

T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



**FARKLI TEKNİKLERLE HAZIRLANMIŞ METAL ALAŞIM
ALT YAPILARIN PORSELEN BAĞLANTI DAYANIMINA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Şule BURHANOĞLU

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Erdal EROĞLU

**Bu Tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinasyon Birimi tarafından 3982-D1-14 proje numarası ile desteklenmiştir.**

Tez No: 119


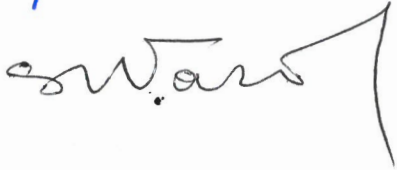



ISPARTA, 2015

KABUL VE ONAY

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı** Çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 16/06/2015

- Tez Danışmanı : Doç. Dr. Erdal EROĞLU 
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD
- Üye : Prof. Dr. Remzi VAROL 
Süleyman Demirel Üniversitesi
Makine Mühendisliği Bölümü
- Üye : Prof. Dr. Bülent ŞERMET 
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD
- Üye : Doç. Dr. S. Süha TÜRKASLAN 
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD
- Üye : Yrd. Doç. Dr. H.Cenker KÜÇÜKEŞMEN 
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD

ONAY: Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Mustafa KAYAN
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Çalışmamız esnasında kullanılan malzemeleri sağlayan ve/veya üreten herhangi bir firmadan, çalışmanın değerlendirme sürecinde, çalışma ile ilgili verilecek kararı olumsuz etkileyebilecek maddi ve/veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.

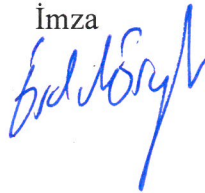
“Farklı Tekniklerle Hazırlanmış Metal Alaşım Alt Yapıların Seramik Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi” adlı doktora tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan
Şule BURHANOĞLU

İmza

Danışman
Doç. Dr. Erdal EROĞLU

İmza



ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince her alanda desteğini hissettiğim değerli hocam Doç. Dr. Erdal EROĞLU'na,

Tez çalışmamız esnasında kıymetli görüş ve bilgileriyle çalışmamıza farklı bir bakış açısı kazandıran değerli hocam Prof. Dr. Remzi VAROL'a,

Yardımlarını benden esirgemeyen sevgili hocalarım Doç. Dr. Süha TÜRKASLAN'a, Yrd. Doç.Dr. Cenker KÜÇÜKEŞMEN'e ve Yrd. Doç. Dr. İŞİN KÜRKÇÜOĞLU'na,

İstatistik değerlendirme esnasındaki yardımlarından dolayı sevgili hocam Yrd. Doç. Dr. Özgür KOŞKAN'a,

Doktora yaşantımdaki tüm katkıları için sevgili arkadaşlarım Derya PARPAR ve Eren YILMAZ'a ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Çalışmam esnasında yardımını benden esirgemeyen sevgili Sefa OVALIOĞLU, Büşra BAŞKAK ve Esra AYCAN'a,

Tez çalışmamdaki katkılarından ötürü sevgili teknisyen arkadaşlarım Emrah YAVUZ, Kadir SÜTÇÜ ve Kadir KURT'a,

Deneylemim esnasında büyük bir özveri ile çalışan sevgili Mustafa ÜSTÜNDAĞ'a,

Projeme maddi destek sağlayan S.D.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Yaşamımın her anında desteğini yanımda hissettiğim sevgili annem Müşerref BULUT'a,

Doktora konusunda beni cesaretlendiren ve destekleyen sevgili kayınvalidem Işık BURHANOĞLU ve sevgili kayınpederim Recep BURHANOĞLU'na,

Tez çalışmamda beni yüreklendiren ve her aşamasında bana destek olan biricik eşim Ender BURHANOĞLU'na

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Şule BURHANOĞLU

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
KABUL VE ONAY	ii
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI	iii
ÖNSÖZ.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
ŞİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
RESİMLER DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Dental Malzemelerin Mekanik Özellikleri.....	2
2.1.1. Gerilim ve Gerilme (Stres ve Strain)	2
2.1.1.1. Çekme Gerilimi (Tensile Stress).....	3
2.1.1.2. Sıkışma Gerilimi (Compressive Stress)	3
2.1.1.3. Makaslama Gerilimi (Shear Stress)	3
2.1.2. Elastik Özellikler	4
2.1.2.1. Elastisite Katsayısı (Young Katsayısı).....	4
2.1.2.2. Dinamik Young's Katsayısı	5
2.1.2.3. Esneklik (Flexibility)	6
2.1.2.4. Reziliens.....	6
2.1.2.5. Poisson's Oranı	6
2.1.3. Dayanıklılık Özellikleri (Strenght)	7
2.1.3.1. Oransal Sınır.....	7
2.1.3.2. Elastik Sınır	8
2.1.3.3. Yield Dayanımı (Proof Strenght).....	8
2.1.3.4. Kalıcı (Plastik Deformasyon).....	8
2.1.3.5. Diametral Çekme Dayanımı.....	9
2.1.3.6. Esneme Dayanımı	10
2.1.3.7. Çift Eksenli (Biaxial) Esneme Testi.....	11
2.1.3.8. Darbe Dayanımı (Impact Strength).....	12
2.1.4. Maddelerin Diğer Önemli Özellikleri.....	12

2.1.4.1. Dayanıklılık (Toughness).....	12
2.1.4.2. Kırılgenlik	12
2.1.4.3. Çekilebilirlik ve Dövülebilirlik (Ductility ve Malleability).....	13
2.1.4.4. Sertlik (Hardness).....	13
2.2. Dental Alaşım lar.....	13
2.2.1. Metal Alaşım larla İlgili Terminoloji	14
2.2.2. Dental Alaşım ların Sınıflandırılması	15
2.2.2.1. Fonksiyonlarına Göre Alaşım ların Sınıflandırılması	15
2.2.2.2. Renk ve İçeriklerine Göre Alaşım ların Sınıflandırılması	16
2.2.2.3. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association – ADA) Sınıflaması.....	16
2.2.2.4. Metal Seramik Alaşım lar İçin Alternatif Bir Sınıflama Sistemi	17
2.2.3. Metal Seramik Alaşım ların Tanımlanması	18
2.2.3.1. Soy Metal Alaşım lar	18
2.2.3.2. Temel Metal Alaşım lar	19
2.2.3.2.1. Nikel-krom (Ni-Cr) Sistemi	19
2.2.3.2.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Sistemi	20
2.2.3.2.3. Diğer Sistemler	20
2.2.4. Katkı Elementlerinin Fonksiyonları	20
2.2.5. Alaşım Seçiminde Etkili Olan Faktörler.....	23
2.3. Metal Üretim Teknolojileri	24
2.3.1. Döküm Yöntemi	24
2.3.2. CAD/CAM Sistemleri	25
2.3.2.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Üretim Konsepti.....	25
2.3.2.1.1. Hasta Başında (Chairside) Üretim.....	25
2.3.2.1.2. Laboratuvar Üretimi	25
2.3.2.1.3. Merkezi Üretim	26
2.3.2.2. CAD/CAM Sisteminin Parçaları.....	26
2.3.2.2.1. Tarayıcı.....	26
2.3.2.2.2. Yazılım (Software)	27
2.3.2.2.3. Donanım (Hardware).....	27
2.3.2.3. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Yöntemleri	28
2.3.2.3.1. Eksiltme Yöntemi	28

2.3.2.3.1.1. Eksiltme Yönteminde Kullanılan Milleme Cihazlarının Eksenleri	29
2.3.2.3.1.1.1. Üç Eksenli Milleme Cihazı	29
2.3.2.3.1.1.2. Dört Eksenli Milleme Cihazı	29
2.3.2.3.1.1.3. Beş Eksenli Milleme Cihazı.....	29
2.3.2.3.2. Ekleme Yöntemi	29
2.3.2.4. Hızlı Üretim Yöntemleri	31
2.3.2.4.1. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (SLA; Stereolithografi).....	32
2.3.2.4.2. Tabaka Yığıma Tekniği (Laminated Object Manufacturing - LOM).....	33
2.3.2.4.3. Isıtılarak Toz Bağlama Tekniği (Laser Melting / Laser Sintering).....	34
2.3.2.4.4. Sıvayarak Harç Yığıma Tekniği (FDM; Fused Deposition Modelling).....	38
2.3.2.4.5. Katı Sıkıştırma Yerleşimi (Solid Ground Curing; SGC).....	39
2.3.2.4.6. 3D Yazdırma (3D Ink Jet Printing).....	39
2.3.2.5. Hızlı Üretim’de Kullanılan Lazer Sistemleri	40
2.3.2.6. Hızlı Üretim’in Dış Hekimliği Uygulamalarında Kullanımı.....	42
2.3.2.6.1. Dental Cihazların Üretimi	42
2.3.2.6.2. Canlandırma, Teşhis ve Eğitim	42
2.3.2.6.3. Cerrahi Planlama	42
2.3.2.6.4. Kişisel İmplant Tasarımı	43
2.3.2.6.5. Ortodonti.....	43
2.3.2.6.6. Protez.....	43
2.3.2.7. Dental Uygulamalarda Hızlı Üretim Sisteminin Seçimi.....	43
2.4. Dental Seramikler	44
2.4.1. Dental Seramiğin Bileşimi.....	45
2.4.1.1. Feldspar	45
2.4.1.2. Kuartz	46
2.4.1.3. Kaolin.....	46
2.4.1.4. Alümina.....	47
2.4.1.5. Diğer Katkı Maddeleri	47
2.4.1.6. Cam Düzenleyiciler.....	47
2.4.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	48
2.4.3. Pişme Derecelerine Göre Seramikler.....	50
2.4.4. Düşük Isı Seramiğinin Yapısal Bileşenleri.....	50

2.4.4.1. Opak Seramiği.....	51
2.4.4.2. Gövde Seramiği.....	51
2.4.4.2.1. Mine Seramiği	52
2.4.4.2.2. Transludent Seramiği	52
2.4.4.2.3. Gövde Modifiye Ediciler	52
2.4.4.2.4. Glazür Seramiği.....	52
2.4.5. Metal Alt Yapı Üzerine Seramik Uygulanması.....	52
2.5. Metal-Seramik Bağlantısı.....	54
2.5.1. Metal Seramik Bağlantı Mekanizmaları	54
2.5.1.1. Van Der Waals Kuvvetleri	55
2.5.1.2. Mekanik Bağlantı	55
2.5.1.3. Baskı (Sıkışma) Bağlantısı.....	56
2.5.1.4. Kimyasal Bağlantı.....	57
2.5.1.4.1. Oksidasyon (Degassing) İşlemi	58
2.5.1.4.2. Oksidasyondan Sonra Uygulanan İşlemler	59
2.5.1.4.3. Oksit Tabakanın Uzaklaştırılması	60
2.5.1.4.3.1. Asit Uygulama	60
2.5.1.4.3.2. Asit Uygulanmayan (Mekanik) Yöntem.....	60
2.5.2. Metal-Seramik Bağlantı Başarısızlıkları.....	60
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	64
3.1. Metal Altyapıların Hazırlanması	64
3.1.1. Döküm Yöntemiyle Metal Alt Yapıların Üretilmesi	64
3.1.2. Milleme Yöntemiyle Metal Alt Yapıların Üretilmesi	69
3.1.3. Lazer Sinterizasyon Yöntemiyle Metal Örneklerin Elde Edilmesi	72
3.2. Seramik Üst Yapıların Hazırlanması.....	74
3.2.1. Opak Seramiği Uygulanması	74
3.2.2. Dental Seramiğin Geleneksel Tabakalama Yöntemi İle Şekillendirilmesi	75
3.2.3. Glaze Fırınlanması.....	76
3.3. Üç Nokta Eğme Deneyinin Yapılması	76
3.4. Metal-Seramik Bağlantı Dayanımının Hesaplanması	77
3.5. Metal Örneklerin Yüzeylerinin İncelenmesi	78
3.6. Metal-Seramik Örneklerde Ayrılma Yüzeylerinin İncelenmesi.....	78
3.7. İstatistiksel Analiz	79

4. BULGULAR	81
4.1. Üç Nokta Eğme Deneyi Bulguları.....	81
4.2. Steremikroskop Bulguları.....	82
4.3. SEM Bulguları.....	82
4.3.1. Seramik Uygulaması Yapılmamış Metal Alt Yapıların SEM Görüntüleri	82
4.3.2. Üç Nokta Eğme Deneyi Sonrası Metal Örneklerin SEM Görüntüleri	83
4.4. EDX Bulguları.....	87
4.4.1. Döküm Yöntemi İle Elde Edilmiş Metal Örneklerin Seramikle Bağlantı Ara Yüzünden Elde Edilen EDX Verileri	87
4.4.2. Milleme Yöntemi İle Elde Edilmiş Metal Örneklerin Seramikle Bağlantı Ara Yüzünden Elde Edilen EDX Verileri	88
4.4.3. Lazer Sinterizasyon Yöntemi İle Elde Edilmiş Metal Örneklerin Seramikle Bağlantı Ara Yüzünden Elde Edilen EDX Verileri.....	89
4.5. Metal Örneklerin AFM Analizi	90
4.6. Metal Örneklerin Yüzey Pürüzlülük Ölçümü Bulguları	92
5. TARTIŞMA	93
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	113
ÖZET.....	116
ABSTRACT	117
KAYNAKLAR	118
ÖZGEÇMİŞ.....	128

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Al	: Alüminyum
Be	: Berilyum
B	: Bor
Cr	: Krom
Co	: Kobalt
Cu	: Bakır
Ga	: Galyum
Au	: Altın
In	: İndiyum
Ir	: İridyum
Fe	: Demir
Mn	: Manganez
Molibden	: Mo
Ni	: Nikel
Pd	: Paladyum
Pt	: Platin
Ru	: Rutenyum
Si	: Silisyum
Ag	: Gümüş
Ti	: Titanyum
Zn	: Çinko
K₂O-Al₂O₃-6SiO₂	: Potasyumalüminyumsilikat
Na₂- Al₂O₃-6SiO₂	: Sodyumalüminyumsilikat
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
°F	: Fahrenheit derece
°C	: Santigrad derece
°K	: Kelvin derece
Si₂O₃	: Silisyumoksit
Br₂O₃	: Borikoksit
Sn₂O₃	: Kalayoksit

Ti₂O₃	: Titanyumoksit
Zr₂O₃	: Zirkonyumoksit
mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
sn.	: Saniye
dk.	: Dakika
Atm	: Atmosfer
MPa	: Megapaskal
GPa	: Gigapaskal
N/mm²	: Newton/milimetrekare
g/cm³	: gram/santimetreküp
mm²	: milimetrekare
W	: Watt
mm/s	: milimetre/saniye
m³/h	: metreküp/saat
SLS	: Selektif lazer sinterizasyon
SLM	: Selektif lazer eritme
AM	: Ekleme üretimi
RP	: Hızlı prototipleme

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. Piyasadaki çeşitli cihazların kullandıkları lazer tipleri (12).....	41
Tablo 2. Microlit isi marka metal alaşımın fiziksel özellikleri.	67
Tablo 3. Microlit isi metal alaşımın içeriği (% olarak).	68
Tablo 4. White Peaks metal alaşımın fiziksel özellikleri.	70
Tablo 5. White Peaks metal alaşımın içeriği (% olarak).	70
Tablo 6. EOSİNT M 270 Teknik verileri.	73
Tablo 7. EN ISO 22674 uyarınca gerilim giderme tavlamasından (750°C’de 1 saat), oksit tavlamasının (950°C’de 5dk) ve seramik tavlamalarının (930°C’de 4 x 2) simülasyonundan sonraki malzeme özellikleri.	74
Tablo 8. EOSİNT M EOS Co-Cr SP2 marka toz içeriği.	74
Tablo 9. Opak seramiği pişim sıcaklıkları.....	75
Tablo 10. Dentin seramiğinin pişim prosedürü.	75
Tablo 11. Üretici firmanın önerdiği glaze pişirmesi prosedürü.	76
Tablo 12. Metal Alt Yapıların Seramik Bağlantı Dayanımları.	81
Tablo 13. Metal-seramik örneklerde bağlantı başarısızlığı tipleri (A: Adeziv, K:Koheziv, M:Karışık).	82
Tablo 14. SEM analizi ve stereomikroskop görüntüleri sonucunda belirlenen bağlantı başarısızlığı tipleri.	87
Tablo 15. Döküm yöntemi işle elde edilmiş metal örneklerin seramik ile bağlantı bölgesinden elde edilen EDX verileri.	88
Tablo 16. Milleme yöntemi ile elde edilmiş metal örneklerin seramikle bağlantı ara yüzünden elde edilen EDX verileri.	89
Tablo 17. Lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilmiş metal örneklerin seramikle bağlantı ara yüzünden elde edilen EDX verileri.	89
Tablo 18. Metal Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümü (Ra) bulguları (µm).....	92
Tablo 19. Metal Alt Yapıların Ra değerleri.....	92
Tablo 20. Starwarczyk ve arkadaşlarının çalışmasından elde edilen bulgular.....	106
Tablo 21. Serra-Prat ve arkadaşlarının çalışmasındaki bağlantı başarısızlığı tipleri.	111

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. A Üç üyeli köprü üzerinde flexural kuvvetlerle oluşturulan gerilimler, Şekil B iki üyeli, kantilever uzantılı köprü üzerinde oluşturulan gerilimler.....	4
Şekil 2. Gerilim/gerilme eğrisi.....	5
Şekil 3. Baskı kuvvetlerine maruz bırakılan mine ve dentinin gerilim/gerilme eğrisi.....	7
Şekil 4. Diametral Baskı Testi	9
Şekil 5. Üç nokta eğme test düzeneği	11
Şekil 6. Dört nokta eğme test düzeneği	11
Şekil 7. Çift eksenli esneme test düzeneği.....	12
Şekil 8. Sertlik test düzenekleri	13
Şekil 9. SLA Şematik görüntüsü.....	33
Şekil 10. LOM Sisteminin şematik görüntüsü.....	34
Şekil 11. Metal parçaların direkt lazer üretiminde kullanılan üretim yöntemlerinin sınıflandırılması	35
Şekil 12. SLS sisteminin şematik görüntüsü	36
Şekil 13. a) SLM Sisteminin şematik görüntüsü b) SLM Sisteminin çalışma prensibi.....	37
Şekil 14. Üç boyutlu lazer giydirme	37
Şekil 15. LENS sisteminin şematik görüntüsü	38
Şekil 16. 3D Yazdırma şematik görüntüsü	40
Şekil 17. Seramiğin ısısal genleşme katsayısı fazla olursa	56
Şekil 18. Seramik ile metalin ısısal genleşme katsayıları eşit olursa.....	57
Şekil 19. Metalin ısısal genleşme katsayısı fazla olursa	57
Şekil 20. Metal seramik restorasyonlardaki bağlantı başarısızlığı sınıflandırması....	61
Şekil 21. Metal kalınlığı –elastiklik katsayısı ilişkisi	78
Şekil 22. Döküm yöntemi ile elde edilmiş metal örneklerin seramik ile bağlantı bölgesinden elde edilen EDX verileri.	87
Şekil 23. Milleme yöntemi ile elde edilmiş metal örneklerin seramikle bağlantı ara yüzünden elde edilen EDX verileri	88
Şekil 24. Lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilmiş metal örneklerin seramikle bağlantı ara yüzünden elde edilen EDX verileri	89
Şekil 25. Döküm örneklerin AFM görüntüleri	90
Şekil 26. Milleme ile üretilmiş metal örneklerin AFM görüntüleri.....	91
Şekil 27. Lazer sinterizasyon ile üretilmiş metal örneklerin AFM görüntüleri	91

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Hazırlanan şablonlara mum eritilmesi ve mum örneklerin hazırlanması... 64	64
Resim 2. Mum örneklere döküm kanallarının bağlanması ve manşete alma 65	65
Resim 3. Revetman karıştırma cihazı 65	65
Resim 4. Maruvest Speed marka revetman 66	66
Resim 5. Ön ısıtma fırını 67	67
Resim 6. Santrifüj cihazı 67	67
Resim 7. Rotaks kumlama cihazı 68	68
Resim 8. Ultrasonik temizleyici 69	69
Resim 9. Seramik pişimi için hazırlığı tamamlanmış döküm metal örnekler..... 69	69
Resim 10. Milleme işleminin gerçekleştirildiği cihaz. 70	70
Resim 11. Milleme esnasında kullanılan uçlar 71	71
Resim 12. Üretim aşaması 71	71
Resim 13. Milleme ile üretimi gerçekleştirilmiş örnekler 72	72
Resim 14. Seramik pişimi için hazır olan metal örnekler..... 72	72
Resim 15. Üretimin gerçekleştirildiği lazer sinterizasyon cihazı 73	73
Resim 16. Opak seramiği uygulanmış örnekler..... 75	75
Resim 17. Tesviyesi tamamlanmış metal-seramik örnek 76	76
Resim 18. Testin Yapıldığı Universal Test Cihazı 76	76
Resim 19. Ölçümlerde kullanılan kumpas..... 77	77
Resim 20. SEM analizinin yapıldığı cihaz 79	79
Resim 21. Döküm örneklerin SEM analizi görüntüsü (x1000 büyütme). 82	82
Resim 22. Milleme ile elde edilmiş örneklerin SEM analizi görüntüsü (x1000 büyütme). 83	83
Resim 23. Lazer sinterizasyon ile elde edilmiş örneklerin SEM analizi görüntüsü (x1000 büyütme). 83	83
Resim 24. Karışık tipte başarısızlık oluşan döküm alaşım yüzeyinin x1000 büyütme SEM görüntüsü 84	84
Resim 25. Karışık tipte başarısızlık oluşan döküm alaşım yüzeyinin x500 büyütme SEM görüntüsü. 84	84
Resim 26. Karışık tipte başarısızlık oluşan milleme ile elde edilmiş alaşım yüzeyinin x1000 büyütme SEM görüntüsü. 85	85
Resim 27. Karışık tipte başarısızlık oluşan milleme ile elde edilmiş alaşım yüzeyinin x500 büyütme SEM görüntüsü. 85	85

Resim 28. Karışık tipte başarısızlık oluşan lazer sinterizasyon ile elde edilmiş alaşım yüzeyinin x1000 büyütmeli SEM görüntüsü. 86

Resim 29. Karışık tipte başarısızlık oluşan lazer sinterizasyon ile elde edilmiş alaşım yüzeyinin x500 büyütmeli SEM görüntüsü. 86

1. GİRİŞ

Eksik dişlerin protetik rehabilitasyonunda metal-seramik restorasyonların kullanımıyla hem estetik hem de fonksiyon açısından başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Ancak teknolojik ilerlemeler ve ekonomik dalgalanmalar gibi pek çok etken hem kullanılan malzemenin hem de üretim yönteminin değişmesinde etkili olmaktadır. Uzun yıllar diş hekimliğine başarı ile hizmet vermiş altın alaşımlar, altın fiyatlarındaki dalgalanmalar neticesinde yerini temel metal alaşımlara bırakmaya başlamış ancak bu durum temel metal alaşımların işlenebilirliklerinin zorluğu nedeni ile sorunları da beraberinde getirmiştir. Alaşımlara farklı elementlerin ilavesi ile bu sorunların üstesinden gelinmeye çalışılmıştır.

Her ne kadar uzun yıllar boyunca dental protetik restorasyonlar kayıp mum tekniği ve döküm yöntemi ile temel metal alaşımlardan elde edilmiş olsa da teknisyen kaynaklı hatalar, ölçü ve alçı model elde etme aşamasındaki zorluklar yeni arayışları da hızlandırmıştır.

CAD/CAM yöntemi, teknolojinin diğer sahalarında kullanılmaya başlanmış ve daha sonra dental sektörde kendine yer bulmuştur. Bu üretim teknolojisi ile hem daha hızlı hem de doğruluk payı daha yüksek restorasyonlar üretilebilmektedir. Milleme teknolojisi ile blok malzemedan üretilen restorasyonlarda artık malzemenin fazla olması ve aynı anda birden fazla restorasyonun üretilme güçlüğü lazer ile hızlı üretim teknolojilerine olan ilgiyi arttırmıştır. Çok sayıda restorasyonun aynı anda yapılabilmesinin getirdiği kolaylık ve düşük maliyet bu üretim tekniğinin kısa zamanda dental alanda kullanımının yaygınlaşmasını sağlamıştır. Milleme ve lazer sinterizasyon ile elde edilen restorasyonların mekanik özellikleri ve seramik ile uyumları pek çok araştırmanın konusunu oluşturmuştur.

Bu çalışmada söz konusu yeni üretim teknolojilerinin seramik bağlantı dayanımı üzerindeki etkisinin incelenmesi hedeflendi ve bu amaçla, kobalt-krom alaşımlar kullanılarak döküm, milleme ve lazer sinterizasyon ile elde edilmiş metal örneklerin seramik bağlantı dayanımları incelendi.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Malzemelerin Mekanik Özellikleri

Mekanik özellikler, uygulanan kuvvet, kuvvetlerin dağılımı veya basınç altında bir malzemenin verdiği elastik ve plastik yanıtlardır. Tüm mekanik özellikler, uygulanan kuvvet altında malzemenin deformasyon, çatlak ve kırık oluşumuna dayanımı ile ölçülür. Mekanik özellikler en sık 'gerilim' (stress) ve 'gerilme' (strain) birimleri ile ifade edilir (1, 2)

2.1.1. Gerilim ve Gerilme (Stres ve Strain)

Gerilim, bir malzemenin belirlenen yüzeyinde bulunan milyonlarca atoma veya moleküle etki eden ve birim alana düşen kuvvettir. Kırılgan malzemelerde büyük kusurların varlığına bağlı olarak stres odakları oluşursa bu malzemelerin dayanıklılıkları azalır. Gerilim bu kusurların olduğu alandan yoğunlaşıp malzemenin dayanıklılık seviyesini aştığında küçük kuvvetler altında dahi kırık oluşur. Katı malzemeler üzerinde oluşturulan gerilim, uygulanan kuvvetin uygulanan alana bölünmesi ile hesaplanır. Çekme tipi kuvvetler (tensile kuvvetler) 'çekme gerilimi'ne (tensile stres), baskı kuvvetleri 'baskı gerilimi'ne (compressive stres) ve makaslama kuvvetleri de 'makaslama gerilimi'ne (shear stress) neden olur. Eğme kuvvetleri her üç tip gerilimi de oluşturabilir ancak çoğu durumda kırık oluşumuna neden olan çekme gerilimi (tensile stres) 'dir. Gerilim için uluslararası birim Pascal'dır, sembolü Pa'dır ve 1N/m^2 dir.

Gerilme (strain), birim boyuttaki uzama değişimi ya da strese maruz kalan bir objenin göreceli deformasyonu olarak tanımlanabilir. Elastik gerilme geri dönüşümlüdür, kuvvet ortadan kalktığında obje tümüyle eski haline döner. Plastik gerilme varlığında bu kuvvet ortadan kaldırılrsa dahi malzemede oluşan deformasyon düzelmez.

Gerilim, büyüklüğü ve neden olduğu deformasyonun türü ile tanımlanır. Basit gerilimler üç sınıfa ayrılabilir; bunlar, çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimidir (1, 2).

2.1.1.1. Çekme Gerilimi (Tensile Stress)

Çekme gerilimine her zaman çekme gerilmesi de eşlik eder. Ancak vücutta saf çekme gerilmesi oluşturmak oldukça zordur. Eğer çekme yüklemesi esnasında en ufak bir bükülme hareketi olursa meydana gelecek gerilim dağılımı çekme, sıkışma ve makaslama komponentlerinden oluşacaktır. Mikrogerilim testleri test örneklerinin uzun eksenleri boyunca kuvvet uygulanacak şekilde yapılmaktadır (1, 2).

Çekme deneyi, bir malzemenin dayanımı ve mekanik davranışlarını belirlemek için yapılır ve malzeme deneyleri arasında en önemlilerinden biridir (3).

2.1.1.2. Sıkışma Gerilimi (Compressive Stress)

Malzeme, onu sıkıştırarak veya kısaltacak bir yük altına yerleştirildiğinde bu yüke karşı meydana gelen dirence sıkışma stresi denir ve sıkışma gerilmesi ile ilişkilidir. Sıkışma gerilmesini hesaplamak için uygulanan kuvvet, kuvvetin eksenine dik olan yüzeyin kesit alanına bölünür (1, 2).

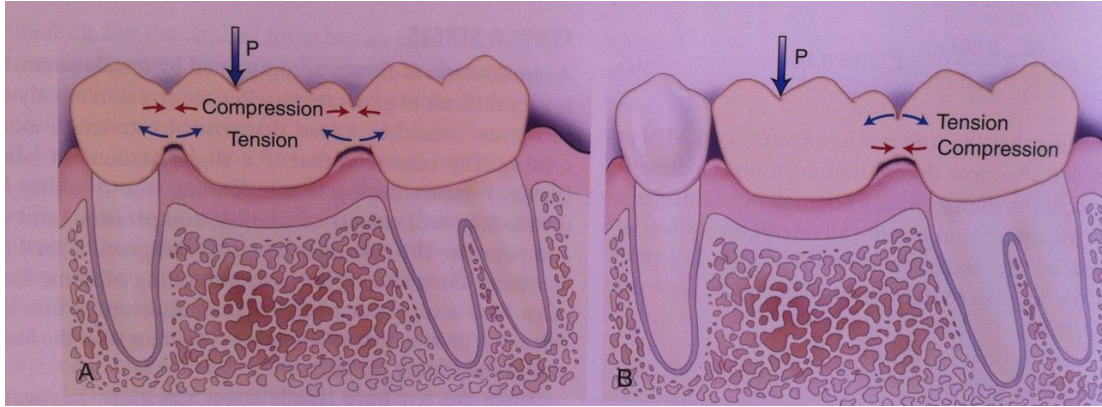
2.1.1.3. Makaslama Gerilimi (Shear Stress)

Bu tip gerilim, gövdenin bir parçasının diğer parça üzerinde dönme ve kaymaya karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Makaslama gerilimi malzeme üzerindeki eğilme veya bükülme etkisi ile de oluşabilir. Makaslama gerilimi kuvvetin kuvvet yönündeki paralel alana bölünmesi ile hesaplanır. Ağız içerisinde makaslama başarısızlığı oluşması az görülür çünkü:

- Restore edilmiş dişlerdeki kırılğan malzemelerin çoğu genel olarak pürüzlü ve eğimli yüzeylere sahiptir
- Diş yüzeylerindeki kurvatürlerin varlığı makaslama başarısızlığına uğrama olasılığını azaltır
- Makaslama başarısızlığı oluşturmak için kuvvet, ara yüzün hemen bitişiğine uygulanmalıdır (Şekil 1) ve bu da cilalanmış ara yüzlerin kullanıldığı deneysel koşullarda bile elde edilmesi zor bir koşuldur. Uygulanan kuvvet ara yüzden uzaklaştıkça başarısızlık nedeni

makaslamadan ziyade çekme başarısızlığı şeklinde olur. Çünkü eğilme gerilmeleri artacaktır.

- Kırılgan malzemelerin çekme dirençleri makaslama dirençlerinden çok daha düşük olduğundan, çekme başarısızlığı oluşma olasılığı daha fazladır (1, 2).



Şekil 1. A Üç üyeli köprü üzerinde flexural kuvvetlerle oluşturulan gerilmeler, B iki üyeli, kantilever uzantılı köprü üzerinde oluşturulan gerilmeler (1).

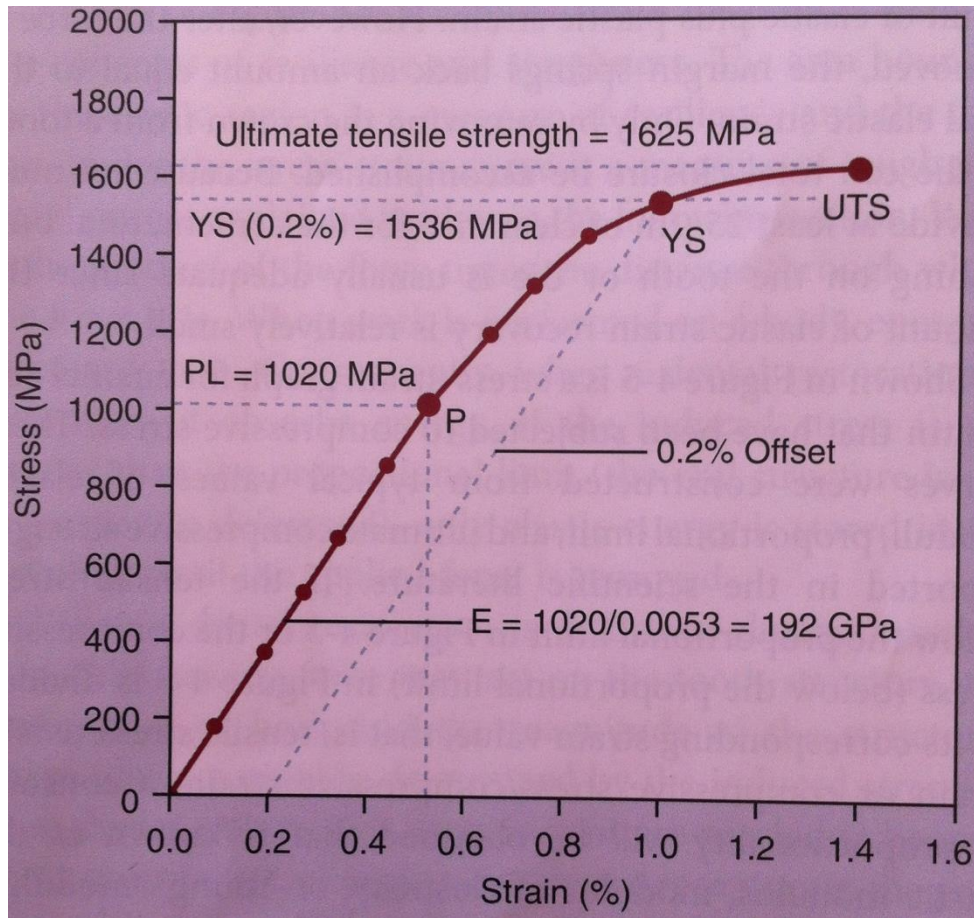
2.1.2. Elastik Özellikler

Dental malzemelerin elastik gerilme veya plastik gerilme davranışlarının ölçütleri olan mekanik özellikler ve parametreler arasında elastisite katsayısı (young katsayısı), dinamik young katsayısı (ultrasonik dalga hızı ölçümüyle belirlenir), makaslama katsayısı, esneklik, reziliens ve poisson's oranı yer alır.

2.1.2.1. Elastisite Katsayısı (Young Katsayısı)

Bu terimle karşılaşıldığında akla katılık (stiffness) kelimesi gelmelidir. Elastisite katsayısı, gerilim/gerilme grafiğinin elastik bölgesinin eğimi ile ölçülen ve malzemenin katılığını ve sertliğini tanımlayan özelliktir (Şekil 2). Şekilde, germe tipi kuvvete maruz bırakılan paslanmaz çelik ortodontik telin gerilim/gerilme grafiği gösterilmektedir. Ortodontik tel gerildikçe kesit alanı değişir, bu şekilde kuvvet değişen kesit alanlarına bölünerek gerilim/gerilme grafiği elde edilmiştir. Gerilim orantısız sınır olan 1020MPa'nın altında olduğunda düz çizgi bölgesi geri dönebilen elastik deformasyonu, eğimli bölge ise geri dönemeyen plastik deformasyonu temsil etmektedir. 1025MPa'da ise tel kopmaktadır. Şekil 3'deki grafik sıkışma stresine

maruz kalan mine ve dentin grafiğini göstermektedir. Şekil 2'deki gibi orantısız sınırın altında kalan çekme gerilim değerleri ya da şekil 3'deki gibi orantısız sınırın altında kalan sıkışma gerilim değerleri, ilgili gerilme değerlerine bölüldüğünde ortaya çıkan çekme gerilimi/çekme gerilmesi ya da sıkışma gerilimi/sıkışma gerilmesi oranları elastiklik katsayısı, elastisite katsayısı ya da young's katsayısı olarak adlandırılır ve E harfi ile simgelenir. Birimi ise çok esnek malzemeler için genellikle MPa, çok katı malzemeler içinse GPa'dır. Elastisite katsayısı sabit bir orandır, malzemenin elastik ya da plastik gerilim miktarlarından etkilenmez. Uygulanan bir gerilim değerinde gerilme azaldıkça elastisite katsayısı artar (1, 2)



Şekil 2. Gerilim/gerilme eğrisi (1).

2.1.2.2. Dinamik Young's Katsayısı

Elastisite katsayısı statik tekniklerle ölçülebildiği gibi dinamik yöntemlerle de ölçülebilir. Katı içerisinde geçen ses dalgalarının hızı eğer dalga dönüştürücüleri ya

da uygun alıcılarla ölçülebilirse, ses dalgasının hızı ve malzemenin densitesi, elastisite katsayısı ve poisson oranının hesaplanmasında kullanılabilir (1, 2).

2.1.2.3. Esneklik (Flexibility)

Dental apareyler ve restorasyonlar için kullanılan malzemelerin elastiklik sınırının yüksek olması gerekir, çünkü kuvvet ortadan kaldırıldığında malzemenin eski pozisyonuna dönmesi istenir. Yüksek esneklik değerine sahip malzemeler kuvvete maruz kaldıklarında çok az deformasyon meydana gelir (1).

2.1.2.4. Reziliens

Atomlar arasındaki boşluk artarsa internal enerji artar. Gerilim miktarı oransal sınırı aşmadığı müddetçe bu enerji reziliens olarak bilinir yani bir yapıya oransal sınıra kadar gerilim uygulandığında, yapının birim hacmi tarafından abzorblanan enerji miktarına reziliens denir. Gerilim/gerilme grafiğindeki elastik bölgedeki eğrinin altında kalan alan hesaplanarak farklı malzemelerin reziliens değerleri karşılaştırılabilir. Restoratif malzemelerin elastisite katsayısı yüksek olmalı ancak göreceli olarak daha düşük reziliens değerleri olmalıdır. Böylece sınırlı miktarda elastik gerilme oluşur (1, 2).

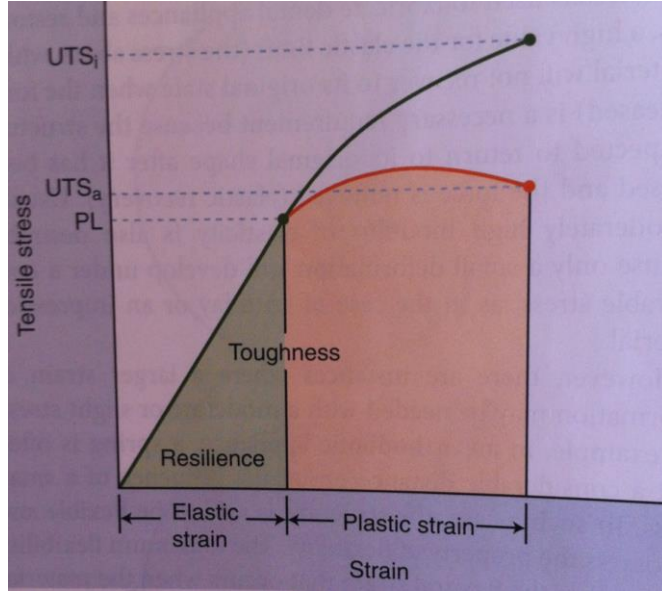
2.1.2.5. Poisson's Oranı

Kütlenin korunumu prensibine göre bir obje çekme gerilimine maruz bırakıldığında daha uzun ve ince olurken basma gerilimine maruz bırakıldığında ise daha kısa ve kalın hale gelir. Z aksı boyunca uygulanan çekme gerilimi, X ve Y yönlerinde elastik bir kısalma ve çekme gerilmesi meydana getirecektir (ϵ_x ve ϵ_y). ϵ_x / ϵ_z ve ϵ_y / ϵ_z oranları poisson's oranı olarak (ν) adlandırılan bir terimdir.

Poisson's oranı baskı gerilimi içeren bir deney ile de benzer şekilde belirlenebilir. Poisson's oranı interatomik bağlantı kuvvetlerinin uyumu ve tabiatı ile ilgilidir. Sabit hacimdeki ideal bir izotropik malzemenin poisson's oranı 0,5'dir. Pek çok mühendislik malzemesinde bu oran 0,25 ve 0,30 arasında değişir (1, 2).

2.1.3. Dayanıklılık Özellikleri (Strenght)

Dayanıklılık, kırılma ya da belirli oranda plastik deformasyon için gereken gerilim düzeyine eşittir. Bir objenin dayanıklılığı kırılmaya neden olacak maksimum gerilim miktarı ile ilişkilidir. Üretici firmalar tarafından sunulan dayanıklılık değerleri, ortalama değerlerdir. Yani test edilen örneklerin %50'sinin verilen dayanıklılık değerlerinin daha altındaki değerlerde başarısızlığa uğradığı göz önünde bulundurulmalıdır. Kalıcı deformasyona neden olan gerilim ve kırılma için gereken gerilim değerini birbirinden ayırmak için uygun dayanıklılık terimi kullanılmalıdır. Dental malzemelerde, özellikle de metallerde genellikle kalıcı deformasyon oluşmadan malzemenin dayanabileceği maksimum gerilim miktarı önemlidir. Bu gerilim miktarı oransal sınır olarak adlandırılır, bu değer üzerindeki değerlerde plastik deformasyon oluşur (Şekil 3) (1).



Şekil 3. Baskı kuvvetlerine maruz bırakılan mine ve dentinin gerilim/gerilme eğrisi (1).

2.1.3.1. Oransal Sınır

Eğer malzeme Hooke yasasına uyuyorsa, elastik gerilim ve elastik gerilme orantısı, 0 noktasından başlayıp devam eden bir düz çizgi şeklinde olacaktır. Bu düz çizgi boyunca malzeme elastik davranışlar gösterir ve kuvvet ortadan kalkınca eski şekil ve boyutuna döner. Şekil 3'deki grafikte görüldüğü üzere 0'dan başlayıp P

noktasına uzanan eğrinin düz çizgi bölümüne düz bir kenar yaslandığında P noktasındaki stres değeri oransal sınır olarak bilinir ve bu noktadan sonra düz çizgi eğri bir çizgi şeklini alır. Orantusal sınır (P) noktasına karşılık gelen gerilim değeri gerilim ve gerilmenin orantılı olduğu en yüksek değerdir ve bu noktadan sonra artık gerilim ve gerilme orantılı değildir (1, 2).

2.1.3.2. Elastik Sınır

Bir malzemenin elastik sınırı, kuvvet ortadan kaldırıldıktan sonra başlangıç boyutuna dönebildiği en yüksek gerilim değeridir. Tüm gerilim türleri için benzer elastik sınır ölçümleri yapılabilir ancak elde edilecek elastik sınır değerleri farklı bulunur (1, 2).

2.1.3.3. Yield Dayanımı (Proof Strength)

Gerilim/gerilme grafiğinin ne zaman düz bir çizgi olmaktan çıktığını belirlemek zor olabilir. Oransal sınırın istenilen tutarlılıkta belirlenemediği durumlarda yield dayanımı denilen farklı bir özellik kullanılır. Yield dayanımı, sıklıkla küçük miktarlarda plastik gerilmenin (%0,1-%0,2) meydana geldiği gerilim değerlerini belirtir. Şekil 3’de görüldüğü gibi, yield dayanımını belirlemek için düz çizgi bölgesine paralel bir çizgi çizilir, bu çizgi gerilim/gerilme eğrisini kesene kadar uzatılır. Bu kesişme noktasına denk gelen gerilim değeri yield dayanımıdır.

Elastik sınır, oransal sınır ve yield dayanımı farklı tanımlanmış olmasına rağmen değerleri çoğunlukla birbirlerine çok yakındır. Elastik ve oransal sınır genellikle aynı olarak varsayılsa da deneysel değerleri ufak farklılıklar gösterebilir. Yield dayanımı ise oransal sınırdan daha büyük bir değerdir (1).

2.1.3.4. Kalıcı (Plastik Deformasyon)

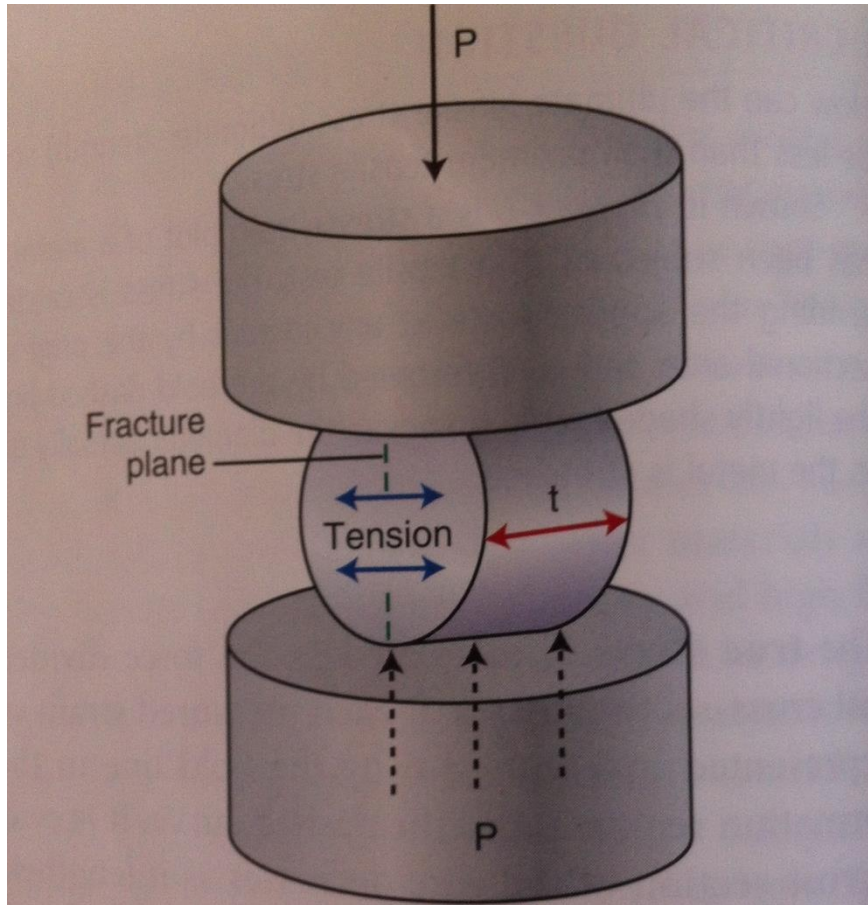
Gerilim/gerilme grafiği oransal sınırın üzerinde düz bir çizgi şeklinde ilerlemez, bunun yerine malzemenin kırılma noktasına kadar bir eğri şeklinde devam eder. Oransal sınırın altındaki gerilimlerde oluşan düz çizgi bölgesinden farklı olarak P noktasının üstündeki eğrinin şeklini tahmin etmek mümkün değildir, çünkü artık gerilim gerilmeye orantılı değildir. Eğer malzeme oransal sınırın üzerindeki bir gerilim ile kırılmadan deforme edilirse, kuvvet ortadan kaldırıldığında gerilim değeri

sıfır olacaktır ancak oluşan plastik deformasyon kalıcı olacaktır. Bu nedenle kuvvet ortadan kaldırıldığında nesne orijinal boyutuna dönmez, eğilmiş, gerilmiş, sıkıştırılmış veya plastik deformasyona uğramış şekilde kalır (1, 2).

2.1.3.5. Diametral Çekme Dayanımı

Bu test, çok az plastik deformasyon gösteren ya da hiç plastik deformasyon göstermeyen malzemeler için kullanılır (Şekil 4). Bu yöntemde, silindirik şeklindeki küçük bir örneğin bir yüzünden düz bir levha aracılığı ile uygulanan sıkıştırma kuvveti diskin merkezinden geçen vertikal düzlem çevresinde çekme gerilimi oluşumuna neden olur. Kırık oluşumu vertikal düzlem boyunca gerçekleşir. Bu durumda çekme gerilimi direkt olarak uygulanan sıkıştırma yükü ile orantılıdır.

Bu testin uygulanması basittir ve tekrarlanabilirliği çok iyi olan sonuçlar üretilmesi sağlanır. Ancak kırılma gerçekleşmeden önce gözlenen plastik deformasyon, yüksek çekme dayanımı değerlerinin oluşmasına neden olur (1).



Şekil 4. Diametral Baskı Testi (1).

2.1.3.6. Esneme Dayanımı

Bu test, iki ucundan desteklenen bir barın veya altından bir daire ile desteklenen küçük bir diskin statik yük altındaki dayanım testidir. Dörtgenel kesitteki bar örnekler üç noktadan esnemeye maruz bırakılırlar (Şekil 5). Maksimum esneme dayanımı değerinin hesaplanması için şu eşitlik kullanılır;

$$\sigma = \frac{3PL}{2wt^2}$$

σ = maksimum esneme stresi (MPa)

P = Kırılma yükü (N)

w = Örnek genişliği (mm)

t = örneklerin kalınlığı ya da yüksekliği (mm)

Tipik örnek boyutu minimum 20mm uzunlukta, 4mm genişlikte ve 1,2-2mm arası bir kalınlıkta olmalıdır.

Üç nokta eğme testinin limitasyonlarından birisi, örneğin kuvvetin direkt olarak uygulandığı orta noktadan kırılmamasıdır. Bu durumda kırığın gerçekleştiği nokta göz önüne alınmalıdır (Şekil 5).

Dört nokta esneme dayanımı testi üç nokta esneme dayanımı testine göre daha fazla tercih edilmektedir çünkü merkezi yükleme aralığındaki gerilim sabittir. Böylece örnek tam ortadan kırılmasa bile merkezi yükleme alanı sınırları içerisinde kırılma gerçekleşen örneklerde düzeltme yapılması gerekmez (Şekil 6). Merkezi yükleme sahası içerisindeki esneme gerilimleri şu denklemlerle hesaplanır

$$\sigma = \frac{3PL}{2wt^2}$$

σ = esneme dayanımı

P = uygulanan toplam kuvvet

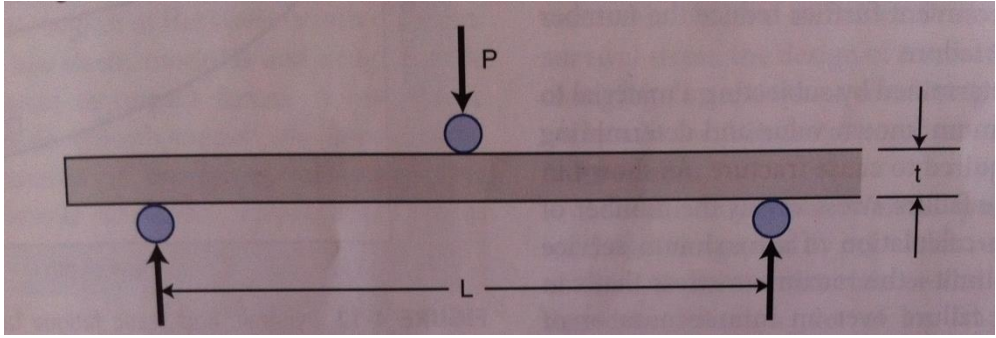
L = alttaki dayanaklar arasındaki mesafe

W = örnek genişliği

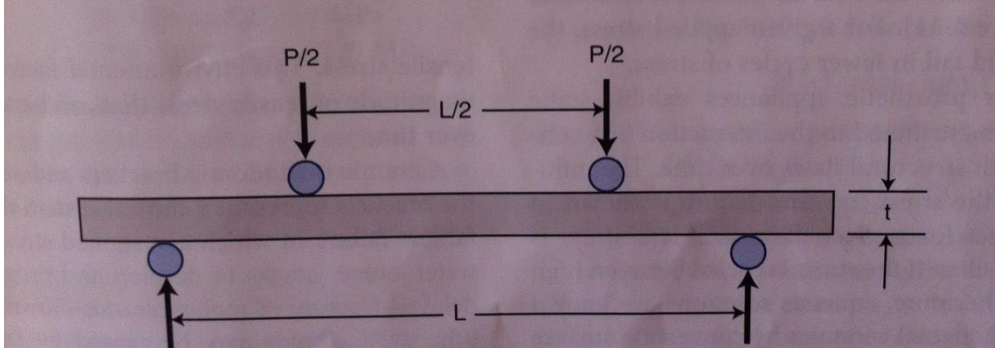
T = örnek yüksekliği ya da kalınlığı

Bu test eş zamanlı olarak çekme, makaslama ve basma gerilimini de ölçer. Yine de küçük örneklerde yüzeyin altında gerçekleşen çekme gerilimi daha baskındır. İnce çubuk örnekler için gerilme oluşumu, üst yüzeyde kısalmayla (baskı gerilmesi), alt yüzeyde uzamayla (çekme gerilmesi) sonuçlanır. Sonuç olarak üst yüzeydeki temel gerilim baskı gerilimiyken alt yüzeyde çekme gerilimidir.

Seramik gibi kırılğan malzemelerde esneme dayanımı testleri, diametral baskı testlerine göre daha çok tercih edilir çünkü dental protezlerdeki gerilim dağılımını daha iyi simüle ederler (1).



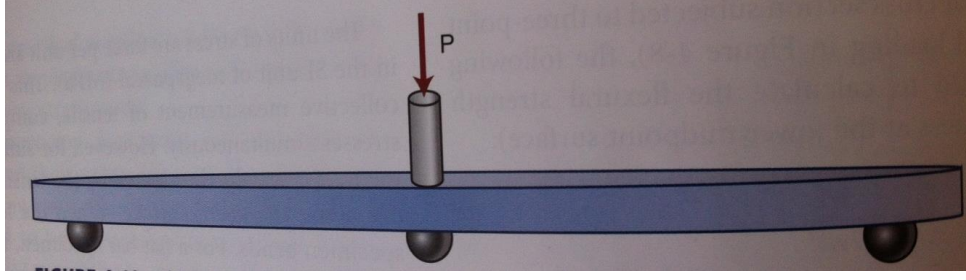
Şekil 5. Üç nokta eğme test düzeneği (1).



Şekil 6. Dört nokta eğme test düzeneği (1).

2.1.3.7. Çift Eksenli (Biaxial) Esneme Testi

Bu test, bazı araştırmacılar tarafından esneme testlerindeki çubuk örneklerin kenarlarında oluşan kırılmaların önüne geçmek adına yapılır (Şekil 7). Çift eksenli esneme testi örnekleri 12 mm çapında ve 1,2 mm kalınlığında disk şeklindedir (1).



Şekil 7. Çift eksenli esneme test düzeneği (1).

2.1.3.8. Darbe Dayanımı (Impact Strength)

Bu özellik, malzemenin kırılma kuvveti altında kırılması için gereken enerjidir. Darbe testi, darbe dayanımını ölçmek için kullanılır. Birimi Joule'dür. Darbe durumlarında dış kuvvetler ve ortaya çıkan gerilimler hızlı bir şekilde değişir ve oransal limit gibi statik özellikler sonuç deformasyonlarını tahmin etmede etkili değildir. Eğer darbe alan obje kalıcı olarak deforme olmadıysa çarpma enerjisini elastik yapısı içerisinde saklar. Bu özellik, malzemenin reziliensi ile açıklanır. Böylece düşük elastisite katsayısına ve yüksek çekme dayanımına sahip olan bir malzeme darbe kuvvetlerine karşı daha dayanıklıdır denilebilir (1).

2.1.4. Maddelerin Diğer Önemli Özellikleri

2.1.4.1. Dayanıklılık (Toughness)

Dayanıklılık (toughness), bir malzemenin kırılması için gereken elastik ve plastik deformasyon enerjilerinin toplamıdır. Yani dayanıklılık, sıfırdan başlayan gerilim değerinden kırılma gerilimine kadar uzanan gerilim/gerilme grafiğinin altında kalan alandır (Şekil 3) (1).

2.1.4.2. Kırılabilirlik

Kırılabilirlik, bir malzemenin kırılmadan plastik deformasyona uğrayabilme kabiliyetinin olmamasıdır. Yani bu malzemeler plastik deformasyona hiç uğramadan ya da çok az plastik deformasyon göstererek kırılırlar (1).

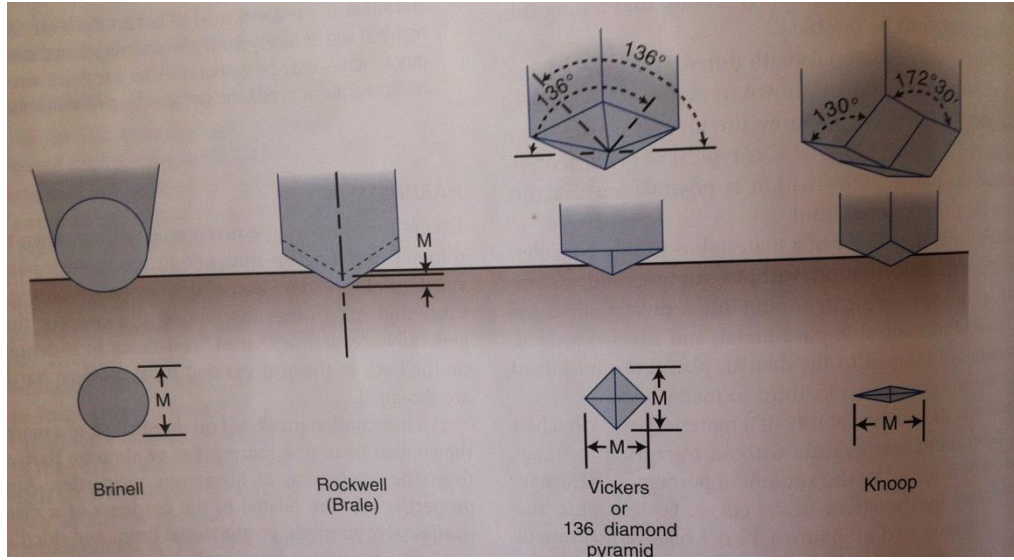
2.1.4.3. Çekilebilirlik ve Dövülebilirlik (Ductility ve Malleability)

Malzeme, eğer kopmadan çekme gerilimine ve belirli miktarda daimi deformasyona karşı koyabiliyorsa bu tip malzeme çekilebilir (sünek) malzeme olarak adlandırılır. Çekilebilirlik bir malzemenin germe yükü altında, kırılma noktasına kadar büyük miktarda plastik deformasyona uğrayabildiğini gösterir.

Dövülebilirlik (malleability) ise, çekiçle dövme veya rulo halinde sarma gibi sıkışma kuvvetleri altında malzemenin kopmadan ciddi miktarda plastik deformasyona uğrayabilme kabiliyetidir (1, 2).

2.1.4.4. Sertlik (Hardness)

Bir malzemenin diğeri ile kıyaslanması durumu dışında bu terimin tanımlanması zordur. Mineralojide bir maddenin sertliği çizilmeye karşı dayanabilme kabiliyeti olarak tanımlanır. Genel kabul gören görüşe göre sertlik tanımı, “çizik oluşumuna direnç” şeklindedir. Bu görüş temel alınarak çok sayıda sertlik testi tasarlanmıştır (Şekil 8) (1, 2).



Şekil 8. Sertlik test düzenekleri (1).

2.2. Dental Alaşımlar

Diş hekimliğinde metal seramik restorasyonların ve bölümlü protezlerin metal alt yapılarının üretimi için çok çeşitli alaşımlar kullanılabilir. Bu alaşımlar içerik, elde edilme şekli, performans ve satış fiyatı açısından farklılık gösterirler. Diş

hekimlerinin bu alaşımların özelliklerini iyi bilmeleri gerekir, aksi taktirde alaşım seçimi gibi önemli bir konu protez teknisyeninin inisiyatifine bırakılır, ancak teknisyen de bu malzemeler hakkında sınırlı bilgiye sahiptir ve optimal bir fikir vermesi mümkün değildir. Bu sebeple hekim ve teknisyen devamlı olarak iletişim halinde olmalıdır (1, 4).

Taggard 1907 yılında altın inleyelerin üretiminde kayıp mum tekniği yöntemini tanımlamıştır. İzleyen yıllarda (1932) Amerika Birleşik Devletleri'nde bulunan Bureau Standartlarına (şimdiki adı National Institute of Standards and Technology) göre alaşımlar Vickers sertlik değerlerine göre sınıflandırılmış ve kobalt-krom ve nikel-krom alaşımlar altın içerikli alaşımlara alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (1933). Sonraki yıllarda Bretton Woods Sisteminin terk edilmesi ile birlikte altın fiyatlarındaki ani yükselme (1971) altın dışındaki soy metallerin kullanımında artışa sebep olmuştur. Amerika Birleşik Devletleri'nde 1976 yılında çıkarılan medikal ve dental araçlarla ilgili bir (U.S. Dental Industry) yönetmeliğe göre protezler pasif implantlar olarak kabul edilmiş ve izleyen yıllarda (1996) Avrupa Birliği ithal edilecek bütün ürünlerde CE (Conformité Européenne) işareti bulunmasını zorunlu hale getirmiştir. Böylelikle Avrupa Birliğine satış yapmak isteyen şirketlerin ISO 9000 ve Avrupa medikal ürünler yönergesine uygun ürünler sunmaları zorunlu hale gelmiştir.

20. yüzyılda pek çok yeni diş protez malzemesi üretilmiş, yeni malzemelerin üretilmesiyle ekonomi, performans ve estetik açıdan çeşitli kazanımlar elde edilmiştir (1).

2.2.1. Metal Alaşımlarla İlgili Terminoloji

Soy: Hareketsiz kimyasal yapısı nedeni ile korozyon ve oksidasyona karşı dirençli olan metalleri tanımlamak için kullanılır (1, 5). Gümüş, diş hekimliğinde soy metal olarak gösterilmez bunun nedeni gümüşün daha reaktif olması ve oral kavitede okside olmaya eğilimli olmasıdır (1, 4, 5).

Soy Olmayan: Soy metaller okside olmadıklarından dolayı soy olmayan metallerin oksit oluşturmaları beklenir. Soy olmayan metaller, temel metal ya da değersiz metallere alternatif olarak gösterilebilir (4).

Kıymetli: Doğada az bulunmaları sebebi ile yüksek ticari değeri olan metalleri tanımlamak için kullanılır. Dental alaşımlarda kullanılan değerli metallere altın, gümüş, platin grubunun altı üyesi, berilyum, galyum ve indiyumu örnek verebiliriz. Tüm soy metal alaşımlar kıymetlidir ancak tüm kıymetli alaşımlar soy değildir (4).

Kıymetsiz: Bu terim doğada çok bulunan ve ticari olarak bir değeri olmayan metaller için kullanılır (4).

Temel Metal: Soy olmayan ya da değersiz metal ve alaşımlar için kullanılan bir terimdir. Dental literatürde temel metallere soy olmayan ya da değersiz metallerin eş anlamlısı olarak rastlanmaktadır. Metal seramik alaşımlarda sıklıkla bulunan temel metaller; nikel, krom, kobalt ve alüminyumdur (4).

2.2.2. Dental Alaşımların Sınıflandırılması

Dental sektörde yüzlerce çeşit ve markada kron köprü alaşımı bulunmaktadır, bunların yarısından çoğu tam döküm metal kron, köprü, onlay ve inlay yapımında kullanılır ve Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association - ADA)'nin 5 numaralı standardı ile tanımlanır (1). Alaşımların sınıflandırılması için birkaç yöntem bulunmaktadır ancak genel kabul görmüş tek bir sınıflandırma sistemi yoktur. Her bir sınıflandırma sisteminin amacı kendine göre değişiklik gösterebilir. Bir sistem fonksiyona göre belirlenirken diğerleri fiyata, kullanım amacına veya alaşımın içeriğine göre oluşturulabilir (1, 4).

2.2.2.1. Fonksiyonlarına Göre Alaşımların Sınıflandırılması

En eski ve basit olan bu sınıflandırma şekli, 1932 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde bulunan Ulusal Standartlar Bürosu (National Bureau of Standards) tarafından önerilmiştir. Fonksiyonlarına göre sınıflandırılan altın içerikli kron-köprü metalleri Tip I, II, III, IV şeklinde tanımlanmıştır (4).

Tip I yumuşak alaşımlardır, küçük inleylerde kullanılırlar. Tip II orta sertlikteki alaşımlardır, orta düzeyde kuvvete maruz kalan inleylerde, $\frac{3}{4}$ kronlarda, gövdelerde ve tam metal kronlarda kullanılırlar. Tip III sert alaşımlardır, yüksek düzeyde kuvvete maruz kalan inleylerde, $\frac{3}{4}$ kronlarda, gövdelerde ve tam metal

kronlarda kullanılırlar. Tip IV çok sert alaşımlardır, çok yüksek düzeyde kuvvete maruz kalan inleylerde ve çok uzun üyeli köprülerde kullanılırlar (1).

Her sınıftaki alaşımlar Vicker's sertlik oranlarının yanında altın ve platin içeriklerine göre ayarlanmıştır. Sonraları bu şekilde oluşturulan alaşım gruplarının oral kavitede renklendiği belirlenmiş ve 1948 yılında kron-köprü alaşımlarını sınıflandırma sistemi değiştirilerek, Tip I, II, III, IV alaşımlar içeriklerine bazı bileşenleri de alacak şekilde düzenlenmiştir. Gümüş, paladyum, nikel, kobalt ve demir temelli alaşımların geliştirilmesi ile sertliğe göre yapılan sınıflandırmalar terk edilmiştir (4).

2.2.2.2. Renk ve İçeriklerine Göre Alaşımların Sınıflandırılması

İkinci bir sınıflandırma sistemi de renk ve temel elementler esas alınarak yapılan sınıflandırmadır. Bu sınıflandırmanın en önemli eksikliği, metal-seramik alaşımlar ve geleneksel Tip I, II, III ve IV kron köprü metalleri arasında ayırım yapamamasıdır (4).

2.2.2.3. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association – ADA) Sınıflaması

ADA 1984 yılında döküm alaşımlar için soy metal içeriğine göre belirlenen yeni bir sınıflandırma sistemi hazırlamıştır (1, 4). Bu sınıflandırma sistemine göre alaşımlar yüksek soy, soy ve temel metal olarak ayrılmıştır (1). Pek çok üretici bu sınıflandırma sistemini benimsemiş, teknisyen ve hekim arasındaki iletişimi kolaylaştırdığı düşünülmüştür. Bazı sağlık sigortası şirketleri kron-köprü tedavilerinin fiyatlarını belirlemek için bu sınıflandırma sistemini kullanmıştır. Ancak bu sistemin en büyük eksikliği farklı içerik ve performanstaki alaşımların aynı kategori içerisinde bulunuyor olmasıdır (1, 4). Böyle bir sistemin teknisyen-alaşım üreticisi, teknisyen-teknisyen, teknisyen-hekim arasındaki iletişimde kullanılması zordur. Bu nedenle başka sınıflama sistemlerinin kullanılmasına ihtiyaç doğmuştur (4).

2.2.2.4. Metal Seramik Alaşımlar İçin Alternatif Bir Sınıflama Sistemi

ADA sınıflandırmasındaki eksikliklerin ortadan kaldırılması amacı ile metal alaşımlar için içeriklerine göre yeni bir sınıflandırma sistemi önerilmiştir. Bütün alaşımlar öncelikle soy (kıymetli) ve soy olmayan (temel metal ya da kıymetsiz) şeklinde iki ana kategoriye ayrılmıştır. Daha sonra bu iki grup bileşenlerine göre küçük alt gruplara ayrılmıştır. Bu yöntem sayesinde alaşımların, bileşimlerine ve majör bileşenlerin oranına göre sınıflandırılması sağlanmıştır (4).

Bileşim

nce ana bileşenin adı daha sonra alaşımı oluşturan büyük bileşenlerin adlarına göre alaşım isimlendirilir. Alaşımın performansını ya da özelliklerini belirleyen berilyum, bakır, kobalt, gümüş ve altın gibi bileşenler de alt sınıfların oluşmasını sağlar. Bu sistem basittir ve öğrenilmesi kolaydır. Alaşımın bu sınıflama sistemi içerisinde yer alabilmesi için bileşiminin tanımlanması gerekir bu sebeple bu sınıflandırma birtakım sınırlamaları bulunan ADA sınıflandırmasının kullanımını da kolaylaştırmaktadır (4).

Bileşen Seviyeleri

Altın içeriği %70'den daha az olan altın içerikli metal alaşımların toplam altın miktarı alaşımın çoğunu (%50) oluştursa bile düşük altın içerikli alaşımlar olarak isimlendirilirler. Düşük olarak adlandırmak özellikle de %10 ile %69 oran aralığındaki düşük tanımlaması yapılan alaşımlar için kafa karıştırıcı olmaktadır çünkü yapım özellikleri ve bileşim açısından birbirine benzemeyen alaşımlar aynı grupta yer alır ve karışıklığa yol açar. Yanlış anlaşılmaların önüne geçmek adına sınıflamadaki ‘‘yüksek’’, ‘‘orta’’ ve ‘‘düşük’’ tanımlamaları şöyle yapılmıştır;

Düşük: %0 %30

Orta: %34 % 66

Yüksek: %67 %100

Alaşımın toplam bileşiminin eşit  parça şeklinde bölünmesi sınıflandırmayı daha anlaşılır ve daha kolay tanımlanabilir bir forma sokmuştur. Üç kategoriye ayırmak daha anlamlı bir terminoloji kullanımını sağlamakla birlikte aynı zamanda

“paladyumdan zengin”, “paladyum içerikli alaşım” ya da “altın içerikli bir alaşımdaki altın seviyesi” gibi belirsizlik yaratan tanımlamaların da önüne geçilmiştir. Tek istisna benzer bileşimleri olan alaşımların ikincil ya da üçüncül elementlerinin tanımlanması sırasında oluşur. Altın –paladyum - gümüş sistemi bu istisnaya iyi bir örnektir, çünkü bu sistemde değişik oranda gümüş içeren alaşımlar mevcuttur. Bu kategorideki metaller altın içeriklidir ve orta düzeyde (%39-%55) altın içerirler, gümüş önemli bir bileşen olduğundan yüksek gümüş içerikli ve düşük gümüş içerikli olarak iki alt kategoriye ayırmak faydalı olacaktır (4).

2.2.3. Metal Seramik Alaşımların Tanımlanması

Metal-seramik alaşımlar seramik bağlı metal ya da ceramometal alaşımlar olarak adlandırılır. Ancak tercih edilen terim “metal-seramik alaşım” şeklindedir (1).

Alaşımın istenilen fiziksel, termal ve mekanik özellikleri sadece alaşımin bileşimindeki metalin türünden etkilenmez, bileşenlerin saflığı ve üretim işlemlerinden de etkilenir. Benzer bileşimdeki ya da minor elementlerinde az bir miktar farklılık olan alaşımların maliyet karşılaştırması yapılırken bileşimlerinin çok yakın olması aynı performansı sergileyecekleri anlamına gelmez.

Eğer alaşımin soy olduğu düşünülüyorsa önemli miktarda platin ya da altın içeriyor olmalıdır. Eğer bu elementler yoksa ya da eser miktarda bulunuyorsa bu alaşım soy olarak sınıflandırılmaz, bu alaşımlar temel metal alaşımlarıdır (4).

2.2.3.1. Soy Metal Alaşımlar

Soy metal alaşımlar pek çok olumlu özelliklerine rağmen çok yüksek maliyette olmaları sebebiyle günümüzde çok fazla kullanılamamaktadır. En popüler soy metal alaşımlar,

Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd) Sistemi

Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Sistemi

Altın- Paladyum (Au-Pd) Sistemi

Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) Sistemi

Yüksek Paladyum Sistemi

Paladyum-Bakır-Galyum (Pd-Cu-Ga) Sistemi

Paladyum-Galyum (Pd-Ga) Sistemidir.

2.2.3.2. Temel Metal Alaşımlar

1978 yılında 1000 dental laboratuvar sahibi arasında yapılan araştırma sonucuna göre bunların sadece %29'unun Ni-Cr ya da Co-Cr alaşımlar kullandıkları tespit edilmiştir. İzleyen yıllarda (1980-1981) ise bu yüzdenin %66-%70 arasında bir seviyeye ulaştığı gözlenmiştir. Bu durum, soy metal alaşımların fiyatlarındaki kararsız seyirden kaynaklanmış olup altın ve diğer soy metallerin fiyatlarındaki bu artış yeni soy metallerin kullanımını gündeme getirmiş ve paladyum kullanımında da bu dönemde bir artış söz konusu olmuştur (1, 5).

2.2.3.2.1. Nikel-krom (Ni-Cr) Sistemi

Bu tip metal seramik alaşımların maliyetleri çok düşüktür, tam kronlarda ve tüm metal köprülerin yapımında kullanılırlar, bu alaşımlara katılan katkı elementlerinin küçük bir miktarı alaşımın sertliği ve elastisite katsayısı üzerinde büyük değişiklikler oluşturur (5). Ana bileşenleri nikel ve krom olmakla birlikte iki gruba ayrılırlar, ilk grup berilyum içeren diğeri ise berilyum içermeyen gruptur. Nikel-krom-berilyum alaşımı daha üstün özelliklere sahiptir ve daha popülerdir. Berilyum dökülebilirliği kolaylaştırır ve alaşımın yüksek sıcaklıklarda kalın bir oksit tabaka oluşturma eğilimini azaltır. Berilyum içeren nikel krom alaşımların maliyeti düşüktür, akma dirençleri yüksektir ve ince dökümler yapılabilmesine olanak sağlarlar. Bu alaşımların ısı iletimleri azdır, pürüzlendirilebilirler ancak nikel hassasiyeti olan hastalarda kullanılamazlar. Teknisyen ve hastaların berilyum ile teması zararlı etkilere yol açabilir, uygun şekilde eritme ve dökümleri tecrübe ve beceri gerektirir, oksit tabaka içerisindeki bağlantı başarısızlığı daha yaygındır, sertlikleri çok fazladır, karşıt dişlerde aşınmaya yol açabilirler ve lehimlenmeleri de zordur.

Berilyum içermeyen nikel-krom alaşımların maliyetleri düşüktür ve berilyum içermiyor olmaları sağlık açısından önemlidir. Ancak nikel hassasiyeti olan hastalarda

kullanılamazlar, pürüzlendirilemezler, Ni-Cr-Be alaşımı gibi kolay dökülemezler ve Ni-Cr-Be alaşımından daha fazla oksit oluştururlar (4).

2.2.3.2.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Sistemi

Berilyum ve nikel'in toksik reaksiyon oluşturma risklerinden dolayı temel metal alaşımlara alternatif olarak kobalt-krom alaşımlar üretilmiştir (5).

Kobalt-krom alaşımları "seramik alaşımları" olarak tanımlanmalarına rağmen nikel-krom-berilyum alaşımları kadar başarılı değildir ancak nikel ve berilyumun biyoyumluluğu hakkında tereddütleri olan tüketiciler için "nikel içermeyen" ya da "berilyum içermeyen" alaşımlar şeklinde pazarlanmaktadır.

Bu alaşımların nikel ve berilyum içermiyor olmaları, termal iletkenliklerinin, maliyetlerinin ve densitelerinin düşük olması kullanımlarını popüler hale getirir ancak nikel içerikli alaşımlara göre üretimleri daha güçtür, sertliklerinin fazla olması dolayısı ile karşıt dişte aşınmaya neden olabilirler ve nikel içerikli alaşımlara göre daha fazla oksit oluşumuna neden olurlar (4).

2.2.3.2.3. Diğer Sistemler

Bu kategori piyasada yer almamış ve alaşım üreticileri tarafından henüz pazarlanmayan titanyum alaşımları ve küçük sistemler için kullanılmaktadır. Titanyum, 1970'li yıllardan beri üzerinde çalışılan bir elementtir. Titanyumun avantajı mükemmel bir biyoyumluluğa sahip olması ve korozyon direncinin çok iyi olmasıdır. Ayrıca titanyumun altın ve paladyum alaşımlarına göre düşük densitede olması, daha hafif ve dolayısı ile daha ucuz restorasyonlar elde edilebilmesini sağlar. Ancak titanyumun yüksek erime ısısı, bu metalin dökümünü zorlaştırmakta ve dolayısı ile özel döküm ekipmanlarının bulunmasını gerektirmektedir (5).

2.2.4. Katkı Elementlerinin Fonksiyonları

Alüminyum (Al): Alüminyum, nikel esaslı alaşımların erime derecesini düşürmek için ilave edilir, oksit oluşumunu etkileyen sertleştirici bir ajandır. Kobalt krom alaşımları ile birlikte kullanıldığında pürüzlendirilebilme özelliği sayesinde mikro mekanik tutuculuk sağlanmasına yardım eder (4).

Berilyum (Be): Berilyum da alüminyuma benzer şekilde, alaşımın erime derecesini düşürür, dökülebilirliğini ve polisajlanabilirliğini artırır, sertleştiricidir ve oksit oluşumunu kontrol etmeye yardım eder (4).

Bor (B): Bor, oksit gidericidir, nikel esaslı alaşımlarda dökülebilirliği arttırmak için kullanılır. Erimiş alaşımın yüzey gerilimini düşüren sertleştirici bir ajandır (4).

Krom (Cr): Krom, nikel ve kobalt esaslı alaşımlarda etkisizleştirme özelliği sayesinde korozyon direncine katkı sağlar (4).

Kobalt (Co): Kobalt, nikel esaslı alaşımlar için bir alternatiftir ancak kobalt esaslı metallerin üretimi daha zordur. Kobalt, yüksek paladyum alaşımlara termal genişleme katsayılarını ve dirençlerini arttırmak amacı ile katılır (4).

Bakır (Cu): Bakır sertleştirici ve direnç artırıcı olarak görev yapar, alaşımın erime derecesini düşürebilir ve alaşımların ısı ile işlenebilirliklerini artırır, ayrıca seramik bağlantısı için gerekli olan oksit tabakanın oluşmasına yardım eder (4).

Galyum (Ga): Gümüş içermeyen seramik alaşımlarda gümüşün olmaması sonucunda düşen termal genişleme katsayısını telafi etmek için eklenir (4).

Altın (Au): Altın, korozyon ve lekelenmeye karşı yüksek düzeyde direnç sağlar ve alaşımın erime derecesini, çalışılabilirliğini ve cilalanabilirliğini ve ayrıca alaşımın densitesini artırır. Altın, alaşıma sarı bir renk katar ancak paladyum ve gümüş gibi elementlerin ilave edilmesiyle alaşım beyaz bir renk alır (4).

İndiyum (In): İndiyum oksit temizleyici, uçucu bir ajandır. Alaşımın erime ısısını ve densitesini düşürür, akıcılığını ve direncini artırır. İndiyum, altın içermeyen alaşımlarda seramik bağlantısı için gerekli olan oksit oluşumunu sağlar. Yüksek gümüş içerikli alaşımlarda lekelenmenin önüne geçmek için indiyum kullanılır (4).

İridyum (Ir): İridyum, altın ve paladyum esaslı alaşımların tanecik yapısını düzenler ve lekelenmeye karşı direnç gibi mekanik özelliklerinin gelişmesini sağlar (4).

Demir (Fe): Demir, bazı altın içerikli alaşımların sertliğini arttırmak ve oksit oluşumunu sağlamak için alaşıma ilave edilir. Aynı zamanda az sayıda temel metal alaşımın da içerisinde bulunur (4).

Manganez (Mn): Manganez, nikel-krom ve kobalt-krom alaşımlarda oksit tabaka kalınlığını azaltır ve ayrıca alaşıma sertlik katar (4).

Molibden (Mo): Molibden, korozyon direncini artırır ve oksit üretimini etkiler (4).

Nikel (Ni): Termal genleşme katsayısının altına yakın olması ve korozyona direnç sağlaması nedeniyle temel metal alaşımlarda nikel kullanılır (4).

Paladyum (Pd): Paladyum, altın esaslı alaşımların dayanıklılığını, sertliğini, korozyon ve lekelenmeye karşı direncini arttırmak üzere ilave edilir. Paladyum ayrıca bir alaşımın erime derecesini ve akma dayanıklılığını da artırır. Çok güçlü bir beyazlatıcı etkisi vardır. Paladyumun hidrojen, oksijen ve karbona yüksek düzeyde afinitesi vardır. Altın esaslı alaşımların densitesini az miktarda düşürür ancak gümüş içerikli alaşımlar üzerinde etkisizdir. Paladyum platin grubundan soy bir metaldir (4).

Platin (Pt): Platin, altın esaslı alaşımların direnç, erime derecesi ve sertliğini artırır aynı zamanda korozyon, lekelenme ve akma direncini de geliştirir. Alaşımın rengini beyazlatır ve kendi özgül ağırlığından ötürü altın içermeyen alaşımların özgül ağırlığını artırır. Platin bir soy metaldir.(4)

Rutenyum (Ru): Rutenyum altın ve paladyum esaslı alaşımların tanecik yapısını düzenleyerek mekanik özelliklerini geliştirir ve kararmaya karşı direncini artırır. Rutenyum platin grubunun üyesidir ve soy metaldir (4).

Silisyum (Si): Silisyumun birincil görevi oksit temizlemektir ayrıca sertleştirici ajan olarak görev yapar (4).

Gümüş (Ag): Gümüş, alaşımın erime derecesini düşürür, akışkanlığı artırır, altın ve paladyum esaslı alaşımların termal genleşme katsayılarını kontrol eder. Gümüşün oksijene afinitesi vardır, az miktarda çinko, indiyum ya da altın gümüş esaslı alaşımlara gümüşün oksijen emmesini önlemek amacıyla katılır. Gümüş, sülfür varlığında korozyon ve renklemeye neden olur. Gümüş değerli bir element olmasına rağmen ağız ortamı için soy metal olarak kabul edilmez (4).

Kalay (Sn): Kalay, alaşımın erime derecesini dūřürmek amacıyla ilave edilir. Ayrıca platin esaslı alaşımlarda seramik bağlantısı için gerekli olan oksit oluşumuna yardım eder. Kalay, paladyum-gümüş alaşımların oksidasyonu için gerekli olan temel elementtir (4).

Titanyum (Ti): Alüminyum ve berilyum gibi titanyum da alaşımın erime derecesini dūřürür dökülebilirliğini arttırır. Titanyum ayrıca sertleştirici olarak fonksiyon görür ve yüksek sıcaklıkta oksit oluşumunu etkiler (4).

Çinko (Zn): Çinko, alaşımın erime derecesini dūřürmeye yardım eder ve diğer oksitlerle birleşerek oksit temizleyici olarak işlev görür. Çinko, alaşımın dökülebilirliğini arttırır ve paladyum ile birleştiği zaman alaşımın sertliğine katkı sağlar (4).

2.2.5. Alaşım Seçiminde Etkili Olan Faktörler

Metal-seramik alaşımların içeriği ve sınıflandırması hakkında bilgi sahibi olunduktan sonra dikkat edilecek başka unsurlar da bulunmaktadır. Kullanılan metal alaşımın içeriği hakkında tüketiciler tam olarak bilgi sahibi olmalılardır ve ayrıca hasta kayıtlarında net bir biçimde kullanılan alaşım ve özellikleri yazılmalıdır.

Soy metal alaşımlarda alaşımın ya da üretici firmanın adından oluşan birtakım külçe tanımlamaları bulunmaktadır. Diğer yandan temel metal alaşımlar isimlerinden ya da şekillerinden tanınamazlar. Külçe tanımlaması özellikle birden fazla çeşitte alaşımı stoklarında bulunduran tüketiciler için önemlidir.

Alaşımın içeriği seçim yaparken elbette önemlidir ancak tek ölçüt bu olmamalıdır. Alaşımların temel içeriğinin aynı olması klinik performanslarının da aynı olacağı anlamına gelmez. Alaşıma ilave edilen minör elementler alaşımda önemli değişiklikler oluşturabilir. Metal alaşım seçimi yapmadan önce birlikte kullanılacağı seramikle uyumlu olup olmadığı kontrol edilmelidir (1, 4).

2.3. Metal Üretim Teknolojileri

2.3.1. Döküm Yöntemi

Kayıp mum (lost wax) tekniği en eski döküm teknolojilerinden biridir. Günümüzde de dental restorasyonların üretiminde sıklıkla kullanılır. Diğer döküm tekniklerine göre detayları daha iyi kaydettiğinden ve daha düşük maliyetli olduğundan daha çok tercih edilir. Bu teknikle döküm alaşım elde edebilmek için öncelikle dişlerde preparasyon yapılır ve ölçü alınır, daha sonra alçı model hazırlanır ve model üzerinde mum modelaj yapılır. Elde edilen mum örnek, tij ve döküm potası bağlanarak bir manşete taşınır ve manşet içerisine revetman dökülür, sertleştikten sonra revetman kalıp fırına konularak mum atımı yapılır, ardından da çeşitli yöntemlerle revetman kalıp içerisine metal eritilir. En son olarak da döküm çıkarılır, temizlenir, tesviye ve polisajı yapılır (6).

Döküm alaşımlar diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir. Taggart tarafından kayıp mum tekniğinin tanıtılmasından (1907) bu güne kadar başarı ile kullanılmıştır. Başlangıçta altın alaşımların dökümü ile başlayan süreç, altın fiyatlarındaki dalgalanmalar nedeniyle daha ucuz alaşımlara olan talebi arttırmıştır (altın-gümüş-paladyum, paladyum-gümüş). Yüksek altın alaşımlara kıyasla daha ucuz olan bu alaşımlar da birçok ülke için yüksek maliyetlere sebep olmuştur ve sonuçta temel metal alaşımlar gündeme gelmiştir. Her ne kadar temel metal alaşımlar düşük maliyete sahip olsalar da dökümlerinin daha fazla teknik hassasiyet gerektirmesi ve sahip oldukları yüksek sertlik değerlerinin bitirme işlemlerini zorlaştırması bu alaşımların dezavantajıdır. Kayıp mum tekniği ile bir restorasyonun elde edilebilmesi için ölçü alınması bazı hastalarda rahatsızlık hissine neden olabilmektedir. Ayrıca ölçülerin saklanması, alçı dökümü ve daylı model elde edilmesi aşamaları çok fazla teknik hassasiyet gerektirir. Tüm bu dezavantajlar yeni yöntem arayışlarını da hızlandırmıştır. Günümüzde döküm yöntemine alternatif olabilecek çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler sayesinde başlangıçta yüksek maliyetli gibi görünen üretim yöntemleri restorasyonların üretimini kolaylaştırdığı gibi maliyetini de düşürmektedir.

2.3.2. CAD/CAM Sistemleri

Dental terminolojide CAD/CAM terimi milleden yapılan protezlerin tümünü içerse de bu doğru bir tanımlama değildir. CAD (Computer Aided Design), bilgisayar destekli tasarımı, CAM (Computer Aided Manufacturing) bilgisayar destekli üretimi tanımlamaktadır. Tüm CAD/CAM sistemleri 3 kısımdan oluşur,

1. Görüntünün, bilgisayar tarafından üretilebilecek bir bilgiye çevrilmesini sağlayan tarayıcı (Scanner),
2. Uygulama alanına göre bilgilerin oluşturulacağı yazılım (Software),
3. İstenilen verilere göre ürünün oluşturulacağı üretim birimi (Hardware) (7, 8).

2.3.2.1. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Üretim Konsepti

2.3.2.1.1. Hasta Başında (Chairside) Üretim

Bu sistemde bütün parçalar muayenehanede bulunur, ölçü maddesi ile ölçü alma işlemi yerine ağız içi kamera yardımı ile ilgili alanların görüntüsü dijital ortama taşınır. Bu sistem sayesinde hem zamandan tasarruf sağlanır hem de hastaya tek seansta indirek restorasyon yapılabilir. Bu sistemin bir diğer avantajı ise kullanılan yazılım programı sayesinde okluzal morfolojinin çok iyi işlenebilmesidir. Bu tür üretimi kullanan firmaya örnek Sirona Firması Tarafından Üretilen Cerec Sistemidir (7, 9).

2.3.2.1.2. Laboratuvar Üretimi

Geleneksel sistemde olduğu gibi diş hekimi preparasyondan sonra ölçü alır ve bu ölçüyü laboratuvara yollar. Bundan sonraki aşamalar laboratuvarda tamamlanır. Alınan ölçüden elde edilen çalışma modelinden tarayıcı yardımı ile elde edilen üç boyutlu veriler bilgisayara aktarılır. Daha sonra bilgiler üretim birimine gönderilir ve dijital veriler yardımı ile gerçek protezler üretilir. Son olarak restorasyon ana model üzerinde denenir ve gerekli düzeltmeler yapılır. Alt yapı hazırlığı tamamlandığında protez teknisyeni seramik yığıma işlemini gerçekleştirir (7).

2.3.2.1.3. Merkezi Üretim

Bu tür üretim şeklinde, dental laboratuvardaki uydu tarayıcılar internet aracılığı ile üretim merkeziyle bağlantı kurarlar. Dental laboratuvarlarda elde edilen bilgiler, CAD/CAM cihazları ile üretim yapan üretim merkezlerine yollar. Üretim merkezi protezin üretimini gerçekleştirdikten sonra laboratuvara geri yollar. Bu tür üretimde sadece yazılım ve tarayıcı için bir miktar masraf yapılarak üst düzey üretimler yapılması sağlanabilir. Ayrıca bu sistem daha özgür bir üretim yelpazesi sunar, tek bir yöntemle değil, istenilen başka yöntemlerle de üretim yapılabilir. Aslında yine de bütün bu sistemler kapalı sistemlerdir. Çünkü bir üreticiye ait tarayıcı bulunduğu aynı üretici ile çalışmak zorunlu hale gelir. Bu sebeple pek çok üretici firma ana modelin yollanmasıyla üretim yapmayı kabul eder. Ana model taranır ve üretim gerçekleştirilir. Son olarak alt yapı laboratuvara yollar ve restorasyonların seramikle kaplanması laboratuvarında tamamlanır.

CAD/CAM üretimi ile sağlanan bir diğer kolaylık ise ağız içi bilgi toplama (optik ölçü)'dir. Bu sayede kalitede artış sağlanırken maliyet de düşürülmüş olur. Yeni yazılımlar, dental laboratuvara ya da üretim merkezine bilgilerin yollanmasından önce preparasyon kalitesinin değerlendirilmesini uygun hale getirecektir (7).

2.3.2.2. CAD/CAM Sisteminin Parçaları

2.3.2.2.1. Tarayıcı

Diş hekimliğinde kullanılan tarayıcı, kemik ve diş yapılarının üç boyutlu ölçümünü yapıp bunu dijital bilgiye dönüştüren araç olarak tanımlanır. Temel olarak iki tip tarayıcı vardır,

a. Optik Tarayıcı

Bu tür tarayıcının temelini üç boyutlu yapıların bilgilerinin toplanması oluşturur. Bu tarayıcılarda, ışık kaynağı ve algılayıcı birimi birbirlerine belli bir açı ile yerleştirilmiştir. Bu açı sayesinde bilgisayar, algılayıcı birimi üzerinde oluşan görüntüden üç boyutlu verileri hesaplayabilir. Aydınlatma için beyaz ışık ya da lazer ışığı kullanılabilir. Dental marketlerdeki optik tarayıcılara örnek olarak, Lava

Scan ST (3M Espe, Beyaz Işık), Everest Scan (KaVo, Beyaz Işık), es1 (Etkon, Lazer Işını) verilebilir.

b. Mekanik Tarayıcı

Bu tür tarayıcıda, ana model üzerinden tarayıcının ucunda dönen bir küre ile tabaka tabaka okuma sağlanır ve yapılar üç boyutlu olarak ölçülür. Nobel Biocare firmasının The Procera Scanner ürünü mekanik tarayıcıya verilebilecek en iyi örnektir. Bu tarayıcı yüksek tarama hızına sahiptir ve tarayıcının başındaki dönen kürenin çapı aşındırma yapılan alanların büyüklüğüne göre ayarlanabilir. Bu yöntem ile taramanın dezavantajı ise çok karmaşık bir mekaniğe sahip olması nedeniyle cihazın çok pahalı olması ve optik sisteme göre üretim sürecinin daha uzun olmasıdır (7).

2.3.2.2.2. Yazılım (Software)

Çeşitli dental restorasyonlar için üretici firmalar tarafından özel yazılım programları geliştirilmiştir. Bu tür yazılımlar sayesinde kron ve köprü alt yapıları tek elden üretilebilmektedirler. Piyasada bulunan CAD/CAM yazılım programları hala gelişmeye devam etmektedir, son gelişmeler ise güncelleştirmeler aracılığı ile kullanıcıya ulaştırılmaktadır. Elde edilen bilgiler çeşitli bilgi formatlarında saklanabilmektedir. Temelde genellikle STL verileri (Standart Transformation Language) kullanılır. Yine de pek çok üretici kendi bilgi formatlarını kullanır, bir üretici için uygun olan yazılım diğeri için uygun olmaz.

Piyasada bulunan sistemler genellikle üretim yazılımları konusunda farklılık gösterirler. Çoğu sistemin mümkün olduğunca geniş endikasyon alanı bulunurken daha özel endikasyonlu ve kolay kullanılabilen (kullanıcı dostu) sistemler de bulunmaktadır (7).

2.3.2.2.3. Donanım (Hardware)

Birçok sistem için bu bölüm bilgisayar kontrolündeki freze ve aşındırma cihazlarından oluşur. Yazılım bölümündeki veriler doğrultusunda farklı yöntemler kullanılarak üretim gerçekleştirilir (7).

2.3.2.3. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Yöntemleri

CAD/CAM ile restorasyonların üretilme aşamasında genel olarak 2 farklı yöntem kullanılır.

2.3.2.3.1. Eksiltme Yöntemi

Pek çok sistemde bu bölüm, bilgisayar destekli freze ve aşındırma cihazlarından oluşmaktadır. Restorasyonun aşındırılması için kullanılan bloklar üzerinde milledme işlemi gerçekleştirilir (7, 10).

Geleneksel yöntemlerle elde edilemeyecek pek çok malzeme bu yöntemle üretilirken zamandan da tasarruf sağlanır. Bu yöntemin diğer bir avantajı karmaşık içyapıların ve undercut sahaları gibi ince detayların kolaylıkla üretilmesidir (8).

Eksiltme yönteminde restorasyon tek parça bloktan aşındırılarak üretilmektedir. Tek parça yapılarda oldukça başarılıdır ancak çok büyük miktarda malzemenin aşındırılması söz konusudur. Bir restorasyonun üretilmesi için kullanılan bloğun %90'lık bir kısmından yararlanılamamaktadır (11). Eksiltme sistemi kullanılarak üretim yapılan sistemlerde iki farklı milledme yöntemi kullanılmaktadır

a. Kuru İşleme

Kuru işleme, düşük sıcaklıkta yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blokların millenmesinde kullanılır. Bunun birkaç faydası vardır,

- Milledme cihazı için çok fazla yatırım maliyeti oluşmaz
- Zirkonyum oksit kalıp çok fazla su absorbe etmez, böylelikle sinterleme öncesinde alt yapının kuruması için başlangıç kurutmasına ihtiyaç yoktur.

Bu sistemin dezavantajı ise düşük ısıda yarı sinterlenmiş alt yapıda yüksek büzülme değerleri oluşmasıdır (7).

b. Sulu İşleme

Bu üretim yönteminde kullanılan elmas ya da karbit frez soğuk sıvı spreyi ile soğutulularak millenen malzemenin aşırı ısınması önlenir. Bu tarz işlemede metal ve cam seramik malzemelerin üretiminde ısı oluşumundan kaynaklanacak zararların

önüne geçilir. Bu sistemlere örnek olarak Everest (KaVo), Zeno 8060 (Weiland-Imes) ve inLab (Sirona) gösterilebilir (7).

2.3.2.3.1.1. Eksiltme Yönteminde Kullanılan Milleme Cihazlarının Eksenleri

2.3.2.3.1.1.1. Üç Eksenli Milleme Cihazı

Bu tip milleme cihazı, üretimi 3 eksen doğrultusunda gerçekleştirir. Böylece mil sadece X,Y ve Z değerleri ile tanımlanan yönlere hareket eder. Dental alanda kullanılan tüm üç eksenli cihazlar, restorasyonun iç kısmının ya da dış kısmının üretiminde parçayı 180° çevirebilir. Üç eksenli milleme cihazının avantajı kısa milleme süresi ve üç eksen üzerinde kontrol etme kolaylığıdır. Ayrıca üç eksenli milleme cihazları diğerlerine göre daha ucuzdur. Bu cihazlara örnek olarak inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon Brain (Degu Dent) verilebilir.

2.3.2.3.1.1.2. Dört Eksenli Milleme Cihazı

Üç uzaysal eksenli bulunan (X,Y,Z) cihazlara ilave olarak bulunan gerilim köprüsü (tension bridge), komponentin çok çeşitli yönlere döndürülebilmesini sağlar. Sonuç olarak zaman ve malzemedan kazanç sağlanır. Bu sisteme Zeno (Weiland Imes) örnek verilebilir.

2.3.2.3.1.1.3. Beş Eksenli Milleme Cihazı

Üç eksenli milleme cihazlarındaki eksenlere ve dört eksenli milleme cihazındaki gerilim köprüsüne ilaveten milleme ekseninin de dönebilme olanağı vardır. Bu şekilde, açılı dayanak dişlerin bulunduğu köprüler gibi daha karmaşık yapıların üretilmesi sağlanır. Bu sisteme örnek olarak Everest Engine (KaVo), HSG Milling Device (etkon) verilebilir (7).

2.3.2.3.2. Ekleme Yöntemi

Tabaka üretimi ya da hızlı prototipleme (Rapid Prototyping - RP) adıyla anılan tekniklerin yaklaşık 20 yıllık geçmişi vardır. Bu teknikle üç boyutlu modelden

elde edilen CAD verileri ile tabaka tabaka üretim yapılır. Bu yöntem ayrıca ekleme üretimi, solid-free üretim, dijital üretim ya da e-üretim şeklinde de adlandırılır (12, 13).

Bu imalat sistemi ile ilgili kullanılan farklı terminolojik terimler, hızlı imalat, malzeme eklemeli imalat, otomasyonlu fabrikasyon, katmanlı imalat, anlık imalat, 3 boyutlu yazma, masaüstü imalat, direkt CAD imalat, hızlı şekil bağımsız imalat şeklindedir (14).

Hızlı prototipleme ticari olduğu ilk yıllarda sadece hızlı model ve prototip imalatı için kullanılmaktaydı. Malzemenin gözlemlenmesi ve iletişim yoluyla elde edilen bilgilerle polimerden üretilen prototipler sıklıkla kullanılırdı. Ancak daha sonraki aşama metal ve seramikten direkt olarak fonksiyonel parçaların üretimi olmuştur (12, 15).

Metaller için tabaka üretim tekniklerinin kökeni 1971 yılında lazer giydirme üretiminin patentini alan Ciraud ve 1977'de SLS (selective laser sinterization) ve SLM (selective laser melting) sistemlerini tanımlayan Housholder'a dayanır. Erken dönemdeki bu fikirler bilgisayar ve lazer sistemlerinin yetersiz oluşu nedeni ile o dönemde kendilerine çok fazla ticari yer edinememişlerdir (12).

Chuck Hull tarafından 1984 yılında US 4-575-330 nolu patentin ticarileşmesi amacıyla Hull tarafından 3D Systems adlı firmanın kurulması hızlı prototiplemenin başlangıcı sayılır. Hull'un almış olduğu patent üç boyutlu katman katman üretim yapan bir cihazın çalışma metodunu detaylı olarak açıklayan ilk patenttir. Bu sistemde yapı malzemesi olarak sıvı bir reçine kullanılmaktaydı. Hull sonradan bu fikrin sadece sıvılarla ilgili olmadığını fark etmiş ve genel bir isim olan 'stereolithografi' (üç boyutlu baskı) ismini vermiştir (15).

Texas Üniversitesinde 1986 yılında çalışmalarına başlayan Deckard 1992 yılının sonlarında ilk DTM cihazı ile çalışmalarını sonlandırdı. DTM cihazı 2001 yılında 3 boyutlu sistemlere bağlandı. Bu süreç ise seçici lazer sinterleme (SLS) olarak adlandırıldı ve piyasadaki çeşitli cihazlar tarafından kullanıldı (Örneğin EOSINT). İlk EOS cihazı Elektrolux'un desteği ile EOS GmbH optik sistem olarak 1994 yılında tanıtıldı. 1995 yılında MCP alet teknolojilerinden Fackele ve Schwarze MCP Realizer adı verilen bir sistem geliştirdiler, bu sistem SLM prensipleri ile

çalışmaktaydı. 2004 yılında EOS GmbH DTM ve lazer sinterleme ile ilgili üç boyutlu sistemlerin bütün patentlerini ve kullanım haklarını aldı.

Diğer önemli gelişmeler ise 1988 yılında Westinghouse Electric Corp tarafından ve 1990'ların ortalarında Sandia Ulusal Laboratuvarları tarafından yapılan patent başvurularıdır. Westinghouse'nin projesi Johns Hopkin Üniversitesinde Arcella tarafından daha da geliştirilmiştir. 1997 yılında Aeromet bulunmuştur. Aeromet, havacılık sektöründe kullanılan karmaşık titanyum parçaların LENS (Laser Engineering Net Shaping) yöntemi ile üretiminin gerçekleştirilmesidir.

Optomec ayrıca kendisine ait LENS sistemini 1997 yılında ticarileştirmiştir, ortağı olan Sandia Ulusal Laboratuvarları ile titanyum alaşımdan ve çelik aletlerden parçaların üretimine başlamıştır.

TRUMPF, 2003 yılında SLM ve 3D lazer giydirme sistemlerini temel alan 2 yeni cihaz tanıtmıştır, bunlar TrumaFormLF 250 ve TrumaForm DMD 505'tir. TRUMPF, tek komponentli metallerin tümüyle eritilmesiyle (direkt metal laser melting) üretiminin (toz yatağında) tüm haklarını elinde bulundurmaktadır (12).

Hızlı üretim (Rapid manufacturing - RM), nihai kullanımlı ürünlerin üretimi için kullanılan tabaka üretim tekniğidir. Bu sistemin içeriğini malzemeler, CAD model ve lazer oluşturur. Farklı RM teknolojileri kullanılarak farklı şekillerde metal parçalar üretilebilir. Bu üretim şekli, düşük hacimli ve üretimi zor olan parçaların, otomotiv ve uçak sanayinde kullanılan karmaşık parçaların üretiminde ve ayrıca biomedikal endüstride protez ve implantların üretiminde kullanılır. Bazı parçalarda yüksek düzeyde uyumluluk gereksinimi vardır ve bu sebeple üretim sonrası süreç gerekir (post-processing) (12).

2.3.2.4. Hızlı Üretim Yöntemleri

Tüm hızlı direkt imalat sistemleri belli malzemeleri belli yöntemlerle nihayi ürün haline getirir. Katman kullanarak üretim yapan tüm sistemlere serbest katı form üretim sistemleri denilmektedir. Hızlı üretim stratejisinde kullanılan farklı yöntemler vardır (15, 16).

Hızlı üretim yapan cihazlar katmanlama tekniklerine göre sınıflandırıldıklarında 6 ana grup elde edilir,

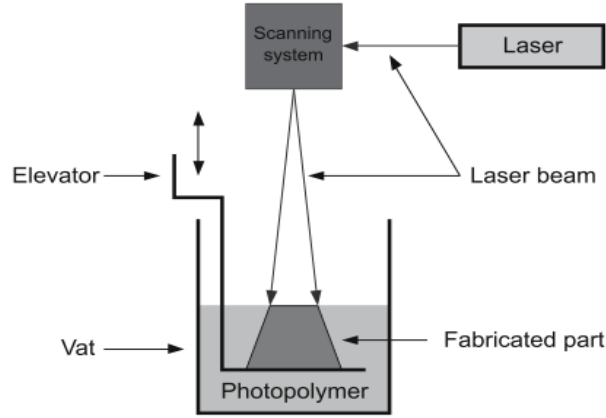
- Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (SLA; Stereolithografi)
- Tabaka Yığıma Tekniği (LOM; Laminated Objected Manufacturing)
- Isıtarak Toz Bağlama Tekniği (SLS; Selective Laser Sintering, SLM; Selective Laser Melting)
- Sıvayarak Harç Yığıma Tekniği (FDM; Fused Deposition Modelling)
- Katı Sıkıştırma Yerleşimi (Solid Ground Curing; SGC)
- 3D Yazdırma (3D Ink Jet Printing) (17, 18).

2.3.2.4.1. Tarayarak Işıklı Kür Tekniği (SLA; Stereolithografi)

Stereolithography terimi ilk defa 1986 yılında Charles Hull tarafından tanımlandı (8). Bu teknik, uygulanan ilk prototipleme sistemidir. Uygulamada, fotopolimer denilen ve ışık enerjisine maruz kaldığında fiziksel ve kimyasal yapısı değişebilen bir madde kullanılır. Lazer kaynağından elde edilen ışık enerjisi ile sıvı halde bulunan fotopolimer yüzey taranır ve taranan kısım ışıkla sertleştirilir. Katmanın ışıkla sertleştirilmesinin ardından platform bir katman kalınlığı kadar aşağıya iner ve bir aparatla yeni bir fotopolimer katmanı sürülür, bu işlem katmanlar boyunca tekrarlanır. İnşa işlemi bitince ürün havuzdan çıkarılır ve varsa destek parçalar ayrılır. Burada kuvvetli lazer ışını yerine daha zayıf lazer kullanılır ve tam serleşme olması yerine kısmi sertleşme sağlanır. Katmanlar bittikten sonra kürün tamamlanması için içerisinde özel ultraviyole (UV) ışıklar bulunan fırında serleşme (kürleme) işlemi tamamlanır, bu işleme postcuring denir. Fotopolimerler plastik esaslı olabilecekleri gibi metal veya seramik tozu takviyeli reçineler de mevcuttur (19). Günümüzde biyomedikal ve diğer bazı uygulamalar için kullanılacak bazı renk değiştiren malzemeler bulunmaktadır, böylelikle istenen bölgeler farklı renkle vurgulanabilmektedir. Üretim gerçekleştirildikten sonra, temizleme ve üretim sonrası kürleme gibi bazı üretim sonrası işlemler yapılması gerekir (18).

Bu yöntemin avantajları, yüksek doğruluk düzeyinde, pürüzsüz bitim yüzeyine sahip, detayları çok iyi gösterebilen ve mekanik özellikleri çok iyi olan parçalar üretilebilmesidir. Undercut ve çıkıntı içeren malzemelerde her ne kadar üretim esnasında destek yapı kullanılıyor olsa da bu süreç bir tabakanın önce

oluşmuş olan diğer tabakaya yapışması şeklinde gerçekleştiğinden genelde destek yapıya ihtiyaç yoktur (15, 18). Bu yöntemin dezavantajları ise, ekipman ve kullanılan malzemelerin pahalı olması ve üretim sonrası süreç gerektiriyor olmasıdır (18). Ayrıca bu yöntem parça sayısına ve boyutuna da bağlı olarak çok hızlı bir teknik değildir, lazerin bir tabakadan geçişi 1 ya da 2 dk sürebilir (8).

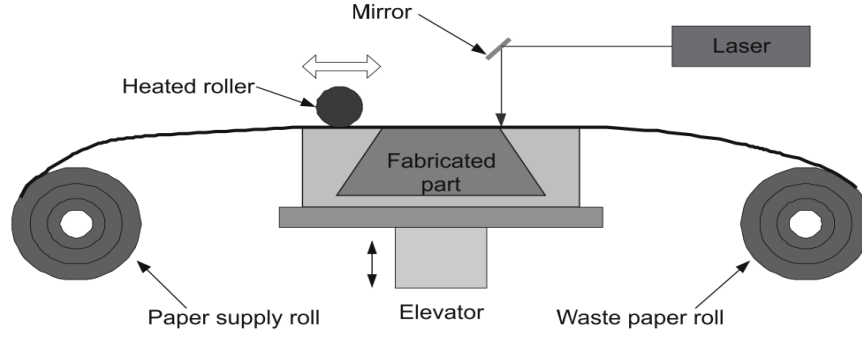


Şekil 9. SLA Şematik görüntüsü (18)

2.3.2.4.2. Tabaka Yığıma Tekniği (Laminated Object Manufacturing - LOM)

Laminasyon, yassılaştırılmış objelerden üretim anlamına gelmektedir. Bir katman önce inşa edilmiş yüzeye bir yüzeyi yapışkan olan diğer tabaka yapıştırılır ve sınırları lazer (CO_2) ile kesilir. Katmanların yapıştırılması esnasında katmanlar üzerinde gezen ısıtılmış merdane ağırlığının ve ısının etkisi ile katmanların birbirlerine yapışması kolaylaşır. Sınırlarından kesilen katmanın dışında kalan kısımlar oluşturulan parçaya destek olarak işlev görür, parça son halini alınca bu destek elemanı parçadan koparılır (15, 19).

Düşük maliyetli plastikler, kompozitler, seramikler ve metaller bu üretim sürecinde kullanılabilir. LOM sistemi, büyük kütleli ve geniş hacimli karmaşık yapıdaki malzemelerin üretilmesinde avantaj sağlar (18-20).



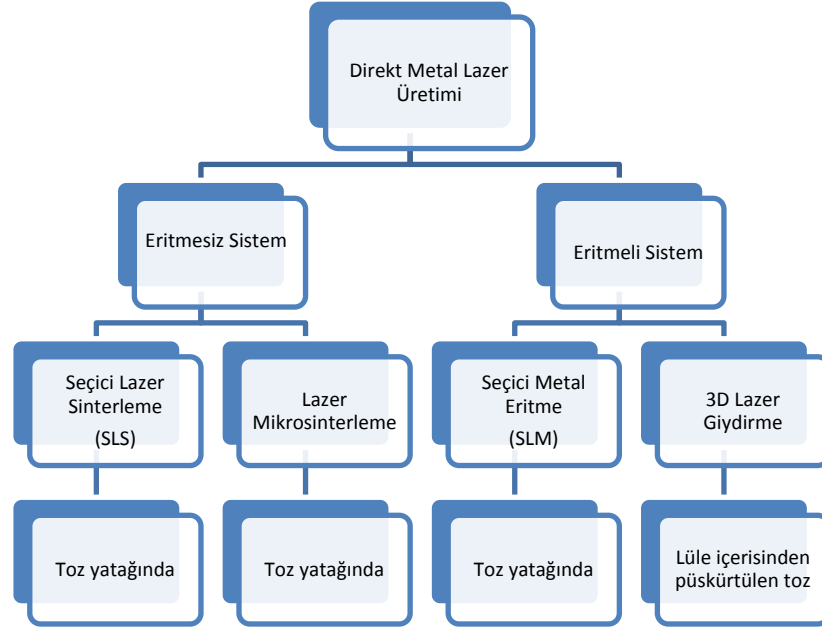
Şekil 10. LOM Sisteminin şematik görüntüsü (18).

2.3.2.4.3. Isıtarak Toz Bağlama Tekniği (Laser Melting / Laser Sintering)

Bu yöntemde ısıtıldığında kaynaşabilen toz halindeki bir hammadde ince bir tabaka halinde yayılır. Daha sonra istenilen bölgeler lazer ışını ile taranır. Lazer ışınının taradığı bölgede oluşan sıcaklıkla toz malzeme kısmen eriyerek temas halinde olduğu diğer toz tanelerine yapışır. Daha sonra işlemi biten katman kesit kalınlığı kadar aşağıya iner ve yeni toz tabakasına aynı işlemler uygulanır. Destek görevi gören tozlar işlem bittikten sonra fırça ya da vakum yardımı ile uzaklaştırılır (19).

Lazerin tozları daha az enerji ile daha hızlı kaynaştırabilmesi için inşa yüzeyi, harici ısıtıcılarda sıcak tutulur. Ayrıca, metal tozları kullanıldığında kaynaşmayı engelleyecek oksit problemini ortadan kaldırmak için ortam oksit giderici farklı bir gazla doldurulur (argon ya da nitrojen) (12).

Metallerin hızlı üretiminde kullanılan asıl yöntemler eritmeli ve eritmesiz üretim olarak ikiye ayrılır. Bu üretimlerden Seçici lazer sinterleme (SLS) ve lazer mikrosinterleme (toz yatak içerisinde kısmi eritme) eritmesiz sistemler, Seçici lazer eritme (SLM ,toz yatak içerisinde tümüyle eritme), ve 3D lazer giydirme (püskürtücü içerisinde toz püskürtülmesi ile tam eritme) ise eritmeli sistemlerdir (12).



Şekil 11. Metal parçaların direkt lazer üretiminde kullanılan üretim yöntemlerinin sınıflandırılması (12).

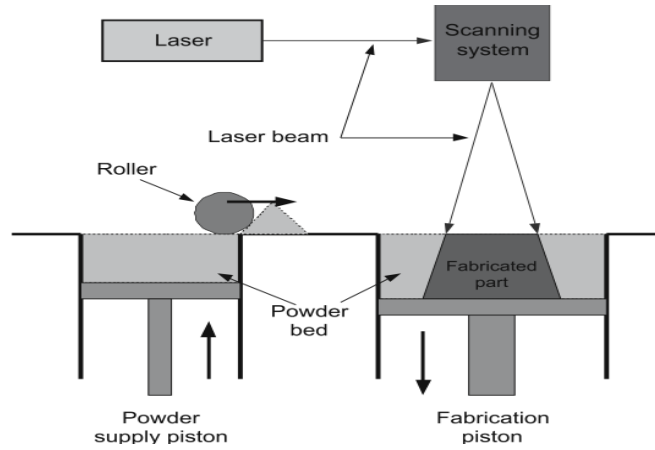
SLS (Selective laser sintarization) sisteminde çelik, titanyum, titanyum alaşımları ve Co-Cr alaşımlar gibi çok çeşitli metaller kullanılır (8). SLS ısı uygulandığında sinterlenmeye ya da birleşmeye uygun olan toz şeklindeki neredeyse tüm malzemelerin kullanımına uygun bir yöntem olduğundan en sık kullanılan hızlı üretim tekniğidir. Düşük kaynaşma ya da sinterlenme özellikleri gösteren malzemelere bağlayıcı bir ajan ilave edilir (21).

SLS’de toz karışımı ya da parçaların densitelerinin %60’dan yüksek olmasına olanak tanınması bakımından geliştirilen özel toz karışımları kullanılır. Parçaların üretim esnasındaki yoğunlaşma mekanizmaları sıvı faz sinterizasyonudur. Erime, ıslanma ya da sıvı akışı ile karakterizedir. Tek bileşenli toz içeren durumlarda parçacıkların yüzey erimesi ve sıvı akışı sebebiyle sıvı faz sinterlenmesi gerçekleşir. Tozlar karışık olarak kullanıldığında ise düşük erime noktasına sahip olan tozlar erir ve bağlayıcı gibi davranır, bu süreç direkt metal lazer sinterleme olarak adlandırılır. Sinterleme ya da infiltrasyondan sonra lazerle sinterlenmiş parçaların mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için üretim sonrası süreç gereklidir (12).

SLS sisteminin avantajları, yüksek doğruluk düzeyinde parçalar üretilmesi, üretim sonrası sürecin kolay olması, üretim esnasında destek yapıya

ihtiyaç duyulmamasıdır. Ayrıca yüzey özellikleri ve mekanik özellikleri çok iyi olan parçalar üretilebilir ve parçalar tabaka tabaka üretildiklerinden, döküm ya da milledme gibi yöntemlerle üretilemeyen küçük parçaların da üretimi gerçekleştirilebilir. SLS ile döküm işlemlerindeki gibi özel malzemelerin kullanımına gerek olmadan üretim yapılabilir.

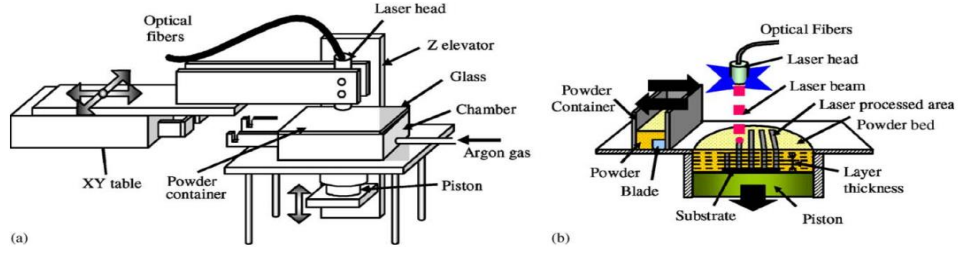
SLM ile düşük ağırlıklı hücresel yapıların da üretimi gerçekleştirilebilmektedir, bu hücresel metal yapılar otomotiv ve uçak sanayii gibi sektörlerde kullanılabilir. Bu sistemin dezavantajı ise diğer sistemlere göre daha pahalı ekipmana gereksinim duyulmasıdır (18, 22, 23).



Şekil 12. SLS sisteminin şematik görüntüsü (18).

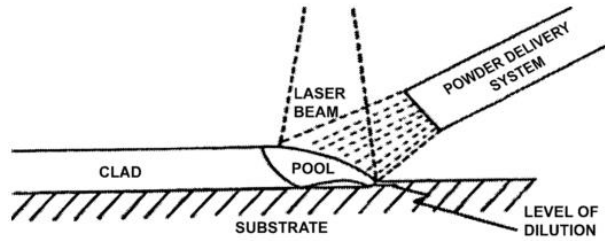
Lazer mikrosinterleme sürecinde de aynı SLS gibi toz serilme ve tozlar arasında bölgesel ergime sağlanmaktadır (10).

SLS ve SLM benzer ekipmanlar içerir fakat SLM’de çok daha yoğun bir enerji ile tozların tümünün erimesi sağlanır. Böylece parçaların densitesi teorik densitelerine daha yakın olur. Piyasada SLM kullanan cihazlar Trumaform LM 250, MCP Realizer ve LUMEX 25C’dir. Bu cihazlar titanyum, çelik, bronz ve diğer metallere tam densiteli metal parçalar üretmektedirler.



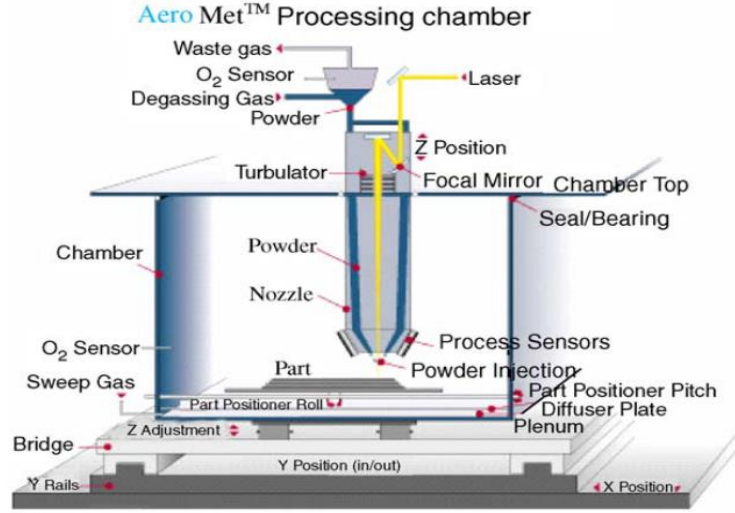
Şekil 13. a) SLM Sisteminin şematik görüntüsü b) SLM Sisteminin çalışma prensibi (12).

Üç Boyutlu Lazer Giydirmeye (3D Laser Cladding) yöntemi lazer üretimi olarak da adlandırılır. Toz yatağı içerisinde malzemenin eritilmesinden önce, metal tozu bir gazla beraber bir lüle içerisinden püskürtülür. Çoğunlukla lazer ışını da aynı lüle içerisinden geçer. Metal tozları, yüksek enerjili lazer ışınları ile odak bölgesinde birleştirilirler ve karmaşık geometriye sahip parçalar üretilebilir. Bu süreç, inert bir atmosferin sağlanacağı kapalı bir bölgede gerçekleşir. Bu yöntemle geleneksel yöntemlerle elde edilen malzemelerin sahip olduğu mekanik özelliklere yakın ya da daha üstün mekanik özelliklerde malzemeler üretilir (24).



Şekil 14. Üç boyutlu lazer giydirmeye (24).

LENS (Laser Engineered Net Shaping) sisteminde, 3 eksenli LENS cihazlarında üretim esnasında toz desteği olmadığı için 3 boyutlu bir üretim yapılamaz. Bu limitasyonun üstesinden, 5 eksenli cihazlar kullanılarak ve üretilecek parça etrafına destek malzeme konularak gelinmiştir (12, 25).



Şekil 15. LENS sisteminin şematik görüntüsü (12).

2.3.2.4.4. Sıvayarak Harç Yığıma Tekniği (FDM; Fused Deposition Modelling)

Seksenli yıllarda küçük bir çocuğun macunlarla oynamasından ilham alan Scott Crump, FDM teknolojisini geliştirmiştir. Scott Crump tarafından kurulan Stratasys firması, 1991 yılında ilk ticari cihazını üretmiştir (8, 19, 26).

Bu teknolojiye katmanlar, sıvı veya macun kıvamındaki bir maddenin belli noktalara kontrollü olarak püskürtülmesi veya sıvayarak yığılması yoluyla inşa edilir. Yığıma işlemi için bir veya birden fazla meme kullanılabileceği gibi bazı memeler sadece destek malzemesi için de ayrılabilir. Harç yığıma teknolojisinin diğer teknolojilerden farkı, aynı katman içinde değişik bölgelere mekanik veya kimyasal özellikleri farklı malzemelerin yığılabilmeye kolaylığı sayesinde çok malzemeli (multi-material) karmaşık parçaların veya mekanizmaların inşa edilebilmesidir (19).

Üretim sürecinde destek olması adına acrylonitrile butadiene styrene (ABS) polimer, polikarbonat, polikaprolakton ve mum gibi üretim sonrasında kolayca uzaklaştırılabilecek destek malzemeler kullanılır (8).

Püskürterek harç yığıma tekniğinde, akışkan halde olan inşa malzemesi, bilgisayar kontrollü bir veya birden fazla meme yardımıyla damlacıklar halinde yüzeye püskürtülerek katmanlar inşa edilir. Çoğunlukla (memeden çıkış öncesi ve sonrası) sıcaklıkla eritilerek sıvı hale getirilmiş bir inşa malzemesi kullanılır ve sertleşme soğuma ile gerçekleşir.

Sıvayarak harç yığıma tekniğinde sıvı veya macun kıvamında olan yapı malzemesi bir memeden sıkma yöntemi ile (extrusion) çıkarılıp gerekli noktalara sıvanır (17-19).

FDM yöntemi ile kemik modellerin ve ayrıca sterilizasyonu sağlanabilen cerrahi rehberler ve plakların üretimi sağlanabilir. FDM ile vurgulanmak istenilen bölgelerin farklı renkte yapılması sağlanabilir (18).

FDM küçük parçaların üretimi konusunda çok hızlıdır, ancak büyük parçaların üretiminde oldukça yavaştır. Bu yöntem SLS ve SLA gibi yöntemlere göre daha ucuzdur ve bu sebeple küçük ölçekli ofislerde kullanımları daha uygundur (17-19).

2.3.2.4.5. Katı Sıkıştırma Yerleşimi (Solid Ground Curing; SGC)

SGC (Solid Ground Curing) teknolojisi eğer çok fazla parça aynı anda üretilecekse avantajlıdır. Hızlı bir şekilde çıktı alınabilir ayrıca inşa sonrası ikinci bir kütleme işlemine gerek kalmaz (19, 27)

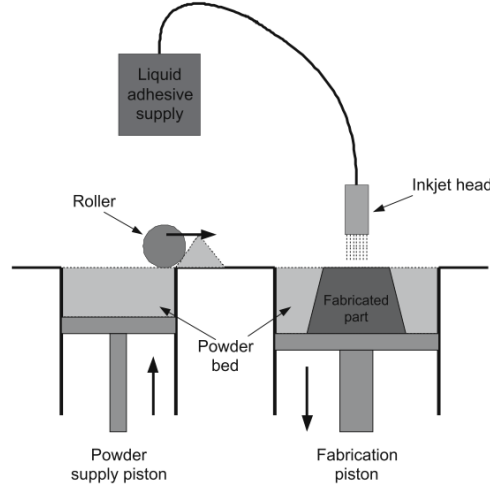
2.3.2.4.6. 3D Yazdırma (3D Ink Jet Printing)

Bu teknoloji MIT (Masachussets Institute of Technology) tarafından geliştirilmiş bir prototipleme sistemidir. Bu sistem, çok ağızlı bir memeden püskürtülen bir yapıştırıcı ile tozların bağlanıp daha sonra bir katman aşağı inen inşa yüzeyine merdane yardımı ile yeni bir kat toz serpilmesi ile çalışır. Yapıştırılan katmanın dışında kalan tozlar ise parçaya desteklik sağlar. Bu tozlar üretim süreci bittikten sonra bir fırça yardımı ile temizlenir. Ardından cynoacrylate (Japon yapıştırıcısı) ile yüzeye mukavemet kazandırılır. Burada cynoacrylate yerine erimiş mum ya da üretan da kullanılabilir.

Bu sistem büyük objelerin üretilmesinde oldukça yavaştır. Cihaz ve malzeme boyutları ofis kullanımı için uygun olsa da milled başlığının ses yapması ofis kullanımında rahatsızlık yaratabilir (18).

Sarf malzemesi bakımından 3D Yazdırma sistemleri oldukça avantajlıdır. Diğer hızlı prototipleme cihazlarındaki lazer sistemleri yerine çok daha basit püskürtme sistemleri kullanılır ayrıca küçük malzemeler için hızlı ve ucuz üretim

yapabilmeleri, toksik madde içermemeleri, çok az koku yaymaları ve katmanlar arasında olabildiğince az iz oluşturmaları bu sistemleri cazip hale getirir (19).



Şekil 16. 3D Yazdırma şematik görüntüsü (18).

Hızlı üretimde en çok kullanılan stereolithograf reçinesi ve plastiklerin mekanik özellikleri geliştirilmeye devam etmektedir. Mevcut durumda sınırlı malzeme seçeneğinin olması nedeni ile hızlı prototipleme sistemleri hızlı üretim sistemlerine dönüştürülememektedir. Prototipler hazırlanabilmekte ancak son ürün oluşturmada sıkıntı yaşanmaktadır.

Metal tozlarının şekillenmesi için mutlaka lazer ışını gerekmektedir, metal parça üreten tüm sistemlerde lazer üretici bulunmaktadır. İki tür metal şekillendirme vardır, pilot şekillendirme uzun süreli kullanımlarda, ürün şekillendirme ise prototiplerde ve mekanik özellikleri düşük olan malzemelerde kullanılır. Bazı firmalar seramikler ve kâğıtlar üzerine çalışmalar yapmaya devam etseler de imalat polimer ve metal bazlı malzemeler üzerinde yoğunlaşmaya devam etmektedir. Seramik ve kâğıt benzeri malzemeler genelde laminasyon yönteminde kullanılmaktadır. Bu yöntemin sağladığı en büyük kazanç kesin doğruluk sağlamasıdır. Ancak parça üretildikten sonra nem alıp düşey eksenini doğrultusunda şişme yaparak problem oluşturabilmektedir (15).

2.3.2.5. Hızlı Üretim’de Kullanılan Lazer Sistemleri

Lazer terimi, radyasyonun yoğun olarak verilmesi ile sağlanan ışık amplifikasyonunun (light amplification by stimulated emission of radiation)

kısaltması olarak kullanılır. Bir elektronun bir enerji seviyesinden diğerine geçişi dışarıdan gönderilen bir fotonla zorlanabilir. Zorlanan bu elektronların aynı yönde yayılım yaparak aynı frekansta ve aynı fazda olmaları gerekir, bu da lazer ışını oluşturur (10).

Lazer sistemlerinin endüstride ilk kullanımı lazer kaynak ve lazer kesme cihazlarıdır. Bu cihazlarda kullanılan lazer tipleri ise CO₂ ve Nd-YAG lazerlerdir. Bu aynı tip lazerler hızlı üretimde de kullanılmaktadır. Güç olarak kullanım aralığı 50-500W'tır, ancak CO₂ lazerde güç 18kW'a kadar çıkabilir. CO₂ lazerler ile Nd-YAG lazerler arasındaki en büyük fark dalga boylarıdır. CO₂ lazerin dalga boyu 10,6µm, Nd-YAG lazerin dalga boyu ise 1,06µm civarlarındadır (12, 15). Tablo 1'de piyasadaki çeşitli firmalar ve kullandıkları lazer tipleri görülmüştür.

Tablo 1. Piyasadaki çeşitli cihazların kullandıkları lazer tipleri (12).

Cihaz	Firma	Üretim Yöntemi	Lazer	Güç
Sinterstation 200/2500	DTM	DMLS	CO ₂	50W
EOSINT 250	EOS	DMLS	CO ₂	200W
EOSINT 270	EOS	DMLS	Yb-fiber lazer	200W
LUMEX 25C	MATSUURA	SLM	Atımlı CO ₂	500W
TrumaForm LF 250	TRUMPF	SLM	Disc lazer	250W
Realizer	MCP	SLM	Nd-YAG	100W
Lasform	Aeromet	3D lazer cladding	CO ₂	10-18 kW
LENS 850	Optomec	3D lazer cladding	Nd-YAG	1 kW
TraumaForm DMD 505	TRUMPF	3D lazer cladding	CO ₂	2-6 kW

Seçilen lazer tipi kullanılan malzemeden bağımsız olmamalıdır. Lazerin dalga boyu, enerjisi ve güç özellikleri üretilen parçaların densiteleri ve yüzey özellikleri üzerinde etkilidir (21).

Lazerin dalga boyu azaldıkça pek çok metalin soğurması artar. Pek çok çalışma, Nd-YAG lazer kullanarak aynı densiteye sahip tozlarda daha büyük erime derinliği elde edilebildiğini gösterir çünkü daha yüksek absorpsiyonla birlikte daha iyi bağlantı gerçekleşmektedir. Nd-YAG lazerin bir diğer avantajı ise ışına rehberlik edecek bir optik kablunun kullanılabilmesi olmasıdır.

Pek çok ticari firma Nd-YAG lazerlerde metallerin absorpsiyon gücünün daha fazla olmasına rağmen CO₂ lazer kullanmaktadır çünkü CO₂ lazerler daha yüksek

etkinliğe ve daha düşük maliyete sahiptir. Ayrıca Nd-YAG lazerlerle kıyaslandıklarında bakımları daha kolaydır (12).

Metaller düşük dalga boylarını daha iyi absorbe ederler bu da metalik malzeme kullanıldığında neden CO₂ lazer tercih edildiğini açıklar (21).

Diode lazerlerin ise CO₂ ve Nd-YAG lazerlerden daha pahalı olduğu bilinir. Şimdiye kadar piyasada hiçbir cihaz hızlı üretimde diode lazeri kullanmamıştır (12).

2.3.2.6. Hızlı Üretimin Dış Hekimliği Uygulamalarında Kullanımı

2.3.2.6.1. Dental Cihazların Üretimi

RM modeller, endüstriyel cihazların parçalarının üretilmesinde kullanılır. Benzer şekilde, dental cihazların üretilmesinde de kullanılırlar. RM yöntemleri geleneksel yöntemlerle üretilmesi zor olan parçaların üretimini kolaylaştırdığından, dental cihazlara da birtakım fonksiyonel parçaların eklenmesi sağlanmıştır.

2.3.2.6.2. Canlandırma, Teşhis ve Eğitim

RM modeller taranan bilgilerin sert bir kopyası olduğundan canlandırma, teşhis, iyileştirme ve eğitim amacıyla kullanılabilirler. İlk olarak RM modeller cerrahların anatomik yapıları daha iyi görmelerini sağlar özellikle de farklı renklerle boyanabilen modellerde vurgulanmak istenen alanlar daha anlaşılır hale gelir. İkinci olarak, RM modeller cerrahlar ve radyologlar arasında, doktorlar ve hastalar arasında iletişimin kolaylaşmasını sağlar. Üçüncü olaraksa RP modeller üzerinde kolaylıkla ölçüm yapılabilir. RM modeller tıp öğrencilerinin anatomik yapıları daha kolay öğrenebilmelerini ve gerçek hasta üzerinde cerrahi işlemleri öğrenmelerinden önce model üzerinde öğrenmelerini sağlar.

2.3.2.6.3. Cerrahi Planlama

RM modeller, karmaşık cerrahileri planlamak ve karar vermek amacı ile kullanılır. Bu modellere gerçek cerrahi aletler eklenebilir bu sayede operasyon süresini kısalırken aynı zamanda ameliyat sonrası komplikasyonların azalması sağlanır. RM modeller sayesinde cerrahlar problemlili sahanın yerini ve şeklini

belirleyebilirler. Modellerin şeffaf olarak hazırlanabilmesi de anatomik yapıların görülebilmesini sağlar.

2.3.2.6.4. Kişisel İmplant Tasarımı

İmplantlar standart olarak üretilir ancak bir hastalık ya da genetik bir sebeple standart implantlar her zaman hasta için uygun olmayabilir. Bu durumda CT/MRI görüntülerinin kombinasyonu ile hızlı üretim verileri elde edilip üretim gerçekleştirilebilir. Böylece daha kısa sürede, daha uygun bir implant yerleşimi sağlanmış olur.

2.3.2.6.5. Ortodonti

Hastanın dişlerinin CT/MRI ile taranması ve kişinin diş dizilimine uygun olarak RP model elde edilmesiyle dişlerin uygun pozisyona getirilmesi sağlanabilir.

2.3.2.6.6. Protez

RM teknolojileri ile birlikte diş preparasyonundan sonra prepare edilen dişin ve komşu yapıların taranması ile RM üretim gerçekleştirilebilmektedir. Böylelikle daha öngörülebilir ve hızlı sonuçlar elde edilebilmektedir.

2.3.2.7. Dental Uygulamalarda Hızlı Üretim Sisteminin Seçimi

Bütün RM sistemlerinin dental uygulamalarda bir yeri olabilir. SLA sistemleri ile yüksek doğrulukta ve bitim yüzeyi düzgün olan parçalar üretilebilirken FDM sistemlerindeki cihazların hastane ortamında yerleşimi SLA sistemlerine göre daha uygundur. Ancak FDM sistemlerinin hızı SLA sistemlerine göre çok düşüktür. Ayrıca SLA modellerinde yüzey detayları ve kalitesi daha iyidir. SLA cihazının hastane tarafından alınması koşulu ile üretilen parçaların daha düşük maliyetli olduğu söylenebilir.

SLS sistemlerinin hızı SLA sistemleri ile yarışır ancak parçaların yüzey kaliteleri ve detayları SLA sistemlerinde daha iyidir. SLS sistemlerinde çeşitli malzemelerin kullanılabilir olması (polystyrene, naylon, mum vb.) bu sistemler için büyük avantajdır.

LOM sistemi geniş hacimdeki parçaların üretiminde (bioseramik ve kemik implantları gibi) çok uygundur. Ancak LOM sisteminde SLA'ya göre yüzey kalitesi ve detayları daha düşüktür.

LENS sistemi ile ince mikroyapıda ve gelişmiş özelliklerde metal ya da seramik parçalar üretilebilir. Ancak LENS sistemi ile elde edilen parçalara genellikle bitim işlemi uygulanması gerekmektedir. LENS sistemi ile çok sayıda malzemenin oluşan yapılar üretilebilir, böylece farklı sahalarda farklı özellikler oluşturulabilir.

Uygun RM cihazı seçilirken uygulama amacı, zaman faktörü, fiyat, malzemeye erişilebilirlik, güvenilirlik, yüzey bitimi gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Cerrahi planlamada karmaşık modellerin oluşturulmasında vurgulanmak istenilen sahaların farklı renklerle vurgulanabildiği sistemler daha avantajlıdır. Bu amaçla SLA ve FDM sistemleri kullanılabilir. Dental implant yerleştirmede cerrahın sinir kanallarını ve benzeri yapıları rahatlıkla görebildiği şeffaf plakların üretilebildiği SLA ve FDM sistemleri avantajlıdır. Dental kron ve köprü uygulamalarında metal restorasyonları direkt olarak üretebilen SLS ve LENS sistemleri uygundur (18).

2.4. Dental Seramikler

Seramikler taş devrinden beri insanoğlu tarafından çeşitli şekillerde kullanılmıştır. Seramiklerin ısıya dayanıklı, göreceli olarak kırılma dayanıklı olmayan ve kimyasal açıdan hareketsiz olan yapıları bu malzemenin dental kullanımını da popüler hale getirmiştir. Mineye yakın bir sertlikte olmaları karşıt dişlerde oluşabilecek aşınmaların önüne geçerken yine diğer dişlerin restorasyon üzerinde oluşturacağı aşınmayı engeller. Kimyasal açıdan hareketsiz yapıları da tehlike potansiyeli olan elementlerin salınımının önüne geçer ayrıca yüzey pürüzlenmesi oluşmadığından pürüzlenen yüzeye bakteri tutulumu olmaz. Diğer bir önemli özellikleri ise istenilen renkte restorasyon elde edilebilmesidir. Ayrıca seramikler mükemmel birer ısı ve elektrik yalıtkanlarıdır (1).

Seramik dişler ilk kez 1789 yılında Fransız diş hekimi Duchateau tarafından tanımlanmıştır. Ancak o zamanki koşullarda bu dişlerin ağız içerisinde yerleştirilebileceği bir destek bulunmamaktaydı, 1808 yılında İtalyan diş hekimi

Fonzi, platin pin ya da iskelete yerleştirilen terrometalik dişleri tanımlamıştır. Ash İngilterede 1837 yılında seramik dişlerin gelişmiş bir çeşidini bulmuştur. Charles Land 1903 yılında seramik kronları ağız içerisinde kullanmıştır. Land platin folyo matriksi ve yüksek ısı feldspatik seramiği kullanarak inley üretmiş ve bunun patentini almıştır (1, 28).

Ana bileşenleri feldspar olduğundan pek çok yazar dental seramikleri feldspatik seramikler olarak isimlendirir (4). Feldspatik seramikler 35 yıldan daha uzun süredir diş hekimliğinde metal seramik restorasyonların üretilmesinde kullanılmaktadır. Ancak feldspatik seramikler bir döküm metal alt yapı olmadan kullanıldıklarında dayanıksız bir yapı sergilerler. Daha da ötesi pişme esnasındaki büzülmeleri restorasyon bitim sınırında uyumsuzluğa yol açar. Alumina seramikle üretilen jaket kronların 1900'lü yıllarda tanıtılmasıyla daha güvenilir ve kırılmaya karşı daha dayanıklı restorasyonlar yapılma fırsatı bulunmuştur (1).

2.4.1. Dental Seramiğin Bileşimi

Dental seramiğin temel kimyasal bileşimini feldspar, kuartz, alümina (alüminyum oksit) ve cam matriks içinde bulunan kaolin gibi kristalin mineraller oluşturur. Bu bileşenlerin miktarı kullanılan seramiğinin tipine ya da markasına göre farklılık gösterir (1, 2, 4, 29).

Geleneksel dental seramikler silika ağı, potas feldspar ya da soda feldspar esaslıdır. Pigmentler, opaklık veren maddeler ve camlar pişme derecesini, sinterlenme derecesini, termal genleşme katsayısını ve çözünübilirliği kontrol etmek üzere seramik içerisine ilave edilir. Dental seramik için kullanılan feldsparlar renksizdir bu yüzden doğal diş rengini yakalayabilmek adına pigment ilavesi yapılır (1, 4).

2.4.1.1. Feldspar

Feldspar, cam matriks oluşumundan sorumlu olan temel bileşendir. Doğada saf halde bulunmaz, potasyum alüminyum silikat ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ya da ortoklas ya da potas feldspar) ve sodyum alüminyum silikat ($Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ albit ya da sodyum feldspar olarak adlandırılır) karışımından oluşur (1, 2, 4, 30, 31).

Potas ve sodyum feldsparın karışımdaki oranı seramiğin işlenebilirliğinde oldukça önemlidir. Bunun nedenleri:

1. Potas feldspar günümüz seramik sistemlerinde büyük oranda bulunur. 2280°F ile 2730°F (1250°C ile 1500°C) arası sıcaklıklarda potas, kaolin ve quartz ile cam oluşturmak üzere birleşir. Feldsparın potas formu yalnızca eriyen camın viskozitesini artırmaz aynı zamanda seramiğin pyroplastik akışını da kontrol altına alır. Başka bir deyişle erimiş malzemenin akışkanlığını azaltır ve seramik kütlesinin fırınlanma esnasında şeklinin korunmasına yardım eder (2, 4).
2. Sodyum feldspar seramiğin erime ısını düşürür ayrıca karışımın translusensisine ve optik özelliklerine katkı sağlamaz bu sebeple potas feldspar'a göre daha az tercih edilir (4).

Potas feldspar çeşitli metal oksitlerle karıştırılıp yüksek sıcaklıklarda pişirildiğinde lösit formu ve yavaş bir şekilde akacak cam fazı oluşturur. Bu yumuşak cam fazı pişirilme esnasında seramik tozlarının kaynaşmasını sağlar. Dental seramik için bu süreç sıvı-faz sinterlenmesi adını alır (1).

2.4.1.2. Kuartz

Kuartz, silisyum oksitten (SiO_3) meydana gelen bir mineraldir (1, 2, 4). Erime derecesi çok yüksektir (1685°C) ve seramikte %25-30 oranında bulunur (29). Erime derecesinin yüksek olmasına bağlı olarak diğer bileşenlerin içinde akabileceği bir matriks görevi yapar. Ayrıca pişim işlemleri sırasında seramik restorasyonun işlenmiş formunu korumasını sağlarken kırılgenliğini da azaltır (1, 2, 4, 29, 30).

2.4.1.3. Kaolin

Kaolin, alümina içeren volkanik taşlardan elde edilen bir kil türüdür, suyla karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir ve böylelikle seramik hamurunun şekillendirilmesini kolaylaştırır. Opak bir malzeme olduğundan az miktarlarda kullanılır ve seramiğin translusensisini azaltır (1, 2, 4, 29, 30). Aslında kaolin modern düşük ısı seramiklerinde artık bulunmamaktadır (4).

2.4.1.4. Alümina

Alüminanın (Al_2O_3) en sert oksit olduğu düşünülür. Termal genleşme katsayısı düşük ısı seramiklerine yakındır, bu özelliği iki malzemenin birbiri ile uyumlu olmasını sağlar. Düşük ısı seramiklerinin içerisinde çok az miktarda bulunan ve çözünebilen alümina, viskoziteyi ve yapısal dayanıklılığı arttırır (4, 31).

2.4.1.5. Diğer Katkı Maddeleri

Borik oksit (B_2O_3), cam düzenleyici gibi davranır, viskoziteyi azaltır, yumuşama derecesini düşürür ve kendi cam ağını oluşturur. Alüminyum oksitin (Al_2O_3) rolü daha karmaşıktır. İyon boyutları ve oksijen/alümina oranı sebebiyle alüminanın gerçek bir cam düzenleyici olmadığı düşünülür. Yine de cam ağı içerisinde viskosite ve yumuşama derecesini değiştirmekle görevlidir.

Pigment oksitler doğal dişlerin taklit edilmesi ve farklı renkler elde edilebilmesi amacıyla katılır. Örneğin demir ve nikel oksit seramiğe kahverengi, bakır oksit yeşil, titanyum oksit sarımsı kahverengi, mangan oksit eflatun ve kobalt oksit ise mavi renk verir. Opasite ise seryum oksit, zirkonyum oksit, titanyum oksit ve kalay oksit ilavesi ile sağlanır (1).

2.4.1.6. Cam Düzenleyiciler

Kristalin silikanın kullanılacağı metal alaşımlara göre sinterlenme derecesi, çok yüksek, termal genleşme katsayısı da düşüktür. Silikatetrahedra arasındaki bağlar sodyum (Na), potasyum (K) ve kalsiyum (Ca) gibi alkali metal iyonlarının ilavesi ile kırılabilir. Üç boyutlu silika ağı çok sayıda doğrusal silikatetrahedra zinciri içerir ve bu zincirler düşük ısılarda üç boyutlu silikatetrahedra yapısının içerisine hapsolmuş atomlara göre çok daha kolay bir şekilde hareket edebilirler. Bu hareket kolaylığı, cam düzenleyicilerin sağladığı artmış akışkanlık (azalmış viskozite), daha düşük yumuşama ısı ve artmış termal genleşme sayesinde (1). Ancak çok fazla cam düzenleyici ilavesi camın kimyasal mukavemetini (su, asit ve alkali atağına karşı direnç) azaltır. Ek olarak çok fazla tetrahedra bozulursa seramiğin pişirilmesi esnasında cam kristalize (devitrifiye) olabilir, devitrifikasyon ise dental seramikte daha fazla termal genleşme olmasına neden olur ve restorasyonun dayanıklılığı

azalır. Ayrıca restorasyon üzerindeki bulutlu görüntü glaze işlemini zorlaştırır (4). Bu yüzden uygun erime derecesi ve kimyasal mukavemet açısından denge sağlanmalıdır (1, 4). Üreticiler farklı pişme derecelerinde seramik üretmek için cam düzenleyiciler kullanırlar. Yüzeğe uygulanan glaze hamuru daha fazla cam düzenleyici içerir bu sebeple daha düşük pişme derecesine sahiptir. Ancak aşırı miktardaki cam düzenleyici glaze tabakasının ağız içerisindeki sıvılar karşısında direncini düşürür (1).

Seramik tozlarının üretiminde tüm bu kristalize mineraller, cam düzenleyiciler ve diğer bileşenler karıştırılıp çok yüksek sıcaklıklarda fırınlanırlar. Sonra fırınlanan bu karışım soğuk suya sokulur ve erimiş halde bulunan bu karışımın soğuk su ile teması neticesinde frit adı verilen kristalize olmayan yapılar elde edilir. Bu işlem ise fritaj adını alır. Frit oluşumunun ardından seramik tipine göre karışımlar ezilerek istenilen parçacık boyutuna getirilirler, içerisine çeşitli boyar maddeler ve opaklaştırıcılar eklenir. Tam bir seramik kiti, çeşitli renklerde opak, dentin ve mine seramik tozu, opak ve dentin renklendiricileri, boya maddeleri ve renksiz glaze maddelerini içermelidir (4).

2.4.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

1. Kullanım alanlarına ve endikasyonlarına göre

- Anterior ve posterior kron
- Veneer
- Post ve core
- Köprü protezi
- Seramik boyası
- Seramik glazürü

2. Bileşimine göre

3. Kristal faz ya da organik faz prensibine göre

- Silika cam seramik
- Lösit bazlı cam seramik

- Lityum disilikat bazlı cam seramik
- Alümina seramik
- Alümina
- Cam doldurucu içeren alumina
- Cam doldurucu içeren spinel
- Cam doldurucu içeren alumina/zirkonya

4. Üretim metotlarına göre

- Döküm
- Sinterleme
- Kısmi sinterleme
- Slip cast ve sinterleme
- Sıcak isostatik presleme (Hot Isostatic Pressing - HIP)
- CAD-CAM milling
- Copy milling

5. Pişme derecelerine göre

- Yüksek ısı seramikleri $>1300^{\circ}\text{C}$ ($>2372^{\circ}\text{F}$)
- Orta ısı seramikleri 1101°C - 1300°C (2013°F – 2372°F)
- Düşük ısı seramikleri 850°C - 1100°C (1562°F - 2012°F)
- Çok düşük ısı seramikleri $<850^{\circ}\text{C}$ ($<1562^{\circ}\text{F}$)

6. Mikro yapılarına göre

- Amorf cam
- Kristalin
- Cam matriks içerisine yerleşmiş kristalin parçacıkları

7. Translusensilerine göre

- Opak
- Transludent
- Transparan

8. Kırılma dayanımına göre

- Düşük düzeyde dayanım
- Orta düzeyde dayanım
- Yüksek düzeyde dayanım

9. Aşındırıcılığına göre

(1).

2.4.3. Pişme Derecelerine Göre Seramikler

En çok kullanılan sınıflandırma yöntemi, seramiğin pişme derecesine göre yapılan sınıflandırmadır. Bu seramiklerin yapısal özellikleri aynı olmakla birlikte pişme sıcaklığını yapının içerisindeki eriticiler belirler. Yapı içerisindeki eritici oranı arttıkça pişme sıcaklığı düşer.

Orta ve yüksek ısı seramikleri takım diş yapımında kullanılır, düşük ve çok düşük ısı seramikleri ise kron ve köprü restorasyonlarında kullanılır. Çok düşük ısı seramiklerinin düşük büzülme katsayıları titanyum alaşımlar ile birlikte kullanılmasına olanak sağlar. Dental laboratuvarların takım diş üretmedikleri düşünülürse sınıflandırmayı yüksek ısı (850-1100°C) ve düşük ısı (<850°C) şeklinde yapmak daha uygun olacaktır (1).

2.4.4. Düşük Isı Seramiğinin Yapısal Bileşenleri

Düşük ısı seramikleri, metal-seramik ve tam seramik restorasyonlarda, makyaj ve glazür tozlarında olmak üzere günümüzde en çok kullanılan diş hekimliği seramiğidir. Seramik fırınlarında kolaylıkla pişirilirlir. Düşük ısı seramikleri temel olarak opak ve gövde seramiklerinden oluşur. Gövde seramikleri ise içerdikleri metal oksit pigmentlerin türü ve miktarı bakımından değişiklik gösteren ancak kimyasal

içerikleri aynı olan dentin, mine seramikleri, modifiye ediciler ve glazür seramiklerinden oluşur.

2.4.4.1. Opak Seramiği

Yapı içine katılan SnO₂, TiO₂, , ZrO₂ ve CeO₂ gibi erimeyen oksitlerin ilavesiyle elde edilir. Opak seramiği metal seramik arasındaki kimyasal bağlantıya katkı sağlar, metal alt yapının rengini maskeler ve seramiğin renginin oluşturulmasında basamak olarak görev alır. Parçacık boyutlarındaki ufak farklılıklar bile metal alt yapıyı maskeleyen miktarını etkiler. Opak seramiğin metali maskeleyen kapasitesi yalnızca seramiğe bağlı bir faktör değildir. Metal alt yapının yüzeyinde oluşan oksit tabakanın cinsi ve rengi de opak seramiğin maskelenme miktarını etkileyecektir. Daha açık renkte bir oksit tabakası oluşmuş ise rengin maskelenmesi için ince bir opak tabakası yeterliyken, daha kalın ve koyu renkteki oksit tabakayı maskeleyen için daha kalın bir opak tabaka gerekecektir. Opak tabakanın kalınlığı kullanılacak seramiğin markasına ve rengine göre değişkenlik gösterir. İdeal opak tabaka kalınlığı asgari 0,2mm, azami 0,5mm olmalıdır.

2.4.4.2. Gövde Seramiği

Gövde seramiği doğal diş rengi veren dentin tabakasını taklit eder. Restorasyon formunun en büyük kısmını gövde seramiği oluşturur, bu sebeple rengin oluşmasında birincil etkidir. Seramik setlerinde her renk için ayrı gövde seramiği vardır. Asgari bir dayanıklılık için gövde seramiği kalınlığı en az 0,5-1,0mm, en çok ise 1,5-2,0mm olmalıdır. Gövde seramiğinin kimyasal ve fiziksel yapıları aynı olmakla birlikte içerdiği metal oksit türlerine ve miktarlarına göre farklı renk tonlarında olabilir. Bu şekilde elde edilen gövde seramikleriyle daha doğal görüntüde restorasyonların üretilmesi sağlanır. İçerdikleri metal oksit türlerine ve miktarlarına göre gövde seramikleri mine seramiği, translüsent seramiği, gövde modifiye ediciler ve glazür seramikleri olarak sınıflandırılabilirler(4).

2.4.4.2.1. Mine Seramiği

Pişirildiklerinde dentin seramiğine göre daha Şeffaf bir yapı gösterirler. Çoğu seramik setinde 4 ya da 5 çeşit mine tozu vardır ve bu tozlar skaladaki tüm renkleri kapsar.

2.4.4.2.2. Transludent Seramiği

Doğal dişlerdeki daha doğal ve derin Őeffaflyđa yaklaşmak amacıyla seramik üreticileri transludent seramiğini üretmişlerdir. Aslında tamamen Şeffaf değillerdir, ışığın tümünün geçişine izin vermezler. Restorasyonun tüm yüzeyine uygulanarak doğal dişe benzer Őeffaflykta ve alt yüzeyden rengi yansıtacak bir görüntü elde edilir.

2.4.4.2.3. Gövde Modifiye Ediciler

Bu seramik tozları dişlerde oluşabilecek renklemeleri taklit etmek için üretilmişlerdir. Yapılarında yoğun bir Şekilde metal oksit içerirler. Tek başlarına kullanılabildikleri gibi dentin ve mine seramiği ile karıştırılarak daha zayıf etki yaratılması sağlanabilir. Modifiye ediciler en yoğun ve keskin renge sahipken dentin seramikleri daha az yoğun renk tonuna sahiptir. Mine ve transludent seramiklerinde ise renklendirme oldukça azdır.

2.4.4.2.4. Glazür Seramiği

Opak ve gövde seramiğinin aksine daha az oranda silika ve alümina içerirken daha fazla oranda sodyum ve potasyum oksit içerirler. Genelde renksiz ve yüksek ısıda akışkan olan düşük ısı seramiğinden elde edilirler. Seramik yüzeyine uygulandığında ufak poroziteleri ve düzensizlikleri kapatırlar. Pişirildikleri zaman ise doğal dişe benzer Şekilde parlak ve camsı yüzey görüntüsünün oluşmasını sağlarlar (4, 29).

2.4.5. Metal Alt Yapı zerine Seramik Uygulanması

Metal alt yapı üzerine seramik uygulanması en fazla emek isteyen aşamadır. Bu sürecin bireysel yetenek gerektirmesi de göz ardı edilemez bir gerçektir. Seramiğin işlenme aşamasında çok çeşitli donanım aletleri kullanılmaktadır. Bunlar;

samur fırça, carving aletleri, spatula, traşlama bıçakları, hemostat, kondenzasyon aletleri, seramik karıştırma tepsileri ve seramiğin işlenmesinin ardından pişirilmenin gerçekleştirileceği seramik fırınıdır.

Bu donanım içerisinde en pahalı malzeme seramik fırınıdır. En az üç çeşit seramik fırını vardır bunlar, manuel, otomatik ve programlanabilir fırınlardır. Fırınlara bu şekilde sınıflandırılacakları gibi ayrıca horizontal ve vertikal olarak da iki büyük başlığa ayrılabilirler. Horizontal olanlarda restorasyon önden arkaya doğru yerleştirilir, böylece fırının daha arkasında pişen seramik önünde pişen seramik farklı görünüme sahip olacaktır. Vertikal fırınlarda ise restorasyon fırının merkezine yerleştirilir ve daha uniform bir ısı dağılımı olur (4).

Seramik yapı içerisinde hapsolmuş hava ve su poroziteye neden olur. Pişmiş seramiğin poroz yapısı restorasyonun estetik kalitesini ve dayanıklılığını azaltır. Seramiğin kondansasyonu yapı içerisindeki parçacıkların birbirlerine yaklaşmalarını sağlar. Ayrıca yapı içerisindeki hava ve su, parçacıkların kondansasyonu sayesinde yapının üst yüzeyine çıkar. Bütün seramikler, pişirilme esnasında içyapılarındaki nemi uzaklaştırabilmek ve densitelerini arttırmak adına büzülürler. İyi kondanse edilmiş seramik yapının fırınlanma aşamasındaki büzülmesi daha azdır, çünkü henüz fırınlanmamış seramik yapı iyi kondanse edildiğinde boşluklar birbirine yaklaşacak ve yapının yoğunluğu artacaktır (4).

Seramik yapının şekillendirilmesinde çok çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bunlardan en sık kullanılanı tabakalama tekniğidir.

Tabakalama Tekniği

Seramik kronlar, çoğunlukla güçlü bir alt yapı üzerine tabakalama yöntemi ile seramiğin metale yapıştırılması ile üretilirler (32). Şekillendirmedeki ilk basamak seramik tozunun su veya özel sıvılarla spatül ya da fırça yardımıyla karıştırılıp metal üzerine uygulanmasıdır. Seramiğin hamur kıvamına getirilmesinde çeşitli sıvılar kullanılabilir, bunlar distile su, propilen alkol veya formaldehit bazlı sıvılar ve model likitleridir. Karışım krem kıvamında ve fırçanın ucunda restorasyona kolaylıkla taşınabilecek şekilde olmalıdır. Aşırı karıştırmaktan kaçınılmalıdır, aksi takdirde çok fazla hava kabarcığı oluşur. Yüksek oda sıcaklığı ve kuru ortamlar karışımın aşırı kurumasına neden olur ve bu şekildeki bir karışımı uygun şekilde yerleştirmek

mümkün olmaz. Daha sonra karışım restorasyona taşınır, bu esnada hava kabarcığı kalmaması ve suyun ortamdan uzaklaşması için kondansasyon yapılır. Kondansasyon işlemi, vibrasyon, fırçalama ya da spatülleme teknikleri ile gerçekleştirilebilir (6, 29, 33, 34).

Her bir seramik tabakası şekillendirilmesinin ardından fırında pişirilir. Islak olan kron fazla suyun uzaklaştırılması için fırının ön kısmında kurutulur sonra vakum altında pişirilir. Seramik ısındığı zaman parçacıklar birbirine yaklaşır, bu süreç sinterlenme olarak adlandırılır. Seramik parçacıklarında tam bir birleşme olmaz ancak yüzey enerjilerinin bir sonucu olarak birbirleriyle temas haline geçerler.

Seramiğin son olarak vakum fırınında pişirilmesi ile porozite büyük oranda azalır. Seramiğin bu ilk pişirme işlemine bisküvi fırınlanması (biscuit bake) adı verilir. Daha sonra insizal seramiği de ilave edilerek tekrar pişirilir, bu işleme de glazür fırınlanması (glaze bake) denir. Seramiğin glazür derecesinde yüzeyde bir tabaka cam şekillenir. Bu işlem doğal glazür olarak bilinir. Glazür fırınlanması bittiğinde kron fırından çıkarılır ve ters çevrilmiş bir bardak ya da beher üzerinde soğutulur (6).

Seramiğin vakum altında pişirilmesi seramiğin içindeki poroziteyi azaltır ancak yapı içerisinde %25-35 oranında büzülme gerçekleşir. Bu sebeple istenilen formun oluşturulabilmesi için birkaç tabaka seramik ilave edilip tekrar pişirilmesi gerekir. Bu durum tabakalama tekniğinde karşılaşılan en önemli problemdir (29).

2.5. Metal-Seramik Bağlantısı

Metal-seramik arasındaki bağlantının tam olarak mekanizması açıklanamamış olsa da kabul edilebilir birkaç teori bulunmaktadır. Bağlantı kelimesi her ne kadar kimyasal bağlantıya işaret ediyorsa da metal-seramik bağlantısında kimyasal olmayan bağlantı mekanizmaları da bulunmaktadır (4, 34).

2.5.1. Metal Seramik Bağlantı Mekanizmaları

Metal-seramik bağlantısında tanımlanmış en az dört çeşit teori bulunur bunlar; 1) van der Waals kuvvetleri 2) mekanik tutuculuk 3) sıkışma bağlantısı 4)

direkt kimyasal bağlantı. Bilim adamları kimyasal bağlantıda hemfikirdir, ancak diğer bağlantı türleri ile ilgili bir fikir birliği söz konusu değildir (1, 4, 35).

2.5.1.1. Van Der Waals Kuvvetleri

Yakın temastaki yüklü atomlar arasındaki çekim elektron değişiminden değil, van der waals kuvvetlerinden kaynaklanmaktadır. Bu ikincil kuvvetler, iyonların gerçek bir paylaşımı ya da değişimi şeklinde değil de fiziksel bir çekim şeklindedir. Van der Waals kuvvetleri genelde zayıftır çünkü bu atomlarda bulunan bütün negatif ve pozitif yükler doygundur, bir atomun elektron çekirdekleri ile komşu olan diğer atomun elektron çekirdekleri arasında minimal bir çekim oluşur.

Seramikle ıslatılmış metal yüzeyi arttıkça van der Waals kuvvetlerinin arttığına inanılır. Metal yüzeyinde birtakım değişiklikler yapılarak metal-seramik bağlantısı geliştirilebilir, örneğin, pürüzlü ve kontamine bir metal yüzeyinde ıslanabilirlik azalacağından van der Waals kuvvetleri azalır diğer taraftan yüzeyi düzgün bir şekilde bitirilmiş, 50µm'lik alüminyum oksit ile kumlanmış yüzey , seramiğin ıslatabilirliğini artırır ve van der waals kuvvetlerinin artmasını sağlar. Ancak bağlantı optimum koşullar altında gerçekleşse bile yine de van der Waals kuvvetlerinin metal-seramik bağlantısında zayıf bir etkisi vardır (4).

2.5.1.2. Mekanik Bağlantı

Metal-seramik birleşim alanında bir takım düzensizlikler vardır. Opak tabakası bu girinti çıkıntı şeklindeki yüzey düzensizliklerine girer. Alüminyum oksit ile kumlama neticesinde stres birikimine neden olan yüzey düzensizliklerinin ortadan kaldırıldığı ve bağlantı için istenilen yüzey alanının arttığı düşünülür (4, 5).

Mekanik retansiyonun bağlantıya olan etkisi sınırlıdır. Aslında dental seramik bağlantı için pürüzlü bir yüzeye ihtiyaç duymaz, düz bir yüzey üzerine de bağlanabilir fakat bazı yüzey düzensizlikleri bağlantının artmasına katkı sağlar. Her ne kadar mekanik retansiyon kendi başına bağlantıda yeterli olmasa da bağlantıya katkısı vardır (4).

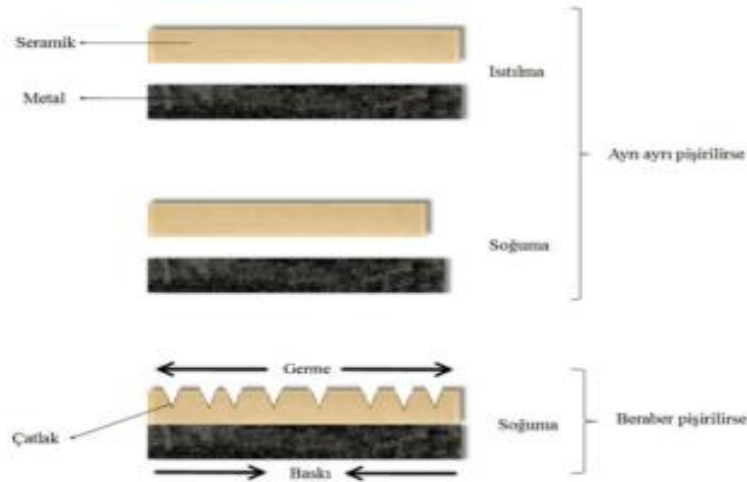
Ancak unutulmaması gereken nokta, yüzey pürüzlülüğü arttıkça stres birikimi de artar bu da erken dönemde seramik başarısızlığına neden olabilir (34).

2.5.1.3. Baskı (Sıkışma) Bağlantısı

Dental seramik baskı tipi kuvvetlere karşı dayanıklı ancak gerilme tipi kuvvetlere karşı dayanıksızdır bundan dolayı eğer metal alt yapının termal genişleme katsayısı seramiğinkinden daha büyük olursa soğuma esnasında seramik baskı tipi kuvvetler altında kalacaktır (4, 5). Bu sebeple seramikle birlikte kullanılacak metal alaşımın ısıl genişleme katsayısının seramiğe oranla fazla olması istenir, bu sayede soğuma esnasında seramik yapı içerisinde baskı kuvvetleri oluşur.

Seramik, metal üzerine pişirildiğinde ısıl genişleme katsayısı bakımından 3 farklı ilişki olabilir.

Seramiğin ısıl genişleme katsayısı metalinkinden yüksek olabilir. Bu durumda seramik pişim ısısından oda ısısına soğutulurken metale oranla hacim olarak daha fazla küçülür. Bu durumda metal alt yapıda baskı seramik üst yapıda ise seramiğin en dayanıksız olduğu ve yapı içerisinde kırıklara yol açan germe tipi kuvvetler oluşur.



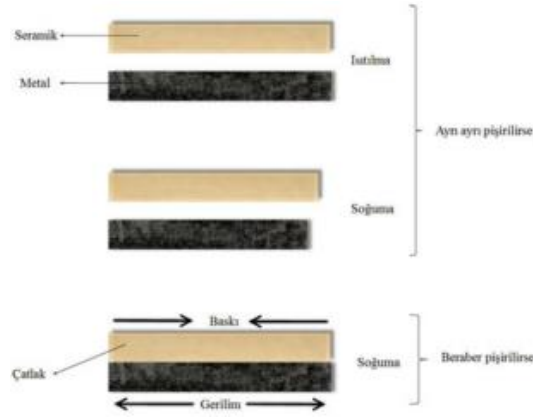
Şekil 17. Seramiğin ısıl genişleme katsayısı fazla olursa (4).

Seramik ile metalin ısıl genişleme katsayısı eşit olabilir, bu durumda ısıtılıp soğutulurken iki malzeme de aynı miktarda genişip büzülür. Sonuçta hiçbir stres oluşmayacağı için kırık da izlenmez. Fakat yapıda hiçbir iç basınç izlenmediği için bu sefer de dış kuvvetlere karşı dayanıksız olur.



Şekil 18. Seramik ile metalin ısıl genleşme katsayıları eşit olursa (4).

Seramiğin ısıl genleşme katsayısı metalden düşük olabilir bu, diş hekimliğinde metal seramik restorasyonlarda tercih edilen durumdur. Bu ilişkinin amacı pişim sonrası en stabil yapıyı ortaya çıkarmaktır. Soğuma esnasında metal alaşım seramik malzemeye oranla daha fazla büzüleceği için metalde gerilme seramikte baskı kuvvetleri oluşur bu da seramiğe direnç kazandırırken aynı zamanda çatlak ilerlemesini önleyici etki yaratır. Eğer metalin ısıl genleşme katsayısı seramiğe oranla çok fazla yüksek olursa bu durumda seramik yapı içerisinde makaslama kuvvetleri oluşur, bu da seramikte çatlak ya da kırıklara sebep olur.



Şekil 19. Metalin ısıl genleşme katsayısı fazla olursa (4).

Metal seramik yapıların ısıl uyumu yalnızca ısıl genleşme katsayılarına bağlı değildir. Malzemelerin kimyasal yapısı, tasarımı, kalınlıkları ve pişim süreçleri gibi etkenler de bu uyumu etkiler (29).

2.5.1.4. Kimyasal Bağlantı

Pek çok araştırmacı, metal-seramik arasındaki en önemli bağlantı mekanizmasının metal yüzeyinde bulunan oksit tabaka ve seramik arasındaki kimyasal bağ olduğunda hemfikirlerdir. Kimyasal bağlantı seramiğin cam fazı ile metal yüzeyindeki oksit tabaka arasındaki elektronların paylaşımı ve transferi ile

gerçekleşir. Kimyasal bağlantı teorisinde inanılan iki tür mekanizma vardır. Bir hipoteze göre oksit tabakanın bir yüzü metal yüzeyinde kalırken diğer yüzü seramik ile kimyasal bağlantı yapmaktadır. Oksit tabakanın kendisi opak tabaka ve metal yüzeyi arasında kalmaktadır. Oksit tabakanın arada kalma teorisi kalın bir oksit tabaka varlığında istenmez çünkü bu tabakanın kalın olması metal seramik arasındaki bağlantıyı zayıflatır. Daha çok kabul gören diğer bir teoriye göre ise yüzey oksitleri dağılır ya da opak tabaka tarafından dağıtılır ve bu sayede seramik ve metal yüzeyi ıslanabilirliği ve bağlantı dayanımını arttırmak üzere atom düzeyinde temas eder, böylece metal ve seramik elektron paylaşır (4).

2.5.1.4.1. Oksidasyon (Degassing) İşlemi

Metal alt yapının seramik için hazırlanma aşamalarından en önemlisi oksidasyon ya da degassing denilen aşamadır. Döküm alaşım temiz frezlerle tesviye edildikten sonra iyice temizlenir. Daha sonra döküm alaşımına seramik fırınında ısı uygulaması yapılır. Bu işlem döküm alaşım içerisindeki istenmeyen gazların (hidrojen ve oksijen gibi) ve metal yüzeyindeki organik debrisin uzaklaştırılması amacı ile yapılır ayrıca metalin tesviyesi, buharla temizlenmesi ya da hava ile aşındırma (air abrading) esnasında uzaklaştırılmayan uçucu kontaminantların uzaklaştırılması sağlanır. Oksidasyon, kontaminasyonu önlediği gibi aynı zamanda da metal yüzeyinde ısının neden olduğu bir oksit tabaka oluşumunu sağlar. Bu oksitler metal-seramik arasındaki kimyasal bağlantıdan sorumludur (4).

Günümüzde eskiden kullanılan degassing teriminin yerini oksidasyon terimi almıştır, dental literatürde sıklıkla bu terim kullanılmaktadır. Oksidasyon temel anlamda degassing ile aynı işlemdir, her ikisinde de seramik bağlanacak metal yüzeyine ısı uygulaması yapılır. Ancak bu işlem esasen oksidasyon amacı ile yapıldığından oksidasyon teriminin kullanılması daha doğrudur (4, 5).

Üretici firmalar oksidasyonun gerçekleşebilmesi için döküm alaşımların içerisine belirli miktarlarda temel metal alaşımlar ilave ederler. Soy metal alaşımlarda bu rolü üstlenen elementler demir, kalay, indiyum ve galyumdur. Temel metal alaşımlarda ise nikel ve kobalt temel elementlerdir, krom ise oksidasyonda görevlidir ve kimyasal bağlantının gerçekleşmesini sağlar titanyum alaşımlarında ise aynı görevi titanyum üstlenir (1, 4, 5, 29, 34).

Tüm metal alaşımların aynı şekilde oksitlendirilmediği göz önünde bulundurulmalıdır. Aksine ortam koşulları (vakum ya da hava) ve ısı uygulama süresi, alaşımın soy ya da temel metal alaşım olmasına göre değişiklik gösterir. Uygun şekilde oksitlenmiş metal alaşımlar renk ve şekil bakımından belirgin bir görüntüye sahip olurlar. Metal alaşımların uygun şekilde okside edilmesiyle elde edilen bu görüntü kullanılan alaşım sistemine göre farklılık gösterir. Hatta aynı sistem ile üretilmiş farklı marka metal alaşımların bile oksidasyondan sonra oluşan görüntüleri arasında farklılık olabilir. Bazı üretici firmalar oksidasyon yapılmasını önermezler, bunun yerine dökümün maruz kalacağı ısı uygulamasının en aza indirilmesi gerektiğini savunurlar. Bu üreticiler, oksidasyon amacı ile fırınlanan alaşımda marjinal açıklık ve bağlantı dayanımında azalma olacağını iddia ederler. Bu istisnalar bir yana bırakılırsa genel olarak üreticiler oksidasyon aşamasının bağlantı dayanımı açısından önemli bir basamak olduğunu düşünürler. Olası bir hatayı önlemek adına her zaman üretici firma talimatlarına uygun olarak çalışılmalıdır (4).

Güçlü bir metal-seramik bağlantısı oluşabilmesi için metal-seramik arasındaki oksit tabakanın optimum kalınlıkta olması gerekir (5).

2.5.1.4.2. Oksidasyondan Sonra Uygulanan İşlemler

Kullanılan alaşımın tipine ve üretici talimatlarına göre oksidasyon sonrasında yapılacak işlemler de değişiklik gösterir. Bazı metaller için oksit tabakanın hiç değişikliğe uğramadan kalması istenir ve direkt olarak opak tabaka uygulanır, bazı metallerde ise üretici firma hava uygulaması ya da asit uygulaması yapılarak oksit tabakanın azaltılmasını ve yüzey kontaminantlarının uzaklaştırılmasını önerebilir. Hava ile aşındırmada oksit tabakanın kalınlığı azaltılır ve yüzeyde görülmeyen debris tabakası uzaklaştırılır. Bu işlem buharlı temizleyici ile ya da ultrasonik temizleyicidedikistile su içerisinde 10 dakika bekletilerek de yapılabilir. Bazen üretici firma oksit tabakanın kalması ya da uzaklaştırılması ile ilgili herhangi bir bilgi vermez bu durumda tercih teknisyene bırakılmalıdır (4).

2.5.1.4.3. Oksit Tabakanın Uzaklaştırılması

Oksit tabakanın uzaklaştırılmasında iki yöntem uygulanır, birinci yöntem asit uygulanan (kimyasal yöntem) diğer yöntem ise asit uygulanmayan (mekanik) yöntemdir.

2.5.1.4.3.1. Asit Uygulama

Oksit tabakanın uzaklaştırılması ya da azaltılması için kullanılan birkaç çeşit asit vardır bunlar, hidroflorik asit, hidroklorik asit ve seyreltilmiş sülfürik asittir. Asit uygulamasının ardından metal alaşım, üreticisinin belirttiği süre kadar ultrasonik temizleyici içerisinde bekletilir ve daha sonra çıkarılıp akan su altında yıkanır ardından tekrar distile su bulunan ultrasonik temizleyicide 10-15dk. tutulur.

Kullanılacak asit türü üretici firmaya göre değişiklik gösterir ancak potansiyel zararlarını azaltmak için çoğu kullanıcı hidroflorik asit tercih eder (4).

2.5.1.4.3.2. Asit Uygulanmayan (Mekanik) Yöntem

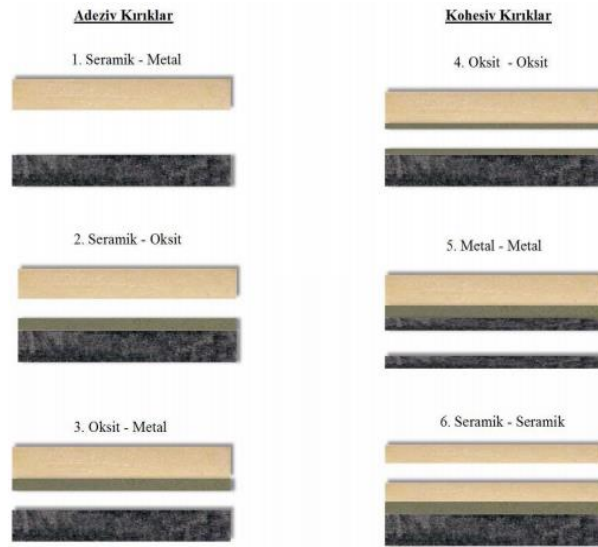
Çoğu kimse mekanik bir yöntem varken asit uygulama konusunda istekli değildir. 50µm boyutlarında alüminyum oksit (Al_2O_3) parçacıkları ile döküm alaşımlar kumlanabilir. Alüminyum oksit yeniden kullanılamaz çünkü metal-seramik birleşiminde kontaminasyona neden olabilir. Kumlama yapıldıktan sonra döküm alaşım ultrasonik temizleyiciye konulan distile su içerisinde 10-15dk. bekletilmeli ya da buharlı temizleyici ile temizlenmelidir (4).

2.5.2. Metal-Seramik Bağlantı Başarısızlıkları

Metal-seramik alaşımların tümünün içeriği farklı olduğundan farklı şekilde okside olurlar. Eğer oksidasyon süreci uygun şekilde tamamlanmazsa metal-seramik arasındaki bağlantı başarısız olur (4).

Metal-seramik arasındaki bağlantı başarısı araştırmacılar tarafından farklı şekillerde test edilir. Araştırmacılar makaslama, gerilme ve torsiyonel yükler karşısındaki metal-seramik bağlantı dayanımını çeşitli şekillerde test etmişlerdir. Metal-seramik ara yüz bağlantısının değerlendirilmesinde, bağlantı dayanımının belirlenmesinden ziyade seramiğin yapışmasını ölçmeye odaklanılmıştır. Bütün

bağlantı dayanım testleri için iki önemli problem ortaya çıkmıştır, birincisi stresin metal-seramik ara yüzünde uygulandığı bölgeye göre farklılık göstermesi (özellikle seramiğin bitiş bölgelerinde), ikincisi klinik başarısızlığa neden olan yüklemenin simülasyonu için gerekli olan saf makaslama stres koşullarının sağlanamamasıdır (5). Daha da ötesi metal ve seramiğin termal genleşme katsayıları arasındaki farklılık yüzeyde rezidüel stres oluşumuna neden olur ancak metal-seramik bağlantısının ideal değeri hesaplanırken yüzeyde stres oluşmadığı varsayılır. Tüm bu problemlerin üstesinden gelebilmek için O'Brien tamamen farklı bir yaklaşımda bulunmuştur, bu yaklaşımda bağlantı dayanımı değerine bakmaktansa bağlantı başarısızlığı tiplerine odaklanmıştır. Adeziv ve koheziv başarısızlık 6 şekilde olabilir, 1) seramik-metal birleşiminde 2) metal oksit- seramik yüzeyi arasında 3) metal-metal oksit arasında 4) metal oksitin kendi içerisinde 5) metalin kendi içerisinde 6) seramiğin kendi içerisinde oluşan başarısızlık (6).



Şekil 20. Metal seramik restorasyonlardaki bağlantı başarısızlığı sınıflandırması (6).

Kantitatif spektrometrik X ışını metodu Ringle ve arkadaşları tarafından seramik bağlantısını ölçmek amacı ile kullanılmıştır. Biaksial bükülme yöntemiyle metal seramik yüzeyinde kırık oluşturulan örnekler x-ışını enerji-dağıtımli spektroskopik analiz ile SEM'de incelenmiştir. Bu yöntem silikanın dental seramik içerisindeki major element olması ancak alaşım içerisinde genellikle bulunmaması (metal bitimi esnasında oluşan polisaj artıkları ya da revetman artıkları hariç) temeline dayanır. Metal yüzey üzerinde kalmış dental seramik miktarı silika K_{α}

sinyali kullanılarak belirlenir. Bunu belirlemek için seramik uygulanmasından önce oksitlenmiş alaşım yüzeyinde ve örneğin test edilmesinden önce seramik yüzeyinde gerekli ölçümler yapılmalıdır. Bu teknik çeşitli metal-seramik alaşımların yüzeyindeki oksit bağlantısının, yüksek paladyum, titanyum ve titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımların seramik bağlantısının ölçülmesi amacıyla kullanılır (5).

Metal-seramik bağlantı dayanımını değerlendirmede tavsiye edilen metotla ilgili bir diğer değişiklik, ISO 9693-1:2012 numaralı standartta belirtildiği üzere üç nokta eğme testinin tanıtılmasıyla meydana gelmiştir (36). Lenz ve arkadaşları, seramik bitim yerlerinde ortaya çıkan stres konsantrasyonlarını dikkate almışlar ve bu test için sonlu elemanlar stres analizi uygulamışlardır.

Seramiğin pişirilmesinden önce metal alaşıma yüzey işlemlerinin uygulanması ve pişirme esnasında seramik fırınındaki atmosfer basıncı metal-seramik bağlantı dayanımını etkiler. Döküm alaşımın hava ile aşındırılması yüzey kontaminantlarının uzaklaştırılması, döküm yüzeyinin temizlenmesi ve döküm alaşım üzerinde mikroskobik girintiler oluşturarak mekanik retansiyon sağlanması amacı ile yapılır. Alaşımlar için oksidasyon basamağı hava ya da azaltılmış atmosfer basıncı ile gerçekleştirilebilir (yaklaşık 0,1atm). Azaltılmış atmosferik basınçta daha ince bir oksit tabaka oluşur, hava ile aşındırmada ise daha kalın bir oksit tabaka oluşur (5).

Opak seramik ve alaşım arasındaki bağlantının güçlü olması restorasyonun uzun ömürlü olması açısından çok önemlidir. Kullanılan metal alaşımların içeriği de bağlantı dayanımında etkilidir. Üretici firmalar içerikte belirtmedikleri eser elementleri alaşımın özelliklerini değiştirmek üzere alaşıma katabilirler. Bu elementler de bağlantı dayanımında etkili olabilir. Bağlantı dayanımını etkileyebilecek tarzda herhangi bir element varlığının incelenmesi için EDX donanımlı SEM analizi yapılabilir. EDX (Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy) numunelerin element analizini ya da kimyasal analizini yapmak amacı ile kullanılır. Bir X-ray kaynağının uyarılması ve örnek arasındaki etkileşime dayanır. Her elementin kendine has atomik yapısı olması ve X ışını emülsiyon spectrumunda kendine özgü pik değerine sahip olması temeline dayanır. Elektron (e^-) veya proton

gibi yüksek enerjili parçacık demeti veya X ışını demeti incelenecek örneğin üzerine doğru odaklanır. Uygulanan ışın demeti iç orbitte bulunan bir elektronu uyararak orbitinden koparır ve bu e^- 'un yerinde bir e^- boşluğu meydana gelir, bu e^- boşluğunun doldurulması için daha dış orbitteki bir elektron orbit değiştirir ve bu e^- katmanı arasındaki enerji farkı X ışını demeti olarak dışarı verilir. Örnekten salınan X ışını sayısı ve enerjisi enerji dağılımlı spektrometre tarafından ölçülür. X ışınının enerjisi orbitler arasındaki enerji farkının ve X ışınının salınımın yapan elementinin atomik yapısının özelliklerine bağlı olduğundan bu yöntem örneğin element yapısının ölçülmesine olanak sağlar (37, 38).

Bu çalışmada döküm, milledme ve lazer sinterizasyon yöntemiyle elde edilmiş Co-Cr alt yapıların seramik bağlantı dayanımları arasında bir farklılık olup olmadığını saptamayı hedeflemekteyiz.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda, üç farklı yöntemle (döküm, milled, lazer sinterizasyon) üretilmiş kobalt-krom alaşım alt yapıların seramik bağlantı dayanımları arasında farklılık olup olmadığı araştırıldı. Test düzeneği ve örnekler metal ve seramik malzemelerin uyumluluğunu değerlendiren ISO 9693-1:2012 standardına (Test methods for determining the compatibility of metallic and ceramic materials used for dental restorations by testing the composite structure) uygun olarak hazırlandı ve üç nokta eğme deneyi yapılarak seramik bağlantı dayanımları arasında farklılık olup olmadığı araştırıldı (36).

3.1. Metal Altyapıların Hazırlanması

3.1.1. Döküm Yöntemiyle Metal Alt Yapıların Üretilmesi

ISO 9693-1:2012 standarda uygun olarak 30 adet 25mm x 3mm x 0,5mm boyutlarında mum şablon hazırlandı. Bu şablon içerisine mum eritilerek standartta belirtilen boyutlarda mum örnekler üretildi.



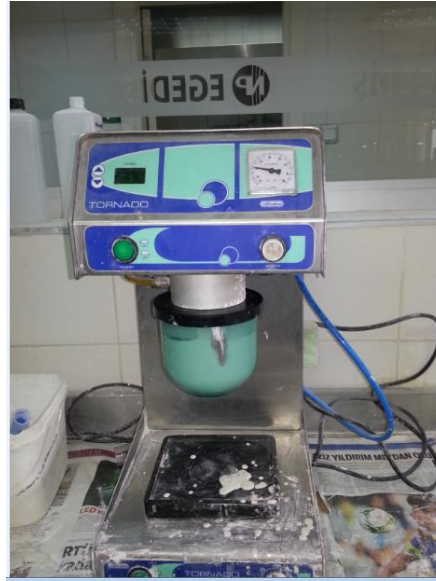
Resim 1. Hazırlanan şablonlara mum eritilmesi ve mum örneklerin hazırlanması.

Daha sonra elde edilen mum örneklere döküm kanalları bağlanarak manşete alındı.

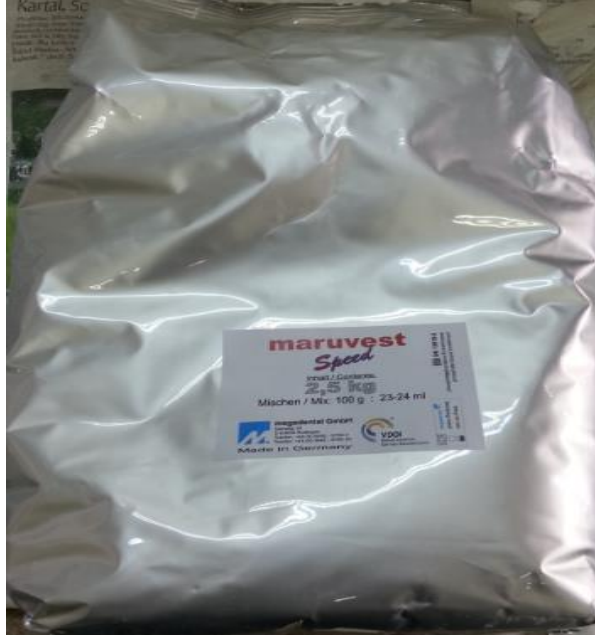


Resim 2. Mum 6rneklere d6k6m kanallarının bağlanması ve manşete alma.

Fosfat bağlı revetman (Maruvest speed, Mega Dental GmbH, Germany) ve likiti 6retici firma talimatlarına uygun olarak revetman karıştırma makinesinde (Tornado 804-804; Sifradent, Italy) 45sn. s6re ile karıştırılarak hazırlandı.



Resim 3. Revetman karıştırma cihazı.



Resim 4. Maruvest Speed marka revetman.

Hazırlanan akıcı kıvamdaki revetman, mum örneklerin bulunduğu manşet içerisine dolduruldu. Daha sonra manşet vibratör üzerinde tutularak hava kabarcıklarının yüzeye çıkması sağlandı.

Revetmanın sertleşmesi ve soğuması için gereken süre beklenildikten sonra manşet kalıbı revetman üzerinden çıkarıldı ve döküm esnasında oluşacak gazların daha kolay uzaklaşabilmesi için revetman alt yüzeyi zımparalandı.

Hazırlanan revetman kalıplar, döküm kanalları aşağı doğru bakacak şekilde mum eliminasyonu yapılmak üzere ön ısıtma fırınına konuldu (Eurocem Preheating Furnace, Italy) bu fırında 25dk. da 300°C 'ye kadar ısıtılan kalıplar sıcaklık 25dk.da 900°C'ye yükseltildikten sonra 25dk. daha bu sıcaklıkta tutuldu ve sonra kalıplar bir maşa yardımı ile santrifüj cihazına yerleştirildi (The Fornax®BEGO GmbH & Co. KG, Germany).



Resim 5. Ön ısıtma fırını.



Resim 6. Santrifüj cihazı.

Dökülecek metal alaşım (Microlit İsi, Shütz Dental GmbH) şalome ile eritildi ve santrifüj işlemi gerçekleştirildi.

Tablo 2. Microlit isi marka metal alaşımın fiziksel özellikleri.

Yoğunluk	Sertlik	Uzama	%0,2 Yield Strength	Elastiklik katsayısı	Ön ısıtma derecesi	Ergime derecesi	Döküm derecesi	Termal Genleşme Katsayısı
8,6g/cm ³	280 Hv10	%15	620Mpa	190Gpa	900°C	1320-1420°C	1470°C	14,1 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹

Tablo 3. Microlit isi metal alaşımın içeriği (% olarak).

Co	Cr	W	Si	Mn
61,1	27,8	8,5	1,7	<0,5

Döküm işleminin ardından kalıp oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Kalıp soğuduktan sonra revetman kırılıp açılarak revetman artıkları kabaca uzaklaştırıldı. Daha sonra metal yüzeyinden tamamen revetman artıklarının uzaklaştırılabilmesi için 50µm'luk alüminyum oksit parçacıkları 10cm uzaklıktan 2atm basınç ile ve 45° aı ile püskürtüldü (Rotaks Kumlama Cihazı, Rotaks-Dent Dişçilik San. Tic. A.ř. Türkiye).



Resim 7. Rotaks kumlama cihazı.

Daha sonra ince grenli bir frez ile döküm incileri uzaklaştırıldı ve döküm kanalları karbon separe yardımı ile kesildi. Pürüzsüz bir yüzey oluşturmak amacıyla tungsten karbit frez kullanıldı. Daha sonra bütün örnekler kumpas aracılığı ile ölçüldü ve 25±1mm x 3±1mm x 0,5±0,05mm boyutlarını sağlamak üzere gerekli aşındırmalar yapıldı.

Microlit Isı firması oksidasyon işlemine gerek olmadığını belirttiğinden oksidasyon işlemi uygulanmadı.

Tesviyesi tamamlanmış örnekler yüzeydeki artıkların temizlenmesi amacı ile 10dk süre ile ultrasonik temizleyicideki (CODYSON Ultrasonic Cleaner, CHINA) distile su içerisinde tutuldu.



Resim 8. Ultrasonik temizleyici.



Resim 9. Seramik pişimi için hazırlığı tamamlanmış döküm metal örnekler.

3.1.2. Milleme Yöntemiyle Metal Alt Yapıların Üretilmesi

Bu yöntemde ISO 9693-1:2012 standardında belirtilen veriler (25mm x 3mm x 0,5mm boyutlarında) bilgisayar ortamına aktarıldı ve 30 adet örneğin üretiminin gerçekleşmesi sağlandı. Milleme işlemi DMG firmasının üretmiş olduğu 5 eksenli HSC 20 Linear Deckel Maho modeli tarafından gerçekleştirildi.



Resim 10. Milleme işleminin gerçekleştirildiği cihaz.

Milleme ile üretim esnasında White Peaks (Germany) marka kobalt-krom alaşım kullanıldı.

Tablo 4. White Peaks metal alaşımın fiziksel özellikleri.

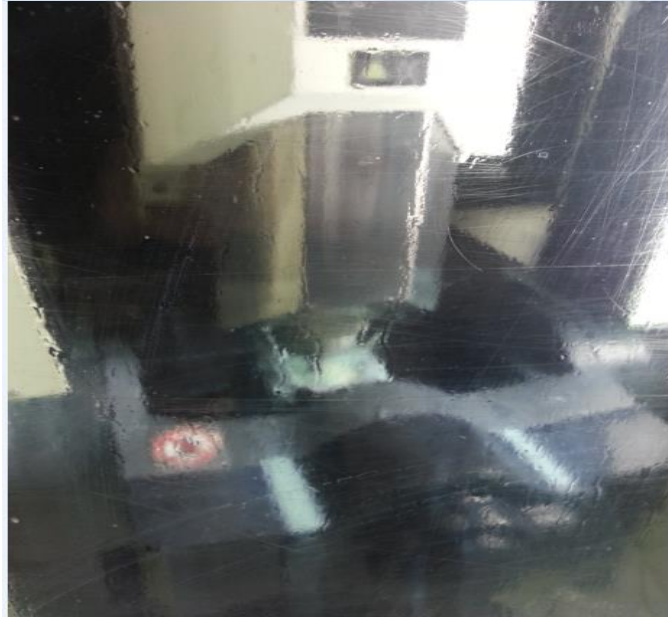
Yoğunluk	Sertlik	Elastisite katsayısı	CTE	Esneme dayanımı
8,3g / cm ³	285 HV 10	190.000MPa (N/mm ⁻²)	14,1 µmK (20 - 600°C)	% 10

Tablo 5. White Peaks metal alaşımın niçeriği (% olarak).

Co	Cr	W	Mn	Fe	Si	C
61,0	28,0	8,5	0,25	<0,5	1,65	<0,1



Resim 11. Milleme esnasında kullanılan uçlar.



Resim 12. Üretim aşaması.

Üretim aşamasından sonra örnekler bağlantı yerlerinden ayrılarak fazla kısımları düzeltildi.



Resim 13. Milleme ile üretimi gerçekleştirilmiş örnekler.

Üretimi gerçekleştirilen örnekler 50µm boyutlarında Al_2O_3 ile 2 atm basınç altında ve 45 ° açıyla kumlandı ve kumlanan örnekler ultrasonik temizleyicideki distile su içerisinde 10 dk bekletildi.



Resim 14. Seramik pişimi için hazır olan metal örnekler.

3.1.3. Lazer Sinterizasyon Yöntemiyle Metal Örneklerin Elde Edilmesi

Bu yöntemde de yine ISO 9693-1:2012 standardında belirtilen veriler (Örnekler 25mm x 3mm x 0,5mm boyutlarında) bilgisayar ortamına aktarıldı ve 30 adet örneğin üretiminin gerçekleşmesi sağlandı.

Üretim, alaşım tozlarının (EOS CobaltChrome SP2) lazer ışını ile eritilip birleştirilerek tabaka tabaka katı yapının oluşmasını sağlayan Eosint M270 sistemi (EOS GmbH Electro Optical Systems) ile gerçekleştirildi. Her bir tabakanın kalınlığı 20µm boyutunda olacak şekilde örnekler üretildi.



Resim 15. Üretimin gerçekleştirildiği lazer sinterizasyon cihazı.

Tablo 6. EOSİNT M 270 Teknik verileri.

TEKNİK VERİLERİ	
Etkin üretim hacmi	250mm x 250mm x 215 mm (9,85 x 9,85 x 8,5 in.)
Üretim hızı (malzeme bağımlı)	2-20mm ² /s (0,0001-0,001 in ³ /sec)
Lazer kalınlığı (malzeme bağımlı)	20-100µm (0,001-0,004in.)
Lazer Tipi	Yb-Fibre lazer, 200W
Hassas tarayıcı	f-theta-lens, yüksek hızlı tarayıcı
Tarama hızı	7mm/s'ye kadar (23 ft/sn)
Değişken odak çapı	100-500µm (0,004-0,02in.)
Güç kaynağı	32A
Güç tüketimi	Max 5,5kW
Nitrojen jeneratörü	Standart
Basıncılı hava desteği	7,000hPa 20m ³ /h (102psi, 26,2 yd ³ /h)
BOYUTLAR (B x D x H)	
Sistem	2000mm x 1,050mm x 1,940mm
Önerilen yükleme mesafesi	Yaklaşık 3,5m x 3,6m x 2,5m
Ağırlık	Yaklaşık 1,130kg
VERİ HAZIRLIĞI	
Bilgisayar	Windows sistemi
Yazılım	EOS RP, Magics RP (Materialise)
CAD yüzeyi	STL Opsiyonel: Standart formatlara dönüştürülebilir
Ağ	Ethernet
Sertifika	CE, NFPA

Lazer sinterizasyonla metal örneklerin üretiminde EOSİNT M - EOS CobaltChrome SP2 markalı toz kullanıldı.

Tablo 7. EN ISO 22674 uyarınca gerilim giderme tavlamasından (750°C’de 1 saat), oksit tavlamasının (950°C’de 5dk) ve seramik tavlamalarının (930°C’de 4 x 2) simülasyonundan sonraki malzeme özellikleri.

Bağlı yoğunluk	Yoğunluk	Esneklik sınırı (Rp %2)	Çekme mukavemeti	Kopma esnemesi	Elastisite katsayısı	Vickers sertlik değerleri HV10	Isısal genleşme katsayısı (25-500°C)	Isısal genleşme katsayısı(20-600°C)	Erime aralığı
Yaklaşık %100	8,5g/cm ³	850 MPa	1350 MPa	%3	Yaklaşık 200 GPa	420 HV	14,3 x 10E-6 m/m° C	14,5 x 10E-6 m/m° C	1410-1450 °C

Tablo 8. EOSİNT M EOS Co-Cr SP2 marka toz içeriği.

Co	Cr	Mo	W	Si	Fe	Mn
%63,8	%24,7	%5,1	%5,4	<1,0	< %0,5	< % 0,1

Üretimi tamamlanmış örneklerin metal bağlantı çubukları separe yardımı ile kesilerek artık metal parçaları uzaklaştırıldı ve minimal bir tesviye işlemi gerçekleştirildi. Daha sonra örneklere 50µm boyutlarında Al₂O₃ ile 2 atm basınç altında ve 45 ° açıyla kumlama yapıldı ve ardından 950°C’li fırında 5 dk tutularak oksidasyon işlemi gerçekleştirildi. Ardından örnekler ultrasonik temizleyicideki distile su içerisinde 10 dk tutularak temizlendi.

3.2. Seramik Üst Yapıların Hazırlanması

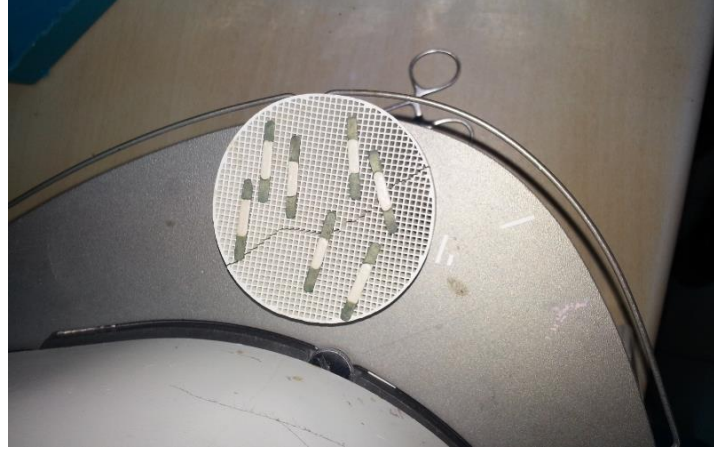
3.2.1. Opak Seramiği Uygulanması

Opak tabakanın ISO standardında belirtildiği gibi metal örneklerin tam orta kısmında ve 8mm genişliğinde olmasını sağlamak adına bir kumpas aracılığı ile orta nokta bulundu ve kalem ile işaretlendi.

Opak sıvısı ve tozu cam üzerinde karıştırıldıktan sonra sıvı ile nemlendirilen işaretli metal sahası üzerine fırça yardımı ile uygulandı. Daha sonra üretici firmanın talimatlarına uygun olarak opak fırınlaması gerçekleştirildi.

Tablo 9. Opak seramiği pişim sıcaklıkları.

Opak seramiğin adı	Başlangıç sıcaklığı °C	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk.)	Sıcaklığın arttırıldığı süre (dk.)	Dakikadaki sıcaklık artışı (°C)	En yüksek sıcaklık (°C)	En yüksek sıcaklıkta bekleme süresi(dk.)	Vakum süresi (dk.)
VITA VMK Master	500	6	5,38	80	950	1	5,38



Resim 16. Opak seramiği uygulanmış örnekler.

3.2.2. Dental Seramiğin Geleneksel Tabakalama Yöntemi İle Şekillendirilmesi

Dentin seramiğinin toz ve likiti üretici firmanın talimatlarına uygun bir şekilde cam üzerinde karıştırıldı. Opak tabakanın üzerine samur fırça yardımı ile ISO 9693-1:2012 standardında belirtilen boyutlarda (8mm x 3mm x 1mm) seramik yığma işlemi gerçekleştirildi. Seramik hamur yüzeyindeki fazla nem kâğıt mendil ile alındı ve daha sonra üretici firma talimatlarına uygun olarak seramik pişim işlemi gerçekleştirildi.

Tablo 10. Dentin seramiğinin pişim prosedürü.

Dentin seramiği	Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk.)	Sıcaklığın artma süresi	Dakikada sıcaklık artışı (°C/dk.)	En yüksek sıcaklık (°C)	En yüksek sıcaklıkta kalma süresi (dk.)	Vakum süresi (dk.)
	500	6.00	7.49	55	930	1.00	7.49

Pişim işlemi gerçekleştirilen örnekler oda ısısında soğumaya bırakıldı. Daha sonra kumpas yardımı ile boyutları kontrol edilen örneklere elmas frezlerle istenilen boyutlarda hazırlandı.



Resim 17. Tesviyesi tamamlanmış metal-seramik örnek.

3.2.3. Glaze Fırınlaması

Tesviyesi tamamlanmış örneklere üretici firma talimatlarına uygun olarak glaze pişirmesi uygulandı.

Tablo 11. Üretici firmanın önerdiği glaze pişirmesi prosedürü.

Başlangıç sıcaklığı (°C)	Başlangıç sıcaklığında bekleme süresi (dk.)	Sıcaklığın artma süresi (dk.)	Dakikadaki sıcaklık artışı (°C/dk.)	En yüksek sıcaklık (°C)	En yüksek sıcaklıkta kalma süresi (dk.)	Vakum süresi
500	4.00	5.15	80	920	1.00	-

3.3. Üç Nokta Eğme Deneyinin Yapılması

Üç farklı yöntemle hazırlanmış örneklerin metal-seramik bağlantı dayanımları ISO 9693-1:2012 standardında belirtilen üç nokta eğme testi kullanılarak ölçüldü. Bu test, Süleyman Demirel Üniversitesi Tekstil Mühendisliği Laboratuvarındaki Universal Test Cihazı ile gerçekleştirildi.



Resim 18. Testin yapıldığı Universal Test Cihazı.

ISO standardında belirtildiği üzere dayanaklar aralarında 20mm mesafe olacak şekilde ayarlandı. Daha sonra kumpas (Absolute digimatic, Mitutoyo, Illinois, ABD) ile örneklerin tam orta kısmı işaretlendi ve seramik yüzeyler aşağı bakacak şekilde örnekler dayanaklar üzerine yerleştirildi.



Resim 19. Ölçümlerde kullanılan kumpas.

Kuvvet, metalin işaretlenmiş orta kısmından olacak şekilde ve 1,0mm/dk hızla uygulandı. Cihazın bağlı bulunduğu bilgisayar üzerinde ayrılmanın ilk kaydedildiği an kuvvet kesildi ve ayrılmaya neden olan kuvvet kaydedildi.

3.4. Metal-Seramik Bağlantı Dayanımının Hesaplanması

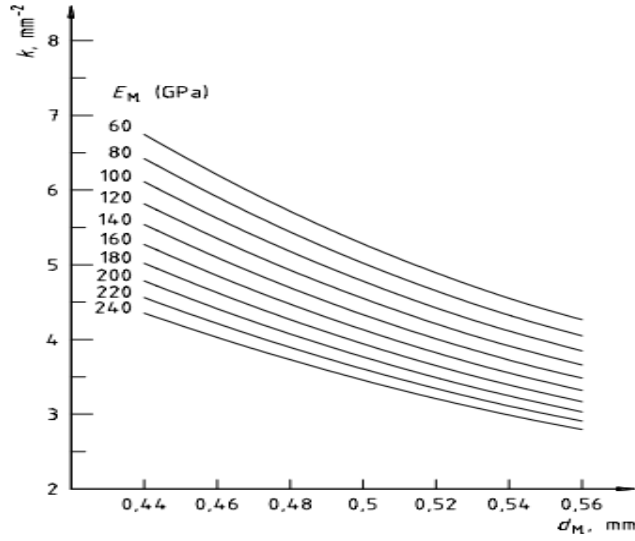
Bağlantı dayanımı, kırılmaya neden olan kuvvet ve k katsayısının çarpılması ile elde edildi. k katsayısı, metal kalınlığı-elasticlik katsayısı diagramından okundu.

$$\text{Denklem } T_b = k \times F$$

T_b : Bağlantı dayanımını gösterir. Birimi MPa'dır.

F: Ayrılmanın gerçekleştiği andaki kuvvet değerini gösterir. Birimi Newton'dur.

k: Metalin kalınlığı ile hesaplanan elasticlik katsayısının ters orantılı fonksiyonudur.



Şekil 21. Metal kalınlığı –elastiklik katsayısı ilişkisi.

3.5. Metal Örneklerin Yüzeylerinin İncelenmesi

Seramik uygulaması yapılmamış örneklerden her gruptan 6'şar adet seçildi ve bu örneklerin yüzey şekillerini görüntülemek amacı ile AFM (Atomic force microscopy) analizleri yapıldı. AFM analizi Süleyman Demirel Üniversitesi Plazma Araştırma Merkezi'nde yapıldı.

AFM analizleri yapılan örnekler daha sonra yüzey pürüzlülükleri açısından (Ra değerleri) değerlendirildi. Bu araştırma Süleyman Demirel Üniversitesi Triboloji Mühendisliği Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı.

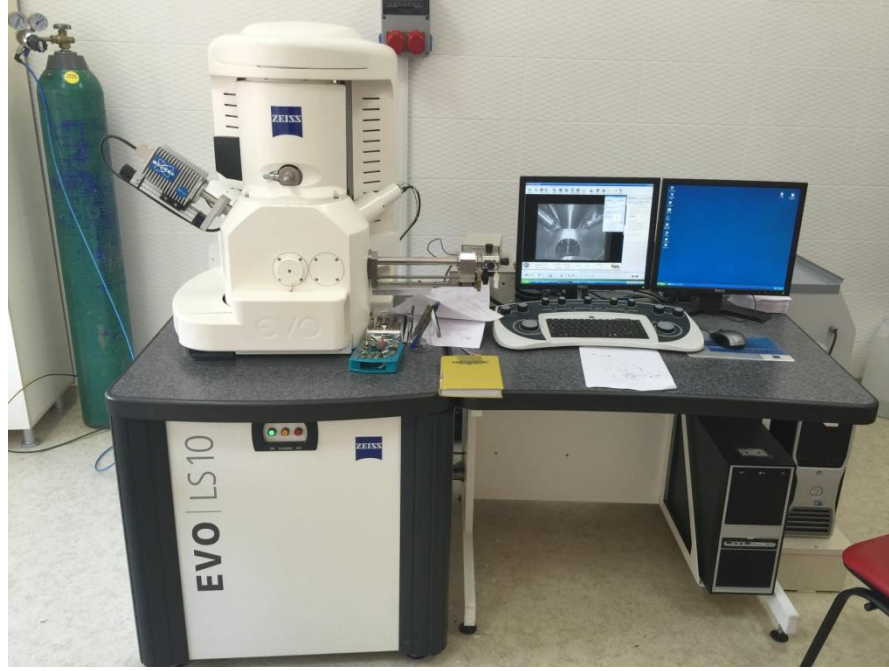
Seramik uygulaması yapılamamış örneklerden 2'şer tanesinin de yüzey özelliklerini incelemek üzere SEM (Scanning Electron Microscope) analizi yapıldı.

3.6. Metal-Seramik Örneklerde Ayrılma Yüzeylerinin İncelenmesi

Üç nokta eğme deneyi yapılmış metal-seramik örneklerden rastgele 10 tanesi seçildi ve Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki stereomikroskop kullanılarak bağlantı başarısızlığının türü bakımından değerlendirildi.

Bağlantı başarısızlığının türü bakımından değerlendirilen ve bir kenarından ayrılmaya başlayan seramik kısmı dikkatlice metal örneklerden ayrıldı ve metal yüzeyleri SEM aracılığı ile incelendi. Metal örneklerin SEM ile incelenmesi işlemi

Selçuk Üniversitesi İleri Teknolojiler Araştırma ve Uygulama Laboratuvarı'ndaki SEM cihazı kullanılarak (ZEISS EVO LS10 LaB6) yapıldı. Örneklerin incelenmesinden önce yüzeyleri kaplama cihazı (Cressington sputter coater 108 auto) ile altın kaplandı daha sonra x500 ve x1000 büyütme altında SEM analizi yapıldı.



Resim 20. SEM analizinin yapıldığı cihaz.

Üç nokta eğme deneyi yapılmamış metal-seramik örneklerden 2'şer tanesinin bağlantı ara yüzeylerinin de Selçuk Üniversitesi İleri Teknolojiler Araştırma ve Uygulama Laboratuvarı'ndaki SEM cihazı kullanılarak EDX taraması yapıldı.

3.7. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada bağlantı dayanımı kuvvetlerinin k sabiti ile çarpılması sonucu ortaya çıkan bağlantı dayanım değerleri parametrik testlerin ön koşullarından olan varyansların homojenliği ve normal dağılım ön şartını sağlayıp sağlamamaları bakımından kontrol edilmiştir. Varyansların homojenliğinin kontrolünde Bartlett's ki-kare testi kullanılmıştır.

Normal dağılımlın n Şartının yerine gelip gelmediği de Anderson-Darling (AD) testi ile kontrol edilmiştir. Her iki n Őart yerine gelmediği için 3 farklı yöntemle elde edilmiş metal alt yapıların bağlantı dayanım özelliği bakımından karŐılaŐtırılmasında parametrik olmayan testlerden Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Metal alt yapı üretim tekniklerinin medianları arasındaki farklılıkların belirlenmesinde Bonferroni-Dunn testi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Üç Nokta Eğme Deneyi Bulguları

Varyansların homojenliği testlerinden olan Bartlett Ki-Kare test istatistiği 11,42 olarak bulunmuş olup istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,01$). Bunun anlamı, metal alt yapı üretim tekniklerinin gruplarının varyasyonlarının birbirine eşit olmadığıdır. Yani parametrik testlerin en önemli ön şartı olan varyansların homojenliği ön şartı sağlanamamaktadır.

Parametrik testlerin diğer bir ön şartı olan normal dağılım ön şartının sağlanıp sağlanmadığının kontrolünde kullanılan Anderson-Darling test istatistiği 2,579 olarak bulunmuş olup istatistiksel olarak anlamlıdır. Bunun anlamı, bağlantı dayanım değerlerinin dağılımının normal olmadığıdır. Yani parametrik testlerin ön şartlarından olan normal dağılım ön şartı sağlanamamaktadır. Bu nedenle parametrik olmayan Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır.

Bağlantı dayanımı bakımından elde edilen verilerle yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda metal alt yapı üretim tekniklerinin medianları arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,01$). Bunun sonucu olarak metal alt yapı üretim tekniklerinin medianları arasındaki farklılığın belirlenmesinde çoklu karşılaştırma yöntemlerinden Bonferroni-Dunn testi kullanılmıştır, bu testin sonuçları tablo 12’de latin harfleri ile gösterilmektedir. Tabloda görüldüğü üzere lazer sinterizasyon ile üretilen metal alt yapılarda daha yüksek bağlantı dayanım değerleri bulunmuştur. Döküm ve milleme yoluyla üretilen alt yapıların bağlantı dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmektedir.

Tablo 12. Metal Alt Yapıların Seramik Bağlantı Dayanımları.

Gruplar	Ortalama (MPa)	Standart Sapma (SD)	Median	Min (MPa)	Max (MPa)
Döküm	35,04	2,44	30,46b	25,16	59,32
Lazer Sinterizasyon	57,13	4,07	59,85a	28,92	85,88
Milleme	34,36	1,90	32,37b	25,16	51,09

4.2. Steremikroskop Bulguları

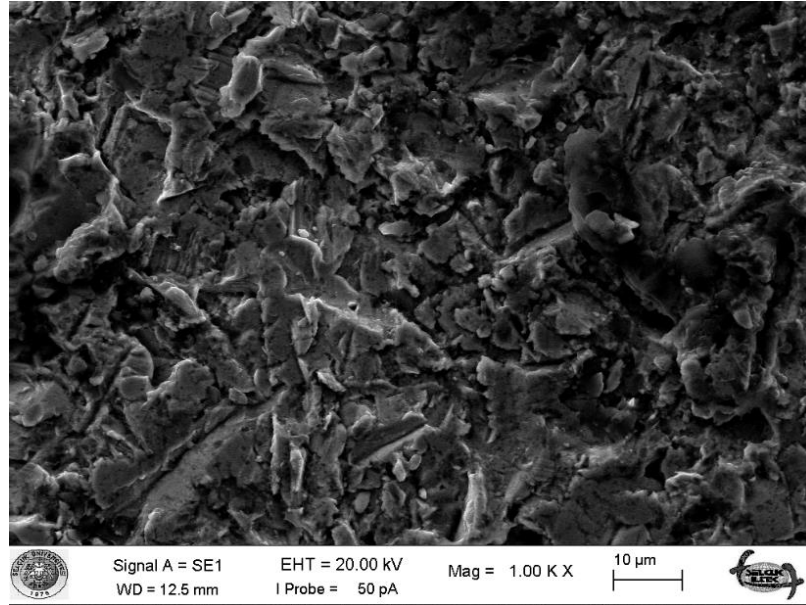
Bağlantı başarısızlığı değerlendirilirken mikroskop altında örneklerde ayrılmanın nerede olduğu incelendi. Ayrılma eğer metal ile seramiğin tamamen ayrılması şeklinde oluştuysa adeziv ayrılma, eğer metal ya da seramiğin kendi iç yüzünde bir ayrılma gerçekleştiyse koheziv ayrılma ya da her ikisi de görülüyorsa karışık tipte ayrılma olarak isimlendirildi.

Tablo 13. Metal-seramik örneklerde bağlantı başarısızlığı tipleri (A: Adeziv, K:Koheziv, M:Karışık).

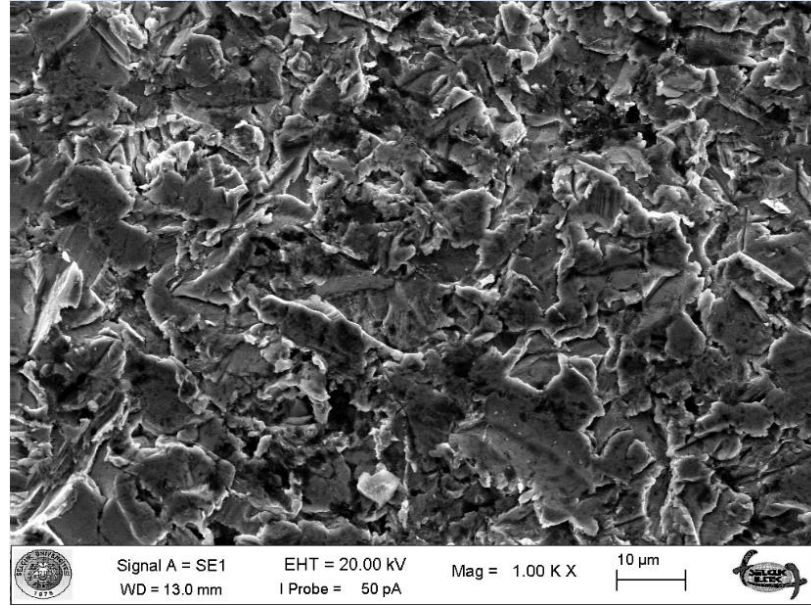
Örnek Numarası	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Döküm	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
Milleme	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
Lazer Sinterizasyon	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M

4.3. SEM Bulguları

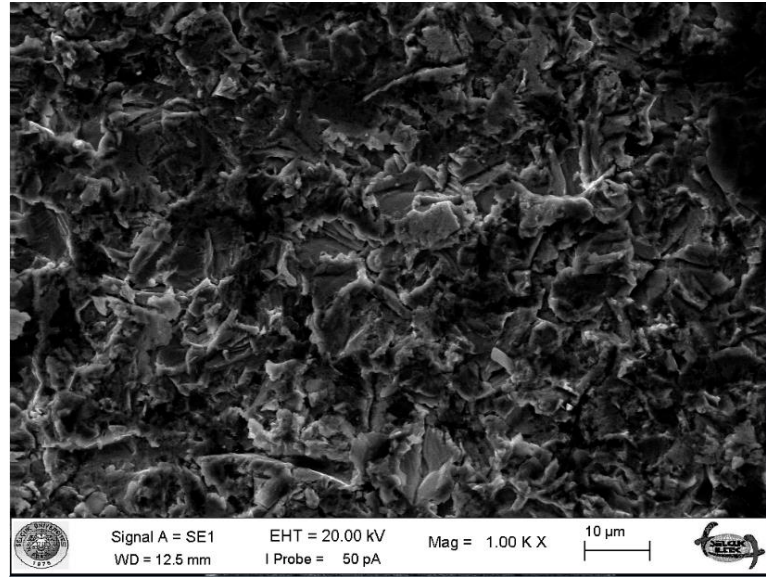
4.3.1. Seramik Uygulaması Yapılmamış Metal Alt Yapıların SEM Görüntüleri



Resim 21. Döküm örneklerin SEM analizi görüntüsü (x1000 büyütme).



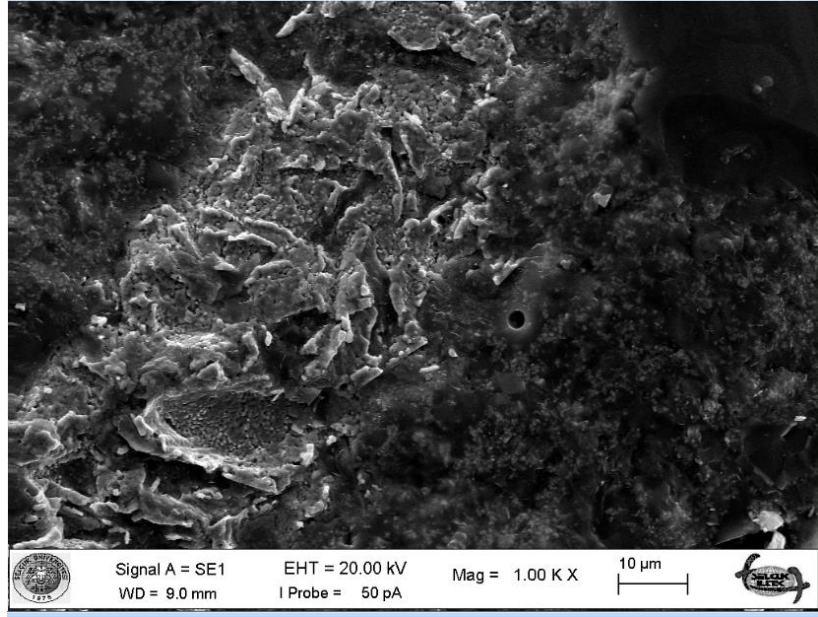
Resim 22. Milleme ile elde edilmiş örneklerin SEM analizi görüntüsü (x1000 büyütme).



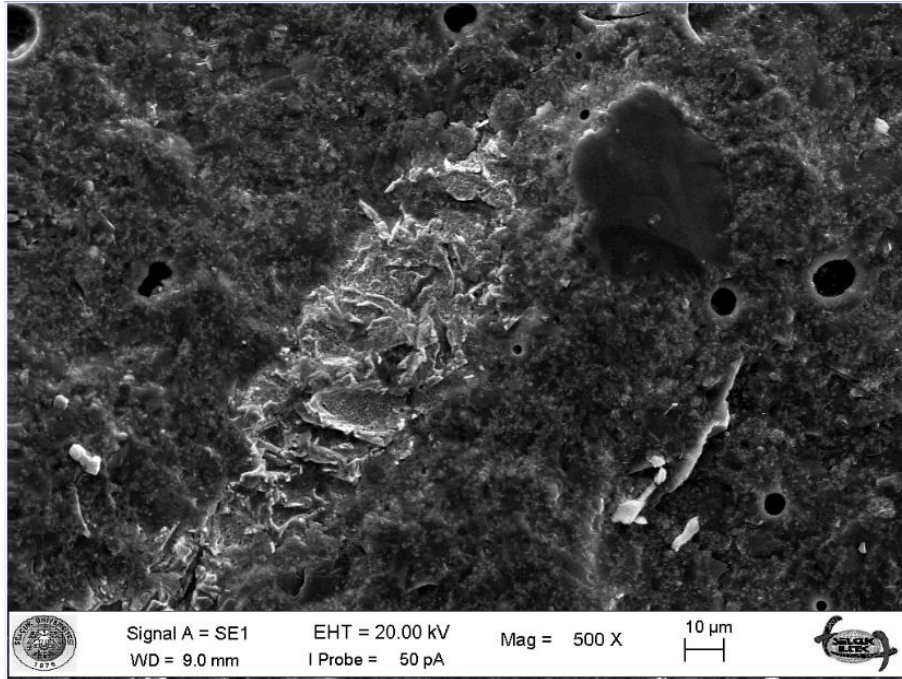
Resim 23. Lazer sinterizasyon ile elde edilmiş örneklerin SEM analizi görüntüsü (x1000 büyütme).

4.3.2. Üç Nokta Eğme Deneyi Sonrası Metal Örneklerin SEM Görüntüleri

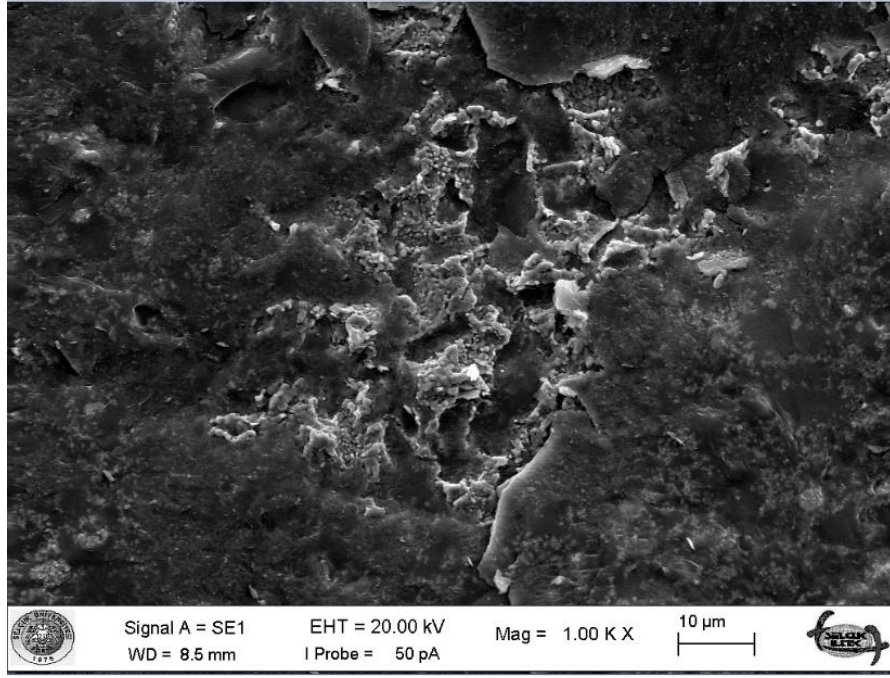
Üç nokta eğme deneyi sonrası metal-seramik ayrılması gerçekleşmiş örneklerden her grup için 10'ar adet metal örneğin yüzeyinden seramik uzaklaştırıldıktan sonra alınan x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri,



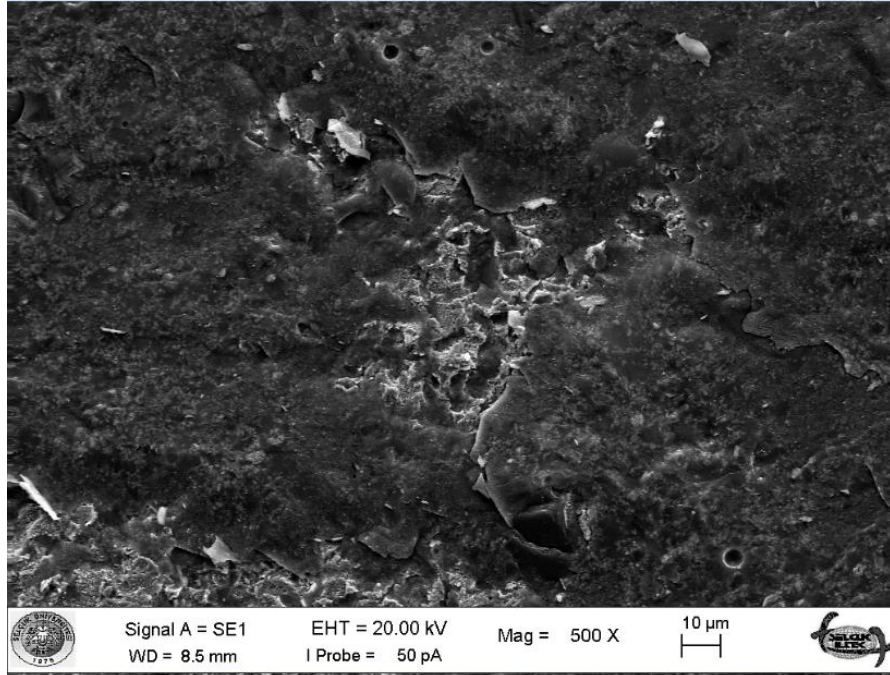
Resim 24. Karışık tipte başarısızlık oluşan döküm alaşım yüzeyinin x1000 büyütmeli SEM görüntüsü.



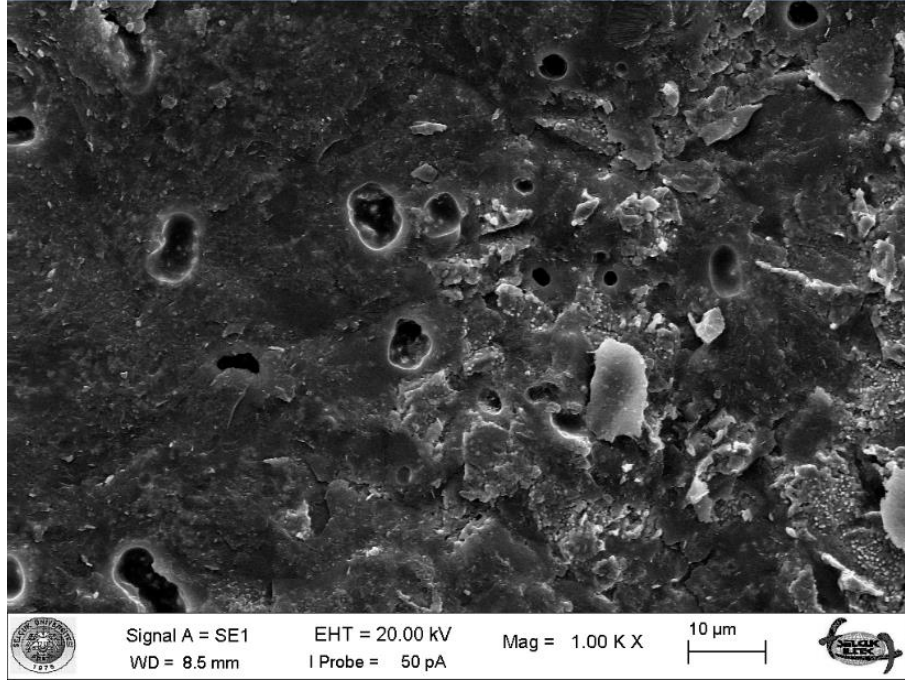
Resim 25. Karışık tipte başarısızlık oluşan döküm alaşım yüzeyinin x500 büyütmeli SEM görüntüsü.



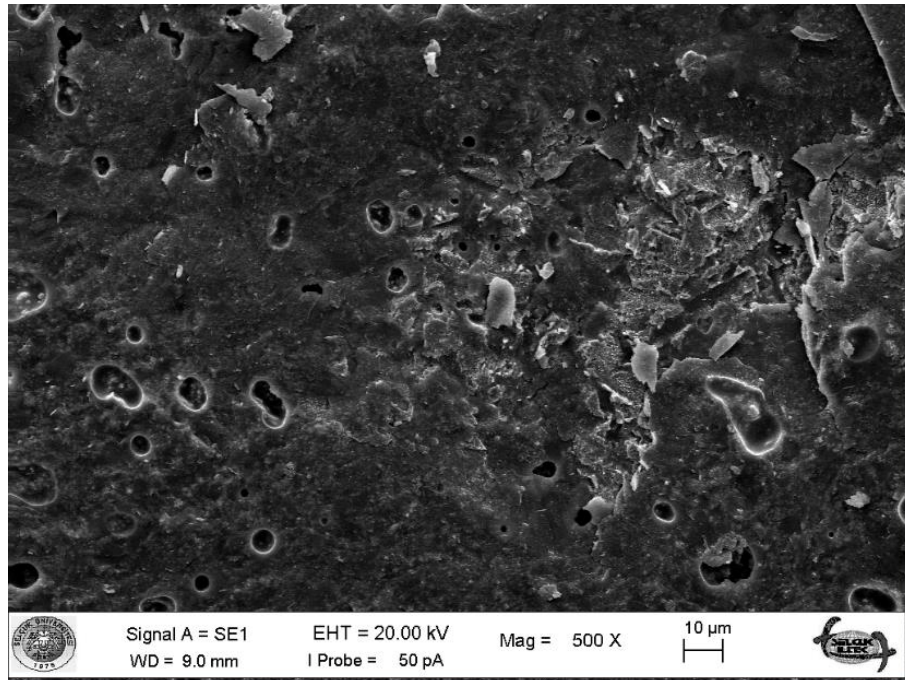
Resim 26. Karışık tipte başarısızlık oluşan milleden elde edilmiş alaşım yüzeyinin x1000 büyütme SEM görüntüsü.



Resim 27. Karışık tipte başarısızlık oluşan milleden elde edilmiş alaşım yüzeyinin x500 büyütme SEM görüntüsü.



Resim 278. Karışık tipte başarısızlık oluşan lazer sinterizasyon ile elde edilmiş alaşım yüzeyinin x1000 büyütme SEM görüntüsü.



Resim 289. Karışık tipte başarısızlık oluşan lazer sinterizasyon ile elde edilmiş alaşım yüzeyinin x500 büyütme SEM görüntüsü.

Stereomikroskop bulguları ve SEM görüntüleri ışığında tespit edilen bağlantı başarısızlığı tipleri tablo 14’te listelenmiştir.

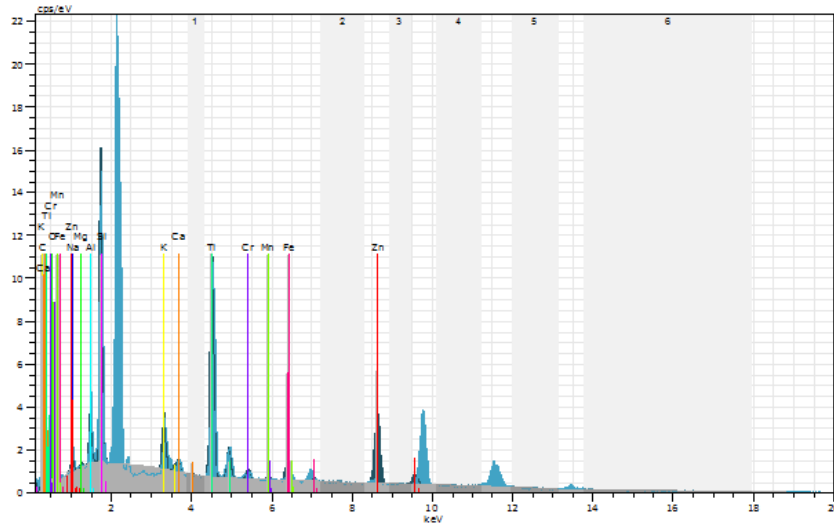
Tablo 14. SEM analizi ve stereomikroskop görüntüleri sonucunda belirlenen bağlantı başarısızlığı tipleri.

Örnek Numarası	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Döküm	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
Milleme	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
Lazer Sinterizasyon	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M

4.4. EDX Bulguları

Eğme deneyi yapılmamış örneklerin metal-seramik ara yüzlerinden SEM ile EDX incelemesi sonucunda bulunan elementler aşağıda gösterilmektedir.

4.4.1. Döküm Yöntemi İle Elde Edilmiş Metal Örneklerin Seramikle Bağlantı Ara Yüzünden Elde Edilen EDX Verileri

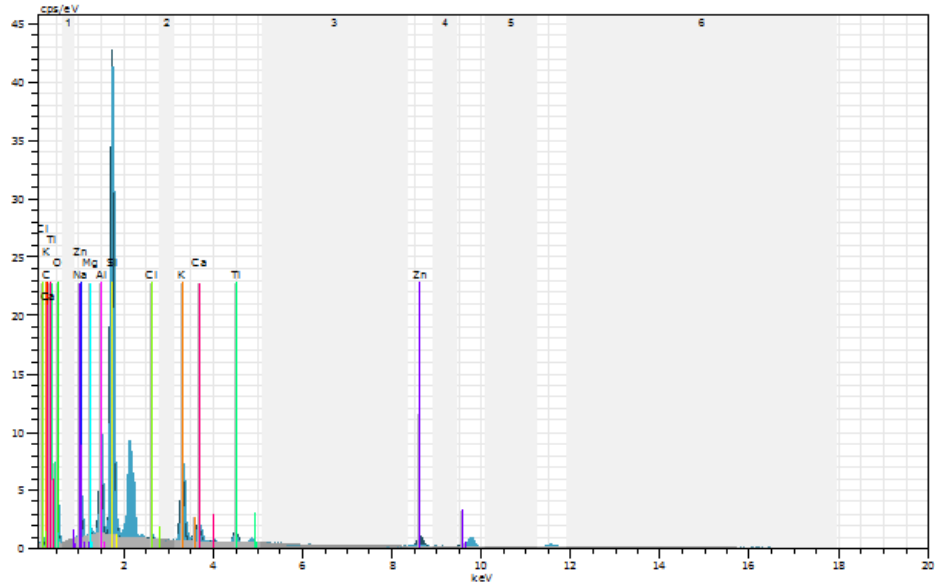


Şekil 22. Döküm yöntemi işle elde edilmiş metal örneklerin seramik ile bağlantı bölgesinden elde edilen EDX verileri.

Tablo 15. Döküm yöntemi işle elde edilmiş metal örneklerin seramik ile bağlantı bölgesinden elde edilen EDX verileri.

Element İsmi	C	O	N	Al	Si	K	Ca	Ti	Cr	Fe	Mn	Zn	Mg
Ağırlık Bakımından %	3,89	38,11	1,48	2,75	9,52	2,65	0,71	20,24	1,00	2,67	0,18	16,54	0,28
Atom yoğunluğu bakımından %	7,98	58,76	1,59	2,52	8,36	1,67	0,44	10,43	0,47	1,18	0,08	6,24	0,29

4.4.2. Milleme Yöntemi İle Elde Edilmiş Metal Örneklerin Seramikle Bağlantı Ara Yüzünden Elde Edilen EDX Verileri

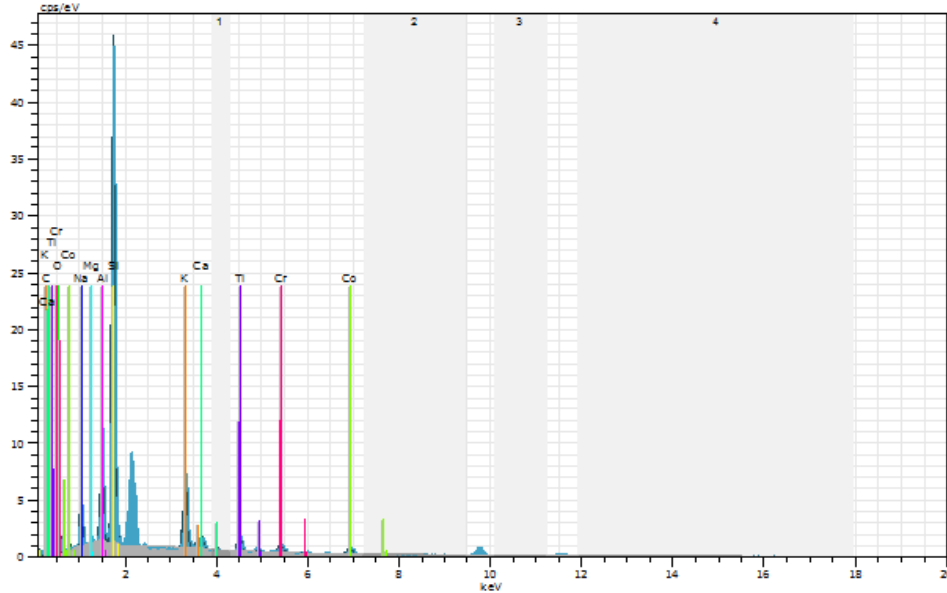


Şekil 23. Milleme yöntemi ile elde edilmiş metal örneklerin seramikle bağlantı ara yüzünden elde edilen EDX verileri.

Tablo 16. Milleme yöntemi ile elde edilmiş metal örneklerin seramikle bağlantı ara yüzünden elde edilen EDX verileri.

Element İsmi	C	O	N	Al	Si	K	Ca	Ti	Cr	Fe	Mn	Zn	Mg	Cl
Ağırlık Bakımından %	4,89	48,96	3,60	6,12	19,68	7,39	2,04	1,61	-	-	-	5,00	0,41	0,29
Atom yoğunluğu bakımından %	8,26	62,12	3,17	4,61	14,22	3,84	1,03	0,68	-	-	-	1,55	0,34	0,17

4.4.3. Lazer Sinterizasyon Yöntemi İle Elde Edilmiş Metal Örneklerin Seramikle Bağlantı Ara Yüzünden Elde Edilen EDX Verileri



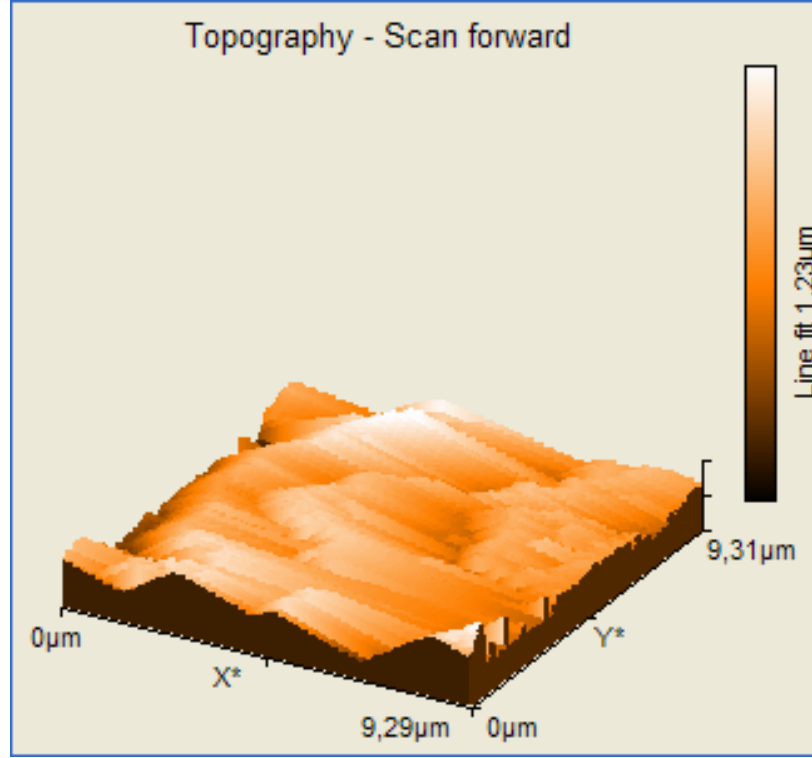
Şekil 24. Lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilmiş metal örneklerin seramikle bağlantı ara yüzünden elde edilen EDX verileri.

Tablo 17. Lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilmiş metal örneklerin seramikle bağlantı ara yüzünden elde edilen EDX verileri.

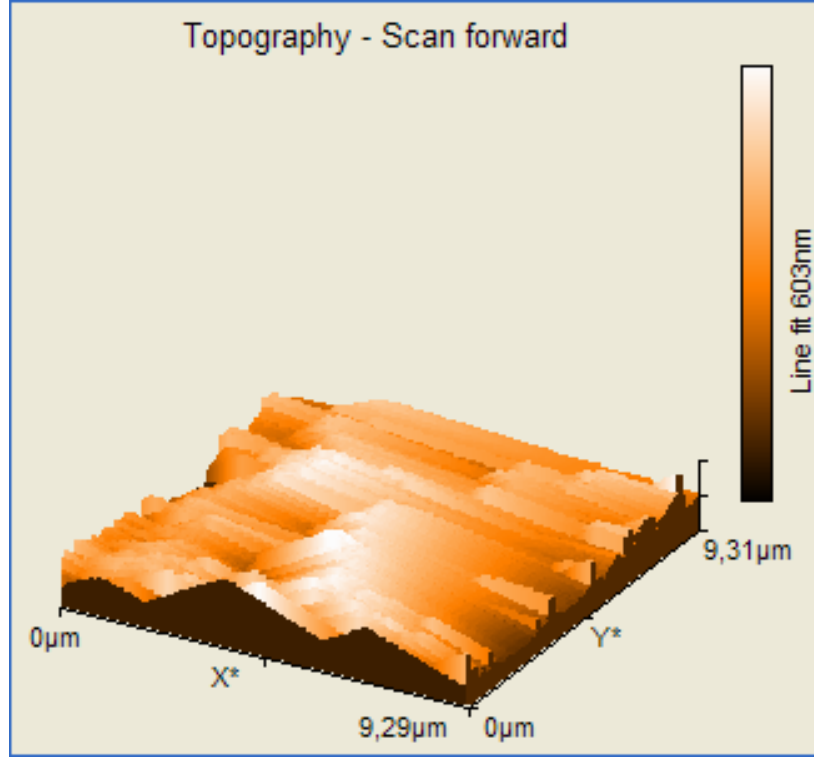
Element İsmi	C	O	N	Al	Si	K	Ca	Ti	Cr	Fe	Mn	Zn	Mg	Co
Ağırlık Bakımından %	1,36	58,01	3,85	6,23	18,55	5,10	1,00	2,65	1,41	-	0,30	-	-	1,52
Atom yoğunluğu bakımından %	2,24	71,45	3,30	4,55	13,01	2,57	0,49	1,09	0,54	-	-	-	0,24	0,51

Çalışmamızda bağlantı ara yüzünde bağlantı dayanımını etkileyebilecek elementlerin varlığını incelemek amacı ile yaptığımız EDX taramasında bağlantı dayanımını etkileyecek bir farklılık olmadığını saptadık.

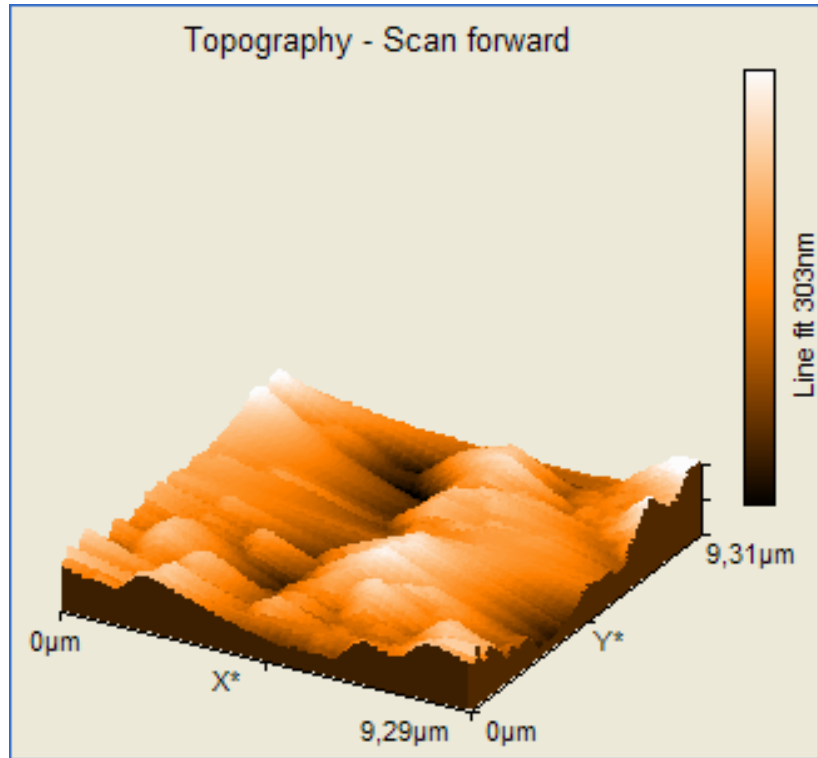
4.5. Metal Örneklerin AFM Analizi



Şekil 25. Döküm örneklerin AFM görüntüleri.



Şekil 26. Milleme ile üretilmiş metal örneklerin AFM görüntüleri.



Şekil 27. Lazer sinterizasyon ile üretilmiş metal örneklerin AFM görüntüleri.

4.6. Metal Örneklerin Yüzey Pürüzlülük Ölçümü Bulguları

Tablo 18. Metal Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümü (Ra) bulguları (μm).

Örnek Numaraları	1	2	3	4	5	6
Döküm	1,395	1,357	1,567	1,351	1,626	1,702
Milleme	0,565	1,180	0,533	0,411	0,491	0,839
Lazer Sinterizasyon	6,235	3,740	4,499	4,852	5,748	3,415

Tablo 19. Metal Alt Yapıların Ra değerleri.

Gruplar	Ra değerleri ortalaması (μm)	Standart sapma	Min(μm)	Max(μm)
Döküm	1,496	0,151	1,351	1,702
Milleme	0,669	0,288	0,411	1,180
Lazer sinterizasyon	4,748	1,102	3,415	6,235

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde son dönem çalışmalar daha estetik ve dayanıklı restorasyonlar üzerine yoğunlaşmış olsa da metal destekli seramik restorasyonlar düşük üretim maliyetleri, üstün mekanik özellikleri ve simantasyon kolaylıkları gibi nedenlerle hala sıklıkla kullanılmaktadır. Metal alt yapı estetik fakat kırılğan olan seramiğin dayanıklılığını artırırken seramik malzeme de estetik açıdan zayıf olan metali maskelemektedir (35, 39-41).

Seramikle birlikte kullanılan alaşımların dayanıklılık ve korozyon direnci iyi olmalı, yan etkileri kabul edilebilir seviyede olmalıdır. Ayrıca döküm ve bitim aşamaları ve seramik malzeme ile bağlantıları iyi olmalıdır (42). Çok çeşitli metal alaşımlar bulunmaktadır. Soy metal alaşımların bükülme dayanıklılıklarının yeterli olmaması uzun köprülerde kullanımlarını limitlemektedir. Ayrıca kıymetli metallerin fiyatlarındaki artış soy olmayan metal alaşımların kullanımı yaygın hale getirmiştir. Yüksek sertlik değerleri, altın alaşımlara kıyasla sahip oldukları yüksek elastisite katsayıları ve yüksek rijidite değerleri sayesinde daha ince restorasyonların üretimine olanak sağlamaları Ni-Cr alaşımları ön plana çıkarmıştır ancak nikelin kuvvetli bir alerjen olması ve popülasyonun %10-20'sinde nikel karşı hassasiyet gelişmesi bu alaşımların kullanımlarını da tartışmalı hale getirmiştir (1, 43-45).

Temel metal alaşımlardan olan kobalt-krom alaşımı ilk defa 1929 yılında diş hekimliğinde kullanılmış ve daha sonra Co-Cr-W (tungsten) ve Co-Cr-Mo döküm alaşımlar geliştirilmiştir. Her ne kadar Ni-Cr alaşımların işlenebilirlikleri ve seramikle olan uyumları daha iyi olsa da Co-Cr alaşımlar Ni-Cr alaşımlarla benzer sertlik, dayanıklılık ve esneklik değerleri gösterirler. Ayrıca yapılan çalışmalar Co-Cr alaşımların korozyon dirençlerinin Ni-Cr alaşımlara kıyasla daha iyi olduğunu göstermektedir (46, 47). Ni-Cr alaşımlarla Co-Cr alaşımların iyon salınım miktarlarının kıyaslandığı çalışmalarda ise Ni-Cr alaşımlardan daha fazla iyon salındığı gösterilmiştir. Bu durum nikel hassasiyeti olan bireylerde alerjik etki oluşumuna sebebiyet verebilir. Böylelikle Co-Cr alaşımlar nikel hassasiyeti olan bireyler için iyi bir alternatif olarak kendine yer bulmuştur (35, 42, 48-60). Co-Cr alaşımlar, dental restorasyonlarda kullanılabilecek kadar yüksek dayanıklılık, korozyon direnci ve elastisite modülü (250GPa) değerine sahiptir (35, 44, 55, 61-64).

Tüm bunlar göz önüne alındığında bu çalışmada klinik çalışmalarımızda da sıklıkla kullandığımız Co-Cr alaşımlar tercih edildi.

Metal-seramik restorasyonların başarısındaki temel etken aradaki bağlantı dayanımının optimal düzeyde olmasıdır (56). Bağlantı dayanımının ölçülmesinde çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Bu testler gerçek makaslama testleri, esneme testleri, burkulma testleri ve basma-çekme testleridir. Ancak bu testlerin tam olarak metal seramik bağlantı dayanım değerini ölçtükleri şüphelidir. Ayrıca bu testler soğuma esnasında metal-seramik ara yüzeyinde oluşan rezidüel stresleri göz önünde bulundurmazlar. Testlerin büyük çoğunluğu metal-seramik bağlantısının bağlantı bölgesinde en hassas şekilde makaslama streslerine yanıt verdiğini varsayar.

Standart testler tekrarlanabilir olmalı, ölçülebilir olmalı ve uygun bir maliyetle gerçekleştirilebilmelidir ayrıca substratlar arasındaki adeziv bağlantı dayanımını ölçmelidir. Test yöntemleri, bağlantı bölgesinde kırık oluşana kadar kuvvet uygulanması temeline dayanır. Bu sebeple bağlantı sahasının en fazla kuvvete maruz kalan bölge olması test tekniklerinde en önemli noktayı oluşturur (65-72).

Bağlantı dayanımının tespitinde makaslama testi en sık kullanılan testtir. Ancak Della ve arkadaşlarının yapmış oldukları araştırmada makaslama testlerinde oluşan kırılmaların genelde koheziv tipte olduğu, adeziv kırılmanın çok nadir olduğu bulunmuştur. Bunun sebebi olarak da yapı içerisindeki kuvvet dağılımının homojen olmaması olarak gösterilmiştir. Bu araştırmanın sonuçlarına göre de makaslama testinin bağlantı dayanımının ölçülmesinde uygun bir yöntem olmadığı, daha basit geometrik tasarımda ve stres dağılımının daha homojen olduğu test tekniklerinin araştırılması gerektiği vurgulanmıştır (73).

Valandro ve arkadaşları da yapmış oldukları çalışmada, makaslama testlerinde bağlantı bölgesinde homojen olmayan kuvvet dağılımının, sonuçların daha küçük ya da hatalı çıkmasına sebep olacağını ve de başarısızlığın bağlantı yüzeyleri arasında adeziv bir başarısızlıktan ziyade koheziv bir başarısızlık şeklinde oluşacağını vurgulamışlardır (67).

Bazı yazarlar ise stresin direkt olarak çalışılan malzemenin ara yüzeyine iletilmesi sağlandığından makaslama testlerinin bağlantı dayanımını ölçmek için uygun olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılara göre direkt olarak bağlantı bölgesine

kuvvet uygulandığından sonuçlar eğme deneylerinde olduğu gibi metallerin elastisite katsayısı değerlerinden etkilenmez (39, 65).

Anusavice'e göre ağız içerisinde makaslama başarısızlığı oluşması az görülür çünkü:

- Restore edilmiş dişlerdeki kırılđan malzemelerin çoğu genel olarak pürüzlü ve eğimli yüzeylere sahiptir,
- Diş yüzeylerindeki kurvatürlerin varlığı makaslama başarısızlığına uğrama olasılığını azaltır,
- Makaslama başarısızlığı oluşturmak için kuvvet, ara yüzün hemen bitişiğine uygulanmalıdır ki, bunun da cilalanmış ara yüzlerin kullanıldığı deneysel koşullarda bile elde edilmesi zordur. Uygulanan kuvvet ara yüzden uzaklaştığı başarısızlık nedeni makaslama dan ziyade çekme başarısızlığı şeklinde olur. Çünkü eğilme gerilimleri artacaktır. Kırılđan malzemelerin çekme dirençleri makaslama dirençlerinden çok daha düşük olduğundan, çekme başarısızlığı oluşma olasılığı daha fazladır (1).

Schwickerath testi adı verilen üç nokta eğme testi ilk kez Lenz ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır Bu test makaslama testlerine göre ağız ortamını daha iyi simüle eder ve ayrıca örneklerin hazırlanması ve testin uygulanması oldukça kolaydır (74-79). Ancak üç nokta eğme testinin kısıtlamalarından birisi de numunenin kuvvetin direkt olarak uygulandığı orta noktadan kırılmamasıdır. Bu durumda kırılđın gerçekteştiği nokta göz önüne alınmalıdır (1).

Kullanılan test tekniklerinin her birinin kendine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Farklı test yöntemleri, farklı sonuçları da beraberinde getirmektedir (80, 81). Uygun test yöntemini seçmek zor olmakla birlikte ISO'nun 1999 yılında yayınladığı ve 2012 yılında revize ettiği 9693-1:2012 numaralı standardı metal-seramik bağlantı dayanımını belirlerken üç nokta eğme test yöntemini kullanmanın uygun olacağını öngörmektedir. Sıklıkla kullanılan bir test yöntemi olması ve diğer çalışmalarla kıyaslamamızı kolaylaştırması bakımından bu çalışmada da ISO'nun belirttiği örnek ve deney standartlarına uygun olarak çalışıldı (36, 82).

Restorasyonların ağız dışında ve laboratuvar koşullarında üretilmesi hem diş hekimleri hem de hastaları açısından arzu edilen bir durumdur, bu sayede hasta başında geçirilen süre kısaltılmış olur. Metal alaşımların kayıp mum tekniği ile ilk defa nerede döküldüğüne dair net bir bilgi bulunmamakla birlikte eski Mısır ya da Çin’de yapıldığı tahmin edilmektedir. Taggart’ın ilk döküm makinesini üretmesi ile birlikte alaşımların dental sahada kullanılması sağlanmıştır (57, 83).

Kayıp mum tekniği ve revetman kalıp çıkarılması dental alaşımların dökülmesinde sıklıkla kullanılan bir üretim yöntemidir, ancak teknik hassasiyet gerektirir, malzeme, ekipman ya da kullanılan yöntem ile ilgili yapılacak en küçük değişiklik bile sonuçlar üzerinde belirgin bir etkiye neden olabilir (59, 84, 85).

Stanley ve arkadaşları 1977 yılında farklı temel metal alaşımlar ve farklı revetmanlar kullanıldığında dökümlerin doğruluk düzeyinde azalma olduğunu tespit etmişlerdir (58).

Asgar ve arkadaşları ise yapmış oldukları çalışmada, kullanılan farklı döküm cihazlarının alaşımların dökülebilirlikleri üzerinde önemli bir fark yarattığını bulmuşlardır (60).

Döküm yönteminin soy olmayan alaşımlarda kullanımı soy alaşımlara kıyasla daha karmaşık bir prosedür gerektirir. Çünkü temel metal alaşımların erime dereceleri soy alaşımlara kıyasla daha yüksektir ve temel metal alaşımlar oksidasyona daha eğilimlidirler ayrıca yüksek sertlik değerleri de bu alaşımların bitirme işlemlerini zorlaştırır (86).

Vionnet ve arkadaşları, döküm koşulları değiştiğinde alaşımların korozyon dirençlerinin belirgin bir şekilde etkilendiğini bulmuşlardır (87).

Döküm alaşımların üretim aşamasındaki teknik hassasiyet gereksinimi, yüksek sertlik değerlerinin bitirme işlemlerini zorlaştırması, donanımlı teknik personel bulundurma zorunluluğu, üretimin uzun sürmesi ve maliyetli olması gibi nedenler diş hekimleri ve laboratuvar teknisyenlerini yeni arayışlara sürüklemiştir. (83, 88-92). Teknolojik çalışmaların hız kazandığı günümüz koşullarında üretimin gerçekleştiği diğer sektörlerdeki gelişmeler dental sahada da kendine yer edinmiştir.

Son yıllarda popülaritesi daha da artmış olan CAD/CAM teknolojisinin ilk kez diş hekimliğinde kullanılması Duret ve Preston tarafından 1970'li yıllarda gerçekleştirilmiştir. Bunu 1980'li yıllarda Moermann'ın CEREC sistemini tanıtması izlemiş ve sonrasında CAD/CAM teknolojisi pek çok modern laboratuvarında ve bazı kliniklerde hasta başında kullanılmaya başlanmıştır (8, 93-95).

CAD/CAM teknolojisinde kullanılan milledme yöntemi bir eksiltme yöntemidir. Ağız içerisinden ya da model üzerinden tarama yoluyla verilerin elde edilmesini CAM bölümünde üretimin gerçekleşmesi takip eder. Bu yöntemle yapılması güç olan ve karmaşık yapıdaki protezler rahatlıkla üretilebilirken maliyetten ve zamandan da kazanç sağlanır. CAD/CAM teknolojisinin kullanılmaya başlamasıyla kalite oldukça artış göstermiştir. Milledme yönteminde döküm tekniğinde oluşan porozite ve kusurlar olmaz ve oldukça standardize bir üretim yapılması sağlanır. Ancak milledme yönteminde artık malzemenin çok olması nedeniyle üretim için gerekenden çok daha fazla malzeme kullanılır. Ayrıca milledme yönteminde çok keskin köşelerin ve ince marjinlerin üretilmesi oldukça güçtür (7, 8, 61, 89, 94, 96).

Geleneksel yöntemlerdeki ölçü teknikleri hastaların çoğu tarafından kabul edilmesi zor aşamalardır. Ölçüden sonra ölçünün bozulmaya uğramadan saklanması ve doğru bir alçı model elde edilebilmesi dikkat gerektiren aşamalardır ve teknisyen becerisi de ön plandadır. Bilgisayar destekli teknolojilerde ise durum böyle değildir. Bu sebeple hasta talepleri de göz önünde bulundurularak geleneksel teknolojiler ve ileri teknolojiler bir arada kullanılmalıdır (91, 92).

Lazer sinterizasyon bir ekleme yöntemidir ve metal üretimindeki en yeni teknolojidir. Bu yöntemle çeşitli metal alaşımlardan metal parçaların üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Metal toz yatağındaki tozlar lazer ışını kullanılarak tabaka tabaka birleştirilmektedir. Karmaşık yapıdaki metal parçaların üretiminde çok elverişli bir yöntemdir. Aynı anda çok sayıda restorasyonun üretilebilme olanağı ve lazer ışınından etkilenmeyen bölgelerdeki metal tozlarının yeniden kullanılabilmesi lazer sinterizasyon ile üretimi cazip hale getirir. Ayrıca lazer sinterizasyon bir ekleme yöntemi olduğundan artık malzeme bulunmaz (61, 88, 90, 97-99). PM100 adıyla piyasaya sürülen Phenix sistemi kobalt-krom tozlarının lazer sinterizasyonla

birleştirilmesini sağlayan ilk dental hızlı üretim tekniği olarak piyasaya sürülmüştür. Bu sistemin avantajları aynı anda 90 üyeye kadar işin yapılabilmesi, kayıp mum tekniğinde karşılaşılan teknik problemlerin bulunmaması, kullanım kolaylığı, üretilen parçaların doğruluk oranlarının yüksek olması ve fizikokimyasal özelliklerinin geliştirilmiş olması olarak sayılabilir (47, 88).

Lazer ile üretimde lazerin tarama hızı, gücü gibi faktörler oluşan restorasyonun fiziksel özelliklerini etkiler. Takaichi ve arkadaşları, Co-Cr-Mo alaşımlardan SLM yöntemi ile üretilmiş örneklerde üretim süreçlerinin dental uygulamalar üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında lazer taraması esnasındaki enerji giriş miktarı 400Jmm^{-3} 'den daha büyük olduğunda ortaya çıkan yapıların daha yoğun, enerji girişi 150Jmm^{-3} 'den daha az olduğunda ise ortaya çıkan yapıların daha poroz karakterde olduğunu tespit etmişlerdir (100).

Metal-seramik bağlantısı, van der Waals kuvvetleri, mikromekanik tutunma ve kimyasal bağlantı ile gerçekleşir (39). Metal ile seramik arasındaki bağlantının zayıf olması diş hekimliğinde hem maliyet hem de estetik bakımından olumsuz sonuçlara yol açar (41, 101).

Metal seramik sistemlerin bağlantı başarısızlığı çok faktörlüdür. Ağız içerisinde tekrarlayan çigneme kuvvetlerinin etkisi, metal ve seramiğin farklı termal genişlemelerine bağlı olarak oluşan çatlak gelişimi ve suyun varlığı klinik başarısızlık nedenlerindedir (39, 102-105).

Bağlantı dayanımının zayıf olması her ne kadar estetik açıdan çok önemli olsa da, metal alt yapıların kenar uyumlarının bozuk olması da restorasyonların altında simanın çözülmesine, sekonder çürük gelişimine, periodontal problemlere ve pulpitis oluşmasına neden olabilir. Bu sebeple kullanılan metal üretim yönteminin ya da kullanılacak metal alaşımın cinsinin kenar uyumunu olumsuz etkilememesi hayati bir önem taşır. Yapılan araştırmalarda $100\mu\text{m}$ 'dan daha fazla marjinal uyumsuzluğun klinik olarak kabul edilemez olduğu bildirilmektedir (83, 106-109).

Örtörp ve arkadaşları dört farklı yöntemle (lazer sinterizasyon, kayıp mum tekniği, milleme, kayıp mum tekniği ile mumun millenmesi) elde ettikleri restorasyonların kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında en iyi kenar uyumu değerlerinin DMLS ile elde edilen restorasyonlarda olduğunu tespit etmişlerdir (107).

Uçar ve arkadaşları ise lazer sinterizasyonla elde edilen Co-Cr metal örneklerin kenar uyumlarıyla dökümle elde edilenlerin kenar uyumları arasında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır (83). Quante ve arkadaşları da SLM ile elde edilen restorasyonların kenar uyumunun klinik açıdan kabul edilebilir düzeyde olduğunu bildiren bir çalışma yayınlamışlardır (106).

Üretici firmalar marka ismini değiştirmeksizin formüllerini modifiye etmek adına içerikte adı geçmeyen birtakım elementleri malzemeye katabilirler. Bu durum üretim esnasında hammaddenin ya da alaşımın kontaminasyonuna neden olabilir (110). Bu sebeple bağlantı dayanımının incelendiği çalışmalarda üretici firmanın belirttiği içerik dışında bağlantıyı etkileyebilecek başka elementlerin varlığı incelenmelidir. Çalışmamızda bağlantı dayanımını etkileyebilecek elementlerin varlığını tespit etmek amacıyla metal-seramik bağlantı ara yüzünden EDX analizi yaptık ve. EDX verileri ile çalışmamızda kullandığımız Co-Cr alaşımların üretici firmalarının bildirdiği içerikleri kıyasladık ancak bağlantı dayanımını olumlu ya da olumsuz yönde etkileyecek bir element varlığına rastlamadık. Ancak döküm için kullandığımız Microlit isi markalı alaşımın seramik bağlantı yüzeyinden elde ettiğimiz EDX verilerinde üretici firmanın bildirdiği içerikte yer almayan demir (fe) elementinin varlığına rastladık Ancak malzemeye sertlik kazandırılması amacıyla kullanılan demirin bağlantı dayanımında bir etkisi bulunmamaktadır.

Hızlı üretim teknikleri ile üretilen malzemelerin genellikle düşük sertlik değerlerine sahip olmaları beklenir ancak Barucca ve arkadaşları Co-Cr-Mo kullanarak lazer sinterizasyonla ürettikleri örneklerin sertlik değerlerinin geleneksel yöntemlerle elde edilenlerden daha yüksek olduğunu bulmuşlardır (47).

Döküm, milleme ve lazer sinterizasyonla elde edilen Co-Cr alaşımların sertlik düzeylerinin incelendiği çalışmalarda ilginç bir şekilde lazer sinterizasyonla elde edilen örneklerin sertlik değerlerinin daha fazla olduğu bulunmuştur (47, 111, 112).

Döküm alaşımlarınsa içyapılarında büyük poroziteler bulunuyor olmasına rağmen milleden elde edilen örneklerden daha yüksek sertlik değerleri gösterdiği bulunmuştur (47, 110, 111).

SLM ile üretilen metal örneklerin çekme dayanımının döküm ve milleden elde edilen metal örneklerden daha iyi olduğunu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır. (100, 110, 113).

Subgingival marjinler, okluzal ve lingual yüzeyler metal seramik restorasyonlarda ağız içi ile direkt olarak ilişkili metal yüzeylerdir. Bu sebeple ağız içine devamlı olarak korozyon ürünleri salınır. Korozyon ürünleri mine, dentin ve gingivaya penetre olur bu da lokal irritasyonlara neden olabilir. Bu sebeple malzemelerin korozyon davranışı önemlidir.

SLM ile üretilmiş Co-Cr alaşımların korozyon davranışının incelendiği çalışmalarda döküm alaşımlarla aralarında farklılık olmadığı tespit edilmiştir (111, 112).

Klinik kullanımda eş eksenli tanecik yapısına sahip malzemeler dallanmış bir yapıya sahip malzemelere göre daha fazla tercih edilir. Çünkü dallanmış yapıya sahip malzemelerde dallar arasındaki bölgeler kırılmaya daha yatkındır.

SLM ile üretilmiş Co-Cr alaşımlar üzerinde yapılan SEM incelemelerinde SLM ile üretilmiş metal örneklerin yüzeyinin döküm ile üretilmiş örneklere göre daha homojen ve hücreli bir yapı gösterdiği tespit edilmiştir. Daha homojen bir yapı daha sert örneklerin oluşumunu sağlar (111, 112, 114).

Bizim çalışmamızda da milleden elde edilmiş örneklerin SEM ve AFM görüntüleri incelendiğinde düz yüzeylerin daha fazla, girintili sahaların daha az olduğu görülmektedir. Bu durum milleden elde edilen örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin daha az olduğunu gösterir. Tespit edilmiş Ra değerleri de bu durumu desteklemektedir (ortalama Ra değerleri sırasıyla, lazer sinterizasyon 4,74µm, döküm 1,49µm, milleden 0,669µm) . Yüzeylerin SEM ve AFM görüntüleri karşılaştırıldığında lazer sinterizasyonla elde edilen örneklerde dökümle elde edilen örneklere göre girintili sahaların daha fazla, düz yüzeylerin daha az olduğu

gözlenmektedir. Malzemelerin yüzeylerindeki bu farklılığın pek çok sebebi olabilir. Bağcı ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada cihazın kesim hızının ve kesim derinliğinin malzemenin yüzey pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkisi olduğu tespit etmişlerdir (63).

Oksit tabaka, polisaj işlemlerinden hemen sonra havadaki oksijenle hızlı bir birleşme sonucunda spontan olarak oluşur. Oksit tabaka yalnızca kimyasal bağlantıda rol almaz ayrıca elektron akışına engel olan bir bariyer görevi yapar ve korozyonu önler. Metal yüzeyinde oluşan oksit tabaka yüzeyin ıslanabilirliğini kolaylaştırır ve metal-seramik arasındaki kimyasal bağlantıyla direkt olarak ilgilidir. Oksit tabakanın kalınlığı alaşım içerisindeki metal alaşımların oksidasyon derecesine bağlıdır. Oksit tabakanın kalınlığı bağlantı dayanımını etkileyen çok önemli bir faktördür, aşırı kalın olması fonksiyonel kuvvetler esnasında kırılmasına neden olur, bu da bağlantıyı olumsuz etkiler (39, 44, 54, 55, 61, 111, 115-122). Oksit tabaka kalınlığının 1-2 μ m'den daha az olması istenir (116). Degassing ya da preoksidasyon denilen işlemlerle metal alaşımın yüzeyinde oksit oluşması sağlanır. Fırınlama süresi, ısısı ve alaşımın türü oluşan oksit tabakanın kalınlığını değiştirir (120).

Fazla miktarda oluşan Cr_2O_3 metal-seramik arasındaki bağlantının zayıflamasına neden olur. Alüminyum ise Al_2O_3 oluşturarak oksit tabaka miktarını arttırmak üzere alaşımlara ilave edilir ve ayrıca Cr_2O_3 gelişimini önleyerek kalın bir oksit tabaka oluşmasının önüne geçer ve böylelikle bağlantı dayanımının artmasına katkı sağlar (54, 123).

Genellikle kimyasal bağlantı metal seramik bağlantısından sorumlu gibi gösterilse de mekanik kilitlenme de bağlantıda önemli rol oynar. Pürüzlendirme işlemleri yüzey alanını ve dolayısı ile yüzeyin ıslanabilirliğini artırır, böylelikle seramik parçacıkları metal yüzeyine girer ve bağlantı dayanımının artırır (79, 120, 124). En yüksek bağlantı dayanımı değerleri metal örneklerin kumlanmasının ardından elde edilir (125). Çeşitli alaşımların üretici talimatlarına uygun olarak yapılan yüzey işlemleri arasında da farklılık vardır. Hava basıncı ile aşındırma yönteminde en sık Al_2O_3 ile kumlama kullanılır ve kumlama ile yüzeyin organik kontaminantlardan temizlenmesi, yüzeyin pürüzlendirilmesi ve seramik uygulanmasından önce metal yüzeyin ıslatılabilirliğinin artırılması sağlanır.

Yüzeydeki pürüzler çok büyük ve düzensiz olduğunda seramik işlenmesi esnasında yüzey yapısında kusurlara neden olabilecek küçük boşluklar yaratabilir bu da bağlantı dayanımını olumsuz etkiler. Kumlama yapılmasıyla daha düzenli bir pürüzlü yüzey oluşur ve metalin yüzey alanı artar ve böylelikle mikromekanik bağlantı dayanımı da artar. Kullanılan kumun gren kalınlığı ya da hava basıncının şiddeti gibi faktörler de kumlama sonucunu etkiler (39, 61, 126-128). Jabbari ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada farklı gren boyutunda ve farklı basınçlarla uygulanan Al_2O_3 'in alaşımların, yüzeyi alumina parçaları ile kontamine ettiğini ve uygulanan kumun gren boyutu arttıkça yüzeyde biriken alümina miktarının azaldığını bulmuşlardır (126). Külünk ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada ise farklı aşındırıcı parçacıklar kullanılarak (50 μm Al_2O_3 , 110 μm Al_2O_3 , 30-50 μm sentetik elmas parçacıkları, 60-80 μm kübik boron nitrit parçacıkları) pürüzlendirilen metal yüzeylerin seramik bağlantı dayanımları incelenmiş ancak farklı tipteki aşındırıcılarla yapılan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin 110 μm 'luk Al_2O_3 ile yapılan pürüzlendirmeden daha üstün olmadığını bulmuşlardır (127). İnan ve arkadaşları ise farklı pürüzlendirme yöntemlerinin titanyum-seramik bağlantısına etkisini inceledikleri çalışmalarında EDM (Electrical Discharge Machining) adı verilen farklı bir pürüzlendirme yöntemi ile Al_2O_3 ile pürüzlendirme arasında benzer metal-seramik bağlantı dayanımı olduğunu göstermişlerdir (129). Hofstede ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada kumlama yapılmayan örneklerin seramik bağlantı dayanımlarında dramatik bir azalma olduğunu tespit etmişlerdir(68).

Al_2O_3 ile kumlama yapılmasının en büyük dezavantajı alumina parçalarının metal yüzeyinde kalması ve bağlantıyı olumsuz etkilemesidir (116, 126, 130).

Bu çalışmada yüzey özelliklerinin standardize edilmesi amacı ile tüm örneklere 50 μm boyutlarında Al_2O_3 ile 3atm basınç altında kumlama yapıldı. Bu şekilde üretim yönteminin bağlantı dayanımı üzerindeki salt etkisini tespit etmek amaçlandı.

Metal-seramik arasındaki bağlantının iyi olabilmesi için bu iki malzemenin termal genleşme katsayıları, mekanik ve kimyasal özellikleri bakımından uyumlu olması gerekir (35, 41, 44, 55, 61, 88, 115, 131-133). Metal ve seramiğin termal genleşme katsayıları arasındaki farklılık sıkışma tipi kuvvetlerin oluşmasına neden

olur. Metal ve seramik birbirlerine yakın genleşme katsayısına sahip olmalıdır, eğer farklı katsayılara sahiplerse soğuma esnasında farklı miktarlarda büzülme gerçekleşir bu da ara yüzlerde rezidüel stres oluşumuna neden olur, bu stresler de metal ve seramiğin ayrılmasına ya da seramiğin çatlamasına neden olabilir. Genel görüş metalin genleşme katsayısının seramikten $0,5 \times 10^{-6} \text{C}^\circ$ daha fazla olması gerektiği şeklindedir, böylelikle soğuma esnasında seramiğin iç yüzeyinde sıkışma tipi kuvvetler oluşur (79, 120, 134-136).

Kullanılan farklı alaşımların farklı kimyasal kompozisyonları da metal-seramik bağlantısını etkileyen faktörlerden biridir. Alaşımların farklı özelliklere sahip olabilmeleri için birtakım bileşenler ilave edilir. İlave edilen bu parçalar alaşımların mekanik özelliklerinde ve seramik bağlantı dayanımında farklılıklar oluşturabilir (61). Joias ve arkadaşları metal seramik bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmalarında kullandıkları Co-Cr alaşımların farklı kimyasal bileşimlerinin grupların bağlantı dayanımındaki farklılığın sebebi olabileceğini belirtmişlerdir (44).

Biz de bu çalışmada her ne kadar farklı markalarda da olsa, yoğunluk, sertlik, dayanıklılık, elastisite katsayısı ve termal genleşme katsayısı gibi mekanik özellikleri birbirine yakın olan alaşımlar kullanarak farklı özelliklerin bağlantı dayanımını etkilemesini önlemeyi hedefledik.

Metal- seramik restorasyonlarda 2 temel seramik yapı vardır bunlar, opak seramiği ve gövde seramiğidir. Opak seramiği daha yüksek oranda metal oksit içerir. Metal yüzeyinin maskelenmesi ve metal-seramik bağlantısının sağlanmasında önemli rolü vardır. Opak seramiği daha fazla miktarda metal oksit içerdiğinden gövde seramiği ile aynı sıcaklıkta fırınlanamaz (137-141). Marjorie ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada opak seramik kullanımının bağlantı dayanımına olumlu etkisi olduğunu ispatlamışlardır (141). Mohammad ve arkadaşları da yapmış oldukları çalışmada pasta formunda opak seramik kullanıldığında geleneksel toz/sıvı şeklindeki opak seramiğe kıyasla metal-seramik arasındaki bağlantı dayanımının daha iyi olduğunu bulmuşlardır (115).

Çalışmamızda klinikte de tercih ettiğimiz bir seramik markası kullanılmasının çalışmanın klinik kullanıma uyarlanabilirliğini arttıracaklarını düşündüğümüzden, sıklıkla kullandığımız Vita VMK Master marka seramik kullandık.

Üç farklı yöntemle üretilmiş Co-Cr metal alt yapıların seramik bağlantı dayanımlarını incelediğimiz bu çalışmada, lazer sinterizasyonla elde edilen örneklerin seramik bağlantı dayanımı, döküm ve milledme ile elde edilen örneklerle kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek değerler ortaya koymuştur (Döküm: $35,04 \pm 2,44$ MPa, Milledme: $34,36 \pm 1,90$ MPa, Lazer Sinterizasyon: $57,13 \pm 4,07$ MPa). Bununla birlikte, karşılaştırılan üç farklı yöntemde üretilen tüm örnekler ISO 9693-1:2012 no'lu standartta belirtilen ve klinik olarak kabul edilebilir alt sınır değeri olan 25MPa'nın üzerinde bağlantı dayanımı göstermişlerdir (36).

Çalışmamızda üç nokta eğme deneyi esnasında ayrılmanın gerçekleştiği ilk noktada kuvvet uygulanması kesilmiş ve metal ile seramik arasındaki kopmanın hangi bölgede oluştuğu tespit edilmeye çalışılmıştır. Metal ile seramik arasında 3 tip bağlantı başarısızlığı oluşur, 1) adeziv başarısızlık (metal-seramik bağlantı yüzeyi boyunca görülen ayrılma), 2) koheziv başarısızlık (tümüyle metalin ya da seramiğin kendi içinde oluşan ayrılma), 3) karışık tip başarısızlık (metal-seramik birleşim sahasında ve metalin ya da seramiğin kendi içinde oluşan başarısızlığın karışımı) şeklindedir. Optik mikroskop altında incelenen örneklerin bağlantı ara yüzlerinde ne tür bir bağlantı başarısızlığı görüldüğü tespit edilir (142). Bağlantı başarısının test edildiği deneylerde bağlantı başarısı açısından bakıldığında arzu edilen başarısızlık tipi koheziv başarısızlıktır, çünkü metal-seramik ara yüzeyinde daha güçlü bir bağlantı olması beklenir.

Çalışmamızda gözle ve stereomikroskop ile metal-seramik arayüzlerinden incelenen örneklerde ne tür bir başarısızlık oluştuğu tespit edildi ve sonrasında seramik kısım dikkatlice uzaklaştırılarak kalan metal kısmı yüzeyde opak tabakasının varlığı bakımından SEM ile incelendi. Gözle ve stereomikroskopla belirlenen ve SEM ile desteklenen verilere göre bütün örneklerimizde karışık tip bağlantı başarısızlığı oluştuğu tespit edildi. Bu sonuçlar bağlantı dayanımı açısından tatmin edicidir ve bağlantı dayanımının güçlü olduğunun göstergesidir.

Lazer sinterizasyon ile elde edilen örneklerin bağlantı dayanımlarının daha yüksek olmasının nedeni lazer sinterizasyonla elde edilen örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin daha fazla olması olabilir. Seramik uygulanmasından önce incelediğimiz örneklerin AFM'leri ve yüzey pürüzlülük değerleri lazer örneklerin bağlantı dayanımlarının daha üstün olmasını desteklemektedir.

Eğer lazer toz yatağındaki tozlar kısmi olarak sinterlenirse parçacıklar arasında boşluklar kalır, buna daire fenomeni (ball phenomenon) denir. Bu durum metalin dayanıklılığını ve metal-seramik arasındaki bağlantı dayanımını etkiler. Bu fenomen, lazer ışınının gücünden ve tarama hızından etkilenir (99, 143, 144). Çalışmamızda lazer sinterizasyonla elde edilen örneklerin bağlantı dayanımlarının daha yüksek çıkmış olması bu fenomenle ilişkili olabilir.

Bae ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada lazer sinterizasyon ve döküm yoluyla elde ettikleri metal alaşımların seramik bağlantı dayanımlarını incelemişler ve istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte lazer sinterizasyon lehine sonuçlar bulmuşlardır (Lazer Sinterizasyon: $50,60 \pm 6,27$ MPa, Döküm: $46,29 \pm 5,96$ MPa). Bu çalışmada lazer sinterizasyon için kullanılan alaşım markası bizim çalışmamızdaki alaşımla aynı olmakla birlikte (SP2; EOS GmbH, Munich, Germany), döküm için kullanılan alaşımın markası bizim çalışmamızdakinden farklıdır (StarLoy®C, DeguDent GmbH, Hanau, Germany). Ayrıca bu çalışmada kullanılan seramik de bizim çalışmamızdan farklıdır (VITA VM13). Bu farklılıklar her ne kadar lazer sinterizasyon için elde ettiğimiz sonuçlar bakımından iki çalışma arasında önemli bir farklılığa neden olmamışsa da dökümle elde ettikleri alt yapıların bağlantı dayanımlarını bizim çalışmamıza kıyasla daha iyi bulmuş olmalarının nedeni kullandıkları alaşım ve seramik markası ile ilgili olabilir (99).

Monaco ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada döküm, milled ve SLS ile üretilmiş metal alaşımların (Döküm için kullanılan alaşım; Keramit NP, Nobil Metal, Villafranca D'Asti, Italy, Milled için kullanılan alaşım, Synergy DriveKeramit NP ve SLS için kullanılan alaşımKeramit NP-S) 2 farklı markadaki seramikle (CeramcoiC Dentsply ve Noritake Super Porcelain EX-3) olan bağlantı dayanımını incelemişler ve aralarında istatistiksel açıdan anlamlı olmamakla birlikte döküm alaşım lehine sonuçlar bulmuşlardır. Bu çalışma kullanılan test yöntemi ve

metal alaşım üretim teknolojilerinin türü bakımından bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Ancak elde edilen sonuçların bizim çalışmamızın aksine döküm alaşım lehine olmasının nedeni kullanılan seramik ve alaşım markalarının bizim çalışmamızdan farklı olması olabilir(145).

Stawarczyk ve arkadaşları döküm, milledme ve lazer sinterizasyon yoluyla elde ettikleri ve termal siklus uygulaması yaptıkları üç farklı Co-Cr-Mo alaşım alt yapının (Ceramill Sintron; Milledme, Ceramill NP L; Lazer, Girobond NB; Döküm) üç farklı seramik ile (Creation, VİTA VM 13, Reflex) bağlantı dayanımlarını inceledikleri çalışmada örneklerin benzer bağlantı dayanımı değerleri gösterdiğini tespit etmişlerdir. Ancak seramiklerle bağlantı dayanımı ilişkisi incelendiğinde Creation marka seramiğin VITA VM 13 ve Reflex'e göre daha iyi bağlantı dayanımı gösterdiğini tespit etmişlerdir.

Tablo 20. Starwarczyk ve arkadaşlarınının çalışmasından elde edilen bulgular

	Ceramill Sintron		Ceramill NP L		Girobond NB	
	Ortalama	%95 CI	Ortalama	%95 CI	Ortalama	%95 CI
Creation	32,9 (4,4)	30,4; 35,4	30,8 (3,7)	28,5; 32,9	26,7 (4,7)	24,0; 29,3
VITA VM 13	29,7 (5,2)	26,5; 32,6	31,0 (4,7)	28,2; 33,6	27,5 (3,9)	25,1; 29,7
Reflex	24,8 (5,7)	21,5; 28,0	24,9 (5,1)	22,0; 27,8	22,5 (5,2)	19,5; 25,4

Bu çalışmada ayrıca metal örneklerin yüzey topografyalarını da incelemişler ve lazer sinterizasyon yoluyla elde edilen örneklerin yüzeylerinin diğer örneklere kıyasla daha homojen, döküm ile elde edilen örneklerin ise daha dallanmış yapıda olduğunu bildirmişlerdir. Bu alışma, üç farklı yöntemle elde edilmiş metal alt yapılar kullanılması, bu alt yapıların hazırlanma aşamalarında ve deney koşullarında ISO 9693-1:2012 nolu standardın takip edilmesi bakımından bizim çalışmamızla benzerlikler göstermektedir ancak kullanılan seramiklerin markalarının bizim çalışmamızda kullandığımız seramikten farklı olması ve birden fazla markada seramik kullanılması ayrıca deney örneklerine termal siklus uygulanması bakımından farklılık içermektedir. Bu çalışmada elde edilen sonuçların bizim çalışmamızdan farklı olmasının nedeni kullanılan seramik markalarının farklı olması veya örneklere termal siklus uygulanması olabilir. Farklı bir sonuç elde edilmiş olmasına rağmen bu çalışma ile de bizim çalışmamızda olduğu gibi uygun bir seramik markası

kullanıldığında her üç yöntemle elde edilen metal alt yapıların ISO 9693-1:2012 no'lu standartta belirtildiği üzere 25MPa'nın üzerinde seramik bağlantı dayanımı gösterdiği sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca deney işlemi tamamlanmış örneklerde seramik tabakasının dikkatlice ayrılmasından sonra metal alaşımların yüzeyi ışık mikroskobu ile incelenmiş ve pek çoğunun üzerinde opak tabakası kaldığı tespit edilmiştir, bu şekilde bağlantı başarısızlığı tipinin çoğunlukla koheziv olduğu sonucuna ulaşılmıştır (146).

İşyeri ve arkadaşları döküm, milledme ve lazer sinterizasyon yoluyla elde edilmiş titanyum örneklerin seramik bağlantı dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında lazer sinterizasyonla elde edilen örneklerin seramik bağlantı dayanımlarının diğerlerine göre daha iyi olduğunu ancak milledme ve döküm yoluyla elde edilen örneklerin bağlantı dayanımları ile aralarında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmadığını tespit etmişlerdir (Titankeramik için lazer sinterizasyon; $32,2 \pm 6,7$ MPa, Milledme; $18,9 \pm 2,3$ MPa döküm; $28,6 \pm 6,6$ MPa, Triceram için lazer sinterizasyon $34 \pm 4,5$ MPa, milledme $25,5 \pm 5,7$ MPa, döküm $25,1 \pm 2,4$ MPa). Bu çalışmada ayrıca bağlantı başarısızlığının türü bakımından da örnekler incelenmiş ve büyük bir çoğunlukla karışık tip başarısızlık görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızı destekliyor olmasına rağmen kullanılan alaşımın türü (titanyum alaşım) ve uygulanan deney yöntemi (makaslama deneyi) bakımından farklılık içermektedir (97).

Lee ve arkadaşları 2015 yılında milledme ve döküm yoluyla elde edilmiş 96 Co-Cr metal örnek kullanarak yaptıkları çalışmalarında bu örneklerin 4 farklı markadaki (VITA VMK Master, Duceram kiss, IPS InLinePoM, PTM) seramikle bağlantı dayanımlarını incelemişler ve iki grup arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulamamış olmamakla birlikte klinik açıdan kullanıma uygun olan bağlantı dayanımı değerleri tespit etmişlerdir. Ayrıca iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Bu çalışmanın neticesinde milledme ile elde edilen restorasyonların döküm yoluyla elde edilen restorasyonların yerine kullanılabilceği sonucunu elde edilmiştir. Ayrıca bağlantı başarısızlığı bakımından da örnekleri incelemişler ve çoğunlukla karışık tip bağlantı başarısızlığı gözlemlendiğini tespit etmişlerdir. Her ne kadar uygulanan test yöntemi (makaslama bağlantı dayanımı), kullanılan metal alaşım markaları (Lazer sinterizasyon için Sintron,

Döküm için 4 all kullanılmıştır) ve seramik markaları (bizim çalışmamızdan farklı olsa da bulunan bu sonuç bizim çalışmamızdaki sonucu desteklemektedir (45).

Yapılan çalışmalarda kullanılan alaşım markasının da bağlantı dayanımına etkisi incelenmiştir. Joias ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada 5 farklı markada Co-Cr alaşımın (IPS d.SIGN 20, IPS d.SIGN 30, Remanium 2000, Heranium P, and Wiro-bond C) bağlantı dayanımını incelemişler ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunduğunu tespit etmişlerdi (Olympia $61,4 \pm 7,8$ MPa, IPS 20 $94,0 \pm 18,9$ MPa, IPS 30 $96,8 \pm 10,2$ MPa, Remanium $75,1 \pm 12,4$ MPa, Heranium P $71,2 \pm 14,3$ MPa, Wirobond C $63,2 \pm 10,9$ MPa). IPS 20 ve IPS 30'un bağlantı dayanımı istatistiksel olarak birbirinden farklı olmamakla birlikte diğer 4 alaşımın bağlantı dayanımından daha yüksek bulunmuştur (44).

Akova ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada döküm yoluyla elde edilmiş Ni-Cr ve Co-Cr metal alaşım alt yapıların seramik bağlantı dayanımı ile lazer sinterizasyon yoluyla elde edilmiş Co-Cr metal alaşım alt yapıların seramik bağlantı dayanımları incelenmiş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamıştır (Ni-Cr döküm; $81,6 \pm 14,6$ MPa, Co-Cr döküm $72,9 \pm 14,3$ MPa, lazer sinterizasyon Co-Cr; $67,0 \pm 14,9$ MPa). Her ne kadar istatistiksel olarak anlamlı olmasa da lazer sinterizasyonla elde edilen örneklerin bağlantı dayanımlarının döküm yoluyla elde edilen örneklere kıyasla daha düşük olduğu görülmektedir. Kırılma tipleri incelendiğinde ise döküm örneklerin tamamında karışık tipte başarısızlık görülürken lazer örneklerin yarısında mixed diğer yarısında adeziv tipte başarısızlık görülmüştür. Lazer sinterizasyon ile ilgili bu sonuçlar bizim çalışmamızla uyumlu olmamakla birlikte kullanılan alaşımın (Ni-Cr; Wiron 99TM, Bego, Bremen, Almanya ve Co-Cr; WBC 9581TM, Bego) ve seramiğin markası (VMK 95TM, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve daha da önemli olarak uygulanan test mekanizması (makaslama deneyi) bizim çalışmamızdan farklı sonuçların oluşmasında etkili olmuş olabilir (88).

Xiang ve arkadaşları, döküm ve SLM yoluyla elde ettikleri Co-Cr metal alaşım alt yapıların bağlantı dayanımları arasında farklılık olup olmadığını inceledikleri çalışmalarında test yöntemi olarak "üç nokta eğme" deneyini kullanmışlar ve iki yöntem arasında bağlantı dayanımı açısından istatistiksel bir

farklılık olmadığını bildirmişlerdir (SLM; 44±5MPa, Döküm; 43±4MPa). Bu çalışmada metal yüzeyinde kalan seramik miktarının belirlenmesinde SEM/EDS destekli silika X-Ray dedektörü kullanılmış ve ara yüzde kalan seramik miktarı AFAP (The area fraction of adherence porcelain: $AFAP: Si_f-Si_m / Si_o-Si_m$) formülü ile belirlenmiştir. SLM ve döküm gruplarının AFAP değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı (SLM: 0,59±0,05, Döküm: 0,53±0,04) olmakla birlikte her iki grupta da karışık tip bağlantı başarısızlığı bulunduğu ancak SLM örneklerin ara yüzünde daha fazla seramik bulunduğu tespit edilmiştir. Seramik miktarının fazla olması da metal ile seramik arasındaki bağlantı dayanımının daha iyi olduğunun göstergesidir. Bu çalışma her ne kadar kullandıkları alaşımın ve uyguladıkları test yönteminin türü bakımından bizim çalışmamızla benzerlik gösterse de, kullanılan SLM yönteminin SLS ile aynı sonuçları oluşturup oluşturamayacağı farklı çalışmalarla araştırılmalıdır (142).

Ağız ortamı laboratuvar koşullarında elde edilen sonuçlarla paralel gitmez. Ağız içerisinde tükürük bulunuyor olması yavaş çatlak gelişiminde önemli bir faktördür (40, 61).

Suleiman ve arkadaşları Co-Cr alaşımlarla döküm, milled, iki farklı markada lazer sinterizasyon yöntemi ile üretilmiş 10'ar örnekle ve kontrol grubu olarak da yüksek altın içerikli döküm alaşımlar kullanarak yaptıkları çalışmalarında örnek şekillerini prepare edilmiş molar diş olarak belirlemişlerdir. Döküm yoluyla elde ettikleri 10 örneğin dökümünde fosfat bağlı revetman (GC Stel-lavest, GCEurope, Leuven, Belgium) ve bizim çalışmamızda kullandığımız markadan farklı markada (Wirobond□280, BEGOBremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) bir Co-Cr alaşım kullanmışlardır. Döküm yoluyla elde ettikleri alaşımların yüzeyini 250µm kalınlıkta alüminyum oksit ile 45° açıyla 20mm uzaklıktan ve 3 bar basınç altında kumlamışlardır. Kontrol grubunu oluşturan yüksek altın içerikli alaşımdan (Sjödings M2, K. A. Rasmussen AS, Hamar, Norway) üretilmiş 10 metal döküm örnek yüzeyi ise 125µm kalınlıkta alüminyum oksit ile 20mm uzaklıktan 45° açı ile ve 2 bar basınç altında kumlanmıştır. Üç boyutlu yazılım merkezine yollanan (M-tec Dental AB, Malmö, Sweden) bilgi ile Co-Cr bloklardan (Gialloy CB, BK Giuliani GmbH, Ludwigshafen, Germany) milled yoluyla 10 adet metal örneğin üretimi sağlanırken, aynı bilgi lazer sinterizasyonun

gerçekleştiği 2 üretim merkezine daha yollanmıştır. Merkezlerden birinde (BiomainAB, Helsingborg, Sweden) örnekler EOS CobaltChrome SP2 tozlarından üretilmiş ve yüzeyleri 125µm alüminyum oksit ile 3 bar basınç altında kumlanmıştır. Diğer merkezde (BEGO Dental, Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH&Co. KG, Bremen, Germany) ise örnekler Wirobond C+Co-Cr tozları kullanılarak üretilmiş ve 250µm kalınlıkta alüminyum oksit ile 3 bar basınç altında kumlanmıştır. Yüzey hazırlığı tamamlanmış örnekler pasta formunda opak ve ardından seramik uygulaması yapılmıştır (PoBA, Noritake Dental Supply Co., Limited, Aichi, Japan). Ardından termal siklus uygulaması yapılan (5000 devir, 5–55°C) örnekler kırık oluşana kadar kuvvet (30–300N) uygulanmıştır. Lazer sinter gruplardan birisi ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmuştur. Diğer gruplar arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık oluşmamıştır. Sonuçlar N cinsinden olacak şekilde döküm Co-Cr, 1560±274; millenmiş Co-Cr, 1643±153; lazer sinterize Co-Cr 1, 1448±168; lazer sinterize Co-Cr 2, 1562±72; kontrol group, 1725±220 şeklinde bildirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada bağlantı başarısızlığının türü bakımından da örnekler incelenmiş ve çoğunlukla karışık tip başarısızlık görüldüğü bildirilmiştir. Elde edilen kırılma dayanımı sonuçlarının bizim çalışmamızdan farklı olmasının nedeni kullanılan alaşımların, seramiğin, üretimin gerçekleştiği cihazların, örnek şekillerinin ve de yüzey hazırlığı için kullanılan alüminyum oksit parçacıklarının boyutlarının farklı olması olabilir. Ayrıca deneyden önce yapılmış olan termal siklus uygulaması da sonuçları etkilemiş olabilir (61).

Serra-Prat ve arkadaşları 2014 yılında yapmış oldukları çalışmada 10mm çapında ve 10mm yüksekliğinde 90 adet örnek kullanmışlardır. Bu örneklerden 30'unu döküm yöntemi ile Co-Cr alaşım kullanarak (Colado CC; Ivoclar Vivadent) elde etmişler ve elde edilen metal örneklerin yüzeylerini revetman artıklarının uzaklaştırılması amacı ile 50µm kalınlığındaki alüminyum oksit ile 0,2MPa basınç ile 8cm uzaklıktan 10sn. süre ile kumlamışlardır. Diğer grubu oluşturan 30 örnek ise katı Co-Cr bloklardan (MagiaCam; Dentale Kompetenz, Birgit Stührenberg GmbH & Co KG) bilginin ulaştırıldığı SAUER HSC-20 linear yüksek hızlı milledenme cihazı ile (Core3d Protech; Avinent ImplantSystem) üretilmiştir. Lazer sinterizasyon grubunu oluşturan diğer 30 örnek ise tabaka tabaka üretim yapan EOSINT M270 system (EOSGmbH Electro Optical Systems) aracılığı ile CoCr alaşım tozlarından (EOS

CobaltChrome SP2) üretilmiş olup her tabakanın kalınlığı yaklaşık 20mm olarak saptanmıştır. Seramik uygulanmasından önce tüm örneklerin yüzeyini 110µm kalınlığında alüminyum oksit ile 0,4MPa basınç altında 8cm uzaklıktan ve 15sn. süre ile kumlamışlardır. Daha sonra tabakalama tekniği ile seramik (InLine; Ivoclar Vivadent) işlenen örneklerin yarısına termal siklus uygulamışlar (5500) daha sonra örneklerin tamamına kırık oluşana kadar makaslama kuvveti uygulamışlardır. Bu çalışmanın sonucunda termal siklus uygulanmamış örneklerde döküm ve milledme ile üretilmiş metal alt yapıların seramik bağlantı dayanımlarının lazer sinterizasyonla elde edilmiş metal alt yapıların seramik bağlantı dayanımına göre daha iyi olduğu sonucuna ulaşılmıştır (döküm: 42,79±14,14MPa, milledme: 37,56±9,1 MPA, lazer sinterizasyon: 29,09±6,95MPa). Termal siklus uygulanan örneklerde ise döküm ve milledme ile elde üretilen metal alt yapıların seramik bağlantı dayanımlarında termal siklus uygulaması yapılmamış örneklerin bağlantı dayanımına kıyasla önemli bir düşüş olduğu ancak lazer sinterizasyonla elde edilen alt yapıların bağlantı dayanımlarındaki düşüşün daha az olduğu bildirilmiştir (döküm:16,52±8,96MPa, milledme: 22,21±13,25MPa, lazer sinterizasyon: 24,28±10,13MPa). Bu çalışmada ayrıca termal siklus uygulaması yapılmış ve yapılmamış örnekler arasında bağlantı başarısızlığı türleri bakımından farklılık olup olmadığı araştırılmış ve aralarında bir bağlantı olmadığı tespit edilmiştir (termal siklus uygulanmış örneklerde p= .28,termal siklus uygulanmamış örneklerde p= .24). Her ne kadar termal siklus uygulaması ile bağlantı başarısızlığının türü bakımından iki grup arasında bir bağlantı bulunamamış olsa da milledme ile elde edilmiş ve termal siklus uygulanmamış örneklerde gözlenen adeziv tip başarısızlık dikkat çekicidir.

Tablo 21. Serra-Prat ve arkadaşlarının çalışmasındaki bağlantı başarısızlığı tipleri.

	Termal siklus uygulanmış Örnekler			Termal siklus uygulaması yapılmamış		
	A	K	M	A	K	M
Döküm	2	3	10	2	2	6
Milledme	7	2	6	1	4	5
Lazer Sinterizasyon	6	4	5	6	1	3

Ayrıca lazer sinterizasyon ile elde edilen örneklerde görülen adeziv tip başarısızlık sayısının fazlalığı bağlantının zayıf olduğuna işaret etmektedir (Tablo 19). Kullanılan alaşım markası, lazer sinterizasyon cihazı ve üretimdeki tabaka kalınlığı bakımından bizim çalışmamızla benzer olan bu çalışmada lazer sinterizasyonla elde edilmiş alaşımların seramik bağlantı dayanımlarının bizim çalışmamıza kıyasla düşük olmasının nedeni kullanılan seramik markasının bizim çalışmamızda kullandığımız seramikten farklı olması olabilir. Ayrıca bizim çalışmamızda yaptığımız gibi 50µm yerine 110µm ile kumlama da bağlantı dayanımını olumsuz etkilemiş olabilir. Test yöntemi olarak makaslama testi kullanılmış olması da farklı sonuçlar elde edilmesine neden olmuş olabilir (147).

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Metal ve seramik malzemelerin uyumluluğunu değerlendiren ISO 9693-1:2012 standardı esas alınarak döküm, milledme ve lazer sinterizasyon yolu ile elde edilen Co-Cr örneklerin seramik bağlantı dayanımını incelediğimiz bu çalışmada elde edilen bulgular sonucunda;

1. Çalışmamızın sonuçları döküm, milledme ve lazer sinterizasyon yöntemi ile elde edilen metal örneklerin seramik bağlantı dayanımlarının ISO standardında belirtilen ve klinik açıdan yeterlilik sınırı olan 25MPa'ın üzerinde olduğunu göstermektedir. Yine de, bulgularımız lazer sinterizasyonla elde edilen metal alt yapıların seramik bağlantı dayanımının döküm ve milledme ile elde edilen metal alt yapılarınkine kıyasla istatistiksel olarak daha iyi olduğunu göstermektedir (Döküm: 35,04±2,44MPa, Milledme: 34,36±1,90MPa, Lazer Sinterizasyon: 57,13±4,07MPa).
2. Örneklerimizin tamamında karışık tip bağlantı başarısızlığı tespit edilmiştir, bu sonuç bağlantı dayanımı açısından tatmin edicidir ve bağlantı dayanımının güçlü olduğuna işaret etmektedir.
3. SEM ve AFM görüntüleriyle incelediğimiz metallerin yüzeylerinin birbirlerinden oldukça farklı olduğunu, özellikle milledme ile elde edilen metallerin yüzeylerinde düz alanlarının daha fazla, lazer sinterizasyonla elde edilmiş metallerde ise girintili sahaların daha fazla olduğunu tespit ettik. Girintili sahaların bağlantı dayanımına olumlu etkisi bizim çalışmamızın sonuçlarıyla da desteklenmektedir.
4. Metal örneklerin Ra değerlerini incelediğimiz zaman lazer sinterizasyonla elde edilen değerlerin diğerlerine kıyasla oldukça farklı olduğunu tespit ettik (Döküm 1,49, Milledme 0,669, Lazer Sinterizasyon 4,748). Bu sonuç lazer sinterizasyonla elde edilen metal örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin döküm ve milledmeye kıyasla daha fazla olduğunun sayısal göstergesidir.

5. Metal-seramik bağlantı yüzeyinde bağlantı dayanımını etkileyebilecek elementlerin varlığını SEM ile EDX analizi yaparak araştırdık ancak bağlantı yüzeyinde bağlantıyı etkileyecek elementlerin varlığına rastlamadık.
6. Son yıllarda diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaya başlanan lazer sinterizasyon uygulaması, teknisyen ve malzeme kaynaklı hataların en aza indirilmesini sağlarken aynı zamanda daha düşük maliyetli restorasyonlar üretilmesi mümkün olabilmektedir. Bizim çalışmamızda elde edilen sonuçlar da lazer sinterizasyon yönteminin bağlantı dayanımı açısından güvenle kullanılabileceğini desteklemektedir.
7. Her kliniğin kendi bünyesinde bir lazer sinterizasyon cihazı bulundurması oldukça maliyetli olacağından, lazer sinterizasyon yöntemi kullanılmak istenildiğinde restorasyonlar bir genel merkezde üretilecek ve kliniğe ulaşması için belirli bir süre geçmesi gerekecektir. Bu anlamda milledme ile üretim yöntemi dikkatleri üzerine toplamaktadır. Her ne kadar çalışmamızın sonuçları lazer sinterizasyon lehine bulunmuş olsa da milledme yöntemi ile elde edilmiş metal alt yapılar da klinik açıdan kabul edilebilir bir değer olan ve ilgili ISO standardında belirtilen 25MPa'nın üzerinde bağlantı dayanım değerleri göstermiştir. Ofis kullanımına uygun milledme cihazlarının kullanılmasıyla aynı seansta ölçü ve üretim aşamalarının gerçekleştirilebilmesi hasta konforu ve zamandan tasarruf etmek adına önemlidir.
8. Diğer bir üretim yöntemi olan döküm yöntemi de klinik açıdan kullanılabilir güvenli alt sınır olan 25MPa'nın üzerinde bağlantı dayanımı göstermiştir. Ancak her ne kadar döküm yöntemi uzun yıllardır diş hekimliğine hizmet vermiş olsa da üretim prosedürlerinin karmaşık ve zaman alıcı olması nedeni ile artık yerini diğer yöntemlere bırakmaya başlamıştır.
9. Deneyde kullanılacak örneklerin şekillerinin gerçek dişlerin şekline benzer olması ve çekilmiş dişlerin elastisite katsayısına yakın değerler göstermesi klinik koşullara benzer sonuçlar elde edilmesine katkı sağlayabilir.
10. Ağız ortamı laboratuvar koşullarında elde edilen sonuçlarla paralel gitmez. Ağız içerisinde tükrük bulunuyor olması yavaş çatlak gelişiminde önemli bir

faktördür. Ağız ortamının simüle edilmesi adına deneyde kullanılan örneklerle termal siklus uygulanması sonuçların gerçeğe daha yakın olmasını sağlayabilir.

11. SEM analizi yapılmış örnek yüzeyleri görsel olarak incelendiğinde en fazla miktarda seramiğin lazer sinterizasyonla üretilmiş metal yüzeylerinde bulunduğunu tespit ettik. Bunu sırasıyla döküm ve milledme ile üretilmiş metal alt yapılar takip etmektedir. Her ne kadar gözlem yoluyla elde ettiğimiz bu veriler bağlantı dayanımı sonuçlarını destekliyor olsa da bağlantı başarısızlığının tespitinde EDS (energy-dispersive X-ray spectroscopy) donanımlı SEM cihazı kullanmak ve yüzeyde kalan seramik miktarını da silika X-ray dedektörü aracılığı ile tespit etmek daha doğru bir yaklaşım olacaktır.
12. Döküm, milledme ve lazer sinterizasyonla üretilen metal alt yapıların seramik bağlantı dayanımlarının inceleneceği daha ileri çalışmalarda milledme yapılan frezin türü ve boyutları, lazer sinterizasyonda kullanılan lazerin tipi, cihazın tarama hızı, üretilen tabakaların kalınlığı gibi milledme ve lazer sinterizasyonla üretimde bağlantı dayanımını etkileyebilecek diğer faktörler de incelenmelidir.

ÖZET

Farklı Tekniklerle Hazırlanmış Metal Alaşım Alt Yapıların Metal Porselen Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Metal ve seramik malzemelerin uyumluluğunu değerlendiren ISO 9693-1:2012 standardına göre yürütülen bu çalışmada 90 adet 25mm X 3mm X 0,5 mm boyutlarında Co-Cr alaşımdan döküm, milleme ve lazer sinterizasyon yöntemleri ile metal alt yapılar hazırlandı. Bu alt yapılardan her grup için 20'şer tanesinin üzerine yine ilgili ISO standardında belirtildiği şekilde örneklerin tam orta kısımlarına denk gelecek şekilde 8mm boyutunda seramik uygulaması yapıldı. Seramik uygulanmış olan örnekler üç nokta eğme deneyine tabi tutuldu ve bağlantı başarısızlığının ilk olduğu nokta tespit edildi. Bu noktada bağlantı başarısızlığına neden olan F kuvveti tespit edildi ve $T_b = k \times F$ formülü ile bağlantı dayanımı değerleri hesaplandı. Bu değerler Kruskal-Wallis testi kullanılarak istatistiksel açıdan değerlendirildi ve lazer sinterizasyon ile elde edilen metal alt yapıların seramik bağlantı dayanımlarının diğer iki gruba göre daha iyi olduğu, döküm ve milleme ile elde edilen metal alt yapıların bağlantı dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı tespit edildi (Döküm: 35,04±2,44 MPa, Milleme: 34,36±1,90 MPa, Lazer Sinterizasyon: 57,13±4,07 MPa).

Metal-seramik bağlantı dayanımı açısından değerlendirilen örneklerde kırılmanın ne tür olduğunu saptamak adına ara yüzleri stereomikroskop ile incelendi, daha sonra seramik kısmı dikkatlice metal kısmından ayrılan örneklerin metal yüzeyleri, yüzeydeki seramik varlığı bakımından SEM ile incelendi.

Seramik uygulaması yapılmamış metal örneklerden her grup için 6 tanesinin AFM analizi yapıldı ve bu analizin sonucunda milleme ile elde edilen örneklerin yüzeylerinin daha düz olduğu lazer sinterizasyon ile elde edilenlerin ise daha pürüzlü olduğu tespit edildi. Yine bu örneklerden 2'şer tanesinin SEM ve EDX analizi yapıldı. Bu analizler neticesinde metal yüzey topografyalarının bağlantı dayanımı sonuçlarını desteklediği gözlemlendi. Ayrıca seramik uygulaması yapılmamış örneklerden her grup için 6'şar tanesinin yüzey pürüzlülük ölçümü yapılarak Ra değerleri tespit edildi. Bu analizin sonucunda da lazer sinterizasyonla elde edilen örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin daha fazla olduğu tespit edildi (Döküm 1,49, Milleme 0,669, Lazer Sinterizasyon 4,748).

Anahtar Kelimeler: Metal-seramik restorasyonlar, lazer sinterizasyon, milleme, döküm, bağlantı dayanımı, hızlı üretim, metal alaşımlar

ABSTRACT

Effect of Different Manufacturing Techniques of Metal Alloy Frameworks on the Bonding Strength Between Porcelain and Metal

This study was carried out according to the ISO 9693-1:2012 standard which specifies test methods for determining the compatibility of metallic and ceramic materials used for dental restorations by testing the composite structure. A total of 90 bars of specimens with the dimensions of 25mm X 3mm X 0,5mm were fabricated from Co-Cr alloys by casting, machine milling and laser sinterization techniques. Ceramic application was done on 20 specimens from each group. 8mm long ceramic was applied right in the middle of the specimen. Ceramic applied metal specimens were subjected to three point bending test and initial point of bonding failure were recorded. Using the F force at the initial point of bonding failure and the formula $T_b = k \times F$, bond strengths of the specimens were calculated. Results were submitted to statistical analysis using Kruskal Wallis test. Laser sintered specimens were found to have higher porcelain bond strengths than both machine milled and cast specimens, while no statistical significance among machine milled and cast specimens were found (Casting 35.04 ± 2.44 MPa, Milling 34.36 ± 1.90 MPa, Laser Sinterization: 57.13 ± 4.07 MPa).

Interfaces of specimens tested for porcelain bond strength were analyzed under stereomicroscope to determine the fracture type. After cleaning the fracture surfaces, they were analyzed by SEM for porcelain presence.

Six bars of metal specimens from each group were analyzed by AFM, and it was shown that machine milled specimens had smoother surfaces than both cast and laser sintered specimens. Laser sintered specimens showed the roughest surfaces. Out of these specimens, 2 specimens from each group were analyzed by SEM and EDX. It was observed that metal surface topographies support the bond strength results. Besides, surface roughness measurement were done on 6 plain metal bars from each group and mean Ra values for each group were calculated. The result of the analysis confirmed that laser sintered specimens have rougher surfaces (Casting : 1.49, Machine milled : 0.669, Laser sintered : 4.748).

Keywords: Metal-ceramic restorations, laser sinterization, milling, casting, bond strength, rapid prototyping, metal alloys

KAYNAKLAR

1. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2012.
2. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993:515.
3. Aran PDA. MAL 201 Malzeme Bilgisi Ders Notları. 2007-2008.
4. Naylor WP, King AH. Introduction to metal-ceramic technology: Quintessence Publishing Company; 2009.
5. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics: Elsevier Health Sciences; 2006.
6. O'Brien WJ. Dental materials and their selection: Quintessence Publ. Chicago; 1997.
7. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. British dental journal. 2008;204(9):505-11.
8. van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental Materials. 2012;28(1):3-12.
9. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. Journal-American Dental Association. 2006;137:22S.
10. Çetinkaya E. Laser Cusing, Hızlı Prototipleme ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri İle Oluşturulan Metal alt Yapıların Marjinal Uyumlarının İn Vitro Olarak İncelenmesi [Doktora Tezi]: Marmara Üniversitesi; 2013.
11. Çavdarlı K. Farklı Döküm Yöntemleri Ve Alaşımlar Kullanılarak Elde Edilen Kuron Restorasyonların Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması [Doktora]: Süleyman Demirel Üniversitesi; 2013.
12. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. International Journal of Machine Tools and Manufacture. 2006;46(12):1459-68.
13. Rosen D. Design for Additive Manufacturing: Past, Present, and Future Directions. Journal of Mechanical Design. 2014;136(9):090301.
14. Delikanlı K, Sofu Mm, Bekci U. Üretim Sektöründe Hızlı Direkt İmalat Sistemlerinin Yeri Ve Önemi. Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi. 2005;4:33-9.
15. Sofu M. Hızlı Direkt İmalatta Kullanılan Seçici Lazer Sinterleme Ve Ergitme Cihazının Gövde Tasarımı ve İmalatı [Yüksek Lisans Tezi]: Süleyman Demirel Üniversitesi; 2007.
16. Chua C, Teh S, Gay R. Rapid prototyping versus virtual prototyping in product design and manufacturing. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology. 1999;15(8):597-603.

17. Özüğür B. Hızlı Prototipleme Teknikleri ile Kompleks Yapıdaki Parçaların Üretilirliklerinin Araştırılması [Yüksek Lisans]: Gazi Üniversitesi; 2006.
18. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. The international journal of advanced manufacturing technology. 2006;29(3-4):317-35.
19. Kan B. Hızlı Prototipleme Sistemleri ve Uygulam Esasları [Yüksek Lisans Tezi]: Sakarya Üniversitesi; 2006.
20. Sofu MM, Delikanlı K. Hızlı Direkt İmalat Yöntemleri ve Uygulamaları.
21. Kruth J-P, Wang X, Laoui T, Froyen L. Lasers and materials in selective laser sintering. Assembly Automation. 2003;23(4):357-71.
22. Diego Manfredi FC, Manickavasagam Krishnan,, Riccardo Canali EPA, Sara Biamino, Daniele Ugues,, Matteo Pavese and Paolo Fino Dr. Waldemar A. Monteiro (Ed.). Additive Manufacturing of Al Alloys and Aluminium Matrix Composites (AMCs), Light Metal Alloys Applications. InTech. 2014.
23. Strano G, Hao L, Everson RM, Evans KE. Surface roughness analysis, modelling and prediction in selective laser melting. Journal of Materials Processing Technology. 2013;213(4):589-97.
24. Sexton L, Lavin S, Byrne G, Kennedy A. Laser cladding of aerospace materials. Journal of Materials Processing Technology. 2002;122(1):63-8.
25. Levy GN, Schindel R, Kruth J-P. Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives. CIRP Annals-Manufacturing Technology. 2003;52(2):589-609.
26. http://en.wikipedia.org/wiki/Fused_deposition_modeling.
27. <http://www.turkcadcam.net/rapor/otoinsa/index.html>.
28. Usanmaz G. Copy-Milling Sistemiyle Hazırlanmış Üç Üniteli İki Farklı Materyaldeki Tam Seramik Köprülerin Marjinal Uyumlarının Fırınlama Aşamalarında Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. 2005.
29. Bultan Ö. Metal-Pres Seramik Uyumunun Araştırılması. 2006.
30. Hamouda IM, El-Waseffy NA, Hasan AM, El-Falal AA. Evaluation of an experimental dental porcelain. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2010;3(8):610-8.
31. Sukumaran V, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. Trends Biomater. 2006;20(1):7-11.
32. Hsueh C-H, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. Dental Materials. 2006;22(5):460-9.
33. Sınmazışık G, Öveçoğlu M. Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. Dental Materials. 2006;22(8):735-45.
34. McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. The science and art of dental ceramics: Quintessence Publishing Company; 1979.

35. Bagby M, Marshall S, Marshall Jr G. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(1):21-5.
36. 9693 I. Metal-ceramic dental restorative systems. 1999.
37. Goldstein J. *Scanning Electron Microscopy and X-ray Microanalysis: Third Edition*: Springer US; 2003.
38. Zadora G, Brożek-Mucha Z. SEM–EDX—a useful tool for forensic examinations. *Materials chemistry and physics*. 2003;81(2):345-8.
39. Lombardo GH, Nishioka RS, Souza RO, Michida S, Kojima AN, Mesquita AM, et al. Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt–chromium. *Journal of Prosthodontics*. 2010;19(2):103-11.
40. Fischer J, Zbären C, Stawarczyk B, Hämmerle CH. The effect of thermal cycling on metal–ceramic bond strength. *Journal of dentistry*. 2009;37(7):549-53.
41. Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30(3):265-9.
42. Brockhurst P, Cannon R. Alloys for crown and bridgework. *Australian dental journal*. 1981;26(5):287-91.
43. Bauer J, Costa JF, Carvalho CN, Grande RHM, Loguercio AD, Reis A. Characterization of two Ni–Cr dental alloys and the influence of casting mode on mechanical properties. *Journal of prosthodontic research*. 2012;56(4):264-71.
44. Joias RM, Tango RN, de Araujo JEJ, de Araujo MAJ, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G, de Arruda Paes-Junior TJ, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co–Cr alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;99(1):54-9.
45. Lee D-H, Lee B-J, Kim S-H, Lee K-B. Shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional castable alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015.
46. Sarkar N, Greener E. In vitro corrosion resistance of new dental alloys. *Artificial Cells, Blood Substitutes and Biotechnology*. 1973;1(1):121-9.
47. Barucca G, Santecchia E, Majni G, Girardin E, Bassoli E, Denti L, et al. Structural characterization of biomedical Co–Cr–Mo components produced by direct metal laser sintering. *Materials Science and Engineering: C*. 2015;48:263-9.
48. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(3):603-27.
49. Geis-Gerstorfer J, Sauer K-H, Pässler K. Ion release from Ni–Cr–Mo and Co–Cr–Mo casting alloys. *The International journal of prosthodontics*. 1990;4(2):152-8.
50. Hildebrand HF, Veron C, Martin P. Nickel, chromium, cobalt dental alloys and allergic reactions: an overview. *Biomaterials*. 1989;10(8):545-8.

51. Bumgardner J, Lucas L. Surface analysis of nickel-chromium dental alloys. *Dental Materials*. 1993;9(4):252-9.
52. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(2):499-512.
53. Hensten-Pettersen A. Casting alloys: side-effects. *Advances in dental research*. 1992;6(1):38-43.
54. Huang HH, Lin MC, Lee TH, Yang HW, Chen F-l, Wu SC, et al. Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(3):206-12.
55. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(4):351-63.
56. Culha O, Zor M, Ali Gungor M, Arman Y, Toparli M. Evaluating the bond strength of opaque material on porcelain fused to metal restorations (PFM) alloys by scratch test method. *Materials & Design*. 2009;30(8):3225-8.
57. Asgar K. Casting metals in dentistry: past-present-future. *Advances in dental research*. 1988;2(1):33-43.
58. Vermilyea SG, Kuffler MJ, Tamura JJ. Casting accuracy of base metal alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(5):651-3.
59. Earnshaw R. The casting shrinkage of cobalt-chromium alloys. *Australian Dental Journal*. 1958;3(3):159-70.
60. Asgar K, Arfaei A. Castability of crown and bridge alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;54(1):60-3.
61. Hama Suleiman S, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(5):1280-9.
62. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosgeat B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *European journal of oral sciences*. 2005;113(1):90-5.
63. Bagci E, Aykut Ş. A study of Taguchi optimization method for identifying optimum surface roughness in CNC face milling of cobalt-based alloy (stellite 6). *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2006;29(9-10):940-7.
64. Yamanaka K, Mori M, Kuramoto K, Chiba A. Development of new Co–Cr–W-based biomedical alloys: effects of microalloying and thermomechanical processing on microstructures and mechanical properties. *Materials & Design*. 2014;55:987-98.
65. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(6):602-8.
66. Scolaro JM, Pereira JR, Valle ALd, Bonfante G, Pegoraro LF. Comparative study of ceramic-to-metal bonding. *Brazilian dental journal*. 2007;18(3):240-3.

67. F. Valandro L, Özcan M, Amaral R, Vanderlei A, A. Bottino M. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental materials journal*. 2008;27(6):849-55.
68. Hofstede TM, Ercoli C, Graser GN, Tallents RH, Moss ME, Zero DT. Influence of metal surface finishing on porcelain porosity and beam failure loads at the metal-ceramic interface. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(3):309-17.
69. DeHoff P. A critique of bond testing: what are we measuring. *Trans Acad Dent Mater*. 1994;7:41-4.
70. Papazoglou E, Brantley WA. Porcelain adherence vs force to failure for palladium–gallium alloys: a critique of metal–ceramic bond testing. *Dental Materials*. 1998;14(2):112-9.
71. Anusavice K, Dehoff P, Fairhurst C. Materials Science Comparative Evaluation of Ceramic-metal Bond Tests Using Finite Element Stress Analysis. *Journal of dental research*. 1980;59(3):608-13.
72. Schaffer SP. An approach to determining the bond strength of ceramometal systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1982;48(3):282-4.
73. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research*. 1995;74(9):1591-6.
74. Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schäfer A. Bond strength of metal–ceramic systems in three-point flexure bond test. *Journal of Applied Biomaterials*. 1995;6(1):55-64.
75. Silver M, Klein G, Howard MC. An evaluation and comparison of porcelains fused to cast metals. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1960;10(6):1055-64.
76. Schmitz K, Schulmeyer H. Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme. *Dent lab*. 1975;12:1416-20.
77. Wight TA, Bauman JC, Pelleu GB. An evaluation of four variables affecting the bond strength of porcelain to nonprecious alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1977;37(5):570-7.
78. Chong M, Beech D. A simple shear test to evaluate the bond strength of ceramic fused to metal. *Australian dental journal*. 1980;25(6):357-61.
79. Lavine MH, Custer F. Variables affecting the strength of bond between porcelain and gold. *Journal of dental research*. 1966;45(1):32-6.
80. Papazoglou E, Brantley WA, Carr AB, Johnston WM. Porcelain adherence to high-palladium alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;70(5):386-94.
81. Ucar Y, Aksahin Z, Kurtoglu C. Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(3):165-71.
82. Dozić A, Kleverlaan CJ, Meegdes M, van der Zel J, Feilzer AJ. The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(6):563-70.

83. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(4):253-9.
84. Hinman R, Tesk J, Whitlock R, Parry E, Durkowski J. A technique for characterizing casting behavior of dental alloys. *Journal of dental research*. 1985;64(2):134-8.
85. Teteruck WR, Mumford G. The fit of certain dental casting alloys using different investing materials and techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1966;16(5):910-27.
86. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: Shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):600-5.
87. Viennot S, Lissac M, Malquarti G, Dalard F, Grosogeat B. Influence of casting procedures on the corrosion resistance of clinical dental alloys containing palladium. *Acta biomaterialia*. 2006;2(3):321-30.
88. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dental Materials*. 2008;24(10):1400-4.
89. Willer J, Rossbach A, Weber H-P. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(3):346-53.
90. Wang X, Laoui T, Bonse J, Kruth J-P, Lauwers B, Froyen L. Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2002;19(5):351-7.
91. Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal*. 2009;15(3):216-25.
92. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*. 2011;56(s1):97-106.
93. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*. 2009;28(1):44-56.
94. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*. 2005;26(7):507-13.
95. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM–fillings of the future? *International dental journal*. 1997;47(5):247-58.
96. Kellerhoff RK, Fischer J. In vitro fracture strength and thermal shock resistance of metal-ceramic crowns with cast and machined AuTi frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(4):209-15.

97. Iseri U, Özkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dental materials journal*. 2011;30(3):274-80.
98. Kovalev A, Vainshtein D, Mishina V, Titov V, Moiseev V, Tolochko N. Selective laser sintering of steel powders to obtain products based on SAPR-models. *Metallurgist*. 2000;44(4):206-9.
99. Bae E-J, Kim J-H, Kim W-C, Kim H-Y. Bond and fracture strength of metal-ceramic restorations formed by selective laser sintering. *The journal of advanced prosthodontics*. 2014;6(4):266-71.
100. Takaichi A, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, Migita S, et al. Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;21:67-76.
101. Yao L, Peng C, Wu J. Wettability and bond strength between leucite-reinforced dental porcelains and Co-Cr alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;110(6):515-20.
102. Daftary F, Donovan T. Effect of four pretreatment techniques on porcelain-to-metal bond strength. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1986;56(5):535-9.
103. Pretti M, Hilgert E, Bottino MA, Avelar RP. Evaluation of the shear bond strength of the union between two CoCr-alloys and a dental ceramic. *Journal of applied oral science*. 2004;12(4):280-4.
104. Malhotra ML, Maickel LB. Shear bond strength in porcelain-metal restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1980;43(4):397-400.
105. Drummond J, Randolph R, Jekkals V, Lenke J. Shear testing of the porcelain-metal bond. *Journal of dental research*. 1984;63(12):1400-1.
106. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*. 2008;24(10):1311-5.
107. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, von Steyern PV. The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *dental materials*. 2011;27(4):356-63.
108. McLean J, Von Fraunhofer J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*. 1971(131):107-11.
109. Kashani HG, Khera SC, Gulker IA. The effects of bevel angulation on marginal integrity. *The Journal of the American Dental Association*. 1981;103(6):882-5.
110. Al Jabbari Y, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental Materials*. 2014;30(4):e79-e88.
111. Xin X-z, Chen J, Xiang N, Wei B. Surface Properties and Corrosion Behavior of Co–Cr Alloy Fabricated with Selective Laser Melting Technique. *Cell biochemistry and biophysics*. 2013;67(3):983-90.

112. Zeng L, Xiang N, Wei B. A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(5):1217-24.
113. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(1):51-5.
114. Xin X, Chen J, Xiang N, Gong Y, Wei B. Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co–Cr dental alloy after porcelain firing. *Dental Materials*. 2014;30(3):263-70.
115. Al Amri MD, Hammad IA. Shear bond strength of two forms of opaque porcelain to the metal substructure. *King Saud University Journal of Dental Sciences*. 2012;3(2):41-8.
116. Johnson T, Noort Rv, Stokes CW. Surface analysis of porcelain fused to metal systems. *Dental Materials*. 2006;22(4):330-7.
117. Cai Z, Watanabe I, Mitchell J, Okabe T, editors. X-ray diffraction investigation of metal-ceramic interfaces. *Journal Of Dental Research*; 1998: Amer Assoc Dental Research 1619 Duke St, Alexandria, Va 22314 USA.
118. Munoz AI, Julián LC. Influence of electrochemical potential on the tribocorrosion behaviour of high carbon CoCrMo biomedical alloy in simulated body fluids by electrochemical impedance spectroscopy. *Electrochimica Acta*. 2010;55(19):5428-39.
119. Hodgson A, Kurz S, Virtanen S, Fervel V, Olsson C-O, Mischler S. Passive and transpassive behaviour of CoCrMo in simulated biological solutions. *Electrochimica Acta*. 2004;49(13):2167-78.
120. Korkmaz T, Asar V. Comparative evaluation of bond strength of various metal–ceramic restorations. *Materials & Design*. 2009;30(3):445-51.
121. Uusalo EK, Lassila VP, Yli-Urpo AU. Bonding of dental porcelain to ceramic-metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1987;57(1):26-9.
122. Mackert J, Ringle R, Parry E, Evans A, Fairhurst C. The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding. *Journal of dental research*. 1988;67(2):474-8.
123. Baran G. Oxide compounds on Ni-Cr alloys. *Journal of dental research*. 1984;63(11):1332-4.
124. Wagner WC, Asgar K, Bigelow WC, Flinn RA. Effect of interfacial variables on metal-porcelain bonding. *Journal of biomedical materials research*. 1993;27(4):531-7.
125. Carter JM, Al-Mudafar J, Sorensen SE. Adherence of a nickel-chromium alloy and porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1979;41(2):167-72.
126. Al Jabbari YS, Zinelis S, Eliades G. Effect of sandblasting conditions on alumina retention in representative dental alloys. *Dental materials journal*. 2012;31(2):249-55.

127. Külünk T, Kurt M, Ural Ç, Külünk Ş, Baba S. Effect of different air-abrasion particles on metal-ceramic bond strength. *Journal of Dental Sciences*. 2011;6(3):140-6.
128. Winings JR. Using aluminous oxide abrasives in porcelain-bonded-to-metal fabrication. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1981;46(3):345-7.
129. İnan Ö, Acar A, Halkacı S. Effects of sandblasting and electrical discharge machining on porcelain adherence to cast and machined commercially pure titanium. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2006;78(2):393-400.
130. Cai Z, Bunce N, Nunn M, Okabe T. Porcelain adherence to dental cast CP titanium: effects of surface modifications. *Biomaterials*. 2001;22(9):979-86.
131. De Melo RM, Travassos AC, Neisser MP. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(1):64-9.
132. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(4):247-57.
133. Anusavice K, Carroll J. Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *Journal of dental research*. 1987;66(8):1341-5.
134. Bertolotti RL. Calculation of interfacial stress in porcelain-fused-to-metal systems. *Journal of dental research*. 1980;59(11):1972-7.
135. DeHoff P, Anusavice K. An analytical model to predict the effects of heating rate and applied load on glass transition temperatures of dental porcelain. *Journal of dental research*. 1986;65(5):643-7.
136. Mackert JR, Khajotia SS, Russell CM, Williams AL. Potential interference of leucite crystallization during porcelain thermal expansion measurement. *Dental Materials*. 1996;12(1):8-12.
137. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(1):61-6.
138. Claus H. The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *The International journal of prosthodontics*. 1988;2(4):376-84.
139. Murakami I, Schulman A. Aspects of metal-ceramic bonding. *Dental clinics of North America*. 1987;31(3):333-46.
140. Lehner CR, Holtan J. A comparison of the bond strength of opaque and body porcelains on different types of ceramo-metal alloys. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia/SSO*. 1987;98(9):937-43.
141. Wood MC, Thompson GA, Agar JR. A comparison of debonding strengths of four metal-ceramic systems with and without opaque porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(3):141-9.

142. Xiang N, Xin X-Z, Chen J, Wei B. Metal–ceramic bond strength of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting. *Journal of dentistry*. 2012;40(6):453-7.
143. Gu D, Shen Y. Balling phenomena in direct laser sintering of stainless steel powder: Metallurgical mechanisms and control methods. *Materials & Design*. 2009;30(8):2903-10.
144. Gibson I, Shi D. Material properties and fabrication parameters in selective laser sintering process. *Rapid Prototyping Journal*. 1997;3(4):129-36.
145. Monaco C, Langenohl C, Pasquinelli M, Llukacej A, Ragazzini N, Evangelisti E, et al. Bond strength of Co–Cr/ceramic produced with three different technologies. *Dental Materials*. 2014;30:e21-e2.
146. Stawarczyk B, Eichberger M, Hoffmann R, Noack F, Schweiger J, Edelhoff D, et al. A Novel CAD/CAM Base Metal Compared to Conventional CoCrMo Alloys: An in-vitro Study of the Long-term Metal-ceramic Bond Strength. *Oral health and dental management*. 2014;13(2):446-52.
147. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: Shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014.

ÖZGEÇMİŞ

26 Haziran 1981 yılından Tosya /Kastamonu’da doğdum. İlk Öğrenimimi Sivas Halil Rıfat Paşa İlkokulu’nda, orta öğrenimimi Sivas Fevzi Paşa Orta Okulu’nda lise öğrenimimi ise Sivas Kongre Lisesi’nde tamamladım.

Lisans eğitimime 2001 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde başladım ve 2006 yılında mezun oldum.

Doktora eğitimime 2010 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda başladım ve halen çalışmalarımı bu bölümde sürdürmekteyim.