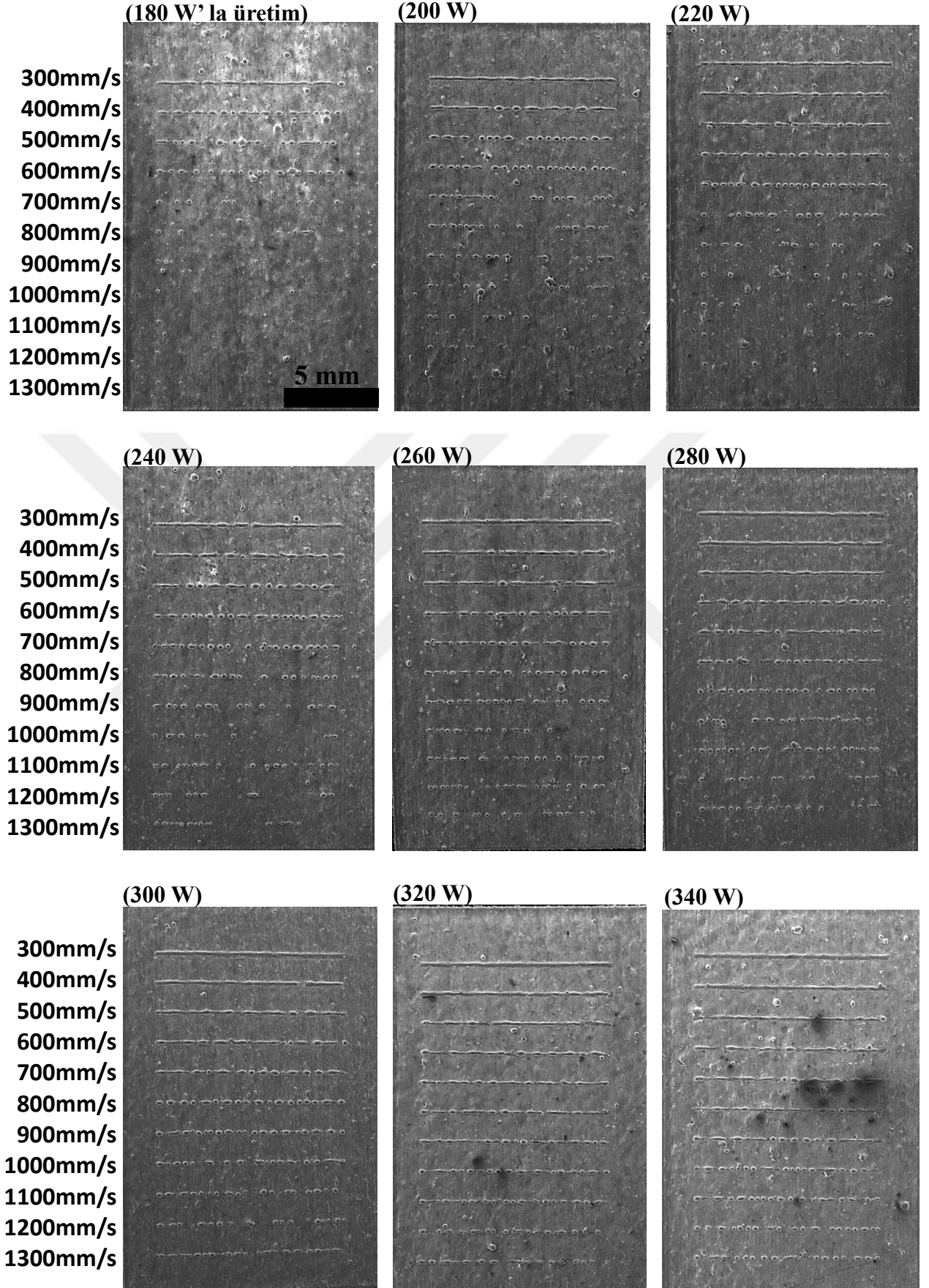


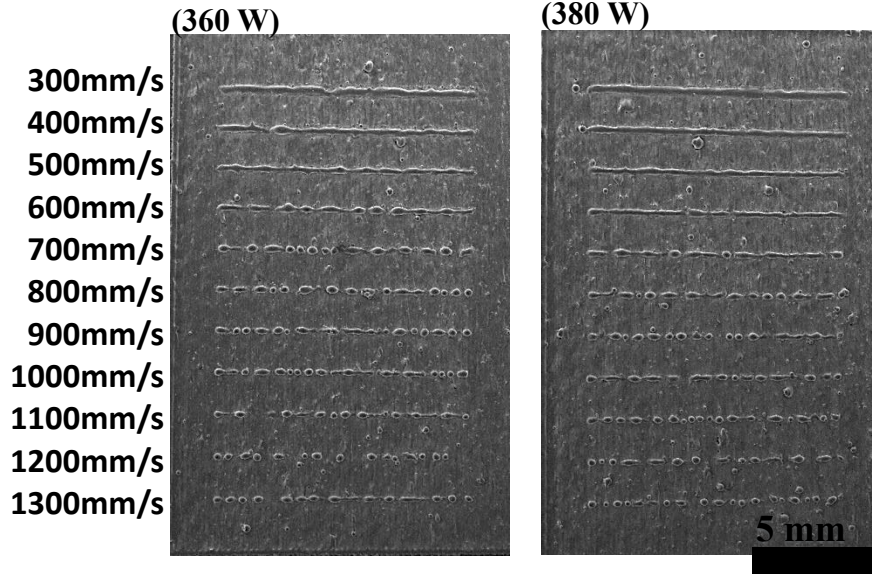
3.1. SLM ile Üretilen Örneklerde Kullanılacak Test Gruplarının Seçiminde, Uygun Lazer Gücü ve Tarama Hızı Parametrelerini Belirlemek İçin Yapılan Tekli Lazer İzleri Üretimi Çalışması

Çalışmada kullanılan SLM yönteminde üretimlerin lazer gücü ve tarama hızı parametrelerine karar vermek için bir ön çalışma gerçekleştirildi. Tekli lazer izleri şeklinde farklı lazer güç ve hız kombinasyonlarıyla üretimler yapıldı.

Her bir ayrı tablada 180, 200, 220, 240, 260, 280, 300, 320, 340, 360 ve 380 W olmak üzere farklı lazer güçleri kullanılarak tekli lazer izlerinin üretimi gerçekleştirildi. Her tablada yukarıdan aşağıya doğru tarama hızları 300mm/s'den başlayarak 400, 500, 600, 700, 800, 900, 1000, 1100, 1200, 1300 mm/s 'ye artacak biçimde gerçekleştirilen üretimlerin morfolojileri SEM'de incelendi. SEM görüntülerine (şekil 3.1) bakıldığında 180 W'tan 380 W'a lazer gücü artarken enerji yükseldikçe daha fazla tozun ergiyip katılaşmasına neden olduğu için aynı tarama hızındaki lazer izlerinin belirginliklerinin ve kalınlıklarının arttığı, daha düz, devamlı ve dolu oldukları gözlemlendi. Lazer tarama hızı arttıkça izlerin düzensizleştiği özellikle düşük lazer güçlerinde belirli hızlardan sonra yeterli enerji verilemediği için ergitme gerçekleşmediğinden herhangi bir lazer izi oluşumu gerçekleşmediği gözlemlendi.

Yapılan ön çalışma sonucunda farklı lazer güçlerinin ve farklı tarama hızlarının mikro yapıya ve porselen bağlanma dayanımına etkisini incelemek için düşük hızlarda çalışmanın daha verimli olduğu tespit edildi. Aynı zamanda lazer güçlerinin etkisinin daha iyi anlaşılabilmesi için 240 W, 300 W, 360 W gibi sağlıklı lazer izlerinin elde edildiği güçler seçildi. Çalışmanın ilk bölümünde 500 mm/s hızla belirlenen 3 güç grubunda üretim yapıldı. İlk 3 gruba yapılan porselen bağlantı dayanımı deneylerinden sonra en başarılı grubun gücü seçilip (360 W) çalışmanın ikinci bölümünde lazer hızları değiştirilerek 400 mm/s, 600 mm/s ve 700 mm/s' de üretimlerin gerçekleştirilmesine karar verildi. Çalışma grupları tablo 3.4 'de gösterilmiştir.





Şekil 3.1. Tekli lazer izleri 10x büyütme SEM görüntüleri

Tablo 3.4. Çalışma grupları

Grup 1	240 W 500 mm/s	Grup 4	360 W 400 mm/s
Grup 2	300 W 500 mm/s	Grup 5	360 W 600 mm/s
Grup 3	360 W 500 mm/s	Grup 6	360 W 700 mm/s

3.2. Seçici Lazer Ergitme Yöntemiyle Metal Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada diş hekimliği- sabit ve hareketli restorasyonlar ve uygulamalar için metal malzemeler standardı olan ISO 22674'e uygun Co-Cr alaşım tozu (Puresphere 43055, Sentebir, İzmir, Türkiye) üretim için kullanılmıştır. Tozun kimyasal kompozisyonu tablo 3.5' te fiziksel özelliklerine ait teknik bilgileri tablo 3.6' da tozun fotoğrafı şekil 3.2' de gösterilmektedir.

Tablo 3.5. Puresphere 43055 tozunun kimyasal kompozisyonu

Material Tipi	Toz
Marka, Üretici, Menşei	Puresphere 43055; Sentebir, Türkiye
Metalin İçeriği	Co %62-64, Cr %24-26, Mo % 4.5-5.5, W %4.9-5.9 Si % 0.2-1.2 Diğerleri % <1

Tablo 3.6. Puresphere 43055 tozunun fiziksel özellikleri

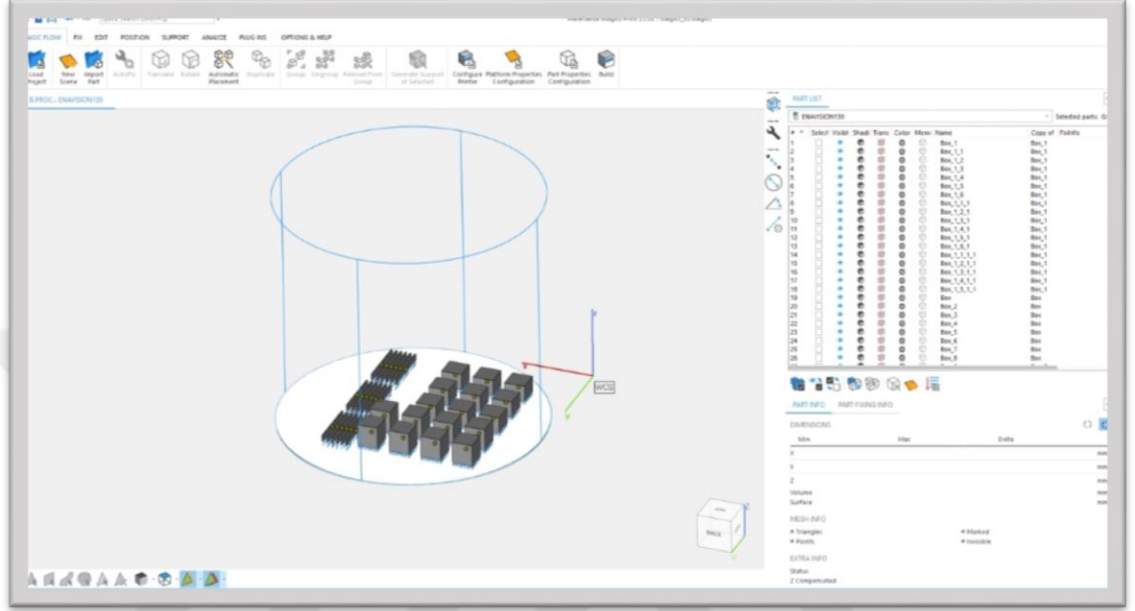
Yoğunluk	8.64 g/cm ³
Sertlik	430±30 HV
Kopma uzaması	% 9
Çekme dayanımı	1285 MPa
Akma dayanımı	1085 MPa
Elastisite Modülü	200 GPa
Termal genişleme katsayısı 25-500°C 20-600°C	12,90x 10 ⁻⁶ K ⁻¹ (25-500°C) 13,20x 10 ⁻⁶ K ⁻¹ (20-600°C)
Ergime aralığı	1410- 1450 °C



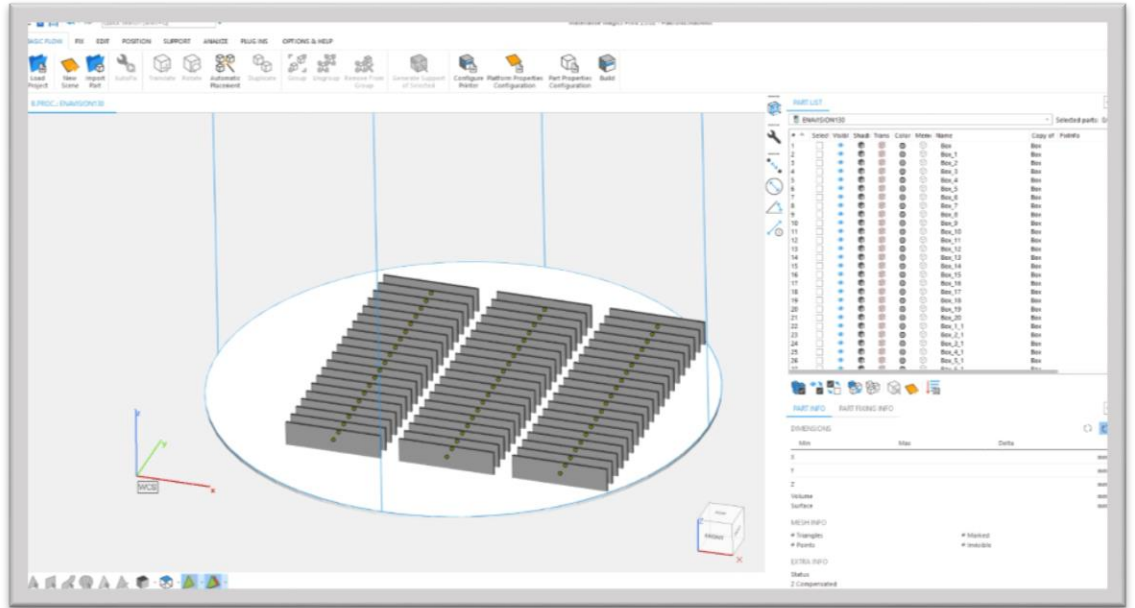
Şekil 3.4 SLM üretiminde kullanılan toz

Metalografi incelemeleri için 30 adet 12 x12 x 10 mm³ boyutlarında dikdörtgen numunelerin üretilmesi, 3 nokta eğme ve yüzey pürüzlülüğü testleri için 96 adet ISO 9693:2019 standardında belirtilen 25 x 3 x 0,5 mm³ boyutlarında şerit metal numuneler üretilmesi için örneklerin üç boyutlu tasarımı bir CAD-CAM programı olan Materialise (Materialise Magics 25.02, Materialise NV, Leuven, Belçika) programı

kullanılarak yapıldı ve aynı program kullanılarak eklemeli imalat cihazı tablası üzerine Şekil 3.5.a ve Şekil 3.5.b te görüldüğü gibi sanal ortamda konumlandırıldı. Sonrasında CAM verilerine dönüştürülerek eklemeli imalat cihazına yüklendi.



Şekil 3.5.a Materialise Magics Programındaki tasarımın görüntüsü dikdörtgen numuneler



Şekil 3.5.b Materialise Magics Programındaki tasarımın görüntüsü 3 nokta eğme numuneleri

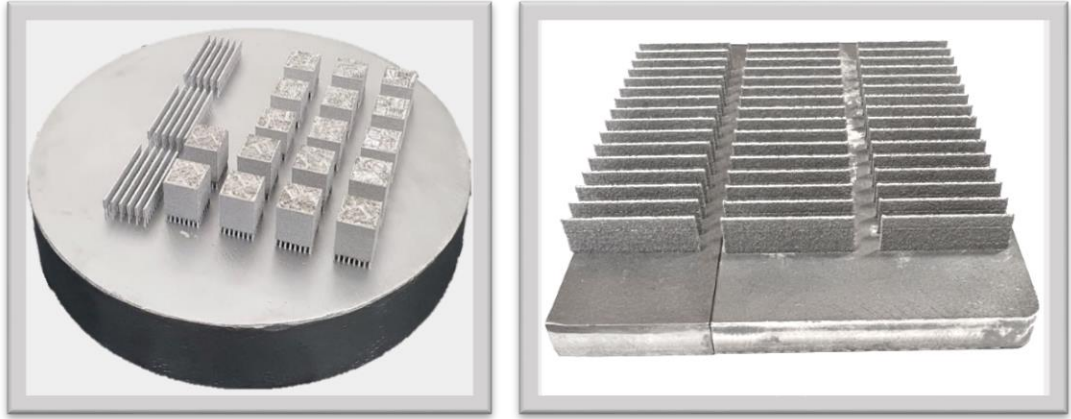
Üretimin yapılacağı Co-Cr alaşım tozu SLM cihazının (Ermaksan Ena Vision 130, Bursa, Türkiye) (şekil 3.6) toz haznesine yerleştirilerek her bir çalışma grubuna ait numunelerin üretimi gerçekleştirildi. SLM üretiminde kullanılan parametreler Tablo 3.3’ te gösterilmiştir. Üretimi gerçekleştirilen numunelerin görüntüleri şekil 3.7’ de gösterilmiştir.

Tablo 3.3 SLM Üretim Parametreleri

	1.Grup	2.Grup	3.Grup	4.Grup	5.Grup	6.Grup
Katman Kalınlığı (Layer Thickness)	30 μm	30 μm	30 μm	30 μm	30 μm	30 μm
Tarama Mesafesi (Hatch distance)	100 μm	100 μm	100 μm	100 μm	100 μm	100 μm
Lazer Çapı (Laser diameter)	75 μm	75 μm	75 μm	75 μm	75 μm	75 μm
Lazer Gücü (Laser Power)	240 W	300 W	360 W	360 W	360 W	360 W
Tarama Hızı (Laser Speed)	500 mm/s	500 mm/s	500 mm/s	400 mm/s	600 mm/s	700 mm/s



Şekil 3.6. SLM üretim cihazı



Şekil 3.7. Üretimden çıkmış metal numunelerin görünümü

3.3.Metalografik Deneylerin Yapılması

3.3.1.Arşimet Prensibiyle Hacimsel Bağıl Yoğunlukların Hesaplanması

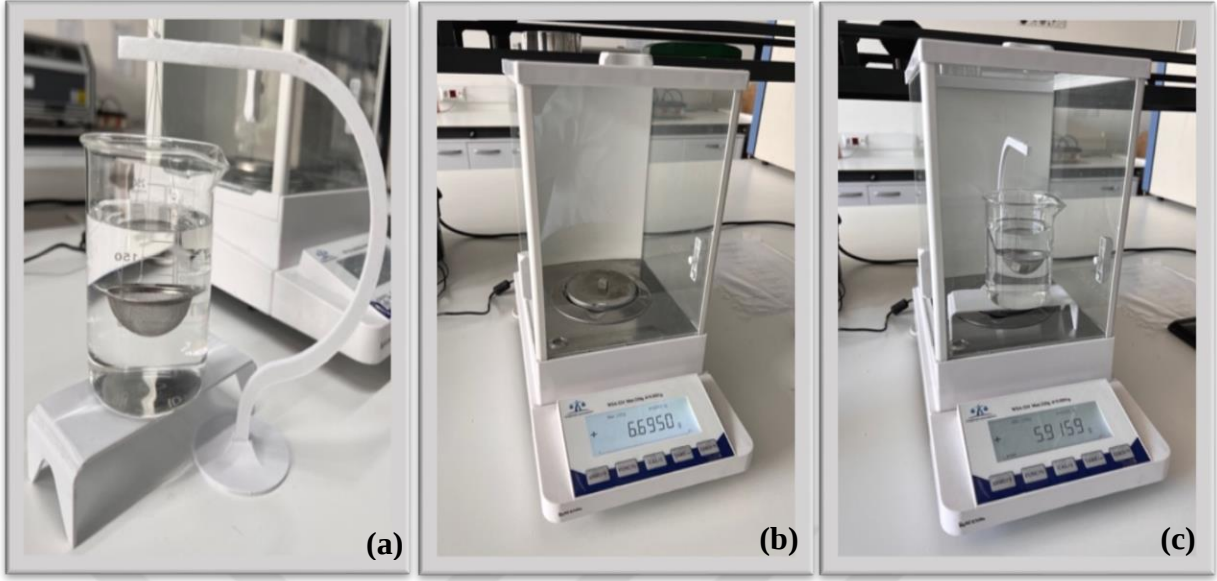
Üretilen metal numunelerin bağıl yoğunluklarının hesaplanması analitik hassas terazi (Weightlab WSA-224 Türkiye) (Şekil 3.8.c) kullanılarak gerçekleştirildi. Hacimlerini Arşimet prensibiyle ölçmek için numunelerin su içinde askıda kalabileceği bir düzenek tasarlanarak 3D yazıcı (ENDER-3 S1 PRO, Creality, Çin) ile üretildi (şekil 3.8.a). Her numunenin ilk olarak havadaki ağırlığı (W_h) tartıldı (Şekil 3.8.b) Daha sonra hazırlanan düzenek tartı içerisine yerleştirildi ve ağırlığı sıfırlandı. Düzenek sayesinde suda askıda kalması sağlanan numunelerin sudaki ağırlıkları (W_s) tartıldı (Şekil 3.8.c). Suyun sıcaklığı 17,5 °C olarak ölçüldü ve suyun yoğunluğu (ρ_s , g/cm³) belirlendi. Ölçülen değerler ‘ ‘ $\rho_h = [W_h/(W_h - W_s)] \times \rho_s$ ‘ ‘ formülü kullanılarak numunelerin hacimsel bağıl yoğunlukları hesaplandı.

ρ_h ;Suya göre bağıl yoğunluk

W_h ; Numunenin havadaki ağırlığı

W_s ; Numunenin sudaki ağırlığı

ρ_s ; Suyun yoğunluğu



Şekil 3.8.a. Numunelerin su içinde askıda kalabileceği düzeneğin görünümü

Şekil 3.8.b. Numunenin havadaki ağırlığının tartılması

Şekil 3.8.c. Numunelerin sudaki ağırlıklarının tartılması

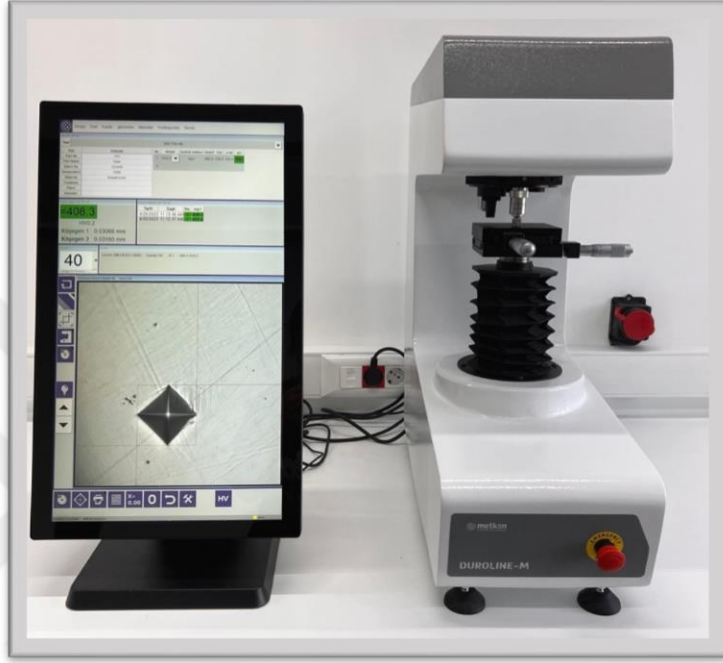
3.3.2.Vickers Mikrosertliklerinin Belirlenmesi

Üretilen dikdörtgen numuneler metalografik numune hazırlama prosedürüne göre zımparalama ve parlatma cihazında (Blupol,Türkiye) (Şekil 3.9) 400, 600, 800, 1000,1200 μm silisyum karbür ile zımparalandı. 6 μm ve 1 μm elmas solüsyon kullanılarak çuhada parlatıldı.



Şekil 3.9. Zımparalama ve parlatma cihazı

Her gruptan birer üretimden çıkmış ham numune (AB, as-built) ve ısıl işlem (HT, heat treatment) görmüş numune mikrosertlik ölçüm cihazı (Metkon DUROLİNE-M, Türkiye) (şekil.3.10) kullanılarak test edildi. Her bir numunenin yüzeyi boyunca eşit aralıklarla 10 noktasından, 200 gr yük 10 sn uygulanarak mikrosertlik ölçümü alındı.



Şekil 3.10. Mikrosertlik ölçüm cihazı

3.3.3.Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi

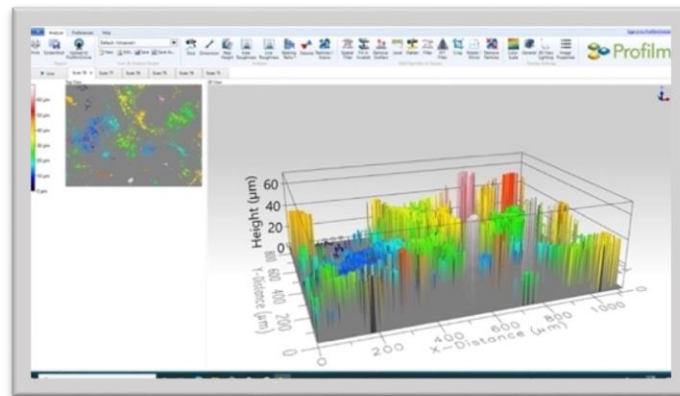
Her çalışma grubundan 3 adet sadece ısıl işlem görmüş ve 3 adet ısıl işlem tesviye ve kumlama işlemi uygulanmış şerit şeklindeki metal numunelerden, her bir numunenin 3 farklı noktasından olmak üzere temassız üç boyutlu optik profilometre (3D optical profilometer, Filmmetrics, USA)(şekil 3.11) kullanılarak yüzey pürüzlülüğü (Sa) ölçüldü ve topografik haritalaması kaydedildi.(şekil 3.12.a) (şekil 3.12.b)



Şekil 3.11. Üç boyutlu optik profilometre cihazı



Şekil 3.12.a. Yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi



Şekil 3.12.b. Yüzey topografisinin kaydedilmesi

3.4. Üç Nokta Eğme Numunelerinin Hazırlanması

Üretimi tamamlanan çubuk şeklindeki numuneler tabladan tel-erezyon kesme yöntemi ile ayrıldı. Üreticinin talimatlarına uygun biçimde inert gaz atmosferinde fırınlanarak (Protherm, Türkiye) (şekil 3.13) ısıtılma tabi tutuldu.

Isıl işlem uygulama basamakları;

1. Fırın 60 dk içinde 450 °C' ye ısıtıldı.
2. 450 °C 'yi 45 dk boyunca korudu.
3. Fırın 45 dk içerisinde 750 °C'ye ısıtıldı.
4. 750 °C 60 dk boyunca korundu.
5. Fırın kapatıldı.
6. Sıcaklık 600 °C' ye düştüğünde fırının kapısı açıldı.
7. Fırındaki sıcaklık yaklaşık 300 °C'ye düştüğünde, koruyucu gaz kutusu alındı ve Argon gazı akışı kapatıldı.
8. Oda sıcaklığına kadar soğuması beklendi.

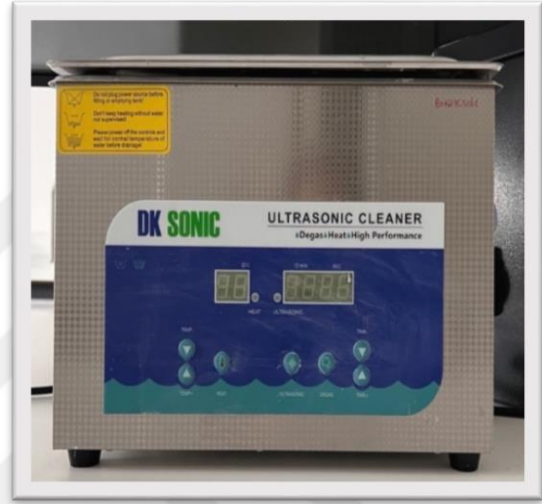


Şekil 3.13. Isıl işlem uygulama fırını

Metal numunelerin ısıl işlemleri tamamlandıktan sonra tesviyesi yapıldı. Tesviyesi tamamlanan örnekler porselen kaplama işlemine geçilmeden önce 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile 4 bar basınç altında 10 sn boyunca kumlama işlemine tabi tutuldu (Ney, Blastmate II, Yucaipa, CA, USA) (şekil 3.14). Kumlama işleminden sonra örnekler ultrasonik temizleyicide (DK Ultrasonic Cleaner, İngiltere) (şekil 3.15) 5 dk tutularak temizlendi.



Şekil 3.14. Kumlama cihazı



Şekil 3.15. Ultrasonik temizleme cihazı

Metal örnekler seramik fırınında (Programat P310, Ivoclar, Liechtenstein) (Şekil 3.16) üreticilerin talimatlarına göre uygun olarak 980°C' de 5 dakika, oksidasyon işlemine tabi tutuldu.



Şekil3.16. Porselen fırını

Farklı lazer güçlerinde ve tarama hızlarında SLM ile üretilen metal numunelerin yüzey hazırlıkları tamamlandıktan sonra ISO 9693:2019 standartlarına uygun olarak 8x3 mm'lik merkez kısmına toplam kalınlığı 1.1 ± 0.1 mm olacak şekilde sırasıyla porselen uygulaması yapıldı. Üretici firmanın uygulama talimatlarına göre sırasıyla 0.1mm wash opak (VITA VMK Master, Zahnfabrik, Almanya) ve 0.1mm opak (Opak, VMK Master, Zahnfabrik Almanya) iki ayrı fırınlama ile uygulandı. Opak uygulanmış örneklerle dentin ve mine tabakaları 0.9 mm kalınlıkta tek seferde uygulandı. Dentin ve mine tabakası pişirildikten sonra toplam kalınlığın 1.1 ± 0.1 mm olması sağlanan porselen tabakasının üzerine glaze (VITA AKZENT Plus, Zahnfabrik, Almanya) tabakası uygulandı.Çalışmada kullanılan fırınlama prosedürleri tablo 3.4 te, porselen tozları şekil 3.17' de gösterilmiştir.

Tablo 3.4. Porselen işlemede kullanılan fırınlama prosedürleri

	Başlangıç Sıcaklığı	Başlangıç Sıcaklığında Bekleme Süresi	Sıcaklık Artma Süresi	Dakikada Artan Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklık	En Yüksek Sıcaklıkta Bekleme Süresi	Vakum Süresi
	°C	dk	dk	°C/dk	°C	dk	dk
Wash Opak	500	6	5.45	80	960	1	5.45
Toz Opak	500	2	5.38	80	950	1	5.38
Dentin-Mine	500	6	7.49	55	930	1	7.49
Glaze	500	4	5.15	80	920	1	-



Şekil 3.17. Çalışmada kullanılan porselen tozları

Numunelerin porselen fırınlama işlemleri tamamlandıktan sonra bütün yüzeylerinin kalınlıkları ve boyları dijital mikrometre (Mitutoyo 293-240, Japonya) ile ölçülerek doğrulandı.



Şekil 3.18.a. Metalin uzunluğunun ve kalınlığının gösterilmesi

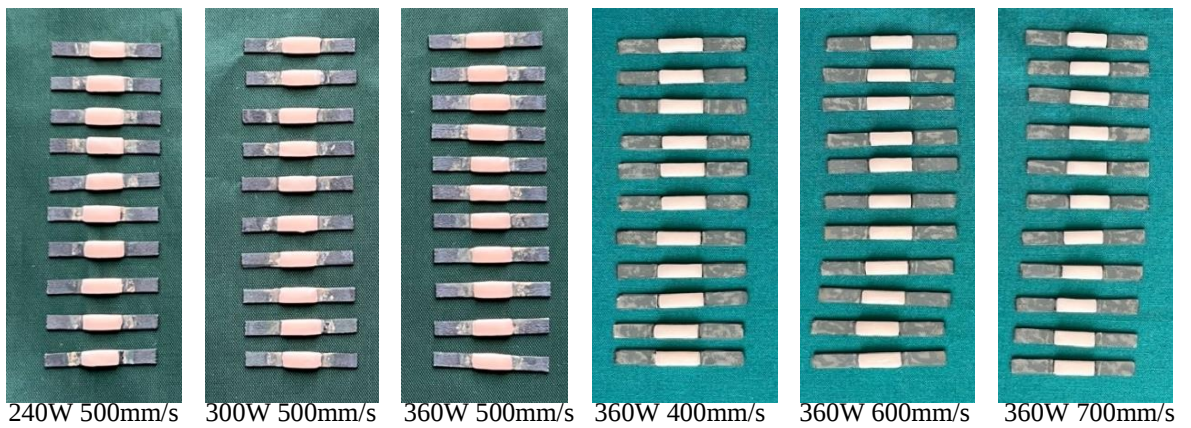


Şekil 3.18.b. Porselenin uzunluğunun kalınlığının gösterilmesi



Şekil 3.18.c. Metal ve porselenin genişliğinin gösterilmesi

Üretimleri tamamlanmış 3 nokta eğme testine hazır tüm grupların görüntüsü
şekil 3.19’ da gösterilmiştir.



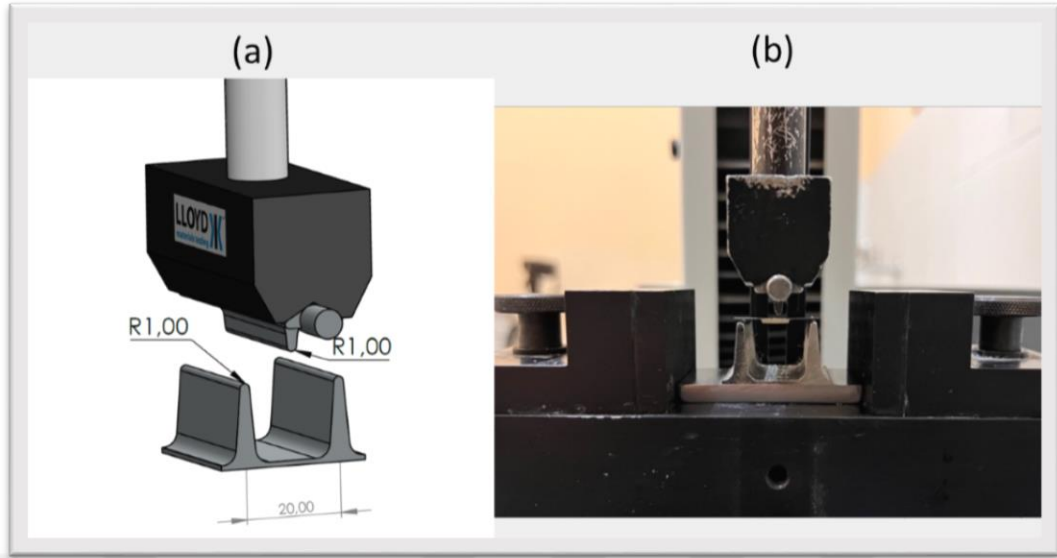
Şekil 3. 19. Porselen işlenmiş 3 nokta eğme numunelerinin gösterilmesi

3.5. Metal-Seramik Bağlantı Dayanımının Ölçülmesi

Bu çalışmada metal-seramik bağlantı dayanımı ölçmek için ISO 9693:2019 standardına uygun olarak 3 nokta eğme testi kullanıldı. Testler universal test cihazında (LR 10K Plus Lloyd Instruments, Farnham, İngiltere) (şekil 3.20) gerçekleştirildi. Testlerin uygulanabilmesi için standarda uygun özel olarak hazırlanan, örneğin yerleştirileceği dayanaklar arası 20 mm olan düzeneğe ve uç kısmı 1 mm yarıçapında kırma ucu üretildi ve kullanıldı. 3 nokta eğme düzeneği Şekil 3.21’ de gösterilmiştir.



Şekil 3.20. Universal test cihazı



Şekil 3.21. ISO 9693 standardına göre tasarlanan 3 nokta eğme düzeneği

Her gruptan 10 numune, porselen uygulanmış yüzeyleri aşağıya bakacak ve kuvvet tersinden uygulanacak şekilde dayanakların üzerine yerleştirildi. Basma kuvveti numunelerin orta noktasından 1 mm/dk hızla uygulandı. Porselenin metal altyapıdan ayrıldığı ana kadar artan kuvvet takip edildi ve porselenin altyapıdan ayrıldığı andaki ani düşüş tespit edildi. Test cihazından okunan kırılma kuvveti değeri Newton (N) cinsinden kaydedildi. (şekil 3.22)



Şekil3.22. Üç nokta eğme testinin uygulanması ve porselenin metalden ayrılmasının gösterilmesi

Porselen bağ kuvveti ISO 9693-2019’da belirtilen ‘ $\tau_b = k \cdot F_{\text{başarısız}}$ ’ formülü kullanarak hesaplandı (ISO 9693:2019, t.y.). k , test edilen metal örneğin kalınlığı ve elastik modülü kullanılarak standartta verilen grafikten elde edilen bir sabittir. $F_{\text{başarısız}}$, test esnasında kaydedilen kırılma kuvveti değeridir.

3.6. Optik Mikroskop İncelemesi

Metalografik testler için üretimden çıkmış ham numuneler ve ısıtıl işlem uygulanmış numuneler klasik metalografik numune hazırlama yöntemiyle zımparalanıp parlatıldıktan sonra 3’e 1 oranında HCl-HNO₃ çözeltisi kullanılarak yaklaşık 5 saniye boyunca dağlandı. Numunelerden optik mikroskop (Soif. MDs 400, Shanghai) (şekil3.23) 250 x büyütmede görüntüler incelenip kaydedildi.



Şekil 3.22. Optik mikroskopun görüntüsü

3.7. SEM İncelemesi (Scanin Electron Microscope, Yüzey Tarama Elektron Mikroskobu)

Mikrosertlik ölçümlerin yapıldığı ısıtıl işlem uygulanmış numunelerden, yüzey pürüzlülüğünün ölçüldüğü kumlanmamış ve tesviye yapılmış kumlanmış numunelerden rasgele birer örnek seçilerek yüzey özelliklerinin SEM analizleri taramalı elektron mikroskobu (Tescan MIRA3 XMU, Brno-Kohoutovice, Çek Cumhuriyeti) (şekil 3.23) ile yapıldı.



Şekil 3.23. SEM cihazı

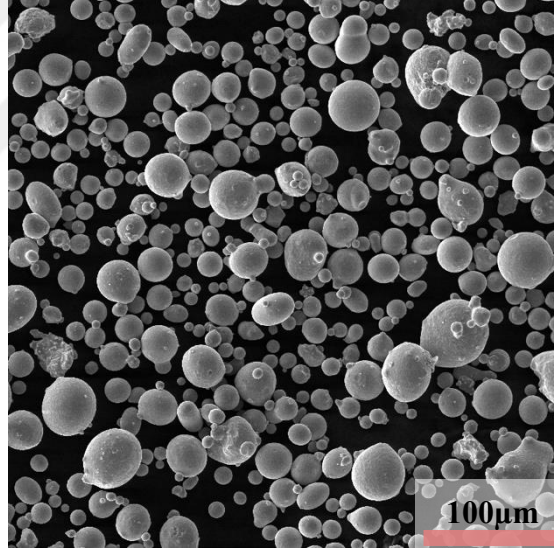
3.8. İstatistiksel Yöntem

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS (22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesi parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde (Shapiro- Wilk) bağımsız ikiden fazla gruptan elde edilen ölçümler karşılaştırılırken tek yönlü varyans analizi, analiz sonucunda farklılık yapan grup ya da grupları bulmak için Tukey testi, değişik durumlarda elde edilen iki ölçüm değerini karşılaştırırken eşler arası farkın önemlilik testi, değişkenler arasındaki ilişkiyi belirlemek için korelasyon analizi kullanılmış, verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama ($\bar{X}$), standart sapma (SS) şeklinde belirtilerek yanılma düzeyi $p=0,05$ olarak alınmıştır.

4.BULGULAR

4.1. Metal Tozun Analizi

Üretimde kullanılan metal tozun şekline ait SEM görüntüsü Şekil 4.1’ de gösterilmiştir. Tozun eklemeli imalatı istenildiği gibi küresel olduğu görülmektedir. Tozun boyutu dağılımı incelendiğinde büyük ve küçük taneli tozlar görülmektedir. Küçük taneli partiküller, serim esnasında büyük partiküllerin arasında oluşan boşluklara girme eğiliminde olduklarından, görünür yoğunluğu yüksek bir serim alanı oluşturmaktadır, bu durum ortaya çıkan nihai ürünlerin yoğunluğunu olumlu etkilemektedir.



Şekil4.1. Metal tozun morfolojisinin 500 x SEM Görüntüsü

4.2. Arşimet Prensibi ile Bağlı Yoğunluk Hesaplanması Bulguları

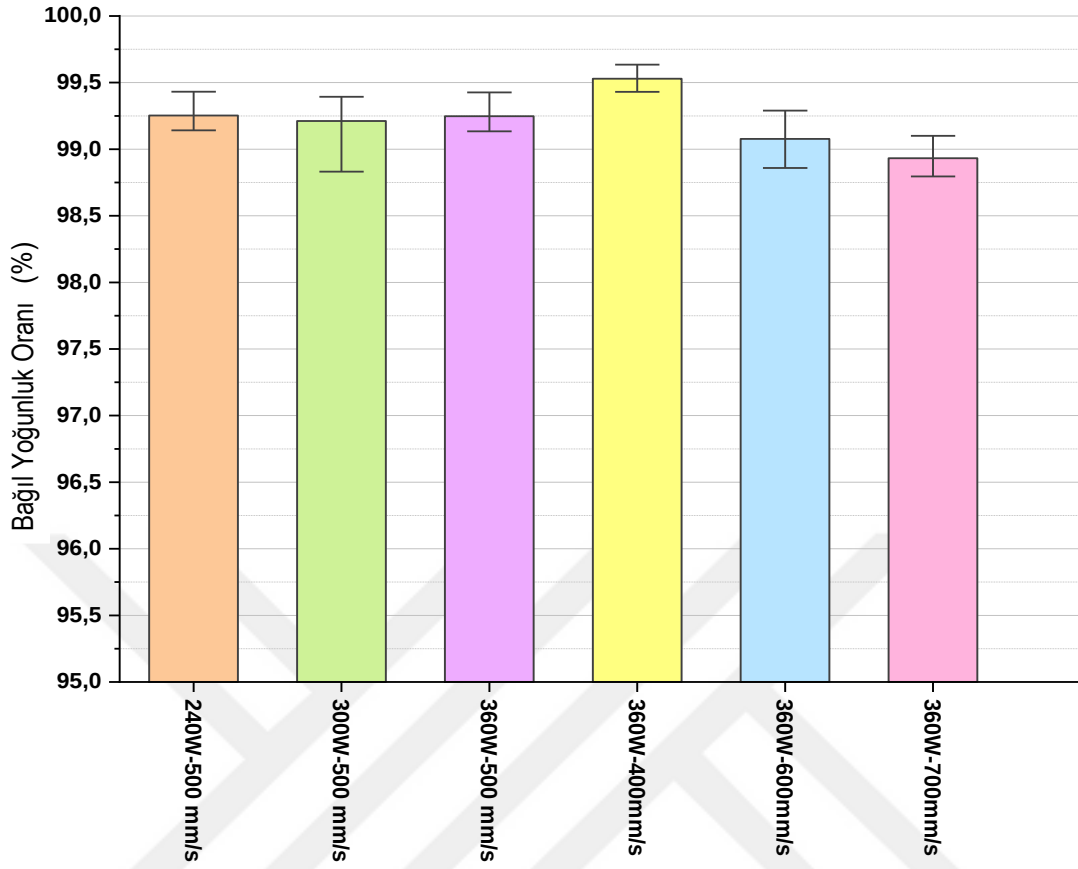
Çalışma gruplarına ait farklı lazer gücü ve tarama hızlarında üretilen 6 gruptaki metal alaşım numunelerin bağıl yoğunlukları hacimsel olarak hesaplanmış ve “%” olarak veriler elde edilmiştir. Numunelere ait ortalama hacimsel bağıl yoğunluk değerleri Tablo 4.1’de, grafiği Şekil 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.1. Tüm gruplara ait hacimsel bağıl yoğunluk değerleri (%) sonuçları

Gruplar	n	Hacimsel Bağıl Yoğunluk X±SS (%)
240 W 500 mm/s	5	99,25± 0,12
300 W 500 mm/s	5	99,21± 0,22
360 W 500 mm/s	5	99,25± 0,12
360 W 400 mm/s	5	99,53± 0,09 ^a
360 W 600 mm/s	5	99,22± 0,43
360 W 700 mm/s	5	98,93± 0,11 ^a
Sonuç		F=3,83 P=0,011*

* Dikey yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlıdır (p<0,05)

Hacimsel olarak bağıl yoğunluk değerleri yönünden gruplar karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplara ait ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında 360 W 400 mm/s grubu ile 360 W 700 mm/s grubu arasındaki fark önemli bulunurken (p<0,05), diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).



Şekil 4.2. Gruplara ilişkin bağıl yoğunluk değerleri dağılımı

4.3. Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları

Çalışma gruplarına ait farklı lazer gücü ve tarama hızlarında üretilen 6 gruptaki metal alaşım örneklerin, üretimden çıktıktan sonra ham halindeki (AB,as-built) ve ısıtıl işlem gördükten sonraki (HT,heat treatment) mikrosertlik değerleri (HV,Vickers) elde edilmiştir. Numunelere ait ortalama mikrosertlik değerleri Tablo 4.2’ de grafiği Şekil 4.3’te verilmiştir.

Tablo 4.2. Tüm gruplara ait mikrosertlik değerleri (HV) sonuçları

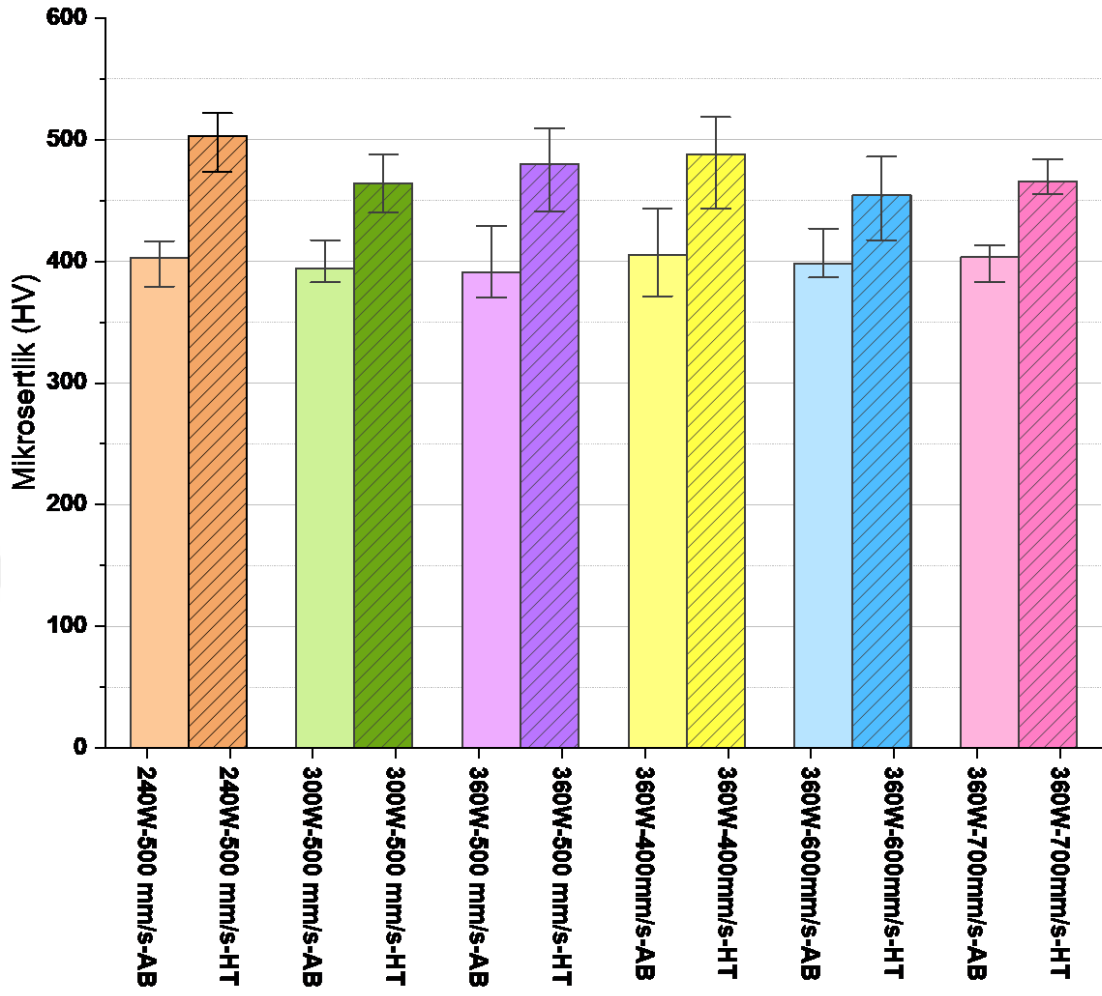
Gruplar	n	Ham Grup Mikrosertlik $\bar{X} \pm SS$ (HV)	Isıl İşlemlili Grup Mikrosertlik $\bar{X} \pm SS$ (HV)
240 W 500 mm/s	10	402,67 $\pm$ 10,96	503,32 $\pm$ 15,80 ^{a,b,c}
300 W 500 mm/s	10	394,31 $\pm$ 10,90	464,43 $\pm$ 13,93 ^a
360 W 500 mm/s	10	390,80 $\pm$ 20,32	479,96 $\pm$ 21,73 ^d
360 W 400 mm/s	10	405,44 $\pm$ 21,42	487,97 $\pm$ 23,48 ^e
360 W 600 mm/s	10	398,32 $\pm$ 11,43	454,35 $\pm$ 20,49 ^{b,d,e}
360 W 700 mm/s	10	403,40 $\pm$ 10,77	465,71 $\pm$ 8,83 ^c
Sonuç		F=1,44 P=0,222	F=9,85 P=0,001*

* Dikey yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p < 0,05$)

Ham örneklerin mikrosertlik ölçüm değerleri yönünden gruplar karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

Isıl işlem uygulanmış örneklerin mikrosertlik ölçüm değerleri yönünden gruplar karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında 240 W 500 mm/s grubu ile 300 W 500 mm/s grubu arası farklılık, 240 W 500 mm/s grubu ile 360 W 600 mm/s grubu arası farklılık, 240 W 500 mm/s grubu ile 360 W 700 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 500 mm/s grubu ile 360 W 600 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 400 mm/s grubu ile 360 W 600 mm/s grubu arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

Gruplara ilişkin ham örneklerin mikrosertlik ve ısıl işlemlili örneklerin mikrosertlik ölçümleri karşılaştırıldığında ölçümler arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Tüm gruplarda ısıl işlemlili grubun mikrosertlik ölçümleri as-built grubun mikrosertlik ölçümlerinden yaklaşık 55-100 HV daha yüksek bulunmuştur.



Şekil 4.3. Gruplara ilişkin mikrosertlik değerleri dağılımı

4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulguları

Çalışma gruplarına ait farklı lazer gücü ve tarama hızlarında üretilen 6 gruptaki metal alaşım örneklerinin, kumlanmamış grupların ve tesviye edilip kumlanmış grupların yüzey pürüzlülüğü değerleri (S_a) elde edilmiştir. Örneklere ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri Tablo 4.3'te, grafiği şekil 4.4.'te, elde edilen yüzey pürüzlüklerine ait temsili yüzey topografisi Şekil 4.5.a ve Şekil 4.5.b'de verilmiştir.

Tablo 4.3. Tüm gruplara ait yüzey pürüzlülüğü (Sa) sonuçları

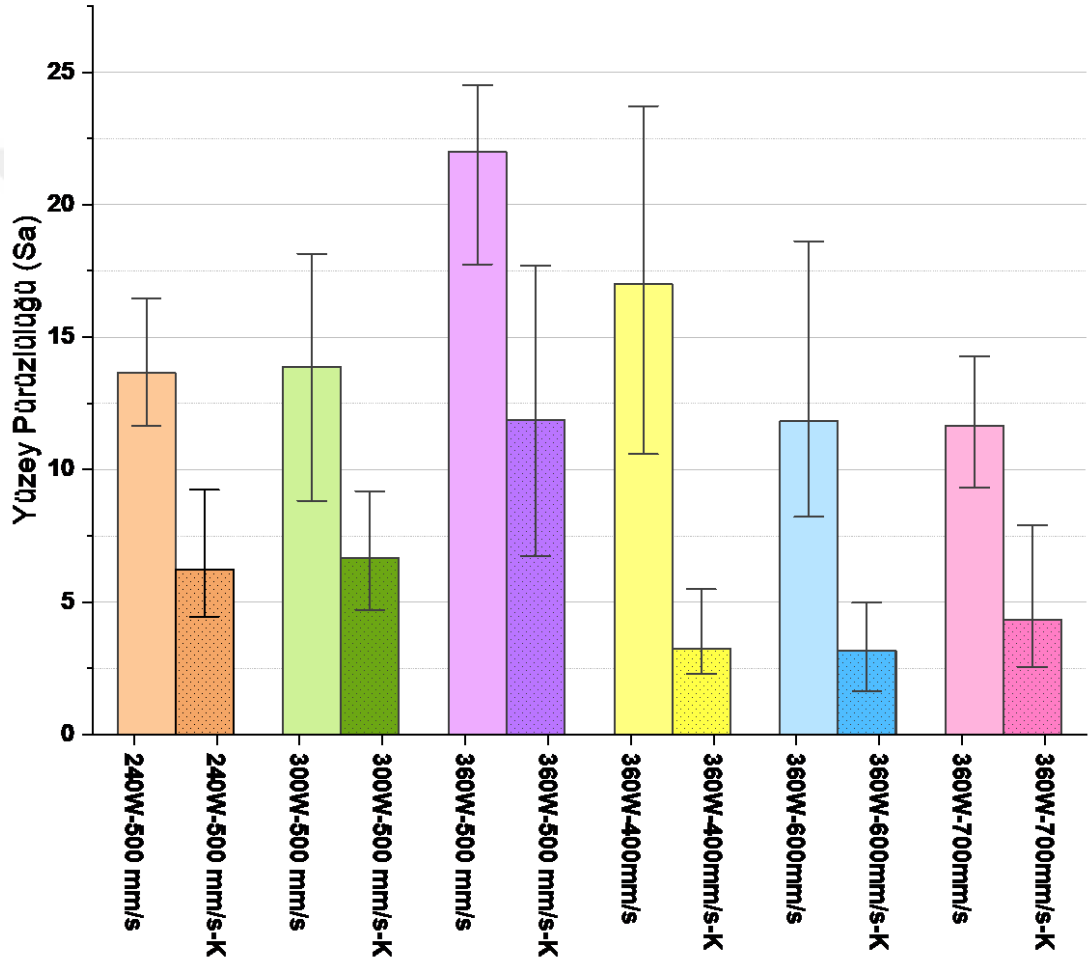
Gruplar	n	Kumlanmamış Grup Yüzey Pürüzlülüğü X±SS (Sa)	Kumlanmış Grup Yüzey Pürüzlülüğü X±SS (Sa)
240 W 500 mm/s	9	13,64±1,51 ^a	6,24±1,75 ^{a,b,c}
300 W 500 mm/s	9	13,89±3,63 ^b	6,68±1,26 ^{d,e,f}
360 W 500 mm/s	9	21,99±2,21 ^{a,b,c,d,e}	11,89±3,86 ^{a,d,g,h,i}
360 W 400 mm/s	9	17,00±4,57 ^{c,f,g}	3,23±1,09 ^{b,e,g}
360 W 600 mm/s	9	11,83±3,84 ^{d,f}	3,16±1,12 ^{c,e,f,h}
360 W 700 mm/s	9	11,66±1,71 ^{e,g}	4,35±1,84 ⁱ
Sonuç		F=14,13 P=0,001*	F=22,81 P=0,001*

* Dikey yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlıdır (p<0,05)

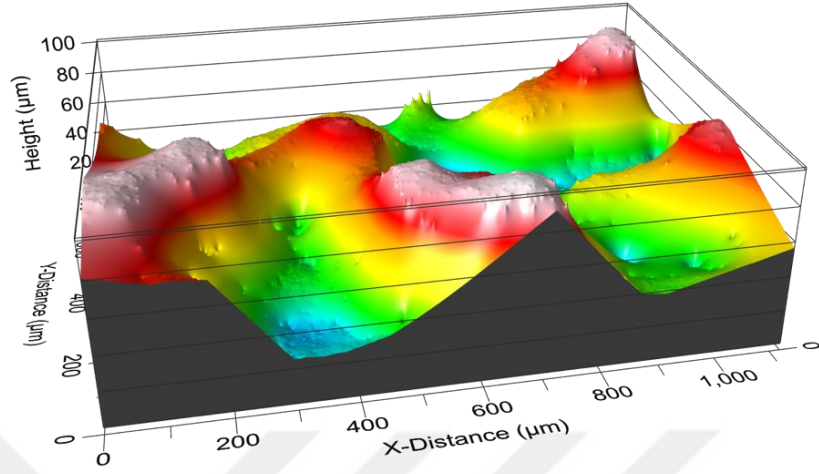
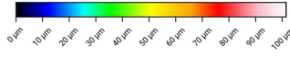
Kumlanmamış örneklerin yüzey pürüzlülük ölçüm değerleri yönünden gruplar karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplar arası ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında 240 W 500 mm/s grubu ile 360 W 500 mm/s grubu arası farklılık, 300 W 500 mm/s grubu ile 360 W 500 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 500 mm/s grubu ile 360 W 400 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 500 mm/s grubu ile 360 W 600 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 500 mm/s grubu ile 360 W 700 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 400 mm/s grubu ile 360 W 600 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 400 mm/s grubu ile 360 W 700 mm/s grubu arası farklılık, önemli bulunmuştur (p<0,05). Diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur (p>0,05).

Kumlanmış örneklerin yüzey pürüzlülük ölçüm değerleri yönünden gruplar karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur (p<0,05). Gruplar arası ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında 240 W 500 mm/s grubu ile 360 W 500 mm/s grubu arası farklılık, 240 W 500 mm/s grubu ile 360 W 400 mm/s grubu arası farklılık, 240 W 500 mm/s grubu ile 360 W 600 mm/s grubu arası farklılık, 300 W 500 mm/s

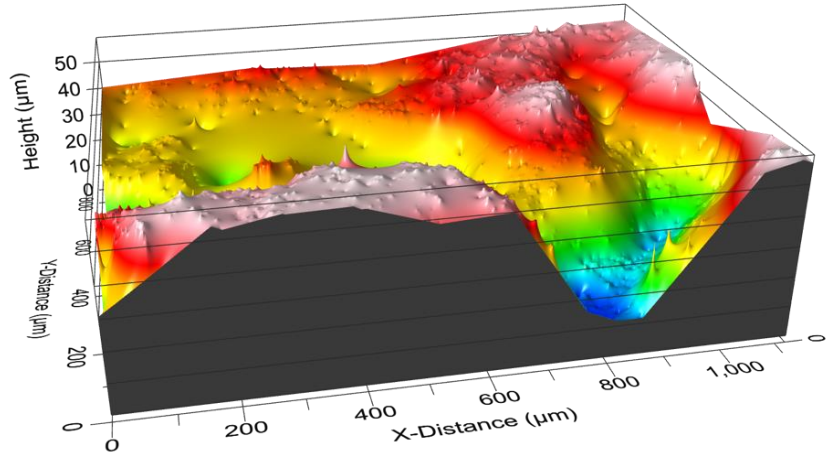
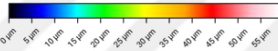
grubu ile 360 W 500 mm/s grubu arası farklılık, 300 W 500 mm/s grubu ile 360 W 400 mm/s grubu arası farklılık, 300 W 500 mm/s grubu ile 360 W 600 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 500 mm/s grubu ile 360 W 400 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 500 mm/s grubu ile 360 W 600 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 500 mm/s grubu ile 360 W 700 mm/s grubu arası farklılık önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).



Şekil 4.4. Gruplara ilişkin yüzey pürüzlülüğü değerleri dağılımı



Şekil 4.5.a En pürüzlü bulunan 360 W 500mm/s grubunun kumlanmamış yüzeyinin topografi haritası



Şekil 4.5.b En pürüzlü bulunan 360 W 500mm/s grubunun tesviyeli ve kumlanmış yüzeyinin topografi haritası

4.5. Porselen Bağlantı Dayanımı Test Bulguları

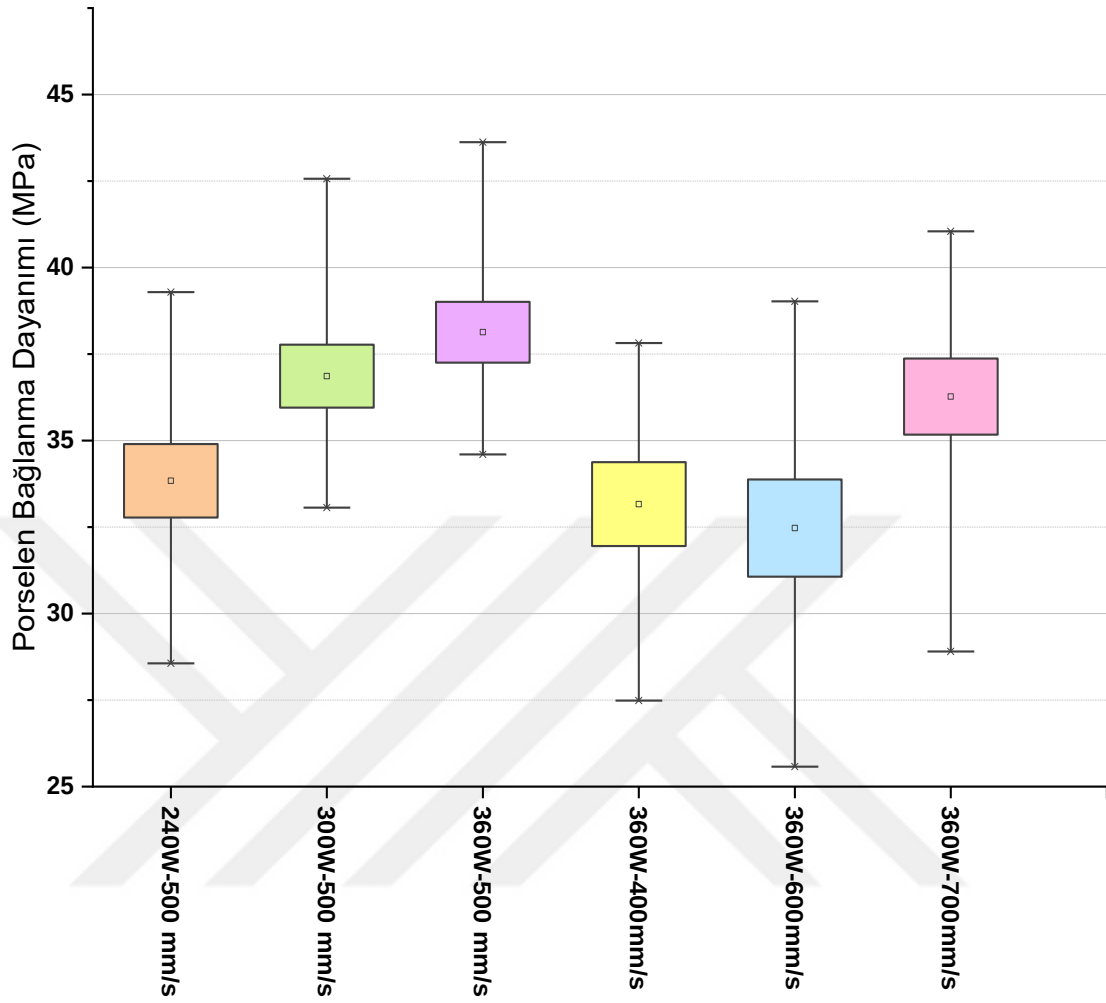
Çalışma gruplarına ait farklı lazer gücü ve tarama hızlarında üretilen 6 gruptaki örneklerin 3 nokta eğme testi sonucu porselen bağlantı dayanım değerleri (MPa) elde edilmiştir. Örneklere ait porselen bağlantı dayanımları ortalama değerleri Tablo 4.4'te grafikleri Şekil 4.6'te verilmiştir.

Tablo 4.4. Tüm gruplara ait porselen bağlantı dayanımı (MPa) sonuçları

Gruplar	n	Porselen Bağlantı Dayanımı $\bar{X} \pm SS$ (MPa)
240 W 500 mm/s	10	33,84 $\pm$ 3,36
300 W 500 mm/s	10	36,86 $\pm$ 2,87
360 W 500 mm/s	10	38,13 $\pm$ 2,78 ^{a,b}
360 W 400 mm/s	10	33,16 $\pm$ 3,84 ^a
360 W 600 mm/s	10	32,47 $\pm$ 4,44 ^b
360 W 700 mm/s	10	36,27 $\pm$ 3,48
Sonuç		F=4,21 P=0,003*

* Dikey yönde aynı küçük harf ile gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p < 0,05$)

3 nokta eğme testi sonucu porselen bağlantı dayanımı değerleri yönünden gruplar karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Gruplara ait değerler ikişerli karşılaştırıldığında 360 W 500 mm/s grubu ile 360 W 400 mm/s grubu arası farklılık, 360 W 500 mm/s grubu ile 360 W 600 mm/s grubu arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Diğer gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).

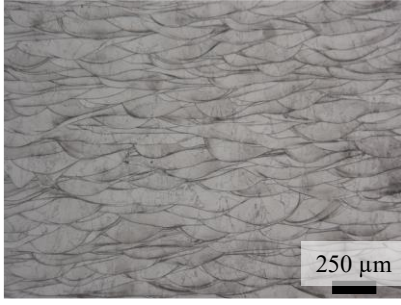


Şekil 4.6. Gruplara ilişkin porselen bağlantı dayanımı değerleri dağılımı

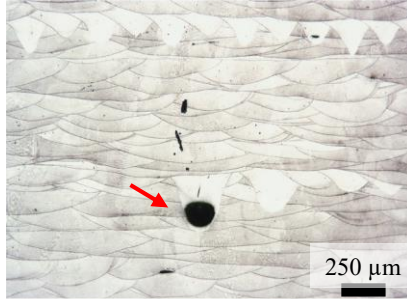
4.6. Optik Mikroskop İnceleme Bulguları

SLM üretimi yapılmış ham numunelerin ve ısıtılma işlem görmüş numunelerin optik mikroskopta görüntüleri 250 x büyütmede alınarak incelenmiştir. (Şekil 4.7.a,b,c) (Şekil 4.8. a,b)

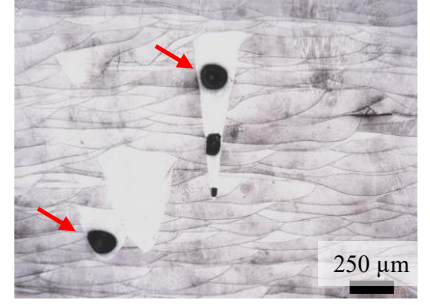
Şekil 4.7' de üretim için kullanılan lazer güçleri arttığında kırmızı oklarla gösterilen anahtar deliği oluşumlarının arttığı gösterilmektedir.



(a) 240 W 500 mm/s



(b) 300 W 500 mm/s

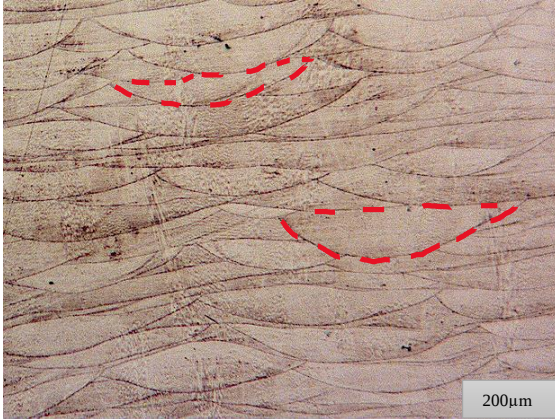


(c) 360 W 500 mm/s

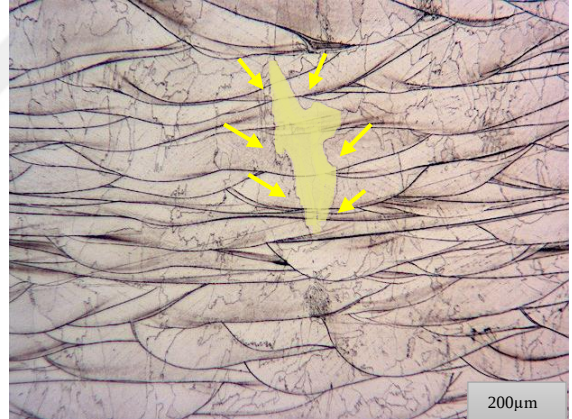
Şekil 4.7.a,b,c. Anahtar deliği (key hole) oluşumunun gösterilmesi

Şekil 4.8.a'da SLM ile üretimde, ergiterek birleştirme esnasında oluşan ergiyik havuz sınırları kırmızı kesikli çizgi ile gösterilmektedir.

Şekil 4.8.b'de SLM ile üretimi yapılan metallerde ısıtılma sonrası görünür hale gelen kolonsal tanecik sınırlarından bir tanesi sarı alanla taranarak gösterilmektedir.



Şekil 4.8.a. Ham numune ergiyik havuz sınırlarının gösterilmesi

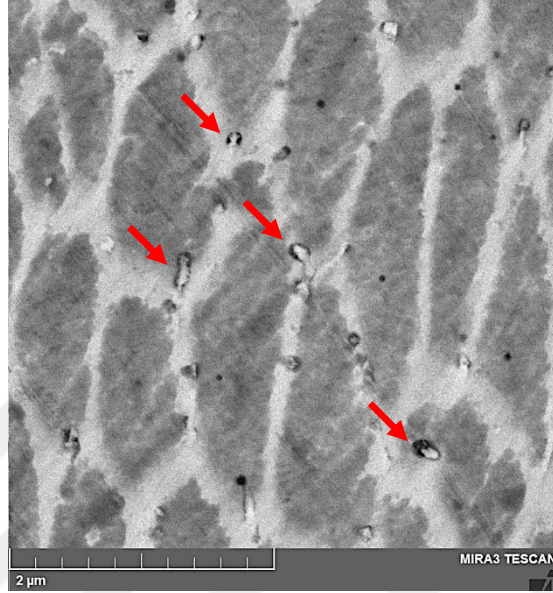


Şekil 4.8.b. Isıl işlem görmüş numune kolonsal tanecik sınırlarının gösterilmesi

4.7. SEM İnceleme Bulguları

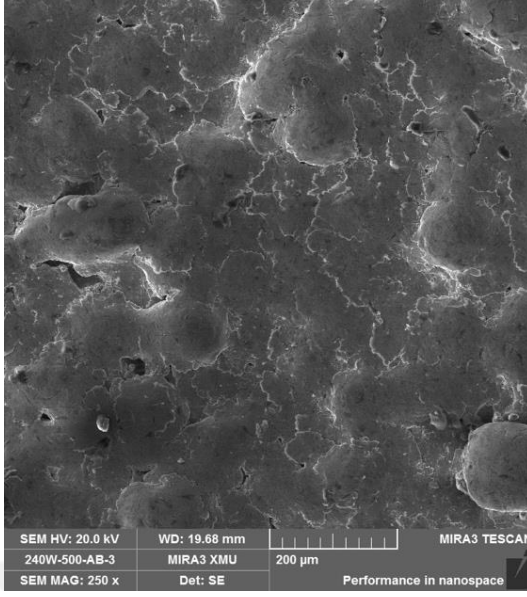
SLM ile üretilen metalografik numuneden ısıtılma sonrası mikroyapı incelemesi için 50.000 x büyütmede (Şekil 4.8) ve üretilen 6 çalışma grubuna ait yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılan şerit numunelerden kumlama işleminden önce ve tesviye, kumlama işleminden sonra 250x ve büyütmede SEM görüntüleri alınmış ve yüzey özellikleri incelenmiştir.

Şekil 4.9 ‘de SLM üretiminden sonra uygulanan ısıt işlem sonrası gözlenen çökelti kırımları oklarla gösterilmektedir. Çökelti oluşması ısıt işlem sonrası ölçülen mikrosertliğin artmasına katkı sağlamaktadır.

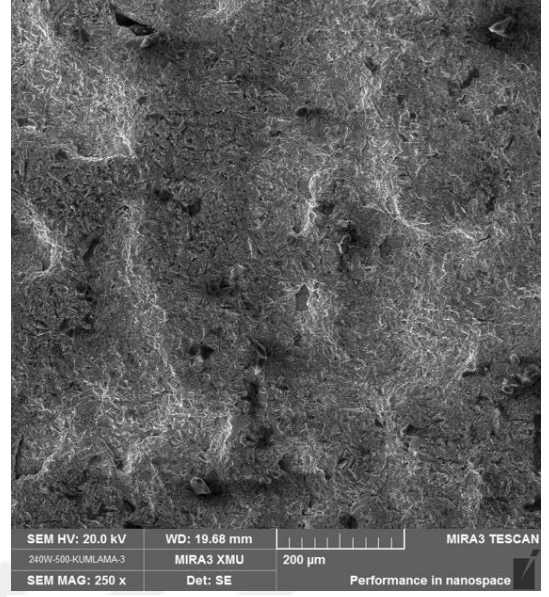


Şekil 4.9. SLM metal üretiminde ısıt işlem sonrası oluşan çökelti gösterilmesi
50.000x büyütme

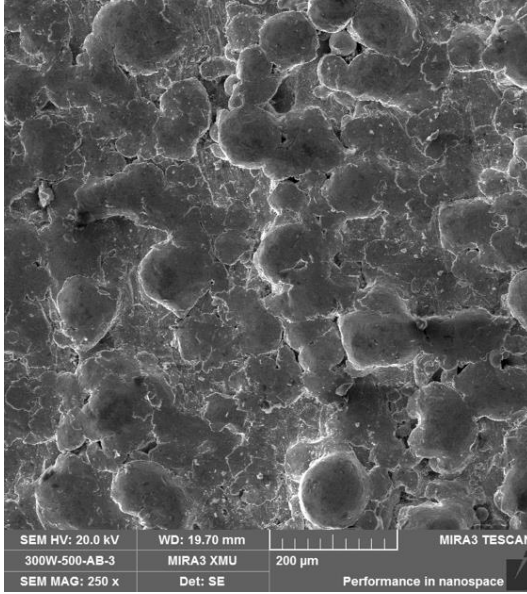
Şekil 4.10, 4.11, 4.12, 4.13, 4.14.a’ incelendiğinde kumlanmamış yüzeylerin aynı grupların yanlarında b şekillerinde gösterilen tesviye ve kumlanmış yüzeylere kıyasla daha girinti çıkıntılı oluşumlara sahip olduğu gözlenmiştir. Yüzey morfolojilerinin görünümü yüzey pürüzlülüğü değerleri ile paralellik göstermektedir.



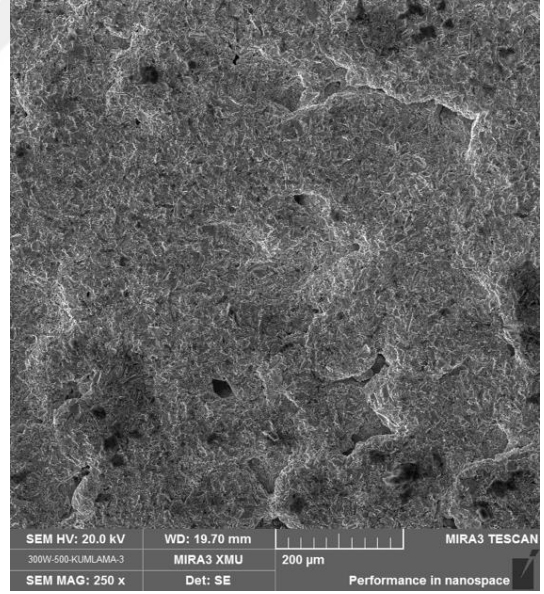
Şekil 4.10.a. 240 W 500 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü



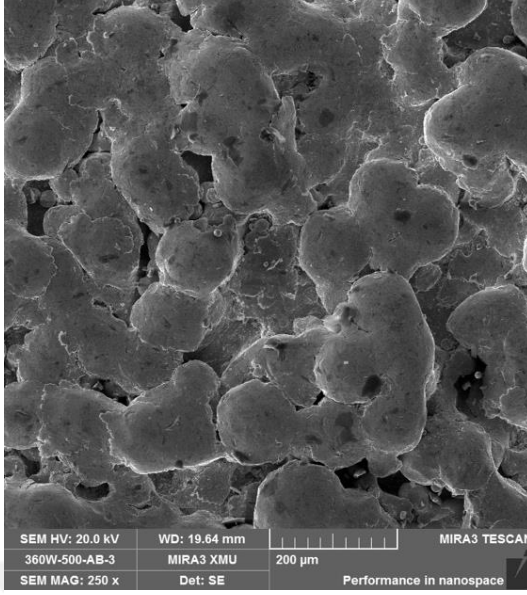
Şekil 4.10.b. 240W 500 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü



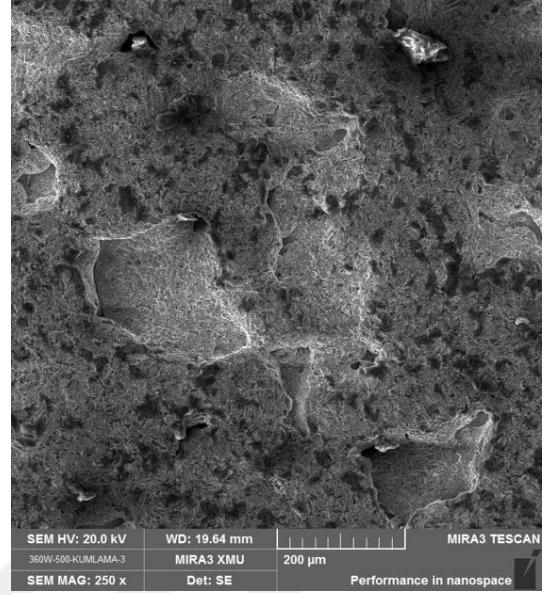
Şekil 4.11.a. 300 W 500 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü



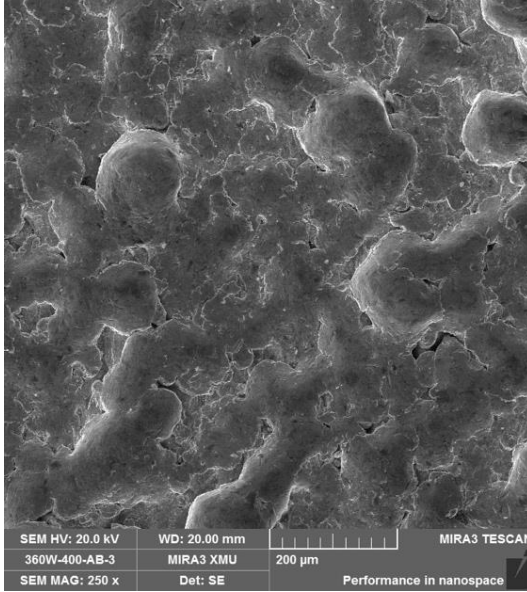
Şekil 4.11.b. 300 W 500 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü



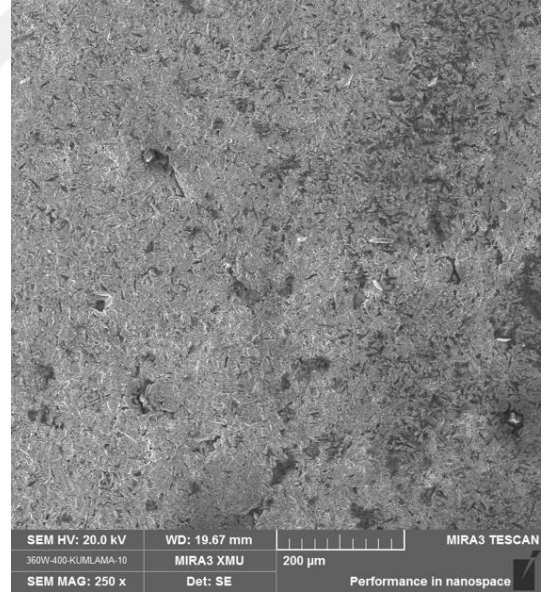
Şekil 4.12.a 360 W 500 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü



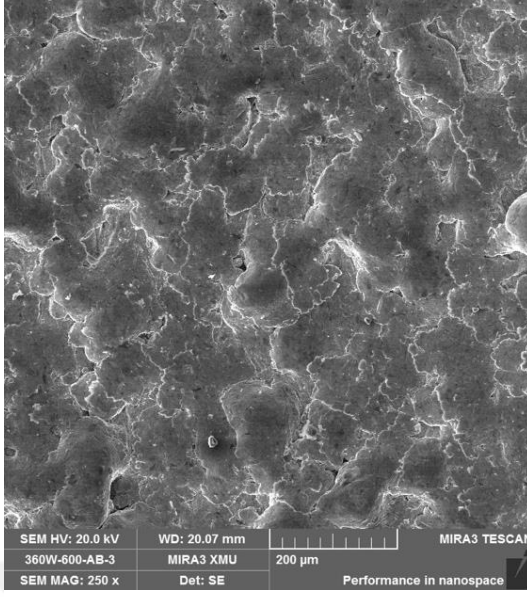
Şekil 4.12.b. 360W 500 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü



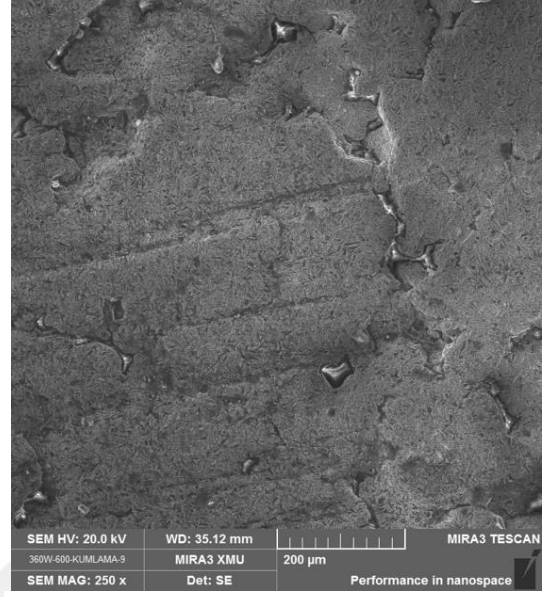
Şekil 4.13.a 360 W 400 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü



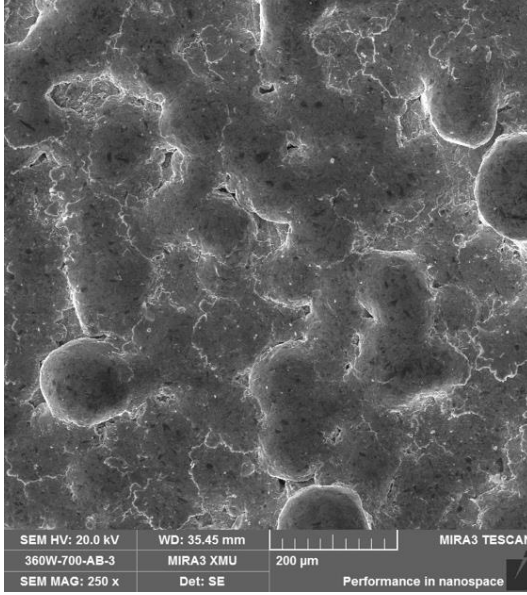
Şekil 4.13.b. 360 W 400 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü



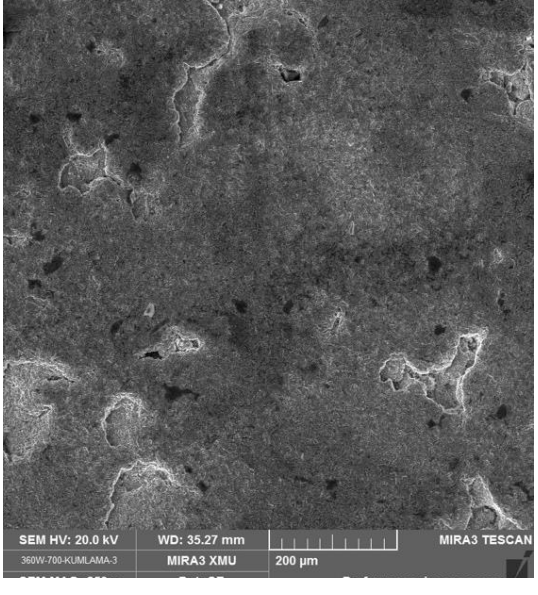
Şekil 4.14.a 360 W 600 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü



Şekil 4.14.b. 360W 600 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü



Şekil 4.14.a 360 W 700 mm/s üretimin kumlanmamış yüzey görüntüsü



Şekil 4.14.b. 360W 700 mm/s üretimin tesviye ve kumlanmadan sonraki yüzey görüntüsü

5.TARTIŞMA

Gerçekleştirilen bu tez çalışmasında SLM yöntemiyle üretilmiş metal altyapı parçalarının boyutsal, mikroyapısal ve mekanik özelliklerini etkileyen en önemli parametrelerden lazer gücü ve tarama hızının porselen-metal bağlantı dayanımına etkisi incelenmiştir.

Co-Cr esaslı alaşımlar yüksek korozyon direnci ve sertlik gibi üstün mekanik özellikleri sayesinde diş hekimliğinde oldukça yaygın kullanılmaktadır (Myszka ve Skrodzki, 2016). Bu çalışmada Co-Cr bazlı metal alaşım tercih edilmiştir.

Kayıp mum döküm tekniği oldukça eski ve kullanımı yaygın bir metal altyapı elde etme yöntemi olmasına rağmen, bu yöntemin sınırlamaları ve dezavantajları mevcuttur. Metal dökümü esnasında sıvı halden katı hale geçerken büzölmeye uğrar, döküm materyalinin içerisinde gözenek ve kusurlar oluşabilir, işlem basamakları zaman alır, teknisyen becerisi gerektirir. Co-Cr alaşımlarının sert olması döküm yöntemiyle işlenmesini güçleştirir (Reclaru ve Ardelean, 2018; Sakaguchi ve ark., 2012; Anusavice ve ark., 2012). Metal altyapı üretiminde kullanılan diğer yöntemler eksiltmeli imalat ve SLM ile eklemeli imalattır. Bu endüstriyel üretim yöntemleri kusur ve gözenek oluşumunu azaltabilir ve karmaşık tasarımları yüksek doğrulukla üretebilirler. Eksiltmeli imalat yöntemi, eklemeli imalat ile kıyaslandığında daha fazla malzeme israfına sebebiyet vermektedir (Han ve ark., 2018; Strub ve ark., 2006). Bu çalışmada SLM üretim yöntemi kullanılmıştır.

SLM ile metal parçalar üretilirken kullanılan (P) lazer gücü, (v) lazer tarama hızı, (h) tarama aralığı, (t) katman kalınlığı, üretim yönü gibi değişkenler, üretilen parçanın kalitesini etkilemektedir. Üretim kalitesini belirleyen en önemli formöl enerji yoğununun(E) hesaplandığı $E=P/v.h.t$ 'dir. Üretimde kullanılan parametrelerin seçimi çıkan ürünün bağıl yoğunluğu, yüzey pürüzlülüğü, geometrik doğruluğu gibi metalürjik özelliklerini etkilemektedir (Duman ve Kayacan, 2017).

SLM teknolojisinde lazerin tozu tamamen ergitmesiyle çok fazla gözenek olmaksızın tam yoğunluğa yakın ürünler üretilir (Xiang ve ark., 2012). Metal eklemeli imalatla bir parça üretimi gerçekleştirilirken parçaların bağıl yoğunluğunun %99 ve üzeri olması amaçlanır. Çalışmamızda farklı lazer gücü ve tarama hızlarıyla

üretileen numunelerin bağıl yoğunlukları Arşimet prensibi yöntemiyle hacimsel olarak hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar bütün gruplardaki numunelerin %98,9 ve üzerinde bağıl yoğunluğa sahip olduğunu göstermiştir. Bu oldukça başarılı bir sonuçtur. 500 mm/s tarama hızında gerçekleştirilen üretimlerde 240 W'tan 300 ve 360 W'a çıkarken verilen güç arttığında, yüzeye verilen fazla güçten kaynaklı buharlaşma ile oluşan anahtar deliği (key hole) porozitelerinin sayısında Şekil 4.7.a, b, c' de kırmızı oklarla gösterildiği gibi artış gözlenmeye başlanmıştır. Anahtar deliği porozite miktarı en fazla 360 W'ta gerçekleştirilen üretimde gözlemlenmiştir. Fakat artan anahtar deliği porozite sayısının numunelerin bağıl yoğunluklarında ciddi bir düşüşe neden olmadığı tespit edilmiştir. 500 mm/s ile üretilen 240 300 ve 360 W gruplarındaki numunelerin bağıl yoğunlukları birbirlerine oldukça yakın ve %99,2 ve üzerinde olduğu görülmüştür. Genel olarak lazer tarama hızı 500 mm/s'de sabit tutulup lazer gücü arttırıldığında bağıl yoğunluk oranlarında önemli bir değişim gözlenmemiştir.

Lazer gücün 360 W' ta sabit olup tarama hızının arttığı üretimlerde, 400mm/s'den 500, 600, 700 mm/s' ye doğru lazer tarama hızı arttıkça bağıl yoğunluğun azaldığı gözlemlenmiştir. Sun ve arkadaşları ile Zhao ve arkadaşları da yaptıkları çalışmalarda tarama hızı arttığında bağıl yoğunlukta görülen azalmanın beklenen bir sonuç olduğunu belirtmişlerdir (Sun ve ark., 2020; Zhao ve ark., 2016). Yapılan tekli lazer izleri üretimi ön çalışmasında da Şekil 3.1' de görüldüğü gibi lazer tarama hızları yukarıdan aşağı doğru 400 mm/s'den 700 mm/s'ye arttıkça, oluşan lazer izlerinde sürekliliğinin azaldığı tespit edilmiştir. Bu bize tarama hızı arttıkça üretim esnasında bazı bölgelerden eritme gerçekleşmeden hızla geçilebileceğinden katmanlı üretimde birleşme esnasında boşluklar görülebileceğini, oluşan boşlukların bağıl yoğunluk oranını düşebileceğini göstermiştir. Bu en yüksek hıza sahip 360 W 700m/s grubunun bağıl yoğunluğu %98.9 ile en düşük bulunmuştur. Buna rağmen grupların bağıl yoğunluk değerleri oldukça yüksek ve aralarındaki farklar oldukça az olduğundan, bu sonucun porselen bağlantı dayanımı gibi mekanik özellikler üzerine etkisinin çok fazla olması beklenmemektedir.

Tonelli ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada SLM ile CoCr alaşımı üretimlerinde enerji yoğunluğuna (E) bağıl olarak doluluk oranlarının ne şekilde değiştiği incelenmiş olup, 50 ile 270 j/mm³ arasında değişen enerji yoğunlukları kullanılmış, yaklaşık olarak 100 j/mm³ değerinden yüksek enerji verildiği zaman numunelerde boşluk oranının %1'den az olduğu tespit edilmiştir (Tonelli ve ark., 2020). Zakrzewski ve

arkadaşları da benzer şekilde verilen enerji yoğunluğunun 120-130 j/mm³ 'ü geçtikten sonra doluluk oranının arttığını yaptıkları çalışmada tespit etmişlerdir (Zakrzewski ve ark., 2020). Bu çalışmada enerji yoğunlukları $E=P/v.h.t$ formülüne göre hesaplandığında en düşük enerji yoğunluğunun 360 W 400 mm/s grubunda 171 j/mm³ olduğu, en yüksek enerji yoğunluğunun 240 W 500 grubunda 300 j/mm³ olduğu tespit edilmiştir. En yüksek enerji yoğunluğuna sahip grup, en yüksek bağıl yoğunluğa en düşük enerji yoğunluğuna sahip grubun da en düşük bağıl yoğunluğa sahip olduğu görülmektedir.

Cutolo ve arkadaşlarının, Sing ve arkadaşlarının SLM ile üretilen Co-Cr alaşımlarında üretimden çıkmış ham numunelerde gözlemlendiği yay şekilli ergiyik havuz sınırları bu çalışmada da tespit edilmiştir (Şekil 4.8.a) (Sing ve ark., 2020; Cutolo ve ark., 2018).

750°C gerçekleştirilen ısıtıl işlem neticesinde ergiyik havuz sınırları yok olmamakla birlikte tane sınırları da görülmeye başlanmıştır (Şekil 4.8.b). SLM ile üretim esnasında üretim yönüne paralel şekilde oluşan sıcaklık gradyanı neticesinde, mikroyapıda kolonsal tane sınırları oluşur. Üretim sonrasında yapılan ısıtıl işlem sıcaklığı ve zamanı arttıkça, tane morfolojisi yeniden kristallenme ile eşeksenli tane yapısına doğru bir dönüşüm göstermektedir. Yapılan çalışmada kısmi bir yeniden kristallenme oluşmuş ve bunun neticesinde kolonsal tanecik sınırları (Şekil 4.8.b) mikroyapıda gözlenmeye başlanmıştır.

Co-Cr alaşımlarında mikroyapıda ısıtıl işlemle görünen önemli bir diğer değişim ise çökelti oluşumudur (Xiao ve ark., 2022). Isıl işlem görmüş numunelerin yüksek büyütmedeki SEM resimleri verilmiş olup bu resimlerde gözlemlenen taneciklerin bir bölümü kırmızı oklarla vurgulanmıştır (Şekil 4.9). Numunelerin üretimden çıkmış ham halindeki ve ısıtıl işlem yapıldıktan sonraki Vickers mikro sertliklerinin sonuçları kıyaslandığında tüm numunelerde 55 ile 100 HV arasında artış gözlemlenmiştir. Bunun sebebi Şekil 4.9'da gösterilen çökeltilerdir. Isıl işlem neticesinde oluşan bu çökeltilerin çökelti sertleşmesi oluşturmamasından dolayı mikrosertliklerde artış gözlenmiştir. Xiao ve arkadaşlarının ısıtıl işlemin SLM ile üretilen Co-Cr alaşımlarına etkisini incelediği çalışmada 750°C deki yapılan ısıtıl işlem sonrası nano boyuttaki çökeltileri gözlemlemiş ve sonucunda sertliğin arttığını belirtmişlerdir (Xiao ve ark., 2022). Yaptığımız çalışmada da 750°C şekilde ısıtıl işlem neticesinde nano çökeltilerin

gözlemlenerek çökelti sertleşmesi neticesinde numunelerin mikrosertlik değerleri artmıştır.

Zhang ve arkadaşlarının CoCrMo alaşımında yaptığı çalışmada 750°C’ de 1 saat yapılan ısıtıl işlem sonrasında ham numuneler ile ısıtıl işlem görmüş numunelerin mikrosertlik değerleri birbirlerine yakın sonuçlar vermiş, 2 saat ve daha fazla süre ile yapılan ısıtıl işlemlerde ise ham numuneler ile kıyaslandığında ısıtıl işlem görmüş olanların yaklaşık 10 ile 50 HV mikrosertlik değerinde artış olduğu belirtilmiştir (Zhang ve ark., 2018).

Zhang ve arkadaşlarının CoCrMo alaşımı ile yapmış oldukları çalışmada EBSD (elektron geri saçılım difraksiyonu) analizleri sonucunda ham yapıdaki numunelerin %0.6 hacim oranında ϵ -hcp (martanzit) fazı tespit edilirken, 2 saat 750 °C’ de ısıtıl işlem gerçekleştirildikten sonra bu oran % 44,8’e çıkmıştır. Aynı zamanda bu ısıtıl işlem uygulamasından sonra çökelti sertleşmesi sonucu oluşan çökeltileri de tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada ham yapıda 400 HV mikrosertlik tespit edilirken bu ısıtıl işlem neticesinde yaklaşık 450 HV mikrosertlik ölçülmüştür. Bu artışın hem faz oranlarındaki değişiklikten hem de çökelti oluşumundan kaynaklandığı belirtilmiştir (Zhang ve ark., 2023).

Wei ve arkadaşları tez çalışmamızda kullanılan benzer kompozisyona sahip CoCrMoW ile yaptığı çalışmada ham numunede yaptığı EBSD analizi sonucu %4.5 ϵ -hcp faz tespit ederken bizimle aynı derece ısıtıl işlem parametresi olan 750 C 1 saat yaptığı ısıtıl işlemde ϵ -hcp faz oranının %49.3 ‘e yükseldiğini tespit etmiştir. Aynı çalışmada ısıtıl işlem sonrası oluşan çökeltilerin TEM-EDX (Transmisyon Elektron Mikroskobu Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi) analizleri sonucu 50nm boyutlarında Mo ve W zengin çökelti olduğu belirtilmiştir (Wei ve ark., 2020). Gerçekleştirdiğimiz çalışmada SEM-EDX analizlerinde benzer alaşım sonucu nano çökelti 50-100 nm boyutlarında olduğu tespit edilmiştir.

Lambrou ve arkadaşları tez çalışmamıza benzer kompozisyon olan CoCrMoW içerikli alaşımla yaptığı çalışmada ham numunelerin mikrosertlik sonucunun 486 HV olduğunu tespit ederken 1 saat 750°C’de yapılan ısıtıl işlem sonrasında çökelti 532 HV’ye yükseldiğini ve ϵ -hcp fazının arttığını belirtmiş ve bunun sonucunda mikro sertliğin 532 HV ye yükseldiğini belirtmiştir (Lambrou ve ark., 2022).

Yapılan literatür taraması sonucu CoCr kompozisyonu kullanılarak farklı lazer gücü ve tarama hızı parametreleri kullanılarak yapılan üretimlerde mikrosertlik miktarlarının ya da faz oranlarının incelendiği yapılan bir çalışmaya rastlanamamıştır.

Barro ve arkadaşları yüzey sertliğinin, kaplama-altyapı yapışmasını etkileyen önemli bir özellik olduğunu belirtmişler. Artan alt tabaka sertliğinin, özellikle seramik gibi sert kaplamaların alt tabakalara yapışmasını iyileştirdiğini ifade etmişlerdir (Barro ve ark., 2022).

Presotto ve arkadaşları yaptığı çalışmada, SLM ile döküm alaşımlar mikrosertlik ölçümleri ile karşılaştırmışlar. SLM ile üretilenlerin mikrosertliği daha yüksek bulunmuş, SLM grubunun geliştirilmiş sertliği ve ayrıca üstün elektrokimyasal kararlılığı, daha fazla kalınlık, yoğunluk ve optimize edilmiş metal etkileşimi gösteren oksit filmin özelliklerini olumlu yönde etkilediğini ve bunun porselen bağlantı dayanımının artmasına katkı sağladığı belirtilmiştir. Mikroyapısal ve mekanik özellikler, klinik kullanımda protezin uzun ömürlülüğü ile güçlü bir şekilde ilişkilendirilmiştir (Presotto ve ark., 2021).

Lazer gücü ve tarama hızlarının değişmesine bağlı olarak üretimden çıkmış ve ısıtıl işlem görmüş numunelerde mikrosertlik sonuçlarında belli bir düşüş ya da yükseliş eğilimi gözlenmemiştir. Bunun nedeni lazer gücü ve tarama hızı değiştikçe Co-Cr alaşımlarda mikro yapıda görülen hem faz oranları (örneğin ϵ -hcp fazı) ve hem tanecik boyutlarının değişmesidir (Xiao ve ark., 2022). Faz ve tanecik analizleri için TEM-EDX ve EBSD ayrıntılı analizlere gerek vardır bu çalışma konusunun sınırlarının dışındadır.

Tez çalışmamızda SLM ile üretilen ham numunelerdeki mikrosertlik değerleri 391-405 HV arasında, ısıtıl işlem uygulandıktan sonra gruplarda yaklaşık 55-100 HV arasında bir artışla 464-488 HV arasında değerler elde edilmiş olup oldukça yüksek ve yakın olan bu mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılmasında oluşan farklılıklar ile porselen bağlantı dayanımları arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır.

Bacui ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada lazer gücü ve lazer tarama hızına bağlı olarak yüzey pürüzlülüğü değerleri incelenmiştir. Hızı 500 mm/s' de sabit tuttuklarında 60, 80 ve 100 W lazer gücünde gerçekleştirdikleri deneyler neticesinde lazer gücü arttıkça yüzey pürüzlülüğünde azalma eğilimi gözlemlemişlerdir (Bacui ve ark., 2018). Ancak bu çalışmada kullanılan lazer güçleri çalışmamızda kullanılan (240 W, 300 W, 360 W) lazer güçlerine oranla çok düşük olup, kullanılan lazer güçlerinde

nispeten artışla birlikte yüzey pürüzlülüğünün azalması beklenen bir sonuç olarak değerlendirilebilir. Çünkü 60 W, 80W gibi düşük lazer güçlerinde üretim yapılmasında, yaptığımız ön çalışmada da tespit edildiği gibi, ergitmenin gerçekleşmesi için yeterli güç verilemezse süreklilik gösteren lazer izlerinin oluşturulması oldukça zor olacağından pürüzlülük değerlerinin de yüksek olması normaldir. Aynı çalışmada Al_2O_3 gerçekleştirilen kumlama neticesinde yüzey pürüzlülüğünde ciddi bir azalma gözlemlenmiştir.

Elde edilen pürüzlülük değerleri ergiyik havuz morfolojisiyle ilişkilendirilebilir. Ergiyik havuzdaki salınımlı ve istikrarsız oluşumun yüzey pürüzlülüğünü arttıran temel etkenlerden olduğunu belirtmiştir (Zhou ve ark., 2015). Tez çalışmamızda lazer güçleri 240 W'tan 300 ve 360 W'ta doğru arttıkça elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri artmıştır. Lazer gücü yükseldikçe erime havuzunda oluşan aşırı enerji yoğunluğundan kaynaklanan etrafa dağılan toz püskürtmesinin artması yüksek yüzey pürüzlülüğüne neden olmaktadır (Tian ve ark., 2017).

Normalde düşük lazer tarama hızlarında düşük yüzey pürüzlülüğü beklenir. Bu yüzden tarama hızı açısından, genellikle nispeten düşük hızlar tercih edilir çünkü; ergiyik havuzunun yeniden dağılmasına ve düz bir yüzeye ulaşmasına yeterli zaman sağlanmış olur, ancak bunun sonucunda üretim süresindeki düşük verimlilik başka bir dezavantaj oluşturur (Tian ve ark., 2017). Bu sebeple çalışmamızda 360 W 400mm/s'deki üretilen numunelerin yüzey pürüzlülük değeri 360 W 500 mm/s' dekilere göre daha az bulunmuştur. Fakat aynı lazer gücünde (360 W) 500 mm/s 'den daha yüksek hızlara çıkıldıkça 600 ve 700 mm/s tarama hızlarında yüzey pürüzlülüğü azalmıştır. Çünkü hızın fazla yükselmesi oluşan ergiyik havuzların genişliğinin görece daha dar olmasına bu da üretim sırasında bölgeler arasında sıcaklık dağılımındaki farklılıkların daha az olmasına sebep olur. Bu durum da daha geniş ergiyik havuzdaki durumla kıyaslandığında daha stabil bir yüzey elde edilmesine neden olabilmektedir. Bu sebeple aynı lazer gücünde (360 W) 500 mm/s deki numunelerin 600 ve 700 mm/s 'dekilere kıyasla daha pürüzlü olmasına sebep olmuştur (Tian ve ark., 2017).

Han ve arkadaşları daha yüksek yüzey pürüzlülüğünün, metal-seramik arayüzünde artan temas alanı ve mekanik kilitleme nedeniyle metal-seramik bağlantı dayanımını arttıracaklarını belirtmişlerdir (Han ve ark., 2018).

SLM üretim tekniğinde parçalar imalat sonrası doğal bir yüzey pürüzlülüğüne sahiptir, bu da döküm yöntemiyle üretilen parçalardan tamamen farklıdır. Daha önceden yapılan çalışmalar, döküm yöntemiyle üretilen numuneleri alüminyum oksit ile kumlamanın yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını dolayısıyla metal ile porselen arasındaki mekanik tutunmayı arttırdığını göstermiştir. Bunun aksine SLM ile üretilen numunelere kumlama yapıldığında yüzey pürüzlülüğü düşer bu da mekanik tutunmayı azalttığı için bağlantı dayanımının azaltılması beklenir (Lawaf ve ark., 2017). Tez çalışmamızda da kumlama yapılan numunelerde yüzey pürüzlülük değerleri tüm gruplarda belirgin biçimde azalmıştır.

Kaleli ve arkadaşları farklı içeriklere sahip CoCr alaşımlarla yaptıkları çalışmada, numunelerinin yüzey pürüzlülüğünde önemli farklılıklar bulunmasına rağmen, test edilen gruplar arasında seramik bağ dayanımı değerlerinde önemli bir farklılık kaydedilmediğini belirtmiştir. Aynı çalışmada üretimlerde katman kalınlığının artırılmasının yüzey pürüzlülük değerlerini düşürdüğünü bu gruplarda da porselen bağlantı dayanımının düşmesinin bu sebeple olabileceğini ifade etmişlerdir (Kaleli ve ark., 2019).

Presotto ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada SLM ve döküm yöntemiyle CoCr alaşımlarında yüzey pürüzlülüğünün kıyaslanmasında SLM ile üretilen numunelerde görülen yüksek yüzey pürüzlülüğünün porselen ile oluşan kimyasal ve mekanik ve mekanik bağlanmayı arttırdığını, yüzey düzensizliklerinin metal ile seramik arasındaki artan retansiyonla ilişkili olabileceğini ancak aşırı pürüzlülüğün seramik tarafından metalin ıslatılabilirliğini düşürecek kabarcık oluşumuna yol açabileceğini belirtmişlerdir (Presotto ve ark., 2021).

Yapılan literatür incelemesinde farklı lazer gücü ve lazer tarama hızının yüzey pürüzlülük değeri ve porselen bağlantı dayanımı arasındaki ilişkiyi inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda en yüksek yüzey pürüzlülük değerinin yukarıda açıklanan sebeplerden dolayı 360 W 500 mm/s gurubunda olduğu, kumlanmamış yüzey pürüzlülük değeri 22 Sa, kumlandıktan sonra yine en yüksek pürüzlülük değerinin 12 Sa olarak bu grupta tespit edildiği görülmüştür. En yüksek porselen bağlantı dayanımı değeri yüzey pürüzlülüğüyle korelasyon göstererek 38,13 MPa olarak bu grupta (360 W 500 mm/s) saptanmıştır. Kumlama öncesi yüzey pürüzlülük değerleri yüksek olmasına rağmen (17 Sa) kumlama sonrası pürüzlülük değerleri oldukça düşerek (3,16 Sa) en düşük yüzey pürüzlülüğü değerine sahip olan

360 W 600 mm/s grubu yine korelasyon göstererek gruplar arasındaki en düşük porselen bağlantı dayanımı değerini 32,47 MPa göstermiştir.

Bu çalışmada ulusal bir CoCr tozu üzerine porselen dayanımı üzerine ilk defa bir bilimsel çalışma gerçekleştirilmiş olup SLM üretimleri de yine ulusal bir marka cihazda gerçekleştirilmiştir. Ülkemiz teknolojileri kullanılarak gerçekleştirilen bu çalışmanın da sonuçlarının dikkate değer olduğu düşünülmektedir.

6.SONUÇ

- Çalışmanın bütün gruplarındaki ulusal metal tozu ve ulusal SLM cihazı kullanılarak yapılan üretimlerin porselen bağlantı dayanımı ISO 9693 standartında belirtilen klinik olarak kabul edilebilir bağlantı dayanımı 25 MPa'nın üzerinde bulunmuştur.
- Farklı lazer gücü ve tarama hızı kombinasyonları ile üretilen metal altyapılara, porselen işlendikten sonra uygulanan 3 nokta eğme testi sonucu, porselen bağlantı dayanımı en başarılı 360 W 500 mm/s grubu bulunmuştur.
- Porselen bağlantı dayanımı ile yüzey pürüzlülüğü arasında, mikromekanik kilitlenmeyi arttırdığı için güçlü bir ilişki olduğu tespit edilmiştir.
- Lazer gücü arttırıldığında yüzey pürüzlülüğünün arttığı, aynı şekilde porselen bağlantı dayanımının da arttığı tespit edilmiştir. Lazer gücü ile porselen bağlantı dayanımının değişmeyeceğini ifade eden bir numaralı hipotez reddedilmiştir.
- Lazer tarama hızı değiştirildiğinde üretimde enerji yoğunlukları değiştiği için yüzey pürüzlülükleri değişiminde belli bir korelasyon bulunmamıştır. Ancak lazer gücünün sabit olup lazer tarama hızının değiştirildiği gruplarda 360 W 600 mm/s grubunda yüzey pürüzlülüğü en düşük bulunmuş ve porselen bağlantı dayanımı da en düşük bu grupta tespit edilmiştir. Lazer hızı ile porselen bağlantı dayanımının değişmeyeceğini ifade eden iki numaralı hipotez reddedilmiştir.
- Lazer gücü ve hızının değiştiği tüm çalışma gruplarında yüzey pürüzlülüğünün değişmeyeceğini ifade eden üç numaralı hipotez reddedilmiştir.

- Çalışmanın tüm gruplarında bağıl yoğunluklar %98,9 üzerinde bulunmuş ve SLM ile üretimlerde tam doluluğa yakın üretimler yapılması amacı başarılı kılınmıştır.
- Lazer gücü arttığında üretimlerde bağıl yoğunluk oranları neredeyse hiç değişmemiş ancak lazer hızı 400 mm/s'den 700 mm/s 'ye çıktığında numunelerin bağıl yoğunlukları birbirlerine yakın da olsa hızı artan grupta bağıl yoğunluğun düştüğü tespit edilmiştir. En hızlı üretim yapılan grubun içinde daha fazla boşluk mevcuttur.
- Tüm grupların arasında bağıl yoğunluk farklılıkları miktarı çok az olduğu için, bu durumun gruplar arasındaki porselen bağlantı dayanımı farklılıkları üzerinde etkisi olmadığı düşünülmektedir.
- Çalışmada kullanılan ısıtma işlemi neticesinde tüm gruplarda mikrosertlik değerleri artmıştır.
- Lazer güçleri ve lazer hızları değişmesiyle mikrosertlik değerleri arasında bir korelasyon bulunamamıştır dolayısıyla ile porselen bağlantı dayanımları farklılıkları üzerinde etkisi olmadığı düşünülmektedir.

Bu çalışmanın kısıtlamaları ve önerileri şunlardır;

- ⇒ Çalışmada seçilen lazer grupları ve hızlarının değerleri daha geniş bir aralıkta tutularak porselen bağlantı dayanımı, yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve bağıl yoğunluk üzerine ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.
- ⇒ Çalışmada tek bir marka alıştırma tozu ve porselen kullanılarak yapılmıştır farklı markaların kullanılarak kıyaslandığı ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.
- ⇒ Geçmişten gelen bir alışkanlık olarak döküm yöntemiyle üretilen metallere uygulanan yüzey iyileştirme işlemlerinden tesviye ve kumlamanın SLM ile üretim yapılmış örneklerde yüzey pürüzlülüğünü düşürdüğü saptanmıştır, SLM ile kumlama yapılmadan ve kumlama yapılarak porselen bağlantı dayanımının değerlendirildiği ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKÇA

- Al Jabbari, Y. S., Koutsoukis, T., Bampagadaki, X., ve Zinelis, S. (2014). Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental Materials*, 30(4), 79-88.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2014.01.008>
- Antanasova, M., Kocjan, A., Hočevan, M., ve Jevnikar, P. (2020). Influence of surface airborne-particle abrasion and bonding agent application on porcelain bonding to titanium dental alloys fabricated by milling and by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 491-499.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2019.02.011>
- Anusavice, K. J., Dehoff, P. H., ve Fairhurst, C. W. (1980). Materials Science: Comparative Evaluation of Ceramic-metal Bond Tests Using Finite Element Stress Analysis. *Journal of Dental Research*, 59(3), 608-613.
<https://doi.org/10.1177/00220345800590030901>
- Anusavice, K. J., Shen, C., ve Rawls, H.R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.12(1), 74-83-418-440
- Anusavice, K. (2003). *Phillips' science of dental materials*. 11(1), 564-584-585
- Avcı, M. (1990). Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan kıymetsiz metal alaşımları. *A Ü Diş Hek Fak Derg*, 17(1), 145-150.
- Averyanova, M., Bertrand, P., ve Verquin, B. (2011). Manufacture of Co-Cr dental crowns and bridges by selective laser Melting technology, 6(3), 179-185.
<https://doi.org/10.1080/17452759.2011.619083>
- Babacan, N., Seremet, H. (2022). Investigation of the load-bearing capacity of co-cr lattice structures fabricated by selective laser melting. *J. of 3D Printing Tech. Dig. Ind*, 6(2), 286-291. <https://doi.org/10.46519/ij3dptdi.1139802>
- Baciu, M. A., Baciu, E. R., Bejinariu, C., Toma, S. L., Danila, A., ve Baciu, C. (2018). Influence of selective laser melting processing parameters of co-cr-w powders on the roughness of exterior surfaces. *10p conference series: Materials Science and Engineering*, 374(1), 012010. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/374/1/012010>
- Barro, Ó., Arias-González, F., Lusquiños, F., Comesaña, R., del Val, J., Riveiro, A., Badaoui, A., Gómez-Baño, F., ve Pou, J. (2022). Characterization of Co-Cr-W dental

- alloys with veneering materials manufactured via subtractive milling and additive manufacturing LDED methods. *Materials*, 15(13), 4624.
<https://doi.org/10.3390/ma15134624>
- Benetti, P., Della Bona, A., ve Kelly, J. R. (2010). Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dental Materials*, 26(8), 743-750.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2010.03.019>
- Beuer, F., Schweiger, J., ve Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511. <https://doi.org/10.1038/SJ.BDJ.2008.350>
- Bezzon, O. L., Ribeiro, R. F., Rollo, J. M. D. A., ve Crosara, S. (2001). Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(3), 299-304. <https://doi.org/10.1067/MPR.2001.113779>
- Binder Jetting | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University.
<https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/binderjetting/>
- Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of the American Dental Association* (1939), 132(9), 1301-1303.
<https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2001.0377>
- Cutolo, A., Neirinck, B., Lietaert, K., de Formanoir, C., ve Van Hooreweder, B. (2018). Influence of layer thickness and post-process treatments on the fatigue properties of CoCr scaffolds produced by laser powder bed fusion. *Additive Manufacturing*, 23, 498-504. <https://doi.org/10.1016/J.ADDMA.2018.07.008>
- Çetindağ, M., Toköz, M., ve Ayşef, M. (2016). Diş hekimliğinde kullanılan cad/cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524-533.
<https://doi.org/10.17567/ATAUNIDFD.290443>
- Daou, E. E. (2021). Effect of ceramic layering on the fit of cobalt-chromium alloy 3-unit fixed dental prostheses fabricated by additive, soft milling, and casting technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(1), 130.e1-130.e7.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2021.03.033>
- Di Fiore, A., Savio, G., Stellini, E., Vigolo, P., Monaco, C., ve Meneghello, R. (2020). Influence of ceramic firing on marginal gap accuracy and metal-ceramic bond

- strength of 3D-printed Co-Cr frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(1), 75-80. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2019.08.001>
- Dietschi, D., Marret, N., ve Krejci, I. (2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dental Materials*, 19(6), 493-500. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00095-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00095-7)
- Dilberoglu, U. M., Gharehpapagh, B., Yaman, U., ve Dolen, M. (2017). The Role of Additive Manufacturing in the Era of Industry 4.0. *Procedia Manufacturing*, 11, 545-554. <https://doi.org/10.1016/J.PROMFG.2017.07.148>
- Directed Energy Deposition | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University. (t.y.)
<https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/directedenergydeposition/>
- Driscoll, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ, ve Goldstein G. (2017). The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(5), 1-105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>
- Duman, B., ve Kayacan, M. C. (2017). Doğrudan metal lazer sinterleme/ergitme yöntemi ile imal edilecek parçanın mekanik özelliklerinin tahmini. *SDÜ Teknik Bilimler Dergisi*, 7(1), 12-28. <https://dergipark.org.tr/en/pub/tbed/issue/27753/293341>
- Elshahawy, W., ve Watanabe, I. (2014). Biocompatibility of dental alloys used in dental fixed prosthodontics. *Tanta Dental Journal*, 11(2), 150-159. <https://doi.org/10.1016/J.TDJ.2014.07.005>
- Ereifej, N. S., Oweis, Y. G., ve Eliades, G. (2013). The Effect of Polishing Technique on 3-D Surface Roughness and Gloss of Dental Restorative Resin Composites. *Operative Dentistry*, 38(1), 9-20. <https://doi.org/10.2341/12-122-L>
- Fischer, J., ve Fleetwood, P. W. (2000). Improving the processing of high-gold metal-ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16(2), 109-113. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00086-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00086-X)
- Fischer, J., Zbären, C., Stawarczyk, B., ve Hämmerle, C. H. F. (2009). The effect of thermal cycling on metal–ceramic bond strength. *Journal of Dentistry*, 37(7), 549-553. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2009.03.014>

- Frazier, W. E. (2014). Metal additive manufacturing: A review. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 23(6), 1917-1928. <https://doi.org/10.1007/S11665-014-0958-Z/FIGURES/9>
- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., ve Khorasani, M. (2021). Development of Additive Manufacturing Technology. *Additive Manufacturing Technologies*, 23-51. https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7_2
- Gu, D., Shi, Q., Lin, K., ve Xi, L. (2018). Microstructure and performance evolution and underlying thermal mechanisms of Ni-based parts fabricated by selective laser melting. *Additive Manufacturing*, 22, 265-278. <https://doi.org/10.1016/J.ADDMA.2018.05.019>
- Hammad, I. A., ve Talic, Y. F. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: Review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(6), 602-608. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90244-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90244-9)
- Han, X., Sawada, T., Schille, C., Schweizer, E., Scheideler, L., Geis-Gerstorfer, J., Rupp, F., ve Spintzyk, S. (2018). Comparative Analysis of Mechanical Properties and Metal-Ceramic Bond Strength of Co-Cr Dental Alloy Fabricated by Different Manufacturing Processes. *Materials* 2018, Vol. 11, Page 1801, 11(10), 1801. <https://doi.org/10.3390/MA11101801>
- Hanks, C. T., Wataha, J. C., ve Sun, Z. (1996). In vitro models of biocompatibility: A review. *Dental Materials*, 12(3), 186-193. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(96\)80020-0](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(96)80020-0)
- Hong, J. K., Kim, S. K., Heo, S. J., ve Koak, J. Y. (2020). Mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy manufactured by selective laser melting. *Materials (Basel, Switzerland)*, 13(24), 1-15. <https://doi.org/10.3390/MA13245745>
- Hong, J. T., ve Shin, S. Y. (2014). A comparative study on the bond strength of porcelain to the millingable Pd-Ag alloy. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(5), 372-378. <https://doi.org/10.4047/JAP.2014.6.5.372>
- ISO 9693:2019. (t.y.). ISO 9693:2019 - Dentistry — Compatibility testing for metal-ceramic and ceramic-ceramic systems. <https://www.iso.org/standard/75855.html>
- ISO/ASTM 52900:2021. (t.y.). ISO/ASTM 52900:2021(en), Additive manufacturing — General principles — Fundamentals and vocabulary. <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso-astm:52900:ed-2:v1:en>

- İnan H., Tamam, E., ve Bağış, B. (2008). Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. Selçuk Üni. Dişhek Fak. Der., 17(3), 171-176
- Jadhav, A., ve Jadhav, V. S. (2022). A review on 3D printing: An additive manufacturing technology. Materials Today: Proceedings, 62, 2094-2099.
<https://doi.org/10.1016/J.MATPR.2022.02.558>
- Jedynakiewicz, N. M., ve Martin, N. (2001). CEREC: science, research, and clinical application. Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995), 22(6), 7-13. <https://europepmc.org/article/med/11913288>
- Joiias, R. M., Tango, R. N., de Araujo, J. E. J., de Araujo, M. A. J., de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra, G., de Arruda Paes-Junior, T. J., ve Kimpara, E. T. (2008). Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. The Journal of Prosthetic Dentistry, 99(1), 54-59. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60009-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60009-8)
- Jones, D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. Dental Clinics of North America, 29(4), 621-644.
<https://europepmc.org/article/med/3908157>
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejou, J., ve Grégoire, G. (2006). Use of Two Surface Analyzers to Evaluate the Surface Roughness of Four Esthetic Restorative Materials After Polishing. Operative Dentistry, 31(1), 39-46. <https://doi.org/10.2341/04-166>
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., ve Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. Journal of materials science. Materials in medicine, 18(1), 155-163. <https://doi.org/10.1007/S10856-006-0675-8>
- Kaleli, N., ve Saraç, D. (2017). Comparison of porcelain bond strength of different metal frameworks prepared by using conventional and recently introduced fabrication methods. The Journal of Prosthetic Dentistry, 118(1), 76-82.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2016.12.002>
- Kaleli, N., Uçar, Y., Ekren, O., ve Ural, Ç. (2022). Effect of layer thickness on the flexural strength of multiple-unit laser-sintered metal frameworks. The Journal of prosthetic dentistry, 127(4), 651-658.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2020.10.006>

- Kaleli, N., Ural, Ç., ve Küçükkekenci, A. S. (2019). The effect of layer thickness on the porcelain bond strength of laser-sintered metal frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 122(1), 76-81. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2018.12.016>
- Kaleli, N., Ural, Ç., ve Küçükkekenci, A.S. (2020). Lazer Tarama Hızının Lazer Sinterleme ile Üretilen Metal Altyapıların Porselen Bağlantısı Üzerindeki Etkisi. *Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 6(3), 227-232. <https://doi.org/10.30934/KUSBED.636713>
- Karakoca Nemli, S., Yilmaz, H., ve Bal, B. T. (2011). Değişik zirkonya altyapılar ve kaplama porselenleri arasındaki ısısal uyumluluk. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 28(2), 87-92.
- Knap, F. J., ve Ryge, G. (1966). Study of Bond Strength of Dental Porcelain Fused to Metal. 45(4), 1047-1051. <https://doi.org/10.1177/00220345660450040501>
- Konieczny, B., Szczesio-Wlodarczyk, A., Sokolowski, J., ve Bociong, K. (2020). Challenges of Co–Cr Alloy Additive Manufacturing Methods in Dentistry—The Current State of Knowledge (Systematic Review). *Materials*, 13(16). <https://doi.org/10.3390/MA13163524>
- Korkmaz, T., ve Asar, V. (2009). Comparative evaluation of bond strength of various metal–ceramic restorations. *Materials ve Design*, 30(3), 445-451. <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2008.06.002>
- Kurtoğlu, C., ve Uçar, Y. (2009). Farklı bağlantı materyallerinin metal-seramik bağlantısına etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(2), 9-15.
- Lambrou, I., Kaldellis, A., Stergiou, V., ve Tsakiridis, P. E. (2022). Characterisation of heat-treated cobalt–chromium alloy fabricated by selective laser melting. 38(17), 1510-1518. <https://doi.org/10.1080/02670836.2022.2088161>
- Lang, B. R., Bernier, S. H., Giday, Z., ve Asgar, K. (1982). Tarnish and corrosion of noble metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 48(3), 245-252. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(82\)90003-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(82)90003-8)
- Lawaf, S., Nasermostofi, S., Afradeh, M., ve Azizi, A. (2017). Comparison of the bond strength of ceramics to Co-Cr alloys made by casting and selective laser melting. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(1), 52-56. <https://doi.org/10.4047/JAP.2017.9.1.52>

- Lee, J. Y., An, J., ve Chua, C. K. (2017). Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials. *Applied Materials Today* 7(1),120-133.
<https://doi.org/10.1016/j.apmt.2017.02.004>
- Lenz, J., Schwarz, S., Schwickerath, H., Sperner, F., ve Schaefer, A. (1995). Bond strength of metal–ceramic systems in three-point flexure bond test. *Journal of Applied Biomaterials*, 6(1), 55-64. <https://doi.org/10.1002/JAB.770060108>
- Li, J., Chen, C., Liao, J., Liu, L., Ye, X., Lin, S., ve Ye, J. (2017). Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(1), 69-75.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2016.11.001>
- Li, W., Zhang, J., Zhang, X., ve Liou, F. (2017). Effect of optimizing particle size on directed energy deposition of functionally graded material with blown pre-mixed multi-powder. *Manufacturing Letters*, 13, 39-43.
<https://doi.org/10.1016/J.MFGLET.2017.07.001>
- Liu, P. R., ve Essig, M. E. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry* 29(8), 28-8.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18935787/>
- Lombardo, G. H. L., Nishioka, R. S., Souza, R. O. A., Michida, S. M. A., Kojima, A. N., Mesquita, A. M. M., ve Buso, L. (2010). Influence of Surface Treatment on the Shear Bond Strength of Ceramics Fused to Cobalt–Chromium. *Journal of Prosthodontics*, 19(2), 103-111. <https://doi.org/10.1111/J.1532-849X.2009.00546.X>
- Lu, Y., Wu, S., Gan, Y., Li, J., Zhao, C., Zhuo, D., ve Lin, J. (2015). Investigation on the microstructure, mechanical property and corrosion behavior of the selective laser melted CoCrW alloy for dental application. *Materials Science and Engineering: C*, 49, 517-525. <https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2015.01.023>
- Material Extrusion | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University.
<https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/materialextrusion/>
- Material Jetting | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University.
<https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/materialjetting/>
- McLean, J.W. (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics, Bridge Design ve Lab Procedures in Dental Ceramics. Vol. 2*, 189-209

- McLean. (2019). The Science and Art of Dental Ceramics, Bridge Design ve Lab Procedures in Dental Ceramics. Vol. 2 10-50.
- Mehl, C., Harder, S., Byrne, A., ve Kern, M. (2013). Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence Int*, 44(1), 29-36. <https://doi.org/10.3290/J.QI.A28744>
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., ve Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56. <https://doi.org/10.4012/DMJ.28.44>
- Moore, P.L., ve Booth, G. (2014). The welding engineer's guide to fracture and fatigue. Elsevier 1-206. <https://doi.org/10.1016/C2013-0-23229-3>
- Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 137(9), 7S-13S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0398>
- Myszka, D., ve Skrodzki, M. (2016). Comparison of dental prostheses cast and sintered by SLM from Co-Cr-Mo-W alloy. *Archives of Foundry Engineering*, 16(4), 201-207.
- Naylor, W.P., ve King, A. H. (2009). Introduction to metal-ceramic technology. *Quintessence Publishing Co.* 3(1), 3-10-23-50-74-106-213).
- O'Brien, W. J. (2008). High Expansion Feldspar Porcelain and Magnesia Core Materials. 10-18. <https://doi.org/10.1002/9780470320259.CH2>
- O'Brien, W.J. (2008). *Dental Materials and Their Selection* (4th edition). Quintessence Publishing Co.
- Padrós, R., Punset, M., Molmeneu, M., Velasco, A. B., Herrero-Climent, M., Rupérez, E., ve Gil, F. J. (2020). Mechanical properties of CoCr dental-prosthesis restorations made by three manufacturing processes. Influence of the Microstructure and Topography. 10(6), 788. <https://doi.org/10.3390/MET10060788>
- Pagnano, V. O., de Esquivel, M. C., Leal, M. B., Felipucci, D. N. B., ve Bezzon, O. L. (2009). Effect of casting atmosphere on the shear bond strength of a ceramic to Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *Brazilian Dental Journal*, 20(2), 138-142. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402009000200009>
- Powder Bed Fusion | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University. <https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/powderbedfusion/>
- Presotto, A. G. C., Cordeiro, J. M., Presotto, J. G. C., Rangel, E. C., da Cruz, N. C., Landers, R., Barão, V. A. R., ve Mesquita, M. F. (2021). Feasibility of 3D printed

- Co–Cr alloy for dental prostheses applications. *Journal of Alloys and Compounds*, 862, 158171. <https://doi.org/10.1016/J.JALLCOM.2020.158171>
- Roberts, H. W., Berzins, D. W., Moore, B. K., ve Charlton, D. G. (2009). Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *Journal of Prosthodontics*, 18(2), 188-194. <https://doi.org/10.1111/J.1532-849X.2008.00377.X>
- Rosenstiel, S., Land, M., ve Walter, R. (2022). *Contemporary Fixed Prosthodontics-e-book*.
- Sadeq, A., Cai, Z., Woody, R. D., ve Miller, A. W. (2003). Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(1), 10-17. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00263-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00263-4)
- Sakaguchi, R. L. ve Powers J.M. (2012). *Craig’s restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Science* 5, 30-50- 81-85
- Schweitzer, D. M., Goldstein, G. R., Ricci, J. L., Silva, N. R. F. A., ve Hittelman, E. L. (2005). Comparison of bond strength of a pressed ceramic fused to metal versus feldspathic porcelain fused to metal. *Journal of Prosthodontics*, 14(4), 239-247. <https://doi.org/10.1111/J.1532-849X.2005.00052.X>
- Serway, R. A., ve Jewett, J. W. (2018). *Physics for scientists and engineers*. Cengage learning.
- Sheet Lamination | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University. <https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/sheetlamination/>
- Shillingburg, H., Hobo, S., Whitsett, L., Jacobi, R., ve Brackett, S. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence Publishing. 3, 10-40, 120-121.
- Sing, S. L., Huang, S., ve Yeong, W. Y. (2020). Effect of solution heat treatment on microstructure and mechanical properties of laser powder bed fusion produced cobalt-28chromium-6molybdenum. *Materials Science and Engineering: A*, 769, 138511. <https://doi.org/10.1016/J.MSEA.2019.138511>
- Siyambaş, Y., ve Turgut, Y. (2022). Defects, Mechanical Properties and Surface Roughness of AlSi10Mg Alloy Parts Produced by Selective Laser Melting (SLM) Method-A Review. *Gazi University Journal of Science part c: design and technology*. 10(2), 368-390 <https://doi.org/10.29109/gujsc.1130098>
- Song, C., Yang, Y., Wang, Y., Wang, D., ve Yu, J. (2014). Research on rapid manufacturing of CoCrMo alloy femoral component based on selective laser melting.

- International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 75(1-4), 445-453.
<https://doi.org/10.1007/S00170-014-6150-7/METRICS>
- Strub, J. R., Rekow, E. D., ve Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. The Journal of the American Dental Association, 137(9), 1289-1296.
<https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2006.0389>
- Sun, K., Peng, W., Yang, L., ve Fang, L. (2020). Effect of SLM processing parameters on microstructures and mechanical properties of Al_{0.5}CoCrFeNi high entropy alloys. Metals, 10(2), 292. <https://doi.org/10.3390/MET10020292>
- Tian, Y., Tomus, D., Rometsch, P., ve Wu, X. (2017). Influences of processing parameters on surface roughness of Hastelloy X produced by selective laser melting. Additive Manufacturing, 13, 103-112.
<https://doi.org/10.1016/J.ADDMA.2016.10.010>
- Tonelli, L., Fortunato, A., ve Ceschini, L. (2020). CoCr alloy processed by Selective Laser Melting (SLM): effect of Laser Energy Density on microstructure, surface morphology, and hardness. Journal of Manufacturing Processes, 52, 106-119.
<https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2020.01.052>
- Tulga, A. (2018). Effect of annealing procedure on the bonding of ceramic to cobalt-chromium alloys fabricated by rapid prototyping. The Journal of prosthetic dentistry, 119(4), 643-649. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.05.009>
- Ucar, Y., Akova, T., Akyil, M. S., ve Brantley, W. A. (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. The Journal of prosthetic dentistry, 102(4), 253-259.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60165-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60165-7)
- Ucar, Y., Aksahin, Z., ve Kurtoglu, C. (2009). Metal Ceramic Bond After Multiple Castings of Base Metal Alloy. Journal of Prosthetic Dentistry, 102(3), 165-171.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60139-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60139-6)
- Uzun, G. (2008). Uzun (2008) An Overview of Dental CAD/CAM Systems. Biotechnology ve Biotechnological Equipment, 22(1), 530-535.
<https://doi.org/10.1080/13102818.2008.10817506>
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials, 28(1), 3-12.
<https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2011.10.014>

VAT Photopolymerisation | Additive Manufacturing Research Group | Loughborough University.

<https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categoriesofadditivemanufacturing/vatphotopolymerisation/>

- Wang, H., Feng, Q., Li, N., ve Xu, S. (2016). Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of three dental Co-Cr alloys prepared with different fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(6), 916-923.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2016.06.002>
- Wang, J. H., Ren, J., Liu, W., Wu, X. Y., Gao, M. X., ve Bai, P. K. (2018). Effect of Selective Laser Melting Process Parameters on Microstructure and Properties of Co-Cr Alloy. *Materials*, 11(9), 1546. <https://doi.org/10.3390/MA11091546>
- Wataha, J. C. (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 351-363. <https://doi.org/10.1067/MPR.2002.123817>
- Wei, W., Zhou, Y., Sun, Q., Li, N., Yan, J., Li, H., Liu, W., ve Huang, C. (2020). Microstructures and mechanical properties of dental co-cr-mo-w alloys fabricated by selective laser melting at different subsequent heat treatment temperatures. *metallurgical and materials transactions A: Physical Metallurgy and Materials Science*, 51(6), 3205-3214. <https://doi.org/10.1007/S11661-020-05719-Y/FIGURES/8>
- Witkowski, S. (2005). (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*, 28, 169-184.
- Wu, L., Zhu, H., Gai, X., ve Wang, Y. (2014). Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 51-55.
<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2013.09.011>
- Xiang, N., Xin, X. Z., Chen, J., ve Wei, B. (2012). Metal–ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. *Journal of Dentistry*, 40(6), 453-457.
<https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2012.02.006>
- Xiao, J., Zhu, J., Wang, J., He, X., ve Wei, W. (2022). Effect of subsequent heat treatment on nano-tribological behavior of the co-cr medical alloy fabricated by selective laser melting. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 31(12), 9864-9877.
<https://doi.org/10.1007/s11665-022-07011-z>

- Yamamoto, M. (1985). *Metal-Ceramics: Principle and Methods of Makoto Yamamoto*. Quintessence.
- Yan, X., Lin, H., Wu, Y., ve Bai, W. (2018). Effect of two heat treatments on mechanical properties of selective-laser-melted Co-Cr metal-ceramic alloys for application in thin removable partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(6), 1028.e1-1028.e6. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2018.04.002>
- Yap, C. Y., Chua, C. K., ve Dong, Z. L. (2016). An effective analytical model of selective laser melting. 11(1), 21-26. <https://doi.org/10.1080/17452759.2015.1133217>
- Yap, Y. L., Wang, C., Sing, S. L., Dikshit, V., Yeong, W. Y., ve Wei, J. (2017). Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks. *Precision Engineering*, 50, 275-285. <https://doi.org/10.1016/J.PRECISIONENG.2017.05.015>
- Gosavi, S., Krishna Alla, R., Gosavi, S., Gosavi, S., ve Alla, R. (2013). Titanium-a miracle metal in dentistry fibre-reinforced composites view project augmenting the properties of dental biomaterials view project titanium: a miracle metal in dentistry. *trends biomater. artif. organs*, 27(1), 42-46. <http://www.sbaoi.org/tibao>
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., ve Aksu L. (1993). *Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi* Ankara Üniversitesi Basımevi. 305-354
- Zakrzewski, T., Kozak, J., Witt, M., ve Debowska-Wasak, M. (2020). Dimensional analysis of the effect of slm parameters on surface roughness and material density. *Procedia CIRP*, 95, 115-120. <https://doi.org/10.1016/J.PROCIR.2020.01.182>
- Zhang, M., Yang, Y., Song, C., Bai, Y., ve Xiao, Z. (2018). An investigation into the aging behavior of CoCrMo alloys fabricated by selective laser melting. *Journal of Alloys and Compounds*, 750, 878-886. <https://doi.org/10.1016/J.JALLCOM.2018.04.054>
- Zhang, Y., Lin, W., Zhai, Z., Wu, Y., Yang, R., ve Zhang, Z. (2023). Enhancing the mechanical property of laser powder bed fusion CoCrMo alloy by tailoring the microstructure and phase constituent. *Materials Science and Engineering: A*, 862, 144449. <https://doi.org/10.1016/J.MSEA.2022.144449>
- Zhao, X., Song, B., Fan, W., Zhang, Y., ve Shi, Y. (2016). Selective laser melting of carbon/AlSi10Mg composites: microstructure, mechanical and electronical properties. *Journal of Alloys and Compounds*, 665, 271-281. <https://doi.org/10.1016/J.JALLCOM.2015.12.126>

Zhou, X., Wang, D., Liu, X., Zhang, D. D., Qu, S., Ma, J., London, G., Shen, Z., ve Liu, W. (2015). 3D-imaging of selective laser melting defects in a Co–Cr–Mo alloy by synchrotron radiation micro-CT. *Acta Materialia*, 98, 1-16.

<https://doi.org/10.1016/J.ACTAMAT.2015.07.014>

Zhou, Y., Dong, X., Li, N., ve Yan, J. (2023). Effects of posttreatment on the metal-ceramic bond properties of selective-laser-melted Co-Cr dental alloy—Part 2: Heat treatment after porcelain firing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. S0022-3913(23)00073-2. Advance online publication.

<https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2023.01.030>



