

**T.C.  
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DIŐHEKİMLİĐİ BİLİMLERİ MERKEZİ  
PROTETİK DIŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI**

**1,5 VE 3,0 T MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNİN  
DENTAL METAL ALAŞIMLARIN VE ZİRKONYUMUN KARAKTERİSTİK  
ÖZELLİKLERİNE VE SERAMİKLE BAĞLANTISINA ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

**Nurten BAYSAL**  
Hv. Diş Tbp. Ütđm.

**DIŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA  
2015**

T.C  
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DIŐHEKİMLİĐİ BİLİMLERİ MERKEZİ  
PROTETİK DIŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

1,5 VE 3,0 T MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNİN  
DENTAL METAL ALAŞIMLARIN VE ZİRKONYUMUN KARAKTERİSTİK  
ÖZELLİKLERİNE VE SERAMİKLE BAĞLANTISINA ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ

**Nurten BAYSAL**  
Hv. Diş Tbp. Ütđm.

Gülhane Askeri Tıp Akademisi  
Komutanlığı'nın  
Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğinin  
Protetik Diş Tedavisi Programı için öngördüğü  
**UZMANLIK TEZİ**  
olarak hazırlanmıŐtır

TEZ DANIŞMANI  
Simel AYYILDIZ  
Doç. J. Diş Tbp. Yzb.

**ANKARA**

**2015**



GATA Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne:

"1,5 ve 3,0 T Manyetik Rezonans Görüntüleme sistemlerinin dental metal alaşımların ve zirkonyumun karakteristik özelliklerine ve seramikle bağlantısına etkisinin incelenmesi" konulu bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : Doç. J. Diş Tbp. Yzb. Simel AYYILDIZ  
GATA Protetik Diş Tedavisi AD.

Üye : Prof. Hv. Diş Tbp. Kd. Alb. O. Cumhuriyet SIPAHI  
GATA Protetik Diş Tedavisi AD.

Üye : Doç. Dr. Nilüfer Çelebi BERİAT  
Hacettepe Üniv. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi AD.

ONAY: Hv. Diş Tbp. Kd. Ütğm. Nurten BAYSAL'ın 29.09.2015 tarihinde savunduğu bu tez Akademi Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Hayati BILGIÇ  
Prof. Tbp. Tümamiral  
GATA K. Bil. Yrd.  
Askeri Tıp Fakültesi Dekanı  
Eğitim Hastanesi Baştabibi



## TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kurulunun 10 Nisan 2015 gün ve 237(02) sayılı kararı gereği GATA Diş Hekimliği Bilimleri Merkezi Protetik Diş Tedavisi AD. Başkanlığı'nda yapılmıştır.

Uzmanlık eğitimim boyunca ve yürüttüğüm tez çalışmamda tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan tez danışmanım Sayın Doç. J. Diş Tbp. Yzb. Simel AYYILDIZ'a, Anabilim Dalı Başkanım Sayın Prof. Hv. Diş Tbp. Alb. O. Cumhur Sipahi'ye, değerli hocalarım Sayın Prof. Diş. Tbp. Alb. Arzu ATAY ve Sayın Doç. J. Diş Tbp. Yb. Bülent PİŞKİN'e, SAXS analizlerinin yapılmasındaki katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Semra İDE'ye, uzmanlık tezimin jüri üyesi Sayın Doç. Dr. Nilüfer Çelebi BERİAT'a, ve istatistiksel analizlerin yapılmasındaki katkılarından dolayı Sayın Prof. Tpb. Alb. Selim Kılıç'a,

Araştırmamın laboratuvar aşamasında bana her türlü yardım ve desteği sağlayan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvar çalışanlarına, tezimi hazırlamam için bana gerekli süreyi sağlayan kliniğimizdeki çalışma arkadaşlarıma ve tüm Protetik Diş Tedavisi AD. personeline,

MRG cihazını kullanmıza olanak sağlayan GATA Radyoloji Anabilim Dalı Başkanlığı'na,

Uzmanlık eğitimimi yapmamı mümkün kılan, her zaman yanımda olan annem Fatma ERDOĞAN ile ikinci annem Hamiyet BAYSAL'a ve öğrenim hayatım boyunca benden desteğini esirgemeyen bütün aileme,

Tez süreci boyunca yeteri kadar vakit geçiremediğim canım oğlum Cihan Barış BAYSAL'a,

Bu süreç boyunca, tüm bilgi birikimi ve deneyimi ile bana yardımcı olan, sevgisi ve sabrıyla beni hiç yalnız bırakmayan sevgili eşim Başar BAYSAL'a sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Bu tez çalışması Gülhane Askeri Tıp Akademisi araştırma fonu tarafından desteklenmiştir.

## ÖZET

**1,5 ve 3,0 T Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sistemlerinin dental metal alaşımların ve zirkonyumun karakteristik özelliklerine ve seramikle bağlantısına etkisinin incelenmesi.**

Bu çalışmada MRG sistemindeki iyonize olmayan radyo dalgalarının ve manyetik alanın, sabit protetik restorasyonlarda kullanılan dental metal alaşımlar ile zirkonyum alt yapı materyallerinin karakteristik özelliklerine ve alt yapılar ile seramik arasındaki bağlantı direncine olan etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada CoCr, NiCr, ZrO<sub>2</sub> ve Ti materyallerinden, farklı üretim teknikleri ile disk (12mm çap 1mm kalınlık) (n=20) ve dikdörtgen prizması (2x2x4 mm<sup>3</sup>) (n=15) şeklinde örnekler üretildi. Disk şeklinde üretilen örneklerin üzerine seramik (r=6mm, h=4mm) pişirildi. 1 haftalık hızlandırılmış yaşlandırma işlemi sonrası 1,5 ve 3,0 T MRG cihazında 30 dakika süre ile beyin MRG sekansları uygulanarak instron test cihazında makaslama bağlantı direnci test edildi. Çalışmada ayrıca dikdörtgen prizması şeklinde üretilen örneklere de aynı MRG prosedürü uygulanarak SAXS cihazı ile nano-kristaliografik yapıları, profilometre ile yüzey pürüzlülükleri ve Vickers mikrosertlik cihazı ile sertlik ölçümleri yapıldı.

MRG uygulamaları sonucunda yüzey pürüzlülüğünde CoCr\_Dk - CoCr\_Db (1,77-2,31 µm), CoCr\_Da - CoCr\_Db (1,95-2,31 µm) ve Ti\_k - Ti\_a (0,78-1,34 µm) grupları arasında artış görülmüştür (p<0.05). Ancak CoCr\_L, NiCr ve Zr örnek grupları içerisinde anlamlı fark bulunmamıştır (p>0.05). Vickers mikrosertlik değerlerinde CoCr\_Dk - CoCr\_Db (438-334 HV1) ile CoCr\_Da - CoCr\_Db (459-334 HV1) grupları arasında azalma görülürken NiCr\_k - NiCr\_b (328-391 HV1) ile NiCr\_a - NiCr\_b (311-391 HV1) grupları arasında artış görülmüştür (p>0.05). Ancak CoCr\_L, Ti ve Zr örnek grupları içerisinde anlamlı fark bulunmamıştır (p>0.05). CoCr\_D örnek grupları için makaslama bağlanma direncinde CoCr\_Dk (21,75 MPa) grubuna göre CoCr\_Da (24,1 MPa) grubunda artış, CoCr\_Db (19,47 MPa) grubunda azalma ve CoCr\_Db (19,47 MPa) grubunda, CoCr\_Da (24,1 MPa) grubuna göre azalma görülmüştür (p<0.05) Ni-Cr örnek gruplarında ise NiCr\_a (18,16

MPa) grubunda NiCr\_k (21,29 MPa) grubuna göre azalma, NiCr\_b (28,03 MPa) grubunda NiCr\_k (21,29 MPa) ve NiCr\_a (18,16 MPa) gruplarına göre artış görülmüştür ( $p < 0.05$ ). CoCr\_L, Ti ve Zr gruplar içerisindeki bağlantı direncinde anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). SAXS analizi ise materyallerin, manyetik alan ve non iyonize radyo dalgalarından etkilendiğini, bu etkilenimlerin de materyallerin sertlik, pürüzlülük ve seramikle bağlanma dirençlerinde farklılıklara neden olduğunu göstermektedir.

Sonuçlar, MRG uygulamalarının özellikle metal destekli sabit protetik restorasyonlarda metal-seramik bağlantısında görülen başarısızlık nedenlerinden birisi olabileceğini göstermektedir.

**Anahtar Kelimeler:** MRG, SAXS, temel metal alaşım, zirkonyum, sertlik, pürüzlülük, seramikle bağlanma

**Destekleyen Kurumlar:** GATA Araştırma Bilimsel Kurulu tarafından AR-2015/01 proje numarası ile desteklenmiştir.

**Yazar:** Hv. Diş Tbp. Ütğm. Nurten BAYSAL

**Danışman:** Doç. J. Diş Tbp. Yzb. Simel AYYILDIZ

## SUMMARY

### **Effects of 1,5 and 3,0 T Magnetic Resonance Imaging (MRI) systems on the characteristic properties of dental metal alloys and zirconium, and their ceramic adhesion.**

The aim of this study was to analyze the effects of non-ionizing radio frequency signals and magnetic field of MRI on the characteristic properties and framework-ceramic adhesion of the materials that are used in fixed partial dentures.

For the study, Co-Cr, Ni-Cr, ZrO<sub>2</sub> and Ti specimens were produced in the shape of disk (12mm diameter, 1mm thickness) and rectangular prism (4x2x2 mm) by using different fabrication methods. Ceramic was applied to the disk shaped samples (r=6mm, h=4mm). The veneered specimens subjected to ageing for a week, then they were randomly divided into three groups (n=20). Later, 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> groups were exposed to 1,5 and 3,0 T MRI brain scans for 30 minutes respectively while the 3<sup>rd</sup> group (control group) was not exposed to MRI. Shear bond strengths of these specimens were measured with a universal test machine. The same MRI procedure was applied to the rectangular prism specimens. Nano-crystallographic structures of these rectangular prism specimens were analyzed with Small Angle X-ray Scattering (SAXS), and their surface roughness and Vickers hardness were measured.

The surface roughness of CoCr\_Dk - CoCr\_Db (1,77-2,31  $\mu\text{m}$ ), CoCr\_Da - CoCr\_Db (1,95-2,31  $\mu\text{m}$ ) ve Ti\_k - Ti\_a (0,78-1,34  $\mu\text{m}$ ) groups were increased after MRI exposure ( $p < 0.05$ ), but no significant differences were seen in groups of CoCr\_L, NiCr and Zr ( $p > 0.05$ ). The Vickers hardness numbers of CoCr\_Dk - CoCr\_Db (438-334 HV1), CoCr\_Da - CoCr\_Db (459-334 HV1) groups were decreased, and NiCr\_k - NiCr\_b (328-391 HV1), NiCr\_a - NiCr\_b (311-391 HV1) groups were increased ( $p < 0.05$ ). No significant differences were seen in the groups of CoCr\_L, Ti ve Zr ( $p > 0.05$ ). The shear bond strength of CoCr\_Da (24,1 MPa) group was increased while CoCr\_Db (19,47 MPa) group was decreased with regard to CoCr\_Dk (21,75 MPa) group and also NiCr\_a (18,16 MPa) was decreased while NiCr\_b

(28,03 MPa) was increased with regard to NiCr\_k (21,29 MPa) group ( $p < 0.05$ ). No significant differences were seen in the groups of CoCr\_L, Ti ve Zr ( $p > 0.05$ ). The SAXS analysis of the specimens indicated that the nano-cristaliografic structures of the materials were influenced by the magnetic field and non-ionizing radio frequency signals which causes changes on the hardness, roughness and metal-ceramic adhesion of the specimens.

The results indicated that the MRI systems can be a reason for the failure of metal-ceramic adhesion in fixed partial dentures.

**Keywords:** MRI, SAXS, base metal alloys, zirconium, hardness, roughness, ceramic adhesion

**Author:** Dt. Nurten BAYSAL

**Counsellor:** Doç. Dr. Simel AYYILDIZ



# İÇİNDEKİLER

## Sayfa

ONAY .....	iii
TEŞEKKÜR .....	iv
ÖZET .....	v
İNGİLİZCE ÖZET .....	vii
İÇİNDEKİLER .....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	xv
TABLolar DİZİNİ .....	xix
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller .....	3
2.1.1. Metal Destekli Restorasyonlar .....	3
2.1.1.1. Diş Hekimliğinde Metal Kullanımının Tarihçesi .....	3
2.1.1.2. Metal Alaşımların Yapısı ve Özellikleri .....	4
2.1.1.3. Dental Alaşımlar .....	7
2.1.1.4. Dental Alaşımların Sınıflandırılması .....	8
2.1.1.5. Metal Destekli Restorasyonlarda Kullanılan Dental Alaşımların Özellikleri .....	16
2.1.1.6. Dental Seramiğin Yapısı .....	21
2.1.1.7. Fırınlama Derecelerine Göre Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....	23
2.1.1.8. Metal Seramik Bağlantısı .....	24
2.1.2. Tam seramik restorasyonlar .....	28
2.1.2.1. Tam Seramik Sistemlerin Kor Yapılarına Göre Sınıflandırılması .....	29
2.1.2.2. Zirkonyum Seramikler .....	30
2.1.2.3. Zirkonyum Dioksitin Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı .....	33
2.1.2.4. Zirkonyum Dioksit ile Seramik Bağlantısı .....	34

2.1.3. Sabit Protetik Restorasyonlarda Seramik ile Alt Yapı Materyali Arasında Görülen Başarısızlık Nedenleri	36
2.1.4. Dental Restorasyonlarda Alt Yapı Üretim Yöntemleri	37
2.1.4.1. Konvansiyonel Döküm Yöntemleri	37
2.1.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)	37
2.2. Baş Boyun Görüntüleme Teknikleri	39
2.2.1. Manyetik Rezonans Görüntüleme	39
2.2.1.1. MRG Cihazının Bileşenleri	40
2.2.1.2. MRG Çalışma Fiziği	42
2.2.1.3. Radyofrekansın Uygulama Şekilleri	43
2.2.1.4. Manyetik Duyarlılık	44
2.2.1.5. MRG'nin Avantaj ve Dezavantajları	45
2.2.1.6. MRG Kullanım Alanları	46
2.3. Dental Metal Alaşımların Karakteristik Özelliklerini İnceleme Yöntemleri	48
2.3.1. Küçük Açılı X-Işını Saçılması (Small Angle X-Ray Scattering (SAXS))	48
2.4. Hızlandırılmış Yaşlandırma	53
2.5. Mekanik Testler	53
2.5.1. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü	53
2.5.2. Sertlik Ölçme Yöntemleri	54
2.5.3. Bağlanma Direnci Ölçüm Testleri	57
3. GEREÇ VE YÖNTEM	59
3.1. Çalışmada Kullanılan Örneklerin Hazırlanması	62
3.1.1. Döküm CoCr ve NiCr Örneklerin Hazırlanması	62
3.1.2. DMLS CoCr ve Ti Örneklerin Hazırlanması	66
3.1.3. Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması	67
3.2. Disk Örnekler Seramik Uygulanması	69
3.3. Hızlandırılmış Yaşlandırma Testi	78
3.4. Disk ve Dikdörtgen Prizması Örnekler MRG Uygulanması	80
3.5. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Testi	83

3.6. Vickers Mikrosertlik Ölçüm Testi .....	84
3.7. Küçük Açık X-Işını Saçılması Analizi (SAXS) .....	85
3.8. Bağlanma Direnci Testi .....	87
3.9. İstatistiksel Analiz .....	88
4. BULGULAR .....	89
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulguları .....	89
4.2. Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları .....	93
4.3. Makaslama Bağlantı Direnci Testi Bulguları .....	95
4.4. Deney Gruplarının Saxs Analizi Sonuçları .....	99
5. TARTIŞMA .....	113
6. SONUÇLAR .....	126
7. KAYNAKLAR .....	128

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Co	: Kobalt
Cr	: Krom
Ni	: Nikel
Ti	: Titanyum
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
TME	: Tempora Mandibular Eklem
DMLS	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
CAD/CAM Manufacturing	: Computer Aided Design and Computer Aided
MPa	: Megapaskal
Au	: Altın
Pd	: Palladyum
Ir	: İridyum
Os	: Osmiyum
Rh	: Rodyum
Ru	: Rutenyum
Ag	: Gümüş
Pt	: Platin
Si	: Silisyum
Mo	: Molibden
Zr	: Zirkonyum
ZrO <sub>2</sub>	: Zirkonyum Dioksit
SLM	: Selective Laser Melting

CpTi	: Commercially Pure Titanium (Saf Titanyum)
Re	: Renyum
Nm <sup>2</sup>	: Newton Metrekare
°C	: Santigrat Derece
SiO <sub>4</sub>	: Silisyum Oksit
CaO	: Kalsiyum Oksit
Na <sub>2</sub> O	: Sodyum Oksit
K <sub>2</sub> O	: Potasyum Oksit
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Alüminyum Oksit
B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Borik Oksit
K <sub>2</sub> OAl <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 6SiO <sub>2</sub>	: Potasyum Alumina Silikat
Na <sub>2</sub> OAl <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 6SiO <sub>2</sub>	: Sodyum Alumina Silikat
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> SiO <sub>2</sub> H <sub>2</sub> O	: Kaolin
Na <sub>2</sub> CO <sub>3</sub> ,	: Sodyum Karbonat
K <sub>2</sub> CO <sub>3</sub>	: Potasyum Karbonat
CaCO <sub>3</sub>	: Kalsiyum Karbonat
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Yitrium oksit
µm	: Mikrometre
PTT	: Phase Transformation Toughening,
ZTA	: Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Alümina
Mg-PSZ	: Magnezyum Katyonlu Zirkonyum Polikristali
YTZP	: Yitrium Katyonlu Tetragonal Zirkonyum Polikristali
SLS	: Selective Laser Sintering
RF	: Radyofrekans



T	: Tesla
B <sub>0</sub>	: Dışsal manyetik alan
γ	: Giromanyetik Sabit
SR	: Saturation Recovery
IR	: Inversion Recovery
SE	: Spine Echo
TE	: Time to Echo
TR	: Time to Repeat
SE	: Spine Echo
Fe	: Demir
D-MRG	: Difüzyon Ağırlıklı Manyetik Rezonans Görüntüleme
SAXS	: Small angle X-ray scattering
XRD	: X-Ray Difraksiyon
SEM	: Scanning Electron Microscopy
Å	: Angstrom
kgf/mm <sup>2</sup>	: Kiliogram Kuvvet/ Milimetrekare
VSD	: Vickers Sertlik Deneyi
Kg /cm <sup>2</sup> ,	: Kilogram/Santimetrekare
CT	: Bilgisayarlı Tomografi

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil</b>	<b><u>Sayfa</u></b>
Şekil 2.1. Metallerin Kristalleşmesi .....	5
Şekil 2.2. a. Basit kübik (BK), b. Hacim merkezli kübik (HMK), c. Yüzey merkezli kübik (YMK), d. Hegzagonal sıkı paket (HSP) yapı .....	6
Şekil 2.3. Stress- Strain Curve / Gerinim – Gerinme Eğrisi .....	18
Şekil 2.4. SAXS eğrisi grafiği .....	50
Şekil 2.5. Sertlik ölçüm yöntemleri .....	57
Şekil 3.1. Disk örnekler için üretilen metal modeller .....	62
Şekil 3.2. Dikdörtgen Prizması örnekler için üretilen metal model .....	62
Şekil 3.3. Disk örneklerin rövetmana alınma hazırlığı .....	63
Şekil 3.4. Döküm disk ve dikdörtgen prizması örneklerin hazırlanmasında kullanılan Co-Cr ve Ni-Cr dental metal alaşımları .....	64
Şekil 3.5. Tijlenen dikdörtgen prizması örnekler .....	65
Şekil 3.6. Dikdörtgen prizması örneklerin rövetmana alınma hazırlığı .....	65
Şekil 3.7. DMLS disk ve dikdörtgen prizması örnekler .....	66
Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan ZrO <sub>2</sub> blok ve bu bloktan kazıma işlemi .....	68
Şekil 3.9. Disk örnekler .....	68
Şekil 3.10. Dikdörtgen prizması örnekler .....	69
Şekil 3.11. Seramik uygulaması için üretilen metal model ve silikon kalıp .....	70
Şekil 3.12. Örneklere trikolroetilen uygulaması .....	70
Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan opak ve kristal tozlar .....	71
Şekil 3.14. Opak uygulanan örnekler .....	71
Şekil 3.15. Dentin seramiğinin silikon kalıp kullanılarak uygulanması .....	72
Şekil 3.16. Çalışmada kullanılan metal ve zirkonyum dentin seramikleri .....	74

Şekil 3.17. Zirkonyum örneklerin fırınlanması	74
Şekil 3.18. Çalışmada kullanılan Ti seramikleri	75
Şekil 3.19. Ti örneklere bonding ve opak seramik uygulaması	75
Şekil 3.20. Ti örneklere dentin porseleni pişirilmesi	76
Şekil 3.21. Örneklerin paralelometre cihazında düzeltilmesi	77
Şekil 3.22. Örneklerin dijital kumpasla ölçülmesi	77
Şekil 3.23. Seramik uygulaması tamamlanmış örnekler	78
Şekil 3.24. Panellere dizilen örneklerin cihaza yerleştirilmesi	79
Şekil 3.25. Yaşlandırma test cihazı	79
Şekil 3.26. 1,5 Tesla MRG cihazı	81
Şekil 3.27. 3,0 Tesla MRG cihazı	81
Şekil 3.28. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı	84
Şekil 3.29. Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı	85
Şekil 3.30. Laboratuvar tipi SAXS cihazı	86
Şekil 3.31. SAXS cihazının örnek bloğundaki örnek pozisyonu	86
Şekil 3.32. Akrilik rezine gömülmüş disk örnekler	87
Şekil 3.33. Örneğin test cihazına yerleştirilmesi	88
Şekil 4.1. CoCr döküm örnek gruplarının ortalama yüzey pürüzlülüğü	92
Şekil 4.2. Ti DMLS örnek gruplarının ortalama yüzey pürüzlülüğü	92
Şekil 4.3. CoCr döküm örnek gruplarının ortalama Vickers mikrosertliği	95
Şekil 4.4. NiCr örnek gruplarının ortalama Vickers mikrosertliği	95
Şekil 4.5. CoCr döküm örnek gruplarının ortalama bağlantı direnci	98
Şekil 4.6. NiCr örnek gruplarının ortalama bağlantı direnci	99
Şekil 4.7. CoCr_D örneklerin küçük açılı X-ışını saçılma grafiği	100
Şekil 4.8. CoCr_D örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği	101

Şekil 4.9. CoCr_D örneklerin elektron yoğunluğu dağılımı haritası.....	101
Şekil 4.10. CoCr_D örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği ....	101
Şekil 4.11. CoCr_L örneklerin küçük açılı X-ışını saçılma grafiği .....	102
Şekil 4.12. CoCr_L örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği ...	103
Şekil 4.13. CoCr_L örneklerin elektron yoğunluğu dağılımı haritası .....	103
Şekil 4.14. CoCr_L örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği .....	103
Şekil 4.15. NiCr örneklerin küçük açılı X-ışını saçılma grafiği.....	104
Şekil 4.16. NiCr örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği .....	105
Şekil 4.17. NiCr örneklerin elektron yoğunluğu dağılımı haritası .....	105
Şekil 4.18. NiCr örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği .....	105
Şekil 4.19. Ti örneklerin küçük açılı X-ışını saçılma grafiği .....	106
Şekil 4.20. Ti örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği .....	107
Şekil 4.21. Ti örneklerin elektron yoğunluğu dağılımı haritası .....	107
Şekil 4.22. Ti örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği .....	107
Şekil 4.23. Zr örneklerin küçük açılı X-ışını saçılma grafiği .....	108
Şekil 4.24. Zr örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği .....	109
Şekil 4.25. Zr örneklerin elektron yoğunluğu dağılımı haritası .....	109
Şekil 4.26. Zr örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği.....	109
Şekil 4.27. Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ( $\mu\text{m}$ ) ve çalışma grupları arasındaki dağılım grafiği .....	110
Şekil 4.28. Vickers mikrosertlik değerlerinin (HV1) çalışma grupları arasındaki dağılım grafiği .....	110
Şekil 4.29. Bağlanma direncinin (MPa) çalışma grupları arasındaki dağılım grafiği .....	111
Şekil 4.30. SAXS analizi ile belirlenen plaka oluşumlarının etkin yarıçaplarının çalışma grupları arasındaki dağılımı .....	111

Şekil 4.31. SAXS analizi ile belirlenen en olası uzaklık değerlerinin  
(Å) çalışma grupları arasındaki dağılımı ..... 112





## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo</b>	<b><u>Sayfa</u></b>
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan seramik alt yapı materyalleri ve üretim yöntemleri. ....	60
Tablo 3.2. Oluşturulan deneysel gruplar ve örnek sayıları. ....	61
Tablo 3.3. Kullanılan seramik materyalleri. ....	61
Tablo 3.4. Ceramco 3 fırınlama koşulları referans tablosu. ....	72
Tablo 3.5 Ceramco PFZ fırınlama koşulları referans tablosu ....	73
Tablo 3.6. Noritake Ti-22 fırınlama koşulları referans tablosu. ....	76
Tablo 3.7. 1,5 Tesla MRG teknik parametreleri. ....	82
Tablo 3.8. 3,0 Tesla MRG teknik parametreleri. ....	83
Tablo 4.1. Deney gruplarında kullanılan kısaltmalar. ....	89
Tablo 4.2. Dikdörtgen prizması şeklinde hazırlanan örneklerin minimum, maksimum ve ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) $\mu\text{m}$ değerleri ....	90
Tablo 4.3. Karşılaştırılan deney grupları arasındaki yüzey pürüzlülüğü testi değerlerinin ortalama, standart sapma ve p değerleri ....	91
Tablo 4.4. Dikdörtgen prizması şeklinde hazırlanan örneklerin minimum, maksimum ve ortalama Vickers mikrosertlik (1kgf / 5sn) (HV1) değerleri. ....	93
Tablo 4.5. Karşılaştırılan deney grupları arasındaki Vickers mikrosertlik testi değerlerinin ortalama, standart sapma ve p değerleri. ....	94
Tablo 4.6. Çalışma örneklerinin minimum, maksimum ve ortalama makaslama bağlantı direnci testi değerleri. ....	96
Tablo 4.7. Karşılaştırılan deney grupları arasındaki bağlantı direnci değerlerinin ortalama, standart sapma ve p değerleri. ....	97

## 1.GİRİŞ:

Sabit protetik restorasyonlar, çeşitli sebeplerle kaybedilen ve aşırı harabiyete uğrayan dişlerin neden olduğu fonksiyon, fonasyon ve estetik kaybını gidermek amacı ile yapılan protetik restorasyonlardır. Sabit protetik restorasyonların yapımında geçmişten günümüze birçok farklı materyal kullanılmıştır. Metal destekli seramik restorasyonlar diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmakta ve altın standart olarak kabul edilmektedir. Bu alanda kıymetli metal alaşımları ile başlayan sabit protetik restorasyonlar, artan maliyetleri nedeni ile yerlerini çoğunlukla temel metal alaşımları ile yapılan restorasyonlara bırakmıştır. Temel metal alaşımı olarak günümüzde Co-Cr, Ni-Cr ve Ti alaşımları kullanılmaktadır. Ancak klinikte temel metal alaşımlarının estetik gereksinimleri karşılayamadığı bazı durumlar, araştırmacıları yeni materyal arayışlarına yöneltmiş ve bu durum tam seramik sistemlerin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu amaçla günümüzde sabit protetik restorasyonların yapımında çeşitli tam seramik sistemler kullanılmaktadır.

Sabit protetik restorasyonların uzun dönem başarısında altyapı ile seramik arasındaki bağlanma büyük önem taşımaktadır. Seramik ile alt yapılar arasındaki bağlantı mikromekanik kuvvetler, Van der Waals kuvvetleri ve kimyasal bağlantı ile sağlanmaktadır. Bu bağlantı direncinin artırılması için çeşitli üretim teknikleri geliştirilmiş ve alt yapı materyallerinin kalitesi artırılmıştır. Ancak buna rağmen klinik çalışmalar, seramik ve bağlandığı alt yapılar arasında hala başarısızlıkların olduğunu göstermektedir. Bu başarısızlıklara alt yapı ile veneer seramiği arasındaki ısıl genleşme katsayısının uyumsuzluğu, travma, aşırı okluzal kuvvetler, parafonksiyonel hareketler, uygun tasarlanmayan alt yapılar gibi çeşitli faktörler yol açmaktadır. Bununla birlikte yapılan son çalışmalarda Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) uygulamaları sonucu maruz kalınan manyetik alan ve non iyonize radyo dalgalarının da bu başarısızlıklara neden olduğu bildirilmiştir.

MRG, radyasyon gerektirmeden değişik planlarda görüntüleme olanağı veren ve günümüzde tanıya çok önemli katkısı olan bir kesitsel

görüntüleme yöntemidir. MRG'nin kullandığı enerji radyo dalgalarıdır ve uygulamada güçlü ve uniform bir statik manyetik alan oluşmaktadır. Bu görüntüleme tekniği baş boyun bölgesi patolojilerinin tespitinde oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. Bu amaçla nörolojik bozuklukların tanımlanmasında, oftalmolojik hastalıklarda, anatomik varyasyonların belirlenmesinde, beyin tümörlerinin tespitinde, pediatrik hastalıklarda, TME rahatsızlıklarında, enfeksiyonlarda, beyin kanamaları gibi pek çok rahatsızlıkta güvenli bir tanı yöntemi olarak kullanılmaktadır. Ancak bu görüntüleme tekniği vücutlarında metal içerikli cihazlar bulunan hastalar için, manyetik alanın etkisi ile cihazların hareket etmesi, cihazlarda ısı artışı olması gibi sorunlardan dolayı riskli olabilmektedir. Diş hekimliği açısından bakıldığında ise orafasiyal bölgede özellikle metal içerikli dental restorasyonlar, ortodontik apareyler, implant vb. yapıları taşıyan hastaların görüntüleme tekniği açısından sakınca oluşturduğu düşünülmektedir.

Dental materyaller ile MRG uygulamaları üzerine yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda, dental materyallerin görüntülerde artefakt oluşumuna yol açıp açmamasına bağlı olarak MR uyumlu olup olmadığı, MRG işlemi sırasında oluşan manyetik alanın etkisi ile görülen ısı artışı ve konum değişikliği gibi konular araştırılmıştır. Ancak literatürde MRG uygulamalarının sabit protetik restorasyon alt yapı materyallerinin karakteristik özellikleri ve seramik ile olan bağlanma direncine etkisini inceleyen çalışma sayısı azdır.

Bu çalışmada 1,5 T ve 3,0 T MRG uygulamalarındaki iyonize olmayan radyo dalgalarının ve manyetik alanın, günümüz diş hekimliğinde sabit protetik restorasyonlarda güncel olarak kullanılmakta olan Co-Cr döküm, Co-Cr DMLS, Ni-Cr, Ti DMLS ve zirkonyum alt yapı materyallerinin karakteristik özelliklerine ve alt yapılar ile seramik arasındaki bağlantı direncine olan etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın hipotezi ise MRG uygulamaları sonucu seçilen sabit protetik restorasyon materyallerinin, maruz kalacakları manyetik alan ve non iyonize radyo dalgalarından karakteristik özelliklerinin ve seramik ile bağlanma dirençlerinin etkilenebileceğidir.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller:**

Sabit protetik restorasyonların yapımında birçok farklı materyal kullanılmaktadır. Metal destekli seramik restorasyonlar bu alanda uzun yıllardır kullanılmakla beraber estetik gereksinimleri karşılayamadığı bazı durumların ortaya çıkması tam seramik sistemlerin geliştirilmesine sebep olmuştur.

#### **2.1.1 Metal Destekli Restorasyonlar:**

##### **2.1.1.1. Diş Hekimliğinde Metal Kullanımının Tarihçesi:**

Diş hekimliğinde metaller 17. yy'da Etruscans'ın altını alt yapı materyali olarak fildişi ve kemikten diş formu verdiği yapılarda kullanması ile başlamıştır. Yaklaşık 2500 yıl sonra 1800'lerde, restorasyonların yapımında diş kavitelelerinde alüminyum, amalgam, altın, kurşun, platin ve gümüş gibi alaşımlar kullanılmıştır. Metallerden yüzyıllar boyunca çeşitli restorasyonlar yapılmasına rağmen döküm teknolojisi 20. yüzyıla kadar diş hekimliği alanında bilinmemekteydi. Elektrikli cihazlar ve döküm makineleri 1900'lü yılların başında ortaya çıkmış ve yıllar içerisinde bu teknoloji hızla gelişmiştir. İlk kez kayıp mum tekniği ile altının eritilerek dökülmesi yöntemi 1903 yılında Stomatoloji Derneği'nin Paris'te yaptığı toplantısında tanıtılmıştır. Taggart 1907 yılında metal kuron ve köprü üretim aşamalarını tam olarak tanıtmıştır. Ancak diş hekimliği için biyouyumluluğu en iyi metallerden biri olan titanyumun dökümü, oksijen ile reaksiyona girmesinden dolayı çok hassas döküm teknikleri gerektirdiğinden, 1970'lere kadar başarılı olamamıştır. Devam eden süreçte CAD CAM teknolojisi, lazer sinterleme, lazer kaynak ve elektroformasyon gibi teknolojiler dental metallerin üretimini kolaylaştıran uygulamalar olmuştur (9, 39,96).

Diş hekimliğinde dental restorasyonların üretiminde dört ana malzeme gurubu kullanılmaktadır bunlar; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitlerdir. Metalik materyallerin çeşitliliğinden ve karakteristiğinden

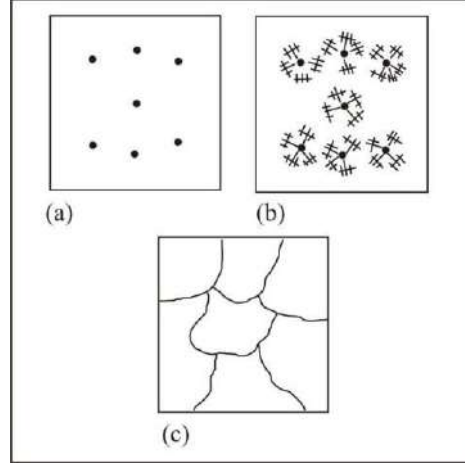
dolayı kelime anlamı olarak metali tanımlamak kolay değildir. Metal, ısı ve elektriği iyi ileten bir iletken, cilalandığında ışığı yansıtan, parlak kimyasal bir madde olarak tanımlamıştır (10, 100). Dental restorasyonlar bakımından bu tanımlama çok yeterli değildir çünkü diş hekimleri metal yüzeylerine plak adezyonu, metal seramik bağlantı direnci, metal seramik restorasyonların dişler ile olan uyumu, biyouyumluluğu, karşıt dişleri aşındırması ve korozyona direnci gibi özellikleri ile daha çok ilgilenmektedirler (9, 100).

### **2.1.1.2 Metal Alaşımlarının Yapısı ve Özellikleri**

Metaller doğada en çok bulunan elementlerdir. Periyodik tabloda bulunan 115 elementten 81 tanesini metaller oluşturmaktadır. Metaller, kolaylıkla korozyona uğrayabilen, elektrik ve ısı iletkenlikleri fazla olan maddelerdir. Bu nedenle çoğunlukla alaşım halinde kullanılırlar. Alaşım ise; en az bir tanesi metal olmak koşuluyla iki veya daha fazla kimyasal elementten oluşan, eritildiğinde içerdiği elementlerin tamamen eriyik haline gelebildiği, metalik özellik gösteren kristalin yapıya sahip bir katıdır. En basit alaşım; ortak örgü yapısına sahip olacak şekilde iki metalin atomlarının gelişigüzel karışmasıdır. İki metalin birleşimiyle “binary”, üç metalin birleşimiyle ise “tersiyer (ternari)” alaşım elde edilir (9, 90,100).

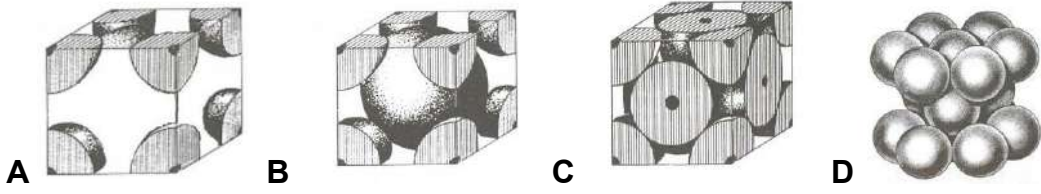
Metaller katı halde kristal yapıya sahiptirler. Erimiş metal veya alaşım soğutulunca kristalleşme belli odaklardan başlar. Genellikle erimiş kitle içindeki yabancı maddeler bu kristal odaklarını oluştururlar (Şekil 2.1a) (90). Kristaller dendritler halinde büyürler ve merkezi odaktan başlayan üç boyutlu dallı bir yapı olarak tanımlanırlar (Şekil 2.1b). Kristal büyümesi tüm materyal katılaşıncaya ve tüm dendritik kristaller birbirleri ile temas edinceye kadar devam eder (Şekil 2.1c). Her kristale gren (tane) denilir ve birbiri ile temas eden iki gren arasındaki alan, gren sınırı (tane sınırı) olarak adlandırılır (9, 90, 100).





Şekil 2.1: Metallerin Kristalleşmesini Gösteren Şema A. Odaklar, B. Dendrit Yapının Oluşması, C. Gren Oluşması.

Her gren içindeki atomların yerleşimleri üç boyutlu kafes şeklindedir. Dört önemli kristal kafes yapısı vardır. Bunlar şekil 2.2'de gösterilmektedir. Genellikle düzgün bir kristal yapı eğilimi olsa da metal ve alaşımlarında yapısal bozukluklara sıklıkla rastlanır. Bu bozukluklara *dislokasyon* denir ve bunların varlığı metal ve alaşımların çekilebilirliğini etkiler. Metal veya alaşım yüksek bir gerilim altında tutulursa, dislokasyonun kafes boyunca ilerleyerek gren sınırına ulaşması mümkündür. Dislokasyonun hareket ettiği düzleme *kayma düzlemi* ve bu hareketi başlatmak için gerekli gerilime de *elastik limit* denir (9, 90, 98, 100). Pratik açıdan, elastik limitin üzerindeki kuvvetlerin uygulanması dislokasyon alanlarını etkileyerek materyallerin daimi olarak deformasyona uğramasına yol açar. Kullanım yerine göre bu avantaj veya dezavantaj olabilir.



Şekil 2.2: a. Basit kübik (BK), b. Hacim merkezli kübik (HMK), c. Yüzey merkezli kübik (YMK), d. Hegzagonal sıkı paket (HSP) yapı.

Gren sınırları dislokasyon alanlarının hareketine doğal bir engel oluşturur. Gren (tane) boyutu küçüldükçe, gren sınırlarının yoğunluğu da artar. Grenlerin büyüklüğü; alaşımın soğuma hızından, iridyum gibi özel çekirdekleştirici elementlerin varlığından ve alaşımın birleşiminden etkilenmektedir (149).

Metaller alaşımları meydana getirmek için eriyik hale getirilirler ve bu haldeyken birbirleri içinde karışabilme özelliği gösterirler. Erime derecesinin altına soğutulduklarında ise 4 tip olay meydana gelir:

1. Bileşimi meydana getiren metaller birbiri içinde erimiş halde kalır. Buna “katı çözelti” adı verilir. Katı çözeltiler üç şekilde olabilir. Düzensiz katı çözeltilerde, alaşımı oluşturan metaller kristal kafesinde düzensiz yerleşim gösterirler. İkinci olasılık olan düzenli katı çözeltilerde metallerin kafes içinde belirli bir yerleşimi vardır. Üçüncü tip katı çözelti ise interstitial katı çözeltilerdir. Burada metallerden biri kafes içinde, diğeri ise kafesler arasında yer alır. Bu durum, alaşımı oluşturan metallerden birinin çapının diğerdinden çok küçük olması halinde meydana gelir. Katı çözeltiler genellikle sert, dayanıklı ve bileşimindeki saf metallere göre elastik limiti daha yüksek metallerdir. Bu nedenle metaller tek başlarına çok kullanılmazlar (90, 100).

2. Alaşımı meydana getiren metaller birbirleri içinde hiç bir şekilde erimezler. A ve B metalinden oluşan bu tip ikili bir alaşım incelendiğinde bazı bölgelerde A metali bazı bölgelerde de B metali görülür. Bu tip alaşımların bileşimindeki metallerin elektrokimyasal potansiyelleri farklı olduğunda, elektrolitik korozyona karşı da çok dirençsiz olurlar (90, 100)

3. İki metal birbiri içinde kısmen erir. A ve B metalleri için belirgin faz oluşur. Bunlardan biri A metali içinde erimiş B çözeltisi, diğeri ise B metali içinde erimiş A katı çözeltisidir (90, 100).

4. Eğer iki metal birbirlerine karşı belli bir afinite duyuyorsa, belirgin kimyasal bir formülü olan intermetalik bileşikler oluştururlar. İntermetalik bileşiklerin belirgin elektron gereksinimi olduğundan kristal bozuklukları çok azdır. Buna bağlı olarak kayma düzlemleri boyunca hareketleri de çok azdır. Bu nedenle bu materyaller oldukça sert ve kırılıgandır, çekilebilmeleri de çok zordur.

Metaller için söz konusu olan tüm prensipler alaşımlar için de geçerlidir. Alaşımların gren boyutu, soğuma hızına bağlı olarak kontrol edilebilir. Ayrıca alaşımlar soğuk çalışma ile de elde edilebilir ve uygun şartlar altında rekristalizasyon ve gren büyümesi sağlanabilir (90, 98, 100).

### **2.1.1.3 Dental Alaşımlar**

Metal ve alaşımları diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılırlar. Günümüzde diş hekimliğinde altın ve platin gibi bazı soy metallerin saf olarak uygulanması kısmen geçerliliğini korusa da, alaşım şeklinde kullanım çok daha yaygındır (131, 149). Titanyum alaşımları dental implantların yapımında, çelik alaşımları çeşitli el aletlerinin ve ortodontik tellerin elde edilmesinde, altın, platin, palladyum, gümüş, bakır, indiyum, nikel, krom ve kobalt alaşımları kuron, inley ve protez kaidesi yapımında, civa içeren amalgamlar diş hekimliğinde halen yaygın olarak kullanılmaktadır.

Protetik tedavilerde saf metallerden ziyade alaşımların tercih edilme nedeni, saf metallerin fonksiyon esnasında gereken yeterli fiziksel özellikleri gösterememeleridir (131, 149). Örneğin saf altının çekme dayanıklılığı 105 Mpa iken, kütlece %10 oranında bakır ilavesi ile bu değer 395 MPa'a çıkar (149). Diş hekimliğinde metalürjik özellikler göz ardı edilseler de, doğru alaşım seçiminde çekirdek, tane büyüklüğü ve faz yapısı gibi birçok metalürjik özellik etkili olmaktadır. Örneğin faz yapısı alaşımın korozyona

direnç ve pürüzlendirilme özelliklerini etkiler (146). Tek fazlı alaşımlar çok fazlı olanlara göre daha düşük korozyon oranlarına sahiptir, çünkü çok fazlı olanlarda farklı kompozisyonların mikroskobik bölgeleri arasında galvanik etkiler oluşur (150). Bununla birlikte çok fazlı alaşımlar, her fazın genellikle farklı bir oranda pürüzlenme özelliği sebebiyle alaşımların ağza yapıştırılması işlemi öncesi asitle pürüzlendirilebilir, ek olarak tek fazlı alaşımlara göre belirgin olarak daha dirençlidirler (146, 149).

Dental alaşımların önemli özelliklerinden bir diğeri ise gren yapılarıdır. Değerli metal alaşımları genellikle eş eksenli ince gren mikro yapısına sahiplerdir. Dental döküm boyunca hızlı katılaşma koşulları değerli metal alaşımların ince gren yapılarını desteklemektedir (9). Temel metal alaşımların ise gren boyutları daha büyüktür ve 1mm'ye yaklaşmaktadır (149). Materyalin özellikleri gren boyutu kontrol edilerek belli oranda değiştirilebilir (90).

Bütün dental alaşımlar öncelikle biyouyumlu olmalı, fonksiyonel ve yapısal olarak ağızda uzun süreli kullanılabilmesi için yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmalıdırlar (131).

#### **2.1.1.4 Dental Alaşımların Sınıflandırılması**

Dental alaşımlar genel olarak soy ve temel metal alaşımları olarak iki sınıfa ayrılır. Altın (Au), platin, palladyum (Pd), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rh) ve rutenyum (Ru) soy metallerdir. Bunlardan altın, palladyum ve platin dental üretimde yaygın olarak kullanılmaktadır (116). Temel metal alaşımlar, kıymetsiz ya da soy olmayan metal alaşımları için kullanılan bir terimdir. Özellikle 1970'lerde altın alaşımlarının fiyatlarındaki artış, diş hekimlerini Cr ve Ni içerikli temel metal alaşımlarını kullanmaya yöneltmiştir. Dolayısıyla temel metal alaşımları ekonomik olmaları ve sahip oldukları üstün fiziksel özellikler edeniyle yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (147, 100).

Temel metal alaşımlar, Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) sınıflamasına göre ağırlıkça %25'ten daha az oranda kıymetli metal içeren veya ağırlıkça %75'ten daha fazla oranda temel metal içeren alaşımlardır (9).

Düşük oranda kıymetli metal de içerebilirler ancak temelde yapılarında nikel, kobalt ve titanyum vardır. Bunlara ilaveten molibden, krom, alüminyum, vanadyum, demir, karbon, manganez, galyum, seryum ve silisyum gibi elementler de bulunur (9,149). Titanyum ise kıymetli veya temel bir metal olmamasına rağmen, yapılan sınıflandırmalarda temel metal alaşımlar gurubunda yer almaktadır (100).

Dental alaşımların sınıflandırılmasında birçok yöntem kullanılmakla beraber en sık kullanılan 1984 yılında yapılan ADA sınıflamasıdır. Bu sınıflamaya göre:

**Yüksek oranda soy:** Soy metal içeriği %60 (altın, platin, palladyum) ve altın  $\geq$  %40

**Soy:** Soy metal içeriği  $\geq$  %25 (altın, platin, palladyum)

**Baz:** Soy metal içeriği  $<$  %25 (altın, platin, palladyum)

ADA sınıflamasında farklı içerikli alaşımlar aynı grupta yer almaktadır. Daha açıklayıcı olan ve O'Brien (100) tarafından yapılan sınıflama ise şöyledir.

○ **Metal seramik alaşımları**

○ **Soy metal alaşımları**

➤ **Altın içeren alaşımlar**

a) Au-Pt-Pd (Altın-Platin-Palladyum) alaşımları

b) Au-Pd (Altın-Palladyum) alaşımları

c) Au-Pd-Ag (Altın-Palladyum-Gümüş) alaşımları

➤ **Palladyum içeren alaşımlar**

a) Pd-Ag (Palladyum-Gümüş) alaşımları



b) Pd-Cu (Palladyum-Bakır) alaşımları

c) Pd-Co (Palladyum-Kobalt) alaşımları

o **Temel metal alaşımlar**

➤ Co-Cr (Kobalt-Krom) alaşımları

➤ Ni-Cr (Nikel-Krom) alaşımları

➤ Co-Cr-Ni (Kobalt-Krom-Nikel) alaşımları

➤ Titanyum ve alaşımları

**Altın İçeren Alaşımlar**

**Altın-Platin-Palladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları**

Au-Pt-Pd alaşımları dental seramikle bağlanması amacıyla ilk üretilmiş döküm alaşımlarıdır (116). İçeriğinde %75-88 altın, %11 palladyum, %8 platin ve eğer eklenmişse %5 gümüş bulunur. Temel metallere indiyum, demir, kalay ve çinkoyu ise eser miktarda içerir. İndiyum ve kalay seramik ile bağlantının sağlanması için alaşıma eklenen elementlerdir. Alaşımın başlangıç oksidasyonunda kalay ve indiyum alaşımın yüzeyine diffüze olur ve seramik ile bağlanmayı sağlayacak olan oksidasyon tabakasını oluşturur (9, 116). Avantajları; mükemmel seramik bağlantısı, dökülebilirliklerinin çok iyi olması, bitim ve uyumlama kolaylığı, okluzal yüzeyleri yeniden oluşturmaya olanak vermesi, korozyona dirençli olması ve biyolojik uyumluluğu sayılabilir. Dezavantajları ise yüksek maliyet, düşük sertlik (yüksek aşınma), yüksek yoğunluk, uzun köprüler için yetersiz elastikiyet modülüne sahip olmalarıdır (98, 159)

**Altın- Palladyum- Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları**

Au-Pd-Ag alaşımları 1970'lerde düşük altın içerikli alaşımlar olarak yaygın olarak kullanılmışlardır. Au-Pt-Pd alaşımından platinin çıkarılması altın oranının yaklaşık %50 azaltılması ve palladyum ve gümüş oranlarının

arttırılması ile oluşturulmuştur (116). İçeriğinde %39-53 altın, %25-35 palladyum, %12-22 gümüş bulunur. Daha yüksek erime sıcaklığına sahip oldukları için altın-platin alaşımına göre akma direnci daha yüksektir. Altın-platin alaşımlarına göre daha sert, daha ucuz ve daha yüksek elastikiyet modülüne sahiptir. Ancak yüksek gümüş içeriği seramikte renklenmeye neden olabilir. Yüksek ısıl genleşme katsayısı, hidrojen absorpsiyonuna bağlı seramik bağlantısındaki problemler ve düşük korozyon direnci diğer dezavantajlarıdır (98, 100,159).

### **Altın- Palladyum (Au- Pd) Alaşımları**

Au-Pd alaşımları 1970'lerin sonlarına doğru geliştirilmiştir (116). İçeriğinde %44-55 altın, %35-45 palladyum, %5 galyum, %8-12 indiyum ve kalay bulunur. Bu alaşımlar metal destekli seramik ve tamamen dökümden yapılan restorasyonlarda kullanılabilirler ancak çoğunlukla metal destekli restorasyonlarda tercih edilmektedirler (149). Au-Pd-Ag ve Pd-Ag alaşımlarının seramikte renklenme ve metalin yüksek ısıl genleşme katsayısından kaynaklanan problemleri ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Ancak bazı yüksek genleşmeye sahip seramik sistemleriyle uyum göstermez. Avantajları düşük yoğunluk, bağlanma dayanıklılığı ve dökülebilirliğinin iyi olmasıdır. Akma direnci ve sertliği Au-Pd-Ag ve Pd-Ag alaşımlarından daha yüksek olup, korozyon direnci de yüksektir. Yüksek maliyeti dezavantajıdır (98, 100). Au-Pd alaşımları neredeyse her zaman tek fazlı alaşımlardır ve palladyum konsantrasyonunun % 10 wt den yüksek olması nedeniyle her zaman beyaz renkte olurlar (149)

### **Palladyum Esaslı Alaşımlar**

#### **Palladyum-Gümüş (Pd-Ag) Alaşımları**

İçeriğinde %55-60 palladyum, %28-30 gümüş, indiyum ve kalay bulunur. Düşük maliyet, düşük yoğunluk, iyi seramik bağlantısı, yüksek akma direnci, yüksek elastikiyet modülü, ve korozyona dirençli olması avantajlarıdır. Dezavantajları ise gümüş içeriğine bağlı olarak seramikte

renklenmeye neden olması, döküm ile ilgili sorunlarının bulunması ve gaz emilim riskidir (98, 100).

### **Palladyum- Bakır (Pd- Cu) Alaşımları**

İçeriğinde %70-80 palladyum, %9-15 bakır, %1-2 altın veya platin bulunur. Seramik bağlantısı için, eser miktarda okside olabilen galyum, indiyum ve kalay içerir (9). Ara yüzeyde koyu renkte kalın oksit tabakası oluşturması, yüksek sıcaklıklara dayanıklılığının yetersiz olması, kenar uyumunun ısıl akma yüzünden deformasyona uğrayarak kenar açıklığına neden olması gibi dezavantajlarından dolayı kullanımları çok kısıtlıdır (98, 100).

### **Palladyum- Kobalt (Pd- Co) Alaşımları**

En sık kullanılan yüksek palladyum alaşımıdır. Eser miktarda seramik bağlantısı için okside olabilen galyum ve indiyum içerir (9). Avantajları düşük yoğunluk, yüksek akma dayanıklılığı, parlatılabilirliği ve lehim kolaylığıdır. Dezavantajları ise kalın ve koyu renkte oksit tabakasının oluşması nedeniyle, seramiğin mavi renklenmesine neden olabilmesi ve gaz absorpsiyon riskidir. Yüksek ısıl genişleme katsayısına sahip seramikle daha uyumludur (98).

### **Temel Metal Alaşımları**

ADA sınıflamasına göre ağırlıkça % 25' ten daha az oranda kıymetli metal içeren veya ağırlıkça % 75' ten daha fazla oranda temel metal (kıymetsiz metal) içeren alaşımlardır (9, 146). Ancak pratik kullanımda bu alaşımlar, kıymetli metal içermemektedirler (42, 146). Bütün dental alaşımlar içinde en karmaşık yapıda olanlar temel metal alaşımlarıdır. Oldukça düşük miktarda kıymetli elementler de içerebilirler fakat yapılarında esas olarak nikel, kobalt veya titanyum; bunlara ilaveten molibden, krom, alüminyum, vanadyum, demir, karbon, berilyum, manganez, galyum, seryum ve silisyum gibi elementlerden 6-8 metal daha bulunur (9). Titanyum kıymetli veya temel bir metal olmamasına rağmen, sınıflamalarda temel metal alaşım grubu içinde yer almaktadır (98).

## Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları

Sabit protetik restorasyonlarda en çok kullanılan temel metal alaşımıdır. Nikel-krom alaşımları berilyumlu ve berilyumsuz olarak iki ana gruba ayrılır. Berilyum dökülebilirliği artırırken, yüksek sıcaklıklarda da kalın oksit tabakası oluşumunu engeller (84, 98, 100). Berilyum ilavesi ile alaşımın laboratuardaki döküm işlemi kolaylaşmakla birlikte, berilyumlu nikel krom alaşımları berilyumsuz alaşımlara göre çok daha fazla korozyona uğrar (22, 116, 148). Ancak berilyumun kanserojen etkisinden dolayı berilyumsuz nikel krom alaşımları kullanılmaktadır.

İçeriğinde %62-77 nikel, %11-22 krom, demir, molibden, tantal ve bazen bor bulunur (36, 98). Ni esaslı alaşımlar, bütün dental döküm alaşımları arasında en yüksek elastik modüle sahip alaşımlardır. Bu özellik alaşımın fleksibilitesini belirli bir dereceye kadar azaltır. Bu nedenle Ni esaslı alaşımlardan elde edilerek ağza simante edilen restorasyonların çıkartılmaları, aynı ebatlarda kıymetli metal alaşımlarından hazırlanan restorasyonlara göre oldukça güçtür (100). Düşük maliyette olmaları önemli avantajlarıdır. Dezavantajları ise kontrol edilemeyen oksit tabakası, nikelin toksik ve alerjik etkisi, yüksek sertliğinden dolayı laboratuvar işlemlerinin güçlüğüdür. Altın alaşımlarına göre dişten uzaklaştırılması daha zordur (36, 98). Alaşımın yapısına katılan karbon elastik modülünü artırırken, sertlik ve direnç kazandırır. Karbon, karbid oluşturarak alaşımı önemli derecede sertleştirir (42).

Ni-Cr alaşımların içerişine, alaşımın koruyucu oksit tabaka oluşturma yeteneğini arttırmak amacıyla krom eklenmektedir (9, 98). Alaşım içerişinde % 16–27 oranında krom bulunmasının optimum korozyon direnci sağlaması açısından da önemi rapor edilmiştir (86). Ayrıca Mn, Mo gibi metallerin alaşım içerişine eklenmesi de korozyon direncini artırıcı girişimlerdir (86, 109). Daha düşük seviyede krom içeren alaşımlar korozyon direnci için gerekli olan oksit filmini yeterli seviyede geliştiremeyebilirler (86, 118). Espevik (43), korozyona uğramış nikel ve krom esaslı alaşımların yüzey yapılarını incelemiş ve krom oranının düşük olduğu durumlarda korozif

saldırının daha ciddi olduğunu gözlemlemiştir. Ni-Cr alaşımların bazılarının özellikle çukur ve/veya aralık korozyonuna yatkın oldukları rapor edilmiştir (86). Kedici ve ark (74) çalışmalarında, krom, nikel ve molibden alaşımlarının korozyona oldukça dirençli olduğunu, ancak bileşimlerindeki ufak değişikliklerin korozyon direncini etkili biçimde değiştirebileceğini belirtmişlerdir.

### **Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları**

Bu alaşımların içeriğinde esas olarak %53-68 kobalt, %25-34 krom bulunur. Nikel ve berilyum içermedikleri için nikel-krom alaşımlarına göre biyolojik üstünlükleri daha iyi olsa da nikel-krom alaşımlarından daha yüksek sertliğe sahip oldukları için, döküm ve laboratuvar çalışması zorluğu, karşıt arktaki dişlerin aşınmasına neden olması, daha fazla oksitlenmeleri bu alaşımların kullanımını kısıtlamıştır (34, 67).

Kobalt esaslı alaşımlar genellikle nikel esaslı alaşımlara göre daha yüksek miktarlarda krom içerirler. Krom içeriği genellikle en fazla %30'dur. Bunun sonucu olarak, bu alaşımlar nikel esaslı alaşımlardan daha iyi korozyon direncine sahiptir. alaşımda bulunan diğer elementler karbon, volfram, niyobyum, silisyum, manganez, rutenyum, alüminyum ve molibdendir (16, 42, 116). Karbon, alaşımı güçlendirmek için ilave edilir. Karbon oranındaki yaklaşık %0,2'lik bir değişim alaşımın dış hekimliğinde kullanılabilir olma özelliğini yitirmesine yol açar. Örneğin karbon oranı alaşım için belirtilen miktarın %0,2'si kadar arttığında alaşım çok sert ve kırılabilir olur, %0,2'si kadar azaltıldığında ise alaşımın bükülme direnci çok azalacaktır. Her iki koşulda da alaşım dış hekimliği için uygun olmayacaktır. Alaşımı oluşturan bütün elementler (Cr, Si, Mo, Co ve Ni) karbon ile etkileşerek karbidleri oluşturur ve bu yeni oluşum, alaşımın özelliğini değiştirir (15). Kıymetli metal içermedikleri için temel metal alaşımları korozyon dirençlerini diğer kimyasal özellikleri yoluyla sağlarlar. Gözle görülemeyen, ince bir kromoksit tabakası, alaşım yüzeyini pasifleştirerek, yüzeyi bütünüyle örter ve geçirgen olmayan bir film tabakasıyla kaplar. Bu tabaka çok ince olduğu için yüzey parlaklığı üzerinde olumsuz bir etki oluşturmaz (100).

## Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum düşük yoğunluk, yüksek dayanıklılık, işlenebilirliğinin kolay olması, yüksek korozyon direnci, mükemmel biyouyumluluk gibi özellikleri nedeniyle diş hekimliği için çekici bir metal olmuştur. Diş hekimliği uygulamalarında ilk olarak dental implant materyali olarak kullanılmaya başlayan titanyum son yıllarda sabit protetik restorasyonlar ve hareketli protezlerin iskelet yapılarında da kullanılmaya başlamıştır (116, 135, 83, 141, 143).

Saf titanyum ve titanyum alaşımları, maliyetlerinin değerli metal alaşımlarından düşük olması ve biyolojik özelliklerinin de temel metal alaşımlarından çok daha iyi olması nedeniyle sabit protetik restorasyonların yapımında tercih edilmektedirler (143). Ancak çok yüksek döküm sıcaklığı gerektirmeleri, oksijen ve hidrojen gibi gazlarla çok hızlı bir şekilde reaksiyona girmeleri ve rövetman materyalleri ile etkileşime girmeleri titanyum ve alaşımlarının kullanımını kısıtlayan faktörlerdir (116, 143). Bu nedenle titanyumun döküm işlemlerinin, özel döküm sistemi gerektiren, argon veya helyumla vakumlanmış ortamda veya inert atmosferde yapılması gerekmektedir (141, 146).

Titanyum alaşımlarından restorasyon elde edilme zorluğu, bu alaşımların kullanım üzerinde olumsuz etki oluşturmuştur (100, 116). Ancak gelişen bilgisayar teknolojisi ile CAD CAM, SLM ve DMLS gibi farklı üretim seçeneklerinin ortaya çıkması titanyumun protetik restorasyonlarda kullanımını yaygınlaştırmıştır. Ayrıca titanyum ve alaşımlarının yüksek sıcaklıklarda çok hızlı bir şekilde okside olmaları sabit protetik restorasyon yapımlarında ultra düşük ısı seramikleri ile kullanılmalarını gerektirmektedir (88, 162).

Diş hekimliği uygulamalarında titanyum alaşımlarından  $\alpha$ -fazındaki saf titanyum (CpTi-commercially pure titanium) ve  $\alpha$ -  $\beta$  fazındaki Ti6Al4V protetik restorasyonlarda, Ti-Mo ise ortodontik tellerde kullanılmaktadır (141). Oksijen, nitrojen, hidrojen, demir, ve karbon içeriklerine göre CpTi dört farklı

şekilde (Grade I-IV) bulunmaktadır. CpTi'un her bir şekli farklı fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir. Sabit protetik restorasyonların yapımında ise daha çok grade I ve II kullanılmaktadır (143). Titanyuma alüminyum ve vanadyum ilave edilmesiyle CpTi'ye göre direnci daha yüksek olan Ti6Al4V alaşımı elde edilmektedir (141). Ti6Al4V alaşımı kolay ulaşılabilirliği, çalışma şartlarının uygunluğu ve üstün mekanik özelliklerinden dolayı protetik restorasyonlarda tercih edilmektedir (135, 141).

### **2.1.1.5 Metal Destekli Restorasyonlarda Kullanılan Dental Alaşımların Özellikleri**

#### **Faz Yapısı**

Bir alaşımı elde etmek için metal ve metal olmayan elementler karıştırıldığında, birbirleri içinde değişik derecelerde çözünürlük özelliğine sahip olurlar. Alaşımı oluşturan unsurların çoğu tek bir bileşen içinde çözünüyorsa, alaşım tek fazlı olarak tanımlanır. Bir veya daha fazla bileşen tek bir bileşen içinde çözünmüyorsa, alaşımın katı hal formu içinde birbirinden farklı kompozisyonlara sahip 2 veya daha fazla faz oluşur, bu durumda alaşım çok fazlı olarak tanımlanır (146, 149). Faz yapısı alaşımın korozyonunu, direncini ve pürüzlendirme özelliklerini etkiler (146). Tek fazlı alaşımlar daha kolay dökülebilir ve çok fazlı alaşımlara göre daha az korozyona uğrarlar. Ancak çok fazlı alaşımlar tek fazlı alaşımlara göre çok daha dirençlidirler. 1975'ten önce alaşımların birçoğu altın temelinde tek fazlıydı (gümüş, paladyum ve bakır içerikli). Günümüzde alaşımlar birbirleri içinde çözünmeyen elementlerden oluşan daha karmaşık yapılardan ibarettir. Örneğin bir nikel esaslı alaşım 8-10 farklı metal ve 3-4 farklı faz içermektedir. Alaşımın faz yapısının çıplak gözle fark edilmesi mümkün değildir bu nedenle klinisyen bu konuda laboratuvar ve üreticinin verdiği bilgilere güvenmek durumundadır (149).

## Gren Büyüklüğü

Döküm alaşımlarının diğer önemli bir özelliği ise gren büyüklüğüdür. Grenler erimiş metal veya alaşımın katılaşması sürecinde oluşan kristallerdir. Sıvı haldeki bir alaşım soğutulunca kristalleşme belli odaklardan başlar ve kristal büyümesi tüm materyal katılaşmaya ve kristaller birbirleri ile temas edinceye kadar devam eder. Her kristale gren (tane) denilir ve birbiri ile temas eden iki gren arasındaki alan, gren sınırı (tane sınırı) olarak adlandırılır (90,149). Gren (tane) boyutu küçüldükçe, gren sınırlarının yoğunluğu da artar. Grenlerin büyüklüğü; alaşımın soğuma hızından, iridyum gibi özel çekirdekleştirici elementlerin varlığından, döküm sonrasında uygulanan ısı işlemden ve alaşımın birleşiminden etkilenmektedir (149).

Değerli metal alaşımları genellikle eş eksenli ince gren mikro yapısına sahiplerdir, çünkü bu alaşımlar küçük konsantrasyonlarda iridyum (Ir), rutenyum (Ru) ya da renyum (Re) gibi gren inceltici elementler içermektedirler (9, 100). Dental döküm boyunca değerli metal alaşımlarının hızlı katılaşma koşulları ince gren yapılarının oluşmasını desteklemektedir. Çünkü katılaşma zamanı büyük kristal yapıların oluşması için yetersizdir. Ayrıca ince gren yapıları bir dental alaşımın korozyon direnci de mikro salınımların azalmasına bağlı olarak artacaktır (9,100). Altın temelli alaşımlarda küçük gren boyutunun gerilme direncini arttırdığı belirtilmiştir.

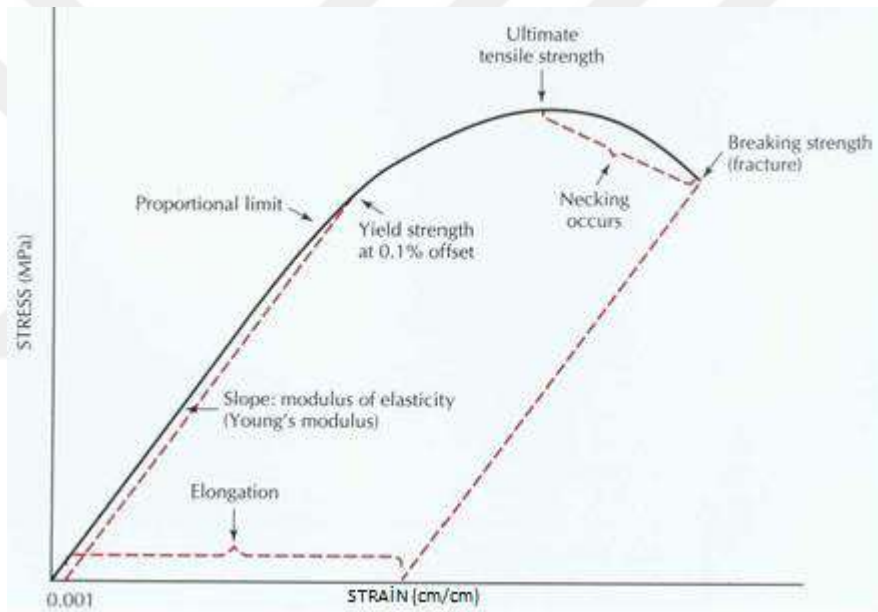
Temel metal alaşımlarda gren boyutları daha büyüktür ve 1mm'ye yaklaşmaktadır. Bu büyük gren yapıları özellikle çok üyeli sabit protezlerin konektör sahalarında klinik açıdan olumsuz sonuçlara yol açabilmektedir (149). İnce gren yapısına sahip metaller genellikle daha serttir ve kaba gren yapısına sahip metallerden daha yüksek elastiklik limitine sahiptirler. Materyalin özellikleri gren boyutu kontrol edilerek belli oranda değiştirilebilir (90, 100).



## Sertlik

Sertlik, malzeme yüzeyinin kalıcı şekil değiştirmeye gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Daha açık tanımlarsak malzemelerin plastik deformasyona ve çizilmelere karşı gösterdiği dirençtir (9, 90, 100, 116).

Sertlik, materyallerin mekanik özellikleri içinde yer alır ve oransal limit, dayanıklılık, akıcılık, aşınma direnci, baskı direnci, bükülebilirlik gibi mekanik özelliklerin etkileşimlerinin bir sonucu olarak ortaya çıkar (9, 90, 100, 116). Materyallerin mekanik özellikleri gerilim-şekil değişimi eğrisi (stress-strain curve) ile anlatılabilir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3: Stress- Strain Curve / Gerilim – Gerinme Eğrisi (116).

## Gerilim (stres):

Bir cisme kuvvet uygulandığında, uygulanan kuvvete karşı cismin kendi içinde oluşan eşit ve zıt yöndeki karşı kuvvettir. Uygulanan kuvvetin büyüklüğüne bağlı olarak materyal deformasyona uğrar (9, 100, 116). Gerilim birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülüp, birimi Mpa ( $Nm^2$ )' kıldır.

Dental uygulamalarda objenin şekli ve maruz kalınan kuvvetlerin ortaya çıkış şekline bağlı olarak farklı stresler oluşur. Çekme gerilimi, basma gerilimi ve makaslama gerilimi bunlar arasında sayılabilir (9,100, 116).

**Çekme gerilimi (Tensile stres):** Bir cismin boyutsal uzamasına yol açacak bir yüke karşı kendi içinde gösterdiği direnç kuvvettir.

**Basma gerilimi (Compressive stres):** Bir cismin, bir yük altında sıkışması ve kısalması eğilimine karşı kendi içinde gösterdiği direnç kuvvetidir.

**Makaslama gerilimi (Shear stres):** bir cismin bir parçasının diğer parçası üzerinde kaymasına yol açacak kuvvetlere karşı gösterdiği direnç kuvvetidir (9, 116).

**Birim şekil değişimi (strain):**

Bir cismin uygulanan kuvvet sonucunda boyutsal değişime uğramasıdır. Bu boyutsal değişim geri dönüşümlü olursa *elastik deformasyon*, geri dönüşümsüz olursa *plastik deformasyon* olarak adlandırılır (9, 116).

**Oransal limit (proportional limit):**

Bir alaşımın orantısal limitinin hesaplanmasında standart olarak gerinim-birim şekil değişimi eğrisi (stress-strain plot) üzerine düz bir çizgi konularak karar verilir, ne zamanki bu eğri düz çizgiden sapmaya başlarsa oransal limit aşıyor demektir. Gerilim ile şekil değişiminin doğru orantılı olarak devam ettiği en yüksek değerdir (9, 116)

**Elastik Modülü (Modulus Of Elasticity):**

Elastik modülü bir cismin göreceli sertlik veya katılığını ifade etmektedir. Şekil 4 biçimlendirilebilir bir döküm alaşımın çekme, germe ve şekil değiştirme gibi durumlarını, alaşımın kalıcı deformasyona ve kırılmaya uğramadan önceki durumunu göstermektedir. Şekil iki bölümden

oluşmaktadır; birinci kısım stresin şekil değişikliğine yol açmadığı elastik bölgenin sona erdiği orantılı limiti gösterirken, ikinci kısım ise plastik veya kalıcı deformasyonun meydana geldiği alandır. Elastikiyet modülü (young modülü) gerilme ve deformasyonun elastik bölge içindeki eğimidir. (9, 116).

### ***Maksimum Çekme Dayanımı (Ultimate Tensile Strength):***

Maksimum çekme dayanımı stress-strain eğrisinde alaşımın kırılmadan önceki ulaşabileceği en yüksek stres değerini göstermektedir. Birimi 'megapaskal (MPa)'dır. (116).

### ***Akma dayanıklılığı:***

Gerilim-birim şekil değişimi eğrisinde oransal limitin üstünde gerilimin gerçekleştiği ve plastik deformasyonun başladığı nokta olup bu noktadan sonra cisimdeki deformasyon kalıcıdır. Alışkanlık bir cismin bir kuvvet altında kırılma noktasına kadar gösterebildiği maksimum kalıcı deformasyondur (9, 116).

### ***Kırılma dayanıklılığı:***

Bir cismin uygulanan kuvvet altında kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerçekleşen gerilmenin türüne bağlı olarak çekme, basma ve makaslama dayanıklılığı olarak adlandırılır (9, 116).

### ***Uzama Yüzdesi (Percentage of elongation):***

Metaller için esneklik iki şekilde ölçülebilmektedir; test örneği kırılana kadar yüklendiği zaman, örneğin uzama yüzdesi ya da alanındaki azalma ile ölçülür. Dental alaşımlar için esneklik, kırılan numune parçalarının tekrardan bir araya getirilmesi ile başlangıçta ölçülen uzunluğa göre kalıcı uzama yüzdesi ile ölçülür. (9, 116).

## **Metal-Seramik Uyumu**

Metal destekli restorasyonlarda çeşitli sebeplere bağlı olarak seramikte kırılma, çatlama, ayrılma gibi bazı klinik problemler ortaya çıkabilmektedir. Problemlerin çoğu metal destekli seramik restorasyonun pişirilmesinden sonra soğuma esnasında seramik içindeki rezidual streslerden kaynaklanmaktadır. Bu stresler materyallerin soğuma esnasındaki birbirlerinden farklı olan büzülme miktarları ile ilgilidir. Termal genişleme katsayısı bu büzülme için kullanılan bir terimdir. Metal destekli seramik restorasyonlarda rezidual stresten kaçınmak için metal ve seramiğin termal genişleme katsayısının eşleşmesi gerekmektedir. Pratikte geniş soğuma sıcaklıkları içinde termal genişleme katsayısını eşleştirmek neredeyse imkansızdır. Bu nedenle günümüz pratiğinde metallerin termal genişleme katsayısı seramikten bir miktar daha fazladır. Böylece metal büzüldüğünde ona bağlanan seramik de onu sıkıştıracaktır. Sıkıştırma basınçları seramik tarafından gerilme basınçlarına göre seramiğin kırılma yapısından dolayı daha iyi tolere edilmektedir. Bu mantığın kullanıldığı metal destekli seramik restorasyonlar genellikle uzun vadede daha stabildirler. (9, 116, 149).

Seramik metal bağlantısının uzun ömürlü olmasında önemli bir kriter alaşımın erime derecesidir. Alaşımların katılaşma derecesi (en düşük erime derecesi) seramiğin uygulanmasında ihtiyaç duyulan dereceden en az 50°C daha yüksek olmalıdır, aksi halde seramik uygulanması aşamasında metal alt yapı deformasyona uğrayacaktır (9, 116, 149).

### **2.1.1.6 Dental Seramiğin Yapısı:**

Seramik birden fazla metalin metal olmayan elementlerle birleşerek yüksek ısıda işlenmesi sonucu ortaya çıkan bileşiktir. Dental seramiklerde, 4 adet oksijen iyonu ( $O^{2-}$ ) silikon ( $Si^{+4}$ ) ile güçlü bağlar kurarak bir tetrahedra yapı ( $SiO_4$ )<sup>-4</sup> oluşturur. Bu yapıda büyük oksijen atomları matriks görevi görürken silikon atomları boşlukları doldururlar. Bu atomları kovalent ve iyonik bağlar bir arada tutmaktadır. Seramiğin temel matriksini oluşturan

(SiO<sub>4</sub>) yapıya, erime derecesinin düşürmek ve ısıl genişleme katsayısını arttırmak amacı ile kalsiyum oksit (CaO), sodyum oksit (Na<sub>2</sub>O) ve potasyum oksit (K<sub>2</sub>O) gibi metal oksitler eklenir. Seramiğin yapısına vizkozitesini ve direncini arttırmak amacı ile Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> eklenmektedir. Ayrıca borik oksit (B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) dental seramiğin camlaşma reaksiyonunu kolaylaştırmak amacı ile yapıya katılmaktadır. Dental seramiğin mekanik ve kimyasal özelliklerini arttıran metal oksitlere ilaveten renk özellikleri veren metal oksitler de yapıya katılmaktadır (9, 90, 100,160).

Dental seramiklerin elde edilmesinde doğada bulunan ve birer doğal mineral olan kuartz, kaolin ve feldspardan yararlanılmaktadır. Dental seramiğin % 75-80'ini feldspar, %12-22'sini kuartz (silika, kum), %3-5 'ini de kaolin oluşturmaktadır. Feldspar doğadan iki şekilde elde edilir. Bunlar; potas formu olan potasyum alümina silikat (K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>) ve soda formu olan sodyum alümina silikat (Na<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>) şeklindedir. Erime derecesi 1100-1300°C aralığındadır. Birleştirici yapısı sayesinde fırınlama aşamasında eriyerek seramiğin diğer bileşenlerini sarıp kitlenin bütünlüğünü sağlar. Pisim aşamasında camsı yapı kazanarak seramiğe yarı şeffaf özellik kazandırır (9, 100, 160).

Kuartz (Silika-SiO<sub>2</sub> ) doldurucu görevi vardır. Erime derecesi 1685°C olması pişim işlemleri yapılırken restorasyonun şeklini korumasını sağlar ve seramiğe direnç kazandırır. Ayrıca fırınlama sonucu oluşabilecek büzölmeleri önler. Gerekenden fazla kullanıldığında seramiğin ışık geçirgenliğinin azalmasına yol açmaktadır (9, 100, 160).

Kaolin (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>SiO<sub>2</sub>H<sub>2</sub>O), alümina içerir, yumuşak ve beyaz renkli bir kildir. Dental seramiklerin içerisine çok az miktarda eklenmektedir. Bağlayıcı görevi görür ve seramiğin işlenmesini kolaylaştırır (90, 160).

### **2.1.1.7 Fırınlama Derecelerine Göre Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

#### **Yüksek Isı Seramikleri (1288°C-1371°C)**

Yüksek ısı seramikleri %70-90 feldspar, %11-18 kuartz ve %1-10 kaolin içermektedir (100,110). Çoğunlukla hareketli protezlerde kullanılan takım dişlerin ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (100, 159). Homojen yapıları nedeniyle pişim aşamasında %15 büzülme gösterirler (98).

#### **Orta ısı seramikleri (1093°C-1260°C)**

Orta ısı seramikleri %61 feldspar, %29 kuartz, %5 CaCO<sub>3</sub>, %2 Na<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>, %2 K<sub>2</sub>CO<sub>3</sub> ve %1 Na<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>2</sub> içerirler (90, 100,110). Gövde porseleninde kullanılırlar (159,100). Pişim aşamasındaki büzülme oranları %15'ten fazladır (98).

#### **Düşük ısı seramikleri (871°C-1066°C)**

Düşük ısı seramikleri %60 kuartz, %12 feldspar, %11 Na<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>2</sub>, %8 Na<sub>2</sub>CO<sub>3</sub>, %8 K<sub>2</sub>CO<sub>3</sub> ve %1 CaCO<sub>3</sub> içermektedir. Pişirme süreleri çok kısa olmakla birlikte, pişim aşamasındaki büzülme oranları %30–35 oranlarında olduğundan oldukça fazladır. Ayrıca fırınlanma aşamasından sonra yüzeyleri pürüzlü olur ve bakteri retansiyonunu arttıran bu durum, renk değişikliğine de yol açmaktadır. Ayrıca oldukça kırılğan bir yapıya sahiplerdir (100,110). Orta ısı seramikleri; jaket kronlarda, metal destekli restorasyonlarda, alüminöz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılmaktadır (115,122).

#### **Ultra Düşük Isı Seramikleri (750°C-850°C)**

Fırınlanma sıcaklığı 870°C altında olan seramik grupları ultra düşük ısı seramikleri olarak tanımlanmaktadır. Fırınlama ısısının düşük olması, metal oksit tabakasının oluşması riskini azaltmaktadır. Ayrıca bazı ultra düşük ısı porselenlerinin lösit içerikleri, konvansiyonel düşük ısı porselenlerindeki gibi

ısısal büzülme katsayısını arttıracak kadar fazladır (90, 100, 110). Jacket kuronlarda, inley ve onleylerde ve hassas bağlantılı kuronlarda ve titanyum alt yapıli sabit protetik restorasyonlarda kullanılırlar (4).

#### **2.1.1.8 Metal Seramik Bağlantısı**

##### **Metal Alt Yapılar:**

Metal seramik restorasyonlarda kırılğan bir yapıya sahip olan seramiğin metal ile desteklenmesi gerekmektedir. Restorasyonun sağlamlığı ve dayanıklılığı için metal alt yapının ideal kalınlıkta olması gerekmektedir. Bu kalınlık değerli metal alaşımlarında 0.3-0.5 mm iken daha yüksek bükülme dayanımı gösteren baz metal alaşımlarında 0.2-0.3 mm olmalıdır. (122, 91).

##### **Isıl İşlem**

Degassing olarak da adlandırılan bu aşama, metal yüzeyindeki organik debrislere ve hidrojen gibi artık gazların uzaklaştırılıp, metal yüzeyini temizlenmesidir. Bu ısıl işlem ile metal yüzeyinde seramik metal bağlantısını sağlayan oksit tabakası da oluşur (25, 116, 160). Alaşımlar için standart bir oksidasyon işlemi yoktur. Soy ve temel metal alaşımları arasında oksidasyonu sağlayan elementler ve fırınlama koşulları bakımından pek çok farklılıklar vardır. Bu nedenle oksidasyon için üretici firma önerilerinin uygulanması gerekmektedir. Soy metal alaşımlara, oksit tabakası oluşumunu sağlayan kalay, indiyum ve demir gibi okside olabilen elementler ilave edilir. Temel metal alaşımları ise kolayca okside olabilirler. Dolayısıyla bunların oksidasyon davranışlarını kontrol edebilmek için berilyum, alüminyum, niobidyum ve manganez gibi elementler kullanılır (116, 160). İdeal bir oksit tabakası alaşımın türünden bağımsız olarak metal alt yapı üzerinde ince bir film tabakası şeklinde olmalıdır.

Bazı üreticiler, oksidasyon işlemini önermemektedir. Oluşabilecek hata payının azaltılması için üretici firma önerilerine mümkün olduğu kadar bağlı kalmak gerekir. Ayrıca unutulmaması gereken önemli bir nokta firmanın

önerdiği fırınlama siklusunun kullanıcının mevcut seramik fırınının karakteristiğine uyup uymadığıdır (116, 160). Üretici firmalar ve kullanıcılar arasında, başarının sağlanması için standart koşulların yakalanması önemlidir.

Oksit tabakasının oluşturulması ve seramik pişirilmesi işlemleri olan ısıl işlemler metal alaşımda faz değişikliğine sebep olarak metal seramik bağlantısını etkilemektedir (25, 116, 152). Seramiğin suyunun alınması, kondanzasyonu, fırınlanması, alaşıma uygulanan yüzey işlemleri, ısıl genleşme katsayıları, alaşımın mikro yapısı ve gren boyutu gibi faktörler metal seramik arasındaki bağlantı direncini etkilemektedir (25).

### **Seramik uygulanması:**

**Opak seramiği:** Metal alt yapının seramik için hazır hale gelmesinden sonra yapılacak olan ilk seramik uygulaması opak seramiktir. Metalin rengini maskelemek, restorasyona temel rengini vermek ve en önemlisi metal seramik bağlantısını başlatmak amacı ile opak seramik uygulaması yapılmaktadır. Opak seramiği uygulanması aşamalarına önem verilmelidir. Her yerde ideal kalınlık sağlanmalı ve çatlaklar oluşmamasına dikkat edilmelidir. Opak seramik iki aşamada uygulanır ilk fırınlamada metal yüzeyinin tamamen ıslatılması sağlanırken ikinci fırınlamada metal rengini tamamen maskelenmesi sağlanmalıdır. Opak tabakasının kalınlığı seramik tipine ve metal alt yapının rengine bağlı olarak değişiklik gösterebilir. İdeal opak kalınlığının 0.1-0.15 mm olduğu bildirilmektedir. Ancak 0.2-0.3 mm'lik kalınlıkların uygun olduğu bildirilmiştir (17, 98,122, 160).

**Dentin ve mine seramiği:** Restorasyonun rengini asıl belirleyen içeriğinde metal oksitler bulunan dentin tabakasıdır. Opak tabakasının oluşturulmasının ardından uygun renkte seçilen dentin krem kıvamında hazırlanıp restorasyon üzerine uygulanır. Dentinin uygulanması aşamasında fırınlama sürecindeki büzülme payı da hesaba katılmalıdır. Bu nedenle normalden bir miktar fazla tepim yapılmalıdır. Dentin uygulamasının ardından şeffaflığın istendiği insizal ve oklüzal bölgelerde mine seramiği uygulanır.



Restorasyona uygulanan dentin ve mine seramiğinin kalınlığının en az 0.5-1.0 mm en fazla 1.5-2.0 mm olması istenir. 2.0 mm'den daha kalın hazırlanan dentin tabakası metal alt yapı tarafından yeterli derecede desteklenmez ve kırılmalar görülebilir. Ayrıca normalden kalın hazırlanan seramik yapı gelecek olan çiğneme kuvvetlerini tolere edemediğinde çatlak ve kırıklar gözlenebilir. (17, 122, 160).

**Glaze tabakası:** dentin ve mine seramiğinin tamamlanmasının ardından restorasyonun, ağız içi uyumlamaları yapılır. Tamamlanmış olan metal seramik restorasyonlarda son aşama glaze uygulamasıdır. Glazür tabakası sadece cam faz içeren glazür seramiğinin son şekli verilmiş olan restorasyon üzerine ince bir tabaka halinde sürülmesi ve uygun sıcaklıklarda fırınlanması sonucu elde edilir. Bu tabaka restorasyona parlak ve pürüzsüz bir yüzey sağlar. Ayrıca restorasyon yüzeyinde var olabilecek bütün çatlakları doldurarak restorasyona bütünlük verir ve mekanik özelliklerini artırır (54, 122, 160).

#### **Bağlanma mekanizmaları:**

Seramik ile metal alt yapı arasındaki bağlanma şekilleri dört farklı mekanizma ile anlatılmaktadır. Bunlar mekanik bağlanma, kompresyon bağlantısı, kimyasal bağlanma ve Van der Waals kuvvetleri olarak sıralanabilir (37, 122, 160).

#### **Mekanik bağlanma:**

Metal alt yapı yüzeyindeki andırkatlara seramik yapının tutunması ile gerçekleşen bağlanma şeklidir (105). Metal yüzeyinde bu pürüzlü alanlar tefsiye işlemleri ve kumlama sonucunda makroskobik düzeyde, oksit tabakası oluşturulması ve asitle pürüzlendirme gibi işlemler sonucu ise mikroskobik düzeyde oluşturulmaktadır. Seramik yapının elde edilen metal yüzeyine iyi bir şekilde bağlanabilmesi için yüzeyi çok iyi bir şekilde ıslatması ve andırkat alanlara akması gerekir. Bu durum pişirme işlemi sonrası soğuma

gerçekleşirken iki materyalin birbiri ile iyi bir şekilde kenetlenmesi ile sonuçlanır ve mekanik tutuculuk sağlanmış olur (4, 122, 160).

### **Kompresyon bağlantısı:**

Dental seramiğin metale kompresyon kuvvetleri ile tutunması metal yüzeyinin geometrik şekline ve metal ile seramiğin termal genleşme katsayıları arasındaki uyuma bağlıdır. Metal alt yapının termal genleşme katsayısının uygulanacak olan seramikten daha fazla olması istenir. Bu sayede soğuma esnasında metal alt yapı seramikten daha fazla ve hızlı büzülerek seramiğe baskı kuvveti uygulamış olur. Seramik ile metal arasındaki bu büzülme farkı çok büyük olmamakla beraber metal seramik bağlantısını olumlu yönde etkiler (122, 149, 160).

### **Kimyasal bağlanma:**

Metal seramik bağlantısındaki en önemli faktör metal yüzeyindeki oksit tabakası ile seramik opağındaki oksitler arasında elektron paylaşımı ve transferiyle oluşan kimyasal bağlantıdır (105, 155). Kimyasal bağlantı teorisinde iki mekanizmanın etkin olduğuna inanılır. Bunlardan ilki oksit tabakasının daimi olarak metal yüzeyine yapışık iken öbür yüzü ile de seramiğe yapışmasıdır. Bu durumda kalın oksit tabakası zayıf bir bağlantıya neden olacağından, oksit tabakasının metal ile seramiği atomik temasa getirecek nitelikte ince olması istenir (91). Daha geçerli olan diğer durum ise oksit tabakasının opak içerisinde çözünmesidir. Böylece metal ve seramiğin elektronları paylaşması ile direkt kimyasal bağlantı oluşur (122, 160).

Soy metal alaşımlarına okside olabilen kalay, indiyum, demir gibi metal elementleri eklenerek ön ısıtma işleminde oksit tabakasının oluşması sağlanır. Baz metal alaşımları ise içeriğinde bulunan nikel ve kroma bağlı olarak ısı işlem esnasında kendiliğinden oksit tabakası oluştururlar. Oksit tabakasının kalınlığı arttıkça kırılğan olmaktadır. Uzun süreli fırınlamalar bu duruma yol açarlar. Baz metal alaşımlarda kalın oluşan nikel ve krom oksit tabakasının seramik ile bağlanma dayanıklılığını azalttığı belirtilmiştir (25,

122, 160). Berilyum oksidasyonu kontrol eden en etkili maddedir. %1-2 oranında olması aşırı krom oksit formasyonunu önleyen koruyucu berilyum oksit tabakasını oluşturmak için gereklidir. Diğer elementler berilyum kadar toksik olmasa da oksidasyonun kontrolünde daha az etkilidirler (160).

Metal yüzeyi-oksit tabakası-seramik arasındaki bağlantı hala çok iyi bilinmez, ancak metal seramik bağlantısındaki primer mekanizma da metal oksitlerin seramik içine difüzyonları şeklinde olan kimyasal bağın etkili olduğu düşünülmektedir (160).

### **Van der Waals kuvvetleri:**

Kimyasal bağlanma olmaksızın birbirine yaklaşan iki atom arasındaki karşılıklı elektrostatik reaksiyon sonucu oluşur (9). İşlem görmüş metal yüzeyinin seramikle ıslatılması sonucu seramiğin metal yüzeyindeki mikroskobik boşluklara akması ile bağlanma gerçekleşir. Bu bağlanmada ıslatma açısını Van der Waals kuvvetleri belirler. Açı ne kadar küçük olursa ıslanabilirlik artar dolayısıyla bağlanma da o kadar fazla olur. Metal ile seramik arasındaki bağlanmanın etkili bir şekilde sağlanması metal yüzeyinin doğru şekilde hazırlanmasına bağlıdır. Pürüzlü olan ve yağ vb. ürünlerle kontamine olmuş metal yüzeyinin ıslanabilirliği azalacağından bağlanma direnci de azalacaktır. (82, 122, 155, 160).

### **2.1.2 Tam Seramik Restorasyonlar**

Diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmakta olan metal destekli seramik sistemler, klinik başarılarını kanıtlamış olmaları nedeni ile günümüz diş hekimliğinde de hala yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Ancak geçen süreçte estetik gereksinimlerin artması, metal destekli restorasyonlara alternatif olan tam seramik sistemlerin geliştirilmesine yol açmıştır. Metal destekli sistemlerde problem olabilen biyouyumluluk ve optik özellikler, tam seramik sistemlerle giderilmiştir. Tam seramik sistemlerin; geliştirilen mekanik ve fiziksel özellikleri, teknolojinin ilerlemesiyle üretimlerinin

kolaylaştırılması ve kısa süreli klinik çalışmalara olanak vermesi nedeniyle kullanımlarını giderek yaygınlaştırmıştır.

### **2.1.2.1 Tam Seramik Sistemlerin Kor Yapılarına Göre Sınıflandırılması:**

Tam seramik sistemler yapım tekniklerine ve kor yapılarına (içeriğine) göre iki farklı şekilde sınıflandırılabilirler. Conrad ve ark.'nın 2007'de (30) yaptıkları tam seramiklerin kor yapılarına göre sınıflama şekli aşağıda belirtilmiştir.

#### **1. Cam Seramikler**

Lityum disilikat :

- a. IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- b. IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Lösit:

- a. IPS Empress (Ivoclar Vivadent)
- b. Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn)
- c. IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent)

Feldspat :

- a. Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- b. Vita TriLuxe Bloc (Vita Zahnfabrik)
- c. Vitablocks Esthetic Line (Vita Zahnfabrik)

#### **2. Alümina (cam infiltre edilmiş seramikler)**

Alüminyum oksit :

- a. In-Ceram Alümina (VITA Zahnfabrik)
- b. In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik)
- c. Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands)

- d. In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)
- e. Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)

### **3. Zirkonyum ( Ytrium tetragonal zirkonya polikristalleri)**

- a. Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)
- b. Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa )
- c. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland)
- d. Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweeden)
- e. Celay Sistemi (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, Switzerland )
- f. Cerec In Lab Sistemi (Sirona Bensheim, Germany)
- g. Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Germany)
- h. Zeno Tec Sistemi (Wieland, Pforzheim, Germany)
- i. Zirkonzahn Sistemi (Steger, Ahrntal, Italy)

#### **2.1.2.2 Zirkonyum Seramikler**

Kimyasal bir element olan ve periyodik tabloda metaller gurubunda yer alan zirkonyumun (Zr) atom numarası 40 ve atom ağırlığı 91,22'dir (136). Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth, 1789'da bulduğu bu değerli elemente "Zirkonertz" adını vermiştir (106). Zirkonyumun biyomedikal olarak kullanımı ilk olarak ortopedik cerrahilerde kalça protezi üretimi ile başlamıştır (27, 64). Diş hekimliğine tanıtılması ise 1990'lı yıllarda gerçekleşmiştir. Tanıtıldığı zamandan itibaren polikristaline zirkonyum dioksit, mükemmel mekanik ve metal seramik restorasyonlara kıyasla sağladığı estetik özellikleri sayesinde özellikle protetik diş hekimliği için dikkat çekici bir materyal olmuştur (161).

Zirkonyumun içeriğinde bulunan metal elementler ve doğal radyoaktif çekirdekler nedeni ile seramik biyomateryali olarak kullanılabilmesi için çeşitli işlemlerden geçirilip saflaştırılması gerekmektedir (106). Seramik biyomateryali olarak kullanıma hazır olan zirkonyum sahip olduğu üstün mekanik, fiziksel ve kimyasal özellikleri sayesinde diş hekimliğinde yaygın bir

kullanım alanı bulmuştur. Zirkonyum kimyasal olarak bir oksit iken teknolojik olarak bir seramik materyalidir. Suda çözünmemesi ve korozyona uğramaması sitotoksik bir materyal olmadığına kanıttır. Yeterli düzeyde radyoopasite sergilerken, yapılan invivo ve invitro çalışmalarda titanyum gibi bakteriyel adezyonu arttırmadığı bildirilmiştir (161).

Zirkonyum seramiği endodontik postlarda (94), implantların üst yapılarında kuron ve abutment olarak, ortodontik braketlerde (50), tam seramik restorasyonların alt yapılarında (127) implant materyali olarak (3,136) ve inley-onleyle restorasyonlarda (35) kullanılmaktadır.

### **Zirkonyum Dioksitin Kristal Yapısı Ve Faz Dönüşümleri**

Saf zirkonyum uygun basınç altında polimorfik ve allotrofik bir materyal olup farklı sıcaklıklarda üç farklı kristaliyografik yapı sergilemektedir. Bunlar; kübik (c) (2370°C-2680°C) tetragonal (t) (1170°C -2370°C) monoklinik (m) (oda sıcaklığı-1170°C) yapılar olarak tanımlanmıştır (161).

Zirkonyum dioksit ısı işlem sırasında tetragonal fazda iken, oda sıcaklığında soğurken kendiliğinden daha stabil bir faz olan monoklinik faza dönüşmektedir. Bu faz dönüşümü gerçekleşirken kristallerde % 4-5'lik bir hacim artışı görülür. Bu faz dönüşümü sonucu ortaya çıkan sıkıştırıcı kuvvetler ile yapının dayanıklılığı artsa da, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrol altına alınmalıdır. Çünkü kontrolsüz gerçekleşecek olan hacim artışı materyalde ileri derecede kırıklara yol açabilir. Bu nedenle zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması gerekmektedir (153, 161). Bunu sağlayabilmek için saf zirkonyumun yapısına, CaO, MgO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ve CeO<sub>2</sub> gibi kübik metal oksitleri eklenerek alaşım oluşturulur (106,161).

Zirkonyum alaşım haline getirilip oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmeye çalışılsa da 'metastable' özelliğe sahip bir materyal olduğu unutulmamalıdır. Bu özelliği şöyle açıklayabiliriz, zirkonyumun içinde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümünü sağlayacak enerji mevcuttur

(161). Aşındırma, kumlama ve ısıtma gibi işlemlere maruz kalan zirkonyum oksit, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür. Bu dönüşümde % 3-4 oranında lokal hacim artışı görülür (153). Kristaller büyüyerek çatlakların çevresinde kompresif stres oluşturur, oluşan bu kompresif stresler çatlakların ilerlemesi engeller veya durdurur böylece mevcut yapı güçlenmiş olur. Yukarıda anlatılan bu tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme, "transformasyon doygunluğu (phase transformation toughening, PTT)" denir. Zirkonyumun dayanıklılığını arttıran bu mekanizma sayesinde mikro çatlakların ilerleyip büyümesi engellenmiş olur (161). Diğer seramik alt yapı materyalleri ile karşılaştırıldığında zirkonyum, 900-1200 MPa bükülme direnci ve 9-10 MPa m<sup>1/2</sup> kırılma direnci ile yüksek dayanıklılığa sahip bir materyaldir. Bu üstün mekanik özellikleri, transformasyon doygunluğu sayesinde göstermektedir. Ancak, yapılan araştırmalarda bu mekanizmanın mikro çatlakların oluşmasını engellemediği sadece mikro çatlakların ilerlemesini zorlaştırdığı belirtilmiştir (153).

Gren büyüklüğü zirkonyumun mekanik özelliklerini etkilemektedir. Yüksek sıcaklıklar ve uzun sinterleme koşulları büyük gren yapılarının oluşmasına yol açmaktadır. Kritik gren büyüklüğü 1µm civarındadır ve bu boyutların üzerinde düşük stabiliteye bağlı olarak kendiliğinden transformasyon doygunluğuna ulaşma eğilim gösterir. 1µm'den daha küçük gren boyutları olan yapılar ise bu fenomene daha az duyarlı davranırlar. Ancak gren büyüklüğü 0.2 µm'den küçük olduğunda ise transformasyon doygunluğu gerçekleşemez ve yapı daha kırılğan hale gelir. Sonuç olarak sinterleme koşulları kristal boyutlarını etkilemekte ve bu durum da mekanik özelliklerin değişmesine neden olmaktadır. Dolayısıyla üretim prosedürü dikkatli bir şekilde uygulanmalıdır (161).

Zirkonyum polikristalinin, nem altında hızlı bir şekilde yorgunluğa uğraması karşılaşılan en büyük problemlerden biridir. Bu yaşlanma fenomeni '*düşük ısılarda bozunma*' (LTD) olarak adlandırılmaktadır. Zirkonyumun yüzeyinde, özellikle suyun varlığında 150°C-400°C gibi ısılarda, tetragonal fazdan monoklinik faza transformasyon başlar. Bu faz değişimi materyal

içinde stres oluşumuna ve mikro çatlaklara oluşturup, mekanik özelliklerin zayıflamasına neden olur (153).

### **2.1.2.3 Zirkonyum Dioksitin Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı**

Diş hekimliğinde üç tip zirkonyum içerikli seramik kullanılmaktadır. Bunlar, zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina seramikler (ZTA), magnezyum katyonlu zirkonyum polikristali (Mg-PSZ) ve yitrium katyonlu tetragonal zirkonyum polikristali (YTZP)' dir (28, 161).

#### **Zirkonyum İle Güçlendirilmiş Alümina Seramikler (ZTA)**

In-Ceram Alumina sistemine seryum oksit katılarak mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile elde edilmişlerdir. Zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina seramikler ağırlık olarak %70-90 alümina ve %10-20 zirkonyumdan oluşmaktadır. İn-Ceram zirkonya kor materyali cam infiltrasyonundan önce ağırlık olarak %62 alümina, %20 zirkonya ve %18 cam içermektedir. Dolayısıyla İn-Ceram zirkonya kesinlikle bir ZTA seramik değildir. ZTA seramiklerinin güçlendirilmesi Y-TZP seramiğine benzer şekilde stres kaynaklı dönüşüm mekanizması ile sağlanmaktadır. ZTA'nın özelliklerini %85 alümina,%15 zirkonyumdan almaktadır (9).

#### **Magnezyum Zirkonyum Polikristali (Mg-PSZ)**

Magnezyum katyonlu zirkonya polikristalinin mikro yapısı kübik stabilize zirkonya matriksinde gömülü tetragonal kristallerden oluşmaktadır. Yapısına stabilizasyonu sağlamak amacı ile %8-10 mol MgO katılmıştır. Bu materyal belirgin porozite varlığı, büyük gren boyutu (30-60 µm), zayıf stabilitesi ve aşınmaya karşı dirençsiz yapısı nedeni ile başarı sağlayamamıştır (161).

#### **Yitrium Tetragonal Zirkonyum Polikristali (Y-TZP)**

Saf zirkonyuma %3 mol yitrium oksit ( $Y_2O_3$ ) ilave edilip tetragonal gren yapısının stabilizasyonunun sağlanması ile elde edilir. Bu polikristal yapı



düşük porözite ve sahip olduğu yüksek yoğunluk sayesinde günümüzde dental uygulamalarda en çok kullanılan zirkonyum materyalidir (161).

Zirkonyumu oda sıcaklığında t-fazında kalabilmesi, işlem sıcaklığı,  $Y_2O_3$  içeriği ve tanecik boyutuna bağlıdır (106). Oda sıcaklığında tetragonal fazda kalabilmesi için gren boyutunun 0,8  $\mu m$ 'den küçük olması gerekir (133). Diğer taraftan gren boyutunun kritik gren büyüklüğü olan 0,2  $\mu m$ 'den de küçük olmaması gerekmektedir. Çünkü bu gren boyutunun altında materyalin faz değiştirme eğilimi azalmakta ve buna bağlı olarak materyalin kırılma dayanıklılığı azalmaktadır (106). Ayrıca, materyalin sinterizasyon koşulları, gren boyutu üzerinde etkili olarak mekanik özelliklerin değişikliğine yol açmaktadır. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ve uzun sinterizasyon süresi Y-TZP gren boyutunun büyük olmasına neden olmaktadır (29, 32).

Y-TZP, kırılma direncinin 9-10  $MPa/m^{1/2}$  ve bükülme dayanımının 900-1200 MPa ve baskı direncinin 2000 MPa olduğu ve böylece mekanik özelliklerinin bütün diğer seramiklerden üstün olduğu bildirilmiştir (112,161). Mekanik özelliklerinin çok iyi olması, çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanılmasına imkân vermektedir (156).

#### **2.1.2.4 Zirkonyum Dioksit ile Seramik Bağlantısı:**

Zirkonyum seramikler, yüksek mekanik ve biyouyumluluk özellikleri ile günümüzde ideal dental materyaller olarak kabul edilmektedirler (87). Ancak zirkonyum seramikler yoğun kristal yapılarından dolayı oldukça opak görünüme sahiptirler. Bu nedenle diğer tam seramik sistemler gibi zirkonyum seramikler de ideal estetiğin yakalanabilmesi için uygun translüensliğe sahip veneer seramikler ile kaplanmalıdır (9, 100, 111, 151).

Zirkonyum destekli tam seramik restorasyonlarda karşılaşılan başarısızlıklar, metal destekli restorasyonlarda karşılaşılanlarla benzerlik göstermektedir. En sık görülen problemler dişlerde oluşan sekonder çürükler, alt yapı ile veneer arasındaki kopmalar ve köprülerdeki kırıklardır (161).

Restorasyonların uzun dönem başarısının sağlanması için zirkonyum alt yapı ile veneer seramiği arasında kuvvetli bir bağ kurulmalıdır. Bunun için alt yapı ve veneer seramiğinin ısıl genleşme katsayılarının uyumlu olması, veneer seramiğin alt yapıyı çok iyi ıslatabilmesi ve veneer seramiğinin fırınlama aşamasındaki büzülme miktarının uygun olması gerekmektedir (161). Seramik alt yapı üzerine uygulanan veneer seramiği arasındaki bağın kimyasal bir bağ olduğu düşünülmeyle birlikte bu konu tam olarak açıklığa kavuşturulamamıştır (46,160). Bu nedenle restorasyonun başarısı için bilinen teknikler doğru bir şekilde uygulanmalıdır.

Zirkonyum alt yapı üzerine veneer seramiği üç farklı teknikte uygulanmaktadır. Bunlar tabakalama tekniği, presleme tekniği (21) ve IPS e-max CAD-on tekniğidir (70, 71).

#### ***Tabakalama tekniği:***

Tabakalama tekniği, veneer seramiğinin kuvvetli bir altyapı üzerine tabakalar halinde ilave edilerek fırınlaması esasına dayanır (68). Bu teknikte, seramik tozu, likit ile karıştırılarak krem kıvamında hazırlanır ve bu karışım bir samur fırça yardımıyla korun üzerine kondansasyon işlemi ile uygulanır. Tepim işleminin bitmesinin ardından restorasyon fırınlanır (92). Tabakalama tekniğinde karşılaşılan en önemli problem fırınlama sonrası veneer seramikte görülen %25-35 oranında büzülmedir. Bu büzülmeyle telafi etmek için birden fazla pişim işlemine ihtiyaç duyulmaktadır (29, 52, 66).

#### ***Presleme tekniği:***

Presleme tekniğinde kullanılan seramikler zirkonyum alt yapılara özel yeni nesil seramiklerdir (1). Tekniğin uygulama aşamaları şu şekildedir; restorasyonun mum maketi hazırlanıp ve rövetmana alınır. Kayıp mum tekniği uygulanıp mum eliminasyonu yapılır. Hazır sinterlenmiş seramik bloklar özel fırında sabit bir ısı altında yumuşatılarak basınç altında preslenir. Döküm işlemini takiben tijler uzaklaştırılır. Hazırlanan veneer seramik

doğrudan cilalanabileceği gibi, makyaj yapılabilir veya eksik görülen kısımlara tabakalama tekniği ile seramik ilave edilebilir (116).

### ***IPS e-max CAD-on tekniği:***

CAD-on tekniği, IPS e-max ZirCAD'ten yapılan zirkonyum alt yapı ve IPS e-max CAD'ten yapılan lityum disilikat üst yapının birleşiminden oluşur. IPS e-max CAD-on tekniği zirkonyumdan gelen üstün mekanik özellikler ve lityum disilikattan gelen mükemmel estetik sayesinde hem dayanıklı hem de estetik restorasyonlar yapılmasına olanak sağlar (70).

### **2.1.3 Sabit Protetik Restorasyonlarda Seramik İle Alt Yapı Materyali Arasında Görülen Başarısızlık Nedenleri**

Sabit protetik restorasyonlardaki başarısızlıklara klinik uygulamalarda yapılan hatalar, laboratuvar uygulamalarında yapılan hatalar ve hastalara bağlı faktörler neden olmaktadır (4, 122). Klinik uygulamalarda yapılan hatalı diş kesimlerinin neden olduğu interoklüzal mesafe yetersizliği ve klinik kuron boyunun yetersiz olduğu durumlar restorasyonlarda başarısızlığa yol açmaktadır. Laboratuvar aşamalarında yapılan yanlış metal alt yapı tasarımları, manüplasyon, kondansasyon ve fırınlama hataları, aşırı kalın oksit tabakası formasyonu, kullanılan seramik ile alt yapı restorasyon materyalleri arasındaki ısıl genleşme katsayısının uyumsuzluğu, metalde görülen pöröziteler ile metal alt yapıdaki keskin kenarlar ve seramik uygulaması aşamasında fırınlama koşullarına dikkat edilmemesi sonucu oluşan termal şok gibi nedenler seramik ile alt yapı materyalleri arasında kopmalara ve seramik içinde çatlaklara neden olmaktadır (4, 125, 160).

Klinik endikasyon ve laboratuardan kaynaklı başarısızlıkların yanında hastalara bağlı faktörler de önemli birer başarısızlık nedenidir. Yanlış çiğneme alışkanlıkları, buruksizm, pipo kullanımı vb. seramikte çatlak ve kopmalara neden olmaktadır (125).

## **2.1.4 Dental Restorasyonlarda Alt Yapı Üretim Yöntemleri**

### **2.1.4.1 Konvansiyonel Döküm Yöntemi**

Döküm, erimiş bir metalin, elde edilmesi amaçlanan cismin şekline sahip bir kalıp boşluğuna, yer çekimi veya basınç yardımıyla doldurulup katılaşması işlemidir. Kayıp mum tekniği olarak adlandırılan bu yöntem ilk kez 1897 'de Philbrook tarafından geliştirilmiştir. Bu tekniğin diş hekimliğine 1906 yılında Taggart tarafından tanıtıldığı belirtilmektedir (116, 122).

Üretilmek istenen metal alt yapının öncelikle mumdan kalıbı hazırlanır. Mum örneğin hazırlanmasından sonra döküm üç aşamada gerçekleştirilir. Rövetmana alma; mum örnek şeklini ve özelliklerini net bir şekilde kopyalayabilecek bir kalıp içerisine sarılır. Yanma aşaması; mum örneğin yüksek sıcaklık altında uzaklaştırılması (mumun uçurulması) ile sarıldığı rövetman kalıp içerisinde eritilen metalin akacağı boşluğun oluşmasıdır. Döküm; eritilen alaşımın daha önceden hazırlanan kalıp içerisine gönderilmesi işlemidir (116, 122).

Baz metal alaşımlarının fiziksel özellikleri ve işlenebilirliklerinin soy metallerden farklı olması sebebiyle dökümde çeşitli zorluklara yol açmaktadır. Sahip oldukları yüksek erime dereceleri (1260-1430°C) ve döküm aşamasında okdidasyona uğramaları bu zorluklar arasında sayılabilir (116, 122). Ayrıca baz metal alaşımlarının çok sert olmaları hem dökümlerini zorlaştırmakta hem de laboratuvar çalışma sürelerini uzatmaktadır.

### **2.1.4.2 Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (computer aided design / computer aided manufacturing)(CAD/CAM)**

Materyaller ve üretim yöntemlerindeki gelişmelerle birlikte ortaya çıkan CAD/CAM sistemi diş hekimliğine ilk defa 1971 yılında François Duret tarafından tanıtılmıştır. İlk dental CAD/CAM prototipi 1983'te Fransa'da, Garanciere konferansında sunulmuştur. Herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan ilk kuron 1985'te üretilmiştir (96,130).

CAD-CAM sistemi, hazırlanan modeller üzerinden veya direkt ağız içinden optik tarayıcılar aracılığı ile elde edilen verilerin bilgisayar yazılımı kullanılarak, üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanmaktadır (96,97). Bu sistem tarama (veri toplama), tasarım (veri işleme) ve üretim olmak üzere üç aşamadan oluşmaktadır (39, 96, 97).

Veri toplama ünitesi, restorasyonu yapılması planlanan dişin, dişe ait alçı modelin veya dişe ait ölçü yüzeyinin optik yüzey tarayıcıları ile çok hassas bir şekilde taranması ve bilgisayara üç boyutlu olarak aktarılmasının sağlanmasıdır. Tasarım ünitesi, taramada elde edilen verilerin bilgisayar yazılım programları ile sanal modele dönüştürülmesi ve bu model üzerinde restorasyonun alt yapısının tasarlanmasıdır (96,160).

Bilgisayarlı üretimde üç yöntem kullanılmaktadır. Bunlar metal, seramik vb. blok malzeme üzerinden eksiltme esasına dayanan frezeleme yöntemi, malzemenin toz halinin ısı altında tabaka tabaka ilavesi esasına dayanan hızlı prototipleme yöntemi ve ekleme ile eksiltmenin bir arada olduğu kombine yöntemdir. Eksiltme yönteminde CAM model oluşturulur ve restorasyonun yapılacağı materyal kesici bölüme yerleştirilip restorasyon hazırlanır (18, 55). Freze yöntemiyle cam, alümina ve zirkonyum seramikler ile titanyum, kıymetli veya kıymetsiz metal alaşımlardan elde edilmiş bloklar aşındırabilmektedir (39). CAD/CAM teknolojisinin kullanıldığı ikinci yöntem ise malzeme ilavesine dayalı hızlı prototipleme (RapidPrototyping) üretim sistemidir. Bu yöntemi 1971 yılında Ciraud Teksas Üniversitesi'ndeki çalışmaları sonucunda bulmuştur. Housholder ise 1977'de Seçici Lazer Sinter (Selective Laser Sintering, SLS) ve Seçici Lazer Eritme (Selective Laser Melting, SLM) fikirlerini ortaya koymuştur. SLS ve SLM, partikül düzeyinde metal alaşım tozlarının, bir lazer kaynağı aracılığıyla belli sıcaklıklarda eritilip birbirleriyle kaynaştırılması işlemleridir (39,158). Sinterleme boyunca toz partikülleri içindeki atomlar partikül sınırları boyunca diffüze olur ve bu durum partiküllerin birbiri ile birleşmesini ve tek bir katı parça oluşmasını sağlar. Kombine yöntem ise bazı CAD CAM sistemlerinde

bulunmaktadır (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç ve Wol Ceram, Wol-Dent, Ludwingshaten, Almanya) (18, 55).

Direkt lazer metal sinterleme (DMLS) teknolojisi de objelerin toz partikülleri ile üretilmesini sağlayan bir yöntemdir. DMLS yüksek güçlü Ytterbium (Yb)-fiber optik lazer kullanımı ile ince tabakalar halinde metal tozlarının eritilerek ve/veya sinterlenerek birbirine kaynaşması ile elde edilen bir metal üretim teknolojisidir (158,12). Bu tabakalar 10-30 µm kalınlıktadırlar. Döküm teknikleri ile karşılaştırıldığında DMLS teknolojisi yüksek yüzey kalitesi ve mekanik özelliklere sahip, doğru bir üretim kalitesi sergilemektedir (12). Bu teknik sayesinde herhangi bir şekil ve geometride olan kişiye özel karmaşık parçalar ve diğer teknolojilerle üretilmesi zor olan malzemeler üretilebilir (13, 39). DMLS teknolojisi ile alüminyum alaşımlar (AlSi10Mg), paslanmaz çelik (15-5, 17-4 PH1), titanyum alaşımlar (Ti64Al4V) ve CoCr alaşımlar ile üretim yapılabilir.

## **2.2 Baş Boyun Görüntüleme Teknikleri**

Baş boyun bölgesi ve santral sinir sistemi vücudun işlevsel bütünlüğünde büyük önem taşımaktadır. Bu bölgelerde meydana gelen patolojilerin ve vücudun işleyişine zarar veren diğer oluşumların doğru bir yaklaşımla tedavi edilebilmesi için doğru tanı konulması gerekmektedir. Bu nedenle günümüz teknolojisinde geliştirilen ileri tanı yöntemleri mevcuttur. Bilgisayarlı tomografi, ultrasonografi, sintigrafi (PET) ve manyetik rezonans görüntüleme bu tanı yöntemleri arasında sayılabilir.

### **2.2.1 Manyetik Rezonans Görüntüleme**

Manyetik Rezonans ilk olarak 1946 yılında birbirinden ayrı çalışan Bloch ve Purcell isimli iki fizikçi tarafından tanımlanmıştır. Manyetik rezonans, görüntüleme yöntemi (Magnetic Resonance Imaging, MRI) olarak ilk defa 1971 yılında Damadian ve 1973 yılında Lauterbur tarafından kullanılmıştır. MRG ile saptanan ilk lezyonun görüntüsü ise 1980 yılında Hawkes ve ark. tarafından yayınlanmıştır (60, 139).

MRG iyonizan olmayan radyofrekans (RF) dalgalarının enerjisini kullanan bir görüntüleme yöntemidir. Bilgisayarlı tomografi gibi kesitsel görüntüleme yapmaktadır. Dikkatle kontrol edilen bir manyetik alan içerisinde yerleştirilen organizmanın herhangi bir bölgesinden görüntü elde edebilir. MRG görüntü elde edebilmek için vücudumuzun büyük bir bölümünü oluşturan su ve yağın moleküler yapısında ağırlıklı olarak bulunan hidrojen atomlarının, yoğunlukları ve hareketleri ile ilgili parametreler kullanır. Güçlü bir magnetin içerisinde bu hidrojen atomlarının çekirdeklerindeki protonun, RF dalgalarıyla uyarılıp titreştirilmesi ile elde edilen sinyaller görüntüye dönüştürülür (60, 102, 139).

MRG cihazları 0,2 Tesla ile 3.0 Tesla arasında manyetik alan gücüne sahip cihazlardan oluşmaktadır. Dünyanın manyetik alanı (pusulaların iğnesini kuzeye çeviren manyetik alan) 0,5 Gauss düzeyindedir. 1,0 Tesla, 10.000 Gauss'a eşittir. Dolayısıyla MR cihazında dünyanın manyetik alan gücünün yaklaşık 20 bin katı bir manyetik alan kullanılmaktadır (61).

### **2.2.1.1 MRG Cihazının Bileşenleri**

MRG cihazını incelediğimizde cihazın 3 ana kısımdan oluştuğunu görülmektedir. Bunlar;

#### ***Mıknatıs (Magnet):***

Mıknatıslar oluşturdukları manyetik alanın gücüne bağlı olarak sınıflandırılırlar. Beş tipi mevcuttur. Ultra yüksek alan ( 4,0-7,0 T), yüksek alan (1,5-3,0 T), orta alan (0,5-1,4 T), düşük alan (0,2-0,4 T), ultra düşük alan ( <0,2 T) olarak sınıflandırılırlar. Ultra yüksek alan günümüzde araştırmalarda kullanılmaktadır. Mıknatısları modellerine göre sınıflayacak olursak; “*permanent*”, “*resistive*” ve “*superconducting*” tipleri bulunmaktadır. İlk iki mıknatıs 0,2-0,6 T civarında manyetik alan gücüne sahiptirler. MRG süper iletken mıknatıslar kullanılmaktadır. *Süperiletkenlik*, bazı elementlerin ve alaşımların belirli bir sıcaklık (kritik sıcaklık -270°C) altına soğutulduklarında akımı, direnç göstermeksizin iletmesidir. Süperiletkenlerin diğer bir özellikleri

ise içlerindeki manyetik akıyı mükemmel bir diyamanyetiklik özelliği göstererek dışarı itmeleridir. Maddenin süperiletken olması için çok ciddi derecede soğutulması gerekiyor. Bunu sağlamak için sıvı nitrojen, helyum gibi gazlar kullanılmaktadır (61, 139) .

Mıknatıslarla hastanın çevresinde sabit bir manyetik alan oluşturulur. Oluşturulan bu manyetik alanın içine hasta sokulur ve görüntü alımı için RF sinyalleri uygulanır. Mıknatıslar MRG cihazının en önemli bileşenidir. Manyetik alanın en kolay yaratılabileceği yöntem mıknatıslardır (60, 61).

### ***Kabinetler:***

Radyo frekans, shim ve gradient sargıların bulunduğu alandır. Görüntü bilgisayarı ile mıknatıs veri akışı için ara yüzü oluşturur. *Shim sargıları*; süperiletken manyetlerde manyetik homojeniteyi arttırmak için geliştirilmiş sargılardır. *RF sargıları*; dokudaki protonları uyarmak için RF pulsunu gönderen ve gelen sinyali alan sargılardır. Koil olarak da adlandırılmaktadır. Baş (30 cm çapında) ve vücut (50 cm çapında) için olmak üzere iki tipi vardır. Sargının boyutu küçüldükçe rezolüsyon artar. Buna bağlı olarak incelenen dokunun hacmi de küçülür. *Gradient sargıları*; bu sargılar görüntü elde etme sürecinde, kısa bir süre için ana manyetik alanı değiştirirler. Böylece MRG cihazı içinde birbirine zıt iki manyetik alan oluşturulmuş olur. X, Y, Z düzlemlerinde yerleştirilmiş olan bu sargılar, incelenen yapının pozisyonunun değiştirilmesine gerek kalmadan transvers, koronal ve sagittal düzlemlerde görüntü elde edilmesini sağlarlar (61, 139).

### ***Görüntü İşlem ve Operatör Bilgisayarları:***

MR cihazının ürettiği verileri görünür ve elle tutulur hale getiren parçalardır. Bu bilgisayarlar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu sinyalleri yorumlar.



### 2.2.1.2 MRG Çalışma Fiziği:

Manyetik rezonans; manyetik alan içindeki bazı atom çekirdeklerin belirli frekanslardaki radyo dalgaları ile uyarılmaları sonucunda absorbe ettikleri enerjinin bir kısmını radyo sinyalleri şeklinde yaymaları olayıdır (61, 139).

Atom çekirdeğinin yapısını proton ve nötron olarak adlandırılan nükleonlar oluşturmaktadır. Nükleonlar kendi eksenleri etrafında sürekli olarak bir dönüş hareketi gösterirler. Bu dönüş hareketine spin hareket adı verilmektedir. Spin hareketi nükleonun çevresinde bir manyetik alan oluşmasını sağlar. Nükleonlar manyetik bir çubuk (dipol) gibi davranırlar ve dolayısıyla oluşan manyetik alana duyarlıdırlar. Normalde proton ve nötron çiftleri birbirlerinin spin hareketlerini ortadan kaldıracak şekilde dizilirler ancak tek proton, tek nötron veya her ikisinin de tek sayıda olduğu çekirdeklere spin açığı ortadan kalkmaz. Rezonans etkisini oluşturulmasındaki temel kavram budur. Bu özelliğe sahip hidrojen (tek proton, nötron yok), karbon (6 proton, 7 nötron), sodyum (11 proton, 12 nötron) ve fosfor (15 proton, 16 nötron) atomları doğada bulunmaktadır. Bunlardan hidrojen atomu tek bir protondan oluşan çekirdek yapısı ile en güçlü manyetik dipol hareketine sahip olması, su ve yağda daha yoğun olmak üzere biyolojik dokularda yaygın olarak bulunması nedenleri ile MRG' de sinyal kaynağı olarak tercih edilmektedir (61, 101, 139)

Normal şartlarda rastlantısal dizilen çekirdeklerin dipolleri, güçlü bir manyetik alan içine yerleştirildiklerinde manyetik alana paralel ve antiparalel şekilde dizilirler. Manyetik alana paralel dizilim gösteren protonların sayısı, antiparalel dizilim gösterenlere göre biraz daha fazla olduğundan manyetik alana paralel net bir vektörel manyetizasyon ortaya çıkar. Manyetik alanın koordinatları ve manyetizasyon açığı vektörleri  $x$ ,  $y$ ,  $z$  akslarından oluşan koordinat sistemi ile açıklanır. Burada  $z$  aksı (longitudinal aks) dış manyetik alan çizgilerine paralel iken  $x$  ve  $y$  ise birbirlerine ve  $z$  aksına diktir (61, 139).

*Salınım (presesyon):* Protonlar manyetik alan içinde paralel ve antiparalel dizilirken aynı anda kendi çevrelerinde de dönerler. Bu dizilişte dipol moment vektörleri tam dik değildir. Dönüş hareketi bu nedenle manyetik alan çizgilerinin çevresinde topacın dönüş hareketine benzerlik gösterir. Bu dönüşe presesyon denir (61).

*Dışsal manyetik alan* ( $B_0$ ); Gauss / Tesla birimi ile ölçülür. 1 Gauss= 1 santimetrekaredeki 1 manyetik alan çizgisi. Yerkürenin manyetik alan gücü 0,5 Gauss'tur. 10 000 Gauss = 1,0 Tesla

MRG protonların salınım frekansına eşit frekansta radyo dalgaları ile dokulara enerji aktarılır ya da uyarılır. Protonların salınım frekansı ise "Larmor denklemi" ile hesaplanır (61).

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

$\gamma$  : Giromanyetik Sabit (Bu sabit değer her çekirdek için farklıdır)

Salınım hareketinin frekansı = Giromanyetik Sabit x dış manyetik alan gücü

Relaksasyon, rezonans sonucu dokuya aktarılan enerjinin sonlandırılması ile dokudaki protonların eski enerji seviyesine geri dönmesidir.  $T_1$ ,  $T_2$  olmak üzere iki relaksasyon zamanı vardır.  $T_1$ ,  $T_2$  relaksasyonları aynı anda başlayıp birlikte devam eder, ancak devam etme süreleri birbirinden farklıdır (61).

### **2.2.1.3 Radyofrekansın Uygulama Şekilleri**

Radyofrekansın uygulaması "Saturation Recovery (SR)", "Inversion Recovery (IR)" ve "Spine Echo (SE)" diye adlandırılan üç şekilde yapılır. Bu yöntemlerde proton yoğunluğu,  $T_1$  ve  $T_2$  relaksasyon zamanları gibi parametreler kullanılır (61, 139)

"Saturation Recovery (SR)" sekansında görüntü elde etme süresi kısadır. Proton ağırlıklı olan bu sekans başlıca akımı demonstre etmek için

kullanılır. Sadece 90° RF pulsu kullanımı ile yapılan bir pulsu sekans şeklidir. Sekansın temel uygulama şekli arka arkaya 90° RF pulsu verilmesine dayanır (61, 139).

“Inversion Recovery (IR)” T1 ağırlığının artırılması ile anatomik detayın daha ayrıntılı bir şekilde izlendiği MRG sekansıdır. (61, 139).

“Spine Echo (SE)”, en yaygın kullanılan sekanstır. Bu sekans uygulanan RF (önce 90° RF pulsu - sonra 180° RF pulsu uygulanır) derecelerine, kullanma sürelerine (TR= time to repeat) ve eko oluşturma sürelerine (TE= time to echo) bağlıdır. SE sekansı ile hem T<sub>1</sub> hem de T<sub>2</sub> ağırlıklı imajlar elde edebiliriz. (61, 139).

#### **2.2.1.4 Manyetik Duyarlılık**

Bütün maddeler manyetik alana maruz kaldıklarında bir dereceye kadar manyetize olurlar. Bir maddenin manyetik duyarlılığı o maddenin nasıl manyetize olduğunun ölçülmesiyle belirlenebilir. Diğer bir ifade ile o maddenin manyetize olabilme yeteneğidir (61).

MRG maddeler manyetik alana duyarlılıklarına bağlı olarak üç şekilde davranırlar.

**Diyamanyetik;** Manyetik alanda mıknatıs özelliği göstermeyen maddelere denir. Bir atomun veya molekülün elektron dizilişine bakıldığında orbitallerindeki elektronlarının eşleşmiş veya eşleşmemiş olduğu görülür. Eşleşmiş elektronların dönme yönleri birbirine ters olduğundan oluşturdukları manyetik alanlar birbirlerini sıfırlayacaktır. Elektron dizilişinde, maddenin bütün elektronları eşleşmiş ise net bir manyetik alan oluşmayacağından bu tür maddeler manyetik alandan etkilenmezler ve diyamanyetik olarak isimlendirilirler (61).

**Paramanyetik:** Eşleşmemiş elektronları bulunan maddelere denir. Manyetik alandan etkilenirler. Herhangi bir mıknatıs tarafından, o mıknatısın manyetik alanı içerisindeyken manyetik alan çizgileri ile aynı

yönde mıknatıslanmaya uğrayabilen maddelerdir. Bunların varlığı manyetik alanın etkisini arttırmaktadır. Paramanyetik maddelerin de diyamanyetik özellikleri vardır ancak paramanyetik özellikleri yanında çok küçüktür (61).

**Ferromanyetik:** Bir maddeye dış manyetik alan uygulandığında paramanyetizme göre çok daha fazla manyetik moment görülür. Yani manyetik alan tarafında çok fazla çekilir. Demir (Fe), nikel (Ni), kobalt (Co) bazı ferromanyetik maddelerdir. Ferromanyetik maddelere zayıf manyetik alan içerisinde dahi mıknatıs özelliği kazandırılabilir (61).

### **2.2.1.5 Manyetik Rezonans Görüntülemenin Avantaj ve Dezavantajları**

#### ***Avantajları***

1. Manyetik alan geçirgenliği için kemikle yumuşak doku arasında bir fark yoktur. Bu nedenle MRG'de kemik artefaktları yoktur. MRG tekniği bu özelliğinden dolayı bugün için özellikle santral sinir sistemi incelemelerinde temel tanı yöntemi olarak kabul edilir.

2. MRG yüksek yumuşak doku kontrast çözümüleme gücüne sahiptir. bu sayede her kası, damarı ve bağ dokusu elemanlarını ayrı ayrı görüntüler.

3. MRG'de kan akımı kontrastsız görüntülenebilir veya kontrast madde uygulanabilir.

4. Hastanın pozisyonu değiştirilmeden üç düzlemde görüntü alınabilmektedir.

5. X ışını yerine güçlü bir manyetik alanda RF dalgaları kullandığından İyonizan radyasyon riski yoktur. İyonize radyasyon kullanılmadığı için bugüne kadar tespit edilmiş herhangi bir biyolojik zarar söz konusu değildir. Bu nedenle çocukluk yaş gurubunda ve hamilelerde kullanılabilir (101)

6. Hamilelerde kullanımında henüz bir sakınca tespit edilmemesine rağmen bazı kaynaklar hamileliğin ilk 3 ayında tarama yapılmamasını tavsiye eder (60, 139,102)

## **Dezavantajları**

1. Görüntüleme zamanının uzun olması nedeniyle hareket artefaktları oluşabilir.
2. Görüntü elde etme ve değerlendirme zordur.
3. Pacemaker ve manyetik materyallerden yapılmış kalp kapağı, protez ve kalp pili ile metal implant ve infüzyon pompası taşıyanların incelenmesinde problem yaşanır.
4. Metal restorasyonlar geniş görüntü distorsiyonuna neden olur.
5. Sekanslar uzun sürelidir ve hasta için rahat bir ortam değildir.
6. Yoğun bakımda olan hastalarda olduğu gibi birçok aygıta bağlı hastaların incelenmesi çok zordur.
7. Klostrofobili hastalar için çok zor bir yöntemdir
8. Çok pahalıdır ve her merkezde bulunmaz (60,139).

### **2.2.1.6 MRG Kullanım Alanları**

MRG tıpta oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. MRG çekimlerinin %60-80'lik kısmını santral sinir sistemi, %15-20'lik bölümünü kas-iskelet sistemi hastalıkları oluşturmaktadır. Geriye kalan bölümünü ise abdomen, pelvik, baş boyun ve toraks incelemeleri oluşturmaktadır (60, 102).

MRG beyinde meydana gelen serebral iskemi, infarktlar beyin tümörlerinin saptanmasında başarılı bir teşhis yöntemi olarak kullanılmaktadır. Ayrıca MRG'nin farklı uygulama şekilleri mevcuttur. Örneğin difüzyon ağırlıklı MRG (D-MRG) baş boyun tümörlerinin malign ve benign olmasının ayırımında karşılaşılan tanısal zorlukların çözümünü kolaylaştırmaktadır. D-MRG erken dönem serebral infarktların saptanmasında, kistik kitlelerin ayırıcı tanısında, infeksiyonlar ve travmalarda, pediatrik olgularda ve beyin myelinizasyonunun takibinde kullanılmaktadır (60, 102).

MRG yüksek yumuşak doku çözünürlüğü sayesinde beyin gri ve beyaz cevherlerinde oluşan patolojilerin birbirinden ayırt edilebilmesinde yararlanılmaktadır. Multipl skleroz (MS) hastalarında beyaz cevher içinde oluşan plaklar T<sub>2</sub> ağırlıklı incelemeler ve FLAIR (beyin omurilik sıvısının baskılanıp, patolojik sıvı ve lezyonların parlatılması olayı) sekanslı görüntülemelerle tespit edilebilir. Ayrıca MS hastalığının tespitinde MRG destekli farklı görüntüleme yöntemleri de kullanılmaktadır (63, 102).

MRG'nin beyindeki kullanım alanları oldukça geniştir. Epilepsi etyolojisinin araştırılması (31, 154), gelişimsel bozuklukların değerlendirilmesi, demans ve hipofiz bezi hastalıklarının değerlendirilmesi, psikiyatrik bozukluklar, şizofreni, nöroanatomik değişimler, duygu durum bozuklukları, beyin sapı ve posterior bölge oluşumları, kranial sinirlerin değerlendirilmesi, infeksiyöz ve inflamatuvar hastalıkların belirlenmesi ve post operatif olguların değerlendirilmesinde kullanılan çok önemli bir tanı yöntemidir (75, 102, 157).

MRG beyin dışında baş boyun bölgesinde patolojilerin tespitinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Gözdeki orbital ve intraoküler patolojiler, iç kulaktaki küçük yapılar, kafa tabanı ve bu alandaki sinirlerin değerlendirilmesi, baş boyun kitleleri ve lenf bezi patolojilerinin saptanması, nazofarinks ve derin baş boyun kompartmanlarının değerlendirilmesi, tükürük bezlerinin incelenmesi, tiroid ve paratiroid bezlerinin değerlendirilmesi ayrıca boyundaki arter ve venlerin incelenmesi gibi yaygın bir kullanım alanı vardır (51, 69, 102).

MRG baş boyun bölgesinde diş hekimliği açısından da çok önemli bir görüntüleme yöntemidir. TME anatomisi ve disfonksiyonlarının tanısı, özellikle eklem başının artiküler çıkıntının, mandibular kondilin görüntülenmesinde kullanılır. Ayrıca konjenital anomaliler (dudak damak yarıkları), enfeksiyonlar (sinüzit, tonsilit) ve kistler, benign tümörler ve tümör benzeri oluşumlar (hemanjiyom, lenfanjiyom, nörofibrom gibi), malign tümörlerin (skuamoz hücreli karsinom, adenoid kistik karsinom, lenfoma, rabdomyosarkom, çocukluk malignansileri vb.) tanısı ve post operatif

incelemelerinde yaygın olarak kullanılan ve güvenli bir tanı yöntemidir (11, 12).

### **2.3 Dental Metal Alaşımların Karakteristik Özelliklerini İnceleme Yöntemleri**

Metal alaşımların karakteristik yapılarını araştırmak için birçok teknik bulunmaktadır. Küçük açılı X-ışını saçılması (Small angle X-ray scattering (SAXS)) katı ve sıvı materyallerin nanometre boyutunda yapısal özelliklerini inceleyen bir tekniktir. Oksidasyon tabakası incelemelerinde termogravimetrik yöntemler (TGA), X-ray difraksiyon (XRD), Auger elektron spektroskopisi (AES), X-ray fotoelektron spektroskopisi (XPS), Raman spektroskopisi ve SEM (Scanning electron microscopy) gibi cihazlar kullanılmaktadır (45, 59).

#### **2.3.1 Küçük Açılı X-ışını Saçılması (Small Angle X-Ray Scattering (SAXS))**

Küçük açılı X-ışını saçılması (Small angle X-ray scattering (SAXS)) katı ve sıvı materyallerin nanometre boyutunda yapısal özelliklerini inceleyen bir tekniktir

Nano boyutlu parçacıklar ve numune etki alanı X-ışınlarını küçük açılara doğru saçar; sonuç olarak ortaya çıkan saçılma paterni nano yapıların genel büyüklüğü ve şekli hakkında bilgiler vermektedir.

Proteinler, gıda maddeleri, ilaçlar, polimerler, nano parçacıklar ve nano yapıları yüzeyler dâhil olmak üzere birçok farklı malzemede nano yapıları araştırmak için SAXS ideal bir araçtır (20, 89, 99, 124).

SAXS cihazının çalışma prensibini anlayabilmemiz için fizikle ilgili bazı kuramsal bilgileri bilmemiz gerekmektedir. Bunları aşağıda özet olarak açıklayacak olursak öncelikle x ışını saçılması ve kristal yapıdan saçılma kavramlarını anlamamız gerekmektedir.

## **X- Işını saçılması:**

X-ışınları yüksek enerjili elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleri ile oluşan, dalga boyları  $0.1 - 100 \text{ \AA}$  arasında değişen elektromanyetik dalgalardır. Dalga boyu küçük, giricilik dereceleri fazla olan X-ışınına *sert X-ışını*, dalga boyu büyük giricilik derecesi az olan X-ışınına *yumuşak X-ışını* denir. Kristalografide  $0,5 - 2,5 \text{ \AA}$  yumuşak, radyolojide  $0,5 - 1,0 \text{ \AA}$  sert dalga boylarındaki ışınlar kullanılır (14, 44, 49).

Saçılma her tip elektromanyetik ışının elektrik vektörü ile içinden geçtiği maddenin elektronları arasındaki etkileşimleri sonucunda meydana gelen olaydır. Herhangi bir kristale gönderilen X-ışınları kristalin düzenli yapısı tarafından saçılırlar. Saçılan bu ışınlar birbirlerine şiddet artırıcı veya azaltıcı etkiler yaparlar. Bu durum ışının kırınımına uğraması ile sonuçlanır (44, 49).

Bir yapının analizi en derinlemesine X-ışını, nötron ve elektron kırınımı yöntemleriyle yapılabilir. İncelenecek örnek üzerine düşürülen X-ışınları maddedeki elektronlar ile etkileşime girecektir. Elektronlardan saçılan dalgaların genlikleri  $q$  almamız gereken elektron sayıları oldukça fazla olacağından sonucu değerlendirirken bazı yaklaşımlar yapılabilir (44, 49).

***Kristal yapıdan saçılma:*** atom, molekül ve ya atom-molekül gruplarının uzayda üç boyutlu düzenlenerek birikmiş hallerine kristal denir. X-ışını demeti kristal üzerine düşünce atomlar tarafından saçılmaya uğratılır. Kırınım olayının gerçekleşmesinin temelinde de X-ışınlarının elektronlardan saçılması vardır. Saçılan bu ışınların yapıcı veya yıkıcı girişimiyle kırınım desenleri gözlenir. Saçılma olayı temelde elektronlardan olduğundan saçılan dalgaların genlikleri de aynı olacaktır. Dolayısıyla saçılma şiddetindeki farklılığa kristal yapıda meydana gelen faz farklılıkları yol açmaktadır (7, 44, 49).

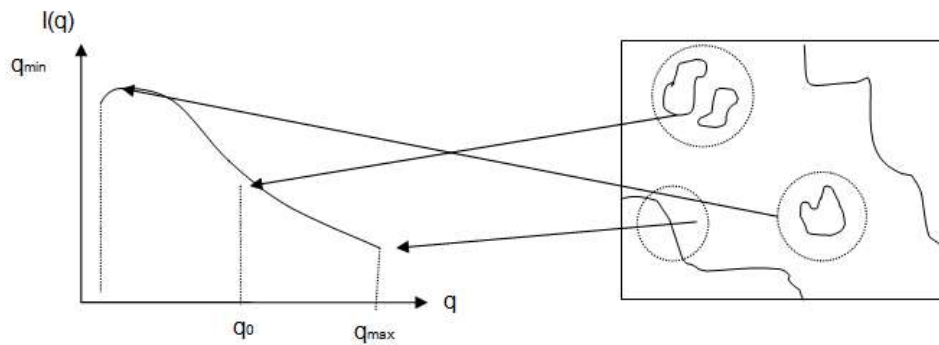


Madde analizinde kullanılan Küçük Açık X-ışını Saçılma yöntemi (SAXS) ile incelenen örneklerden küçük açılarda saçılan X-ışını şiddetleri, saçılma açısının bir fonksiyonu olan  $q$  (saçılma vektörü) büyüklüğüne göre elde edilerek bu verilerden maddenin yapısı ile ilgili bilgilere ulaşılabilir. SAXS'ta X-ışını kırınımında olduğu gibi saçılma olayı maddenin yapısındaki elektronlar tarafından gerçekleştirilir. Dolayısıyla bu yöntem de maddenin elektron yoğunluklarının farkının algılanması temeline dayanmaktadır (7, 44, 49).

SAXS'ı diğer analiz yöntemlerinden ayrı kılan özelliği, angstromdan mikrometreye kadar uzanan büyüklükte homojen olmayan elektron yoğunluklarına duyarlı olmasıdır. Bu cihaz, 0,07nm ve 0,3mm dalga boyuna sahip doğru yönlendirilmiş X-ışınları ile büyüklüğü 0,1nm ile 100nm arasında değişen nano parçacıklar ve farklı oluşumlardaki yapıları incelemek amacıyla kullanılmaktadır. Bu yöntem sayesinde katı, sıvı, toz ve jel formuna sahip maddeler hakkında bilgi sahibi olunabilir (7, 13, 20, 89, 99, 124, 138).

#### Küçük açı X-ışını saçılması (SAXS) eğrisinin analizi:

Şekilde tipik bir SAXS eğrisine örnek verilmiştir. Bu eğriden yola çıkılarak incelenen örneklerin yapısı hakkında bilgi edinilebilir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4: SAXS Eğrisi Grafiği

Şekil'de  $q$ ,  $1/A^\circ$  biriminde, uzayda tanımlı mesafelerin tersi ile orantılı bir değerdir. Değişik  $q$  değerleri  $D = \frac{2\pi}{q}$  uzunluk ölçüsüne sahip hayali bir

pencereden bakarak örneklerin iç yapıları hakkında bilgi sahibi olmamıza imkan tanır.

$q$  değeri küçüldükçe örneği incelemeye olanak tanıyan pencere büyüyeceğinden örnek içindeki seçicilerin birbirleri ile etkileşmesi hakkında bilgi verir.

$q$  değeri büyüdüğü örneği incelemeye olanak tanıyan pencere küçülecek ve böylece saçıcıların kendi büyüklükleri ve şekilleri hakkında bilgiye ulaşılabilecektir.  $q$  değerlerinin daha fazla büyümesi saçıcılar ile içinde buldukları ortam arasındaki ara yüzey yapısı hakkında bilgi verir.

Küçük açılı X-ışını saçılması incelemelerinde saçılma eğrisi üç bölgede incelenir. Bu bölgeler büyük  $q$  bölgesi, orta  $q$  bölgesi ve küçük  $q$  bölgeleridir (7, 44, 49).

**Büyük  $q$  bölgesi:** bu bölgede örneği incelediğimiz pencere oldukça küçüktür. Bu durum iki farklı ortamı birleştiren ara yüzeyi incelemeyi sağlar. Bu bölgeye “porod bölgesi” denilmektedir.

**Orta  $q$  bölgesi:** bu bölgede etkin pencere örneği oluşturan saçıcıların boyutundadır. Saçıcıların boyutları tespit edilerek örneğin iç yapısı hakkında bilgi edinilebilir.

Tek tip dağılıma sahip (monodisperse) sistemlerde parçacık form faktörü ile doğrudan ilişkilidir. Çoklu dağılıma sahip sistemlerde her bir parçacığın ayrı ayrı form faktörü bulunmaktadır. Parçacıklar şekil ve boyut farklılıkları gösterdiğinden form faktörleri belirlenirken ortalama bir form bulmaya yönelik yaklaşımlara dikkat edilmelidir.

**Küçük  $q$  bölgesi:** bu bölgede örneklerin yapısını inceleyebileceğimiz hayali pencere oldukça büyük olduğundan saçıcıların birbirlerine göre konumları ve uzaklıklarının dağılımları hakkında da bilgi sahibi olunabilir.

## **SAXS cihazı ile ilgili deneysel donanım**

Laboratuar tipi SWAXS cihazı genel olarak X- ışını tüpü, kolimatör, örnek bloğu ve algıç sisteminden oluşmaktadır.

**X-ışını tüpü:** Yüksek vakum altında havası alınmış cam bir kılıftan oluşan yüksek gerilimli bir katot ışını tüpüdür. Bir ucunda pozitif elektrot olan anot, diğer ucunda negatif elektrot olan katot bulunmaktadır. Anot ve katot arasına yüksek gerilim uygulandığında katot flamandan salınan elektronlar odaklanır ve yüksek enerjilere ulaşarak hızlanırlar. Bu elektronlar anotta bulunan metal hedefe çarptıklarında enerjilerini metal anot atomlarına aktararak X- ışını oluşumuna neden olurlar. Anota çok fazla sayıda elektron çarpmakla birlikte bunların sadece %1 X-ışını oluşumuna yol açmaktadır. Oluşan X- ışını demeti cam kılıfın içindeki ince bir berilyum pencereden belirli bir açı ile dışarı çıkmaktadır (7, 119).

**Kolimatör:** Cihazın en önemli parçalarından biridir. X- ışını tüpünden elde edilen ışınların çok iyi sınırlandırılması gerekmektedir. Küçük açılarda saçılma şiddetinin ölçülebilmesi için X-ışını demetinin yayılma açısı en küçük saçılma açısından büyük olmamalıdır. Küçük açılarda saçılma şiddetinin ölçülebilmesi nokta ve çizgi kolimatörleri ile mümkün olmaktadır. Çizgi kolimatörler küçük açı saçılmalarında sıklıkla kullanılan kolimatör tipidir. Çizgi kolimatörlerde bulunan yarığın boyunun olabildiğince uzun ve genişliğinin de olabildiğince az olması çözünürlüğün yüksek olmasını sağlar (7, 119).

**Örnek bloğu:** İncelenecek örneklerin yerleştirildiği tutucu bir bölgedir. 2mm çapında quartz kapiler tüp paslanmaz çelik tutacağı içinde örnek bölmesine yerleştirilir. Şekilde görüldüğü gibi örnek için saçılmanın en etkin gerçekleşebileceği en doğru pozisyon tespit edilir ve bütün örnekler bu pozisyonda incelenir (7, 119).

**Algıç sistemi:** sistemde mevcut olan dedektörler, X-ışını fotonlarının dedektör aktif maddesi ile çeşitli yollarla etkileşmesi sonucunda algılanmasına ve ve elektronik sayaç sistemi ile sayılmasını sağlar. Bu

amaçla Si(Li), Ge(Li) ve HPGe yarı iletken kristal dedektörler, uygun şekil ve soğutma özelliklerine bağlı olarak, yaygın olarak kullanılmaktadır (7, 119).

## **2.4 Hızlandırılmış Yaşlandırma**

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller kullanılmaya zamanına bağlı olarak yaşlanmakta ve bu yaşlanmanın sonucunda da fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinde değişiklikler meydana gelmektedir. Bu değişikliklere neden olan ağız ortamında oluşan doğal koşullar ve çevresel uyaranlardır. Restoratif materyallerde yaşlanmaya bağlı olarak oluşan bu değişiklikler, in vivo olarak “Uluslararası Modifiye Ryge Kriterleri” (Modified Ryge Criteria) veya “Modifiye Birleşik Devletler Halk Sağlığı Kriterleri” (Modified United States Public Health Service Criteria), (Modified USPHS criteria) sınıflandırması ile belirlenebilir (80).

Dental materyallerde ağız ortamında doğal yollardan oluşan yaşlanma olayı, in vitro olarak hazırlanan restoratif örnekler üzerine uygulanan “yaşlandırma prosedürü” ile taklit edilmektedir. Laboratuvar ortamında deneysel olarak sağlanmış olan hızlandırılmış yaşlandırma prosedürü, ısı, nem ve ışık döngüleri yardımıyla yapılmaktadır. Çeşitli cihazlar yardımıyla sağlanan bu koşullar restoratif materyallerin tıpkı doğal ağız ortamında olduğu gibi zamanla etkilenmesine ve bozulmasına yol açmaktadır. Böylece materyallerin uzun dönem kullanılmaları sonucunda yapılarında meydana gelebilecek istenmeyen değişikliklerin benzerleri in vitro koşullarda oluşturulmuş olur (80).

## **2.5 Mekanik Testler**

### **2.5.1 Yüzey pürüzlülüğü ölçümü**

Yüzey pürüzlülüğü, dental materyallerde mevcut restorasyonun başarısını, dayanıklılığını ve kalitesini etkileyen, materyal yüzeyinin iki boyutlu bir parametresidir (80). Pürüzlülük ölçümü profilometre adı verilen cihazlarla yapılmaktadır. Mekanik profilometre, optik profilometre, atomik

kuvvet mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu bu amaçla kullanılabilen cihazlardır (79).

Mekanik profilometreler metal alaşımların pürüzlülük ölçümünde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu cihazlarda mevcut olan elmas sivri bir uç ölçüm yapılacak malzeme yüzeyinde gezdirilir ve yüzeyde bulunan girinti ve çıkıntılardan geçerek yüzeyin profilini çıkarır böylece pürüzlülük ölçümü yapılabilir. Ölçümde bulunan değerler rakamsal değerlerdir ve bunların aritmetik ortalaması sonucu "Ra" (average roughness - ortalama pürüzlülük) değeri elde edilir. Metal yüzeyler için Ra değeri aralığı 0,02 - 3,2 µm arasında değişmektedir. Değer küçüldükçe pürüzlülük azalmaktadır (72).

### **2.5.2 Sertlik Ölçme Yöntemleri:**

Dental materyallerin sertlik bilgisi diş hekimleri için önem taşımaktadır. Birçok sertlik ölçüm yöntemi bulunmaktadır. Bu deneyler belirli bir sürede belirli bir yük altında deforme olmayan bir çelik küre veya elmas koninin metal içine batma derinliğinin ölçülmesiyle yapılır. Dental materyallerin sertliklerinin ölçülmesinde genellikle Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop testleri kullanılmaktadır (9, 19,142).

#### ***Brinell Sertlik Deneyi (BSD):***

Diş hekimliğinde metal ve metalik materyallerin sertliklerinin belirlenmesinde sıklıkla kullanılan bir deneydir. Bu test yönteminde D çapında küre şeklinde çelik bir bilye, düşey doğrultuda sertlik değeri ölçülecek parçanın parlatılmış düzgün yüzeyine dik olarak belirli bir P kuvveti ile bastırılır. Yük belirli bir süre uygulanır (9, 19,142). Bilyenin kaldırılmasından sonra malzemede oluşan plastik şekil değişimi sonucunda yüzeyde küresel bir iz kalır. Metalin yüzeyindeki dairenin çapı (d), 0.02 mm duyarlıkta ölçülür (142). Uygulanan yük, bilyenin metalin yüzeyinde oluşturduğu çentiğin çapına bölünür ve BSD bulunur. Uygulanan yüke göre oluşan çentiğin çapı ne kadar küçükse sayı o kadar büyük çıkar ve dolayısıyla da sertlik değeri o kadar fazla olur (9).

### **Rockwell Sertlik Deneyi (RSD):**

Kullanım kolaylığı nedeniyle metallerin sertlik ölçümünde metal endüstrisinde en çok kullanılan test metodudur. Farklı uç seçeneklerinin olması ve uygulanan kuvvetin değiştirilebilmesi gibi olanaklar sunması en sertten en yumuşağa kadar tüm metal ve alaşımların sertliğinin belirlenebilmesini sağlar. Rockwell deneyleri, örnek üzerine seçilen uç ile kuvvet uygulanması ve kuvvetin kaldırılması sonucu örnek yüzeyinde oluşan derinliğin ölçülmesi ile gerçekleştirilir. Batıcı uç; 1/18, 1/8, 1/4 ve 1/2 inch çaplarında küresel, sert çelik toplar veya tepe açısı 120° olan, uç kısmı 0.2 mm yarıçapında yuvarlatılmış çok sert malzemeler için kullanılan 'brale' adı verilen konik elmas uçtur (9, 19,142). Ancak Rockwell ve Brinell deneyleri ile kırılğan materyallerin sertlik değerleri ölçülememektedir. Bu durum zirkonyum gibi kırılğan olan dental materyaller için bir dezavantaj oluşturmaktadır (9).

### **Vickers Sertlik Deneyi (VSD):**

Vickers sertlik deneyi, Brinell sertlik deneyi ile benzer çalışma prensibine sahiptir. Bu yöntemde metal yüzeyine batıcı olarak çelik bilye yerine kare kesitli ve tepe açısı 136° olan elmas piramit bir uç kullanılır. Vickers deneyi ile Brinell deneyinde aynı cihaz kullanılıp yalnızca batıcı uç değiştirilir (9, 19).

Piramidin bıraktığı izin köşegeni (d), her iki köşegen uzunluğunun milimetrenin 1/1000'li duyarlılıkta mikroskopla ölçülmesi ve ortalamasının alınması ile tespit edilir (142). Deney yükü 0.025-120 kgf arasında olabilir. Uygulama süresi 10-15 saniyedir. Vickers deneyi mikrosertlik ölçümünde de kullanılır. Bu yöntemle en yumuşak malzemedan en sert malzemeye kadar geniş bir aralıkta sertlik ölçümü yapılabilir (142).

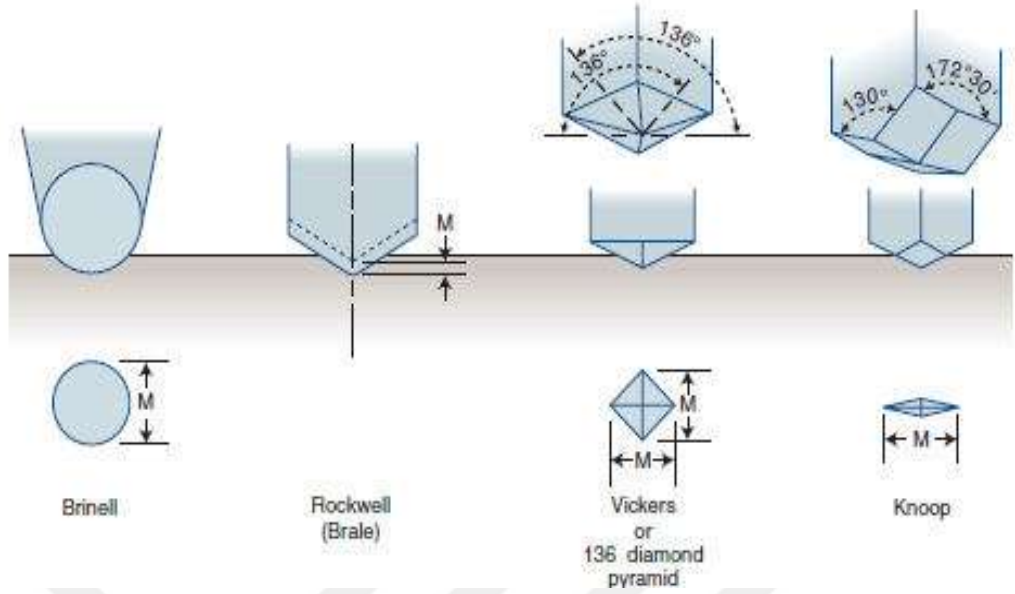
Vickers sertliğinin birimi  $\text{kgf/mm}^2$  'dir. Vickers sertliğinin avantajı, oldukça doğru okumalar yapması ve tüm metal ve işlem görmüş yüzeyler için sadece bir tip batıcı ucun kullanılmasıdır. Vickers sertliği metallerin yanında seramik malzemelerin sertliğinin ölçümünde de güvenilir bir sertlik ölçüm

metodudur. Vickers sertliği ölçme yöntemi daha uzun zaman almakla beraber en duyarlı sertlik ölçüm yöntemidir. Malzeme sertliğini temsil edecek ortalama bir d değeri için çok sayıda izin ölçülmesi gerekir (19).

### ***Knoop sertlik deneyi:***

Tepe açısı 130° ve 173° olan piramit şekilli elmas bir uç ile malzemeye kuvvet uygulanması sonucu sertlik ölçümü yapılır. Malzeme yüzeyinde romboidal (eşkenar dörtgen) bir iz oluşur ve uzun olan köşegen ölçülüp, uygulanan yük bu ölçüme bölünerek sertlik değeri hesaplanır (9). Bu yöntem ile birçok malzemenin sertliği ölçülebilir. Böylece diş minesinin sertliği altın, porselen, rezin ve diğer restoratif materyallerle karşılaştırılabilir. Ayrıca uygulanabilen kuvvet aralığı geniş olduğu için sert ve çok yumuşak malzemelerin sertlik ölçümleri yapılabilir (9).

Vickers ve Knoop sertlik deneyleri ile alaşımların mikro sertlikleri ölçülürken, Brinell ve Rockwell deneyleri makro sertliği ölçmektedirler. Bir alaşımın VSD ile mikro sertliğini ölçerken alaşımın mikro yapısının bilinmesi çok önemlidir. Dental alaşımlar için öngörölmüş standart olan 1 kg yükleme alaşımın mikro sertliği hakkında bilgi sağlamaktadır. Ancak hafif yükler (örneğin:10 gr) bireysel grenler, yapıtaşları ve fazlar hakkında bilgi sağlayabilir. Sertlik çok önemli bir pratik özelliktir. Çünkü yüksek sertlik değeri dökümün tamamlanması ve hazırlanması aşamalarını oldukça güçleştirmektedir (9, 116).



Şekil 2.5: Sertlik Ölçüm Yöntemleri

### 2.5.3 Bağlanma Direnci Ölçüm Testleri:

Metal-seramik bağlantısı sabit protetik restorasyonların uzun dönem başarısında en önemli etkenlerden biridir. Metal-seramik ara yüzeyindeki bağlantının ölçülmesi çok kolay olmamakla birlikte bu amaçla çeşitli test yöntemleri geliştirilmiştir. Makaslama bağlantı direnci testi, tensile, mikrotensile bağlanma testleri ve 3 nokta eğme testi bu testler arasında sayılabilir (37, 47, 56, 123).

Makaslama bağlanma direnci testi iki farklı materyalden (seramik-metal) oluşan ve sabit bir taşıyıcıya gömülmüş veya cihaza uygun olarak tasarlanmış örneklerle, materyaller arasında kopma meydana gelene kadar, 0.5mm/dak veya 1mm/dak hızla keskin bir uç vasıtasıyla makaslama kuvvetinin uygulandığı in vitro test yöntemidir. İki materyal arasındaki bağlantı direnci, uygulanan kuvvetin birim alana bölünmesi ile  $\text{kg/cm}^2$ ,  $\text{N/mm}^2$  (Megapaskal, Mpa) hesaplanabilir (1, 6, 58, 117). Uygulanan test yöntemlerindeki her test değişkeni; kullanılan materyallerin cinsi, materyal kalınlığı, materyalin mekanik özellikleri, örneklerin şekli, saklama koşulları, yaşlandırma veya termal sirkülasyon ve yükleme koşulları gibi faktörler bağlantı direnci üzerinde önemli etkilere yol açmaktadırlar.



Makaslama bağlantı direnci testi tasarlandığı zamandan itibaren diş hekimliği materyalleri için en çok kullanılan yöntemlerden biri olmuştur. Deneyin uygulanmasının kolay olması bu yöntemin kullanılmasını yaygınlaştırmıştır (58). Örneklerin deneysel tasarımı ve kuvvetin şekli nedeniyle ara yüzeyi etkileyen kuvvetler oldukça karmaşıktır. Oluşan kırıklar sadece makaslama nedeniyle değil eğilme etkisinden kaynaklı olarak ara yüzeyde oluşan çekme stresinden de meydana gelebilir. Dolayısıyla makaslama testlerinde koheziv kırıklara sıklıkla rastlanmaktadır. Bu durum zaman zaman hatalı sonuçlar elde edilmesine yol açabilmektedir (2, 117).



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in-vitro çalışma, GATA Diş Hekimliği Bilimleri Merkezi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, GATA Radyoloji Kliniği, GATA Katı Modelleme Merkezi (METÜM), MSB İç Tedarik Bölge Başkanlığı Kalite Yönetimi Laboratuvarı, Hacettepe Üniversitesi Teknoloji Transfer Merkezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Araştırma Laboratuvarı, Gazi Üniversitesi Malzeme ve Metalurji Mühendisliği Bölümü Laboratuvarı ve Kulez Diş Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Çalışmada sabit protetik tedavilerde güncel olarak uygulanan kobalt-krom (Co-Cr), nikel-krom (Ni-Cr), zirkonyum ( $ZrO_2$ ) ve titanyum (Ti) alt yapı materyalleri kullanıldı. Farklı üretim teknikleri ile elde edilen (döküm, lazer sinterleme, CAD/CAM) bu alt yapı materyallerinden çalışmanın niteliğine göre, disk ve dikdörtgen prizması olmak üzere iki farklı şekilde örnekler üretildi.

Disk şeklinde üretilen örneklere seramik pişirildi ve yaşlandırma işlemi sonrası 1,5 ve 3 T MRG cihazında 30 dakika süre ile beyin MRG sekansları uygulandı. Bu uygulama sonrasında da metal seramik arasındaki bağlantı direnci, instron test cihazında incelendi.

Çalışmada ayrıca dikdörtgen prizması şeklinde üretilen örneklere yine 1,5 ve 3,0 T MRG cihazında 30 dakika süre ile beyin MRG sekansları uygulandı. Bu uygulama sonrasında örneklerin SAXS cihazı ile nano seviyede kristalografik yapıları incelenirken, portatif bir profilometre ile yüzey pürüzlülükleri ve Vickers mikrosertlik cihazı ile sertlik ölçümleri yapıldı. Çalışmada kullanılan metal ve zirkonyum alt yapı materyalleri ve üretim yöntemleri Tablo 3.1'de, oluşturulan deneysel gruplar ve örnek sayıları Tablo 3.2'de ve kullanılan seramik materyalleri Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

<b>Deneysel alt yapı materyali</b>	<b>İçerik</b>	<b>Üretim şekli</b>	<b>Marka ve üretici firma</b>
<b>CoCr</b>	Co%60.5 Cr %28 W %9 Si %1.5 Diğer: <%1: Mn, N, Nb	Konvansiyonel döküm	Remanium® star, Dentaurum, Ispringen, Almanya
<b>CoCr</b>	Co%60,5 „ Cr%28 W%9 „ Si%1,5 Diğer <%1: Mn, N, Nb, Fe	DMLS	Remanium® star CL, Dentaurum, Ispringen, Almanya
<b>NiCr</b>	Ni %61 Cr %26 Mo % 11 Si % 1.5 Diğer:<%1 Co, Fe, Al, Ce	Konvansiyonel döküm	Remanium CSe, Dentaurum, Ispringen, Aalmanya
<b>Ti (Grade 23)</b>	Ti %90, C %0.08, N %0.03, O %0.13, Al % 5.5, Ta % 3.5	DMLS	ASTM International, West Conshohocken, USA
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	ZrO <sub>2</sub> , Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , HfO <sub>2</sub> Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	CAD CAM	Nacera Pearl, Doceram, Dortmund, Almanya

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan seramik alt yapı materyalleri ve üretim yöntemleri

	Disk örnekler			Dikdörtgen prizması örnekler			Örnek sayısı
	Kontrol	1,5 Tesla	3,0 Tesla	Kontrol	1,5 Tesla	3,0 Tesla	
<b>CoCr döküm</b>	20	20	20	15	15	15	105
<b>CoCr DMLS</b>	20	20	20	15	15	15	105
<b>NiCr döküm</b>	20	20	20	15	15	15	105
<b>Ti DMLS</b>	20	20	20	15	15	15	105
<b>Zirkonyum</b>	20	20	20	15	15	15	105
<b>Toplam</b>							520

Tablo 3.2. Oluşturulan deneysel gruplar ve örnek sayıları

	<b>CoCr döküm</b>	<b>CoCr DMLS</b>	<b>NiCr döküm</b>	<b>Ti DMLS</b>
<b>Metal</b>	Ceramco 3 Baz pasta, opak kristali (medium) Pasta opak, opak kristali (light) Dentin porseleni DENTSPLY USA			Super Porcelain TI-22, Bonding, Opak ve Dentin Porseleni Noritake Dental Supply Co. Japonya
<b>Zirkonyum</b>	Ceramco PFZ Dentin porseleni Düşük ısı porseleni DENTSPLY USA			

Tablo 3.3. Kullanılan seramik materyalleri

### 3.1 Çalışmada Kullanılan Örneklerin Hazırlanması

#### 3.1.1 Döküm CoCr ve NiCr Örneklerin Hazırlanması

##### Döküm Örneklerin Hazırlanması İçin Kullanılan Kalıplar

Çalışmada kullanılacak olan disk örnekler 12mm çapında ve 1mm kalınlıkta hazırlandı. Döküm disk örneklerin hazırlanmasında boyutsal standardizasyonun sağlanması için CNC tornalama cihazında 1,5 cm yükseklikte içi boş ve iç çapı 12 mm olan alüminyum boru kalıp ve bu kalıbın içinden geçecek şekilde ucunda 11,5 mm çapında bir diski ve 3cm yüksekliğinde sabit bir kolu olan başka bir alüminyum model üretildi (Şekil 3.1). Ayrıca  $4 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$  boyutlarındaki dikdörtgen prizması örnekler için yine CNC tornalama cihazında; üzerinde 4 adet  $4 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$  boyutlarında dikdörtgen prizması olan,  $2 \times 2 \times 4 \text{ cm}^3$  büyüklüğünde tek parça alüminyum pozitif kalıp üretildi. Bu alüminyum metal kalıptan sıvı silikon ile  $4 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$  boyutlarında negatif boşlukları olan silikon bir kalıp elde edildi (Şekil 3. 2).



Şekil 3.1. Disk örnekler için üretilen metal modeller.



Şekil 3.2. Dikdörtgen prizması örnekler için üretilen metal model

##### Disk örneklerin hazırlanması

CNC cihazında üretilen metal kalıplar kullanılarak 1mm kalınlığındaki pembe mumdan (Cavex Holland BV) metal boru ile kesme işlemi yapıлып, borunun içinde kalan mum metal kol ile itilerek çıkartıldı ve böylece direkt olarak 1mm kalınlığında mum disk örnekler elde edildi. Üretilen mum örnekler guruplar halinde tijlenerek rövetmana alınması için hazırlandı (Şekil3.3).

Plastik döküm konisine tijler bağlandı ve mum örneklerin yüzeyine alkol sıkıldı. CoCr döküm disk örnekler için üretici firma önerileri doğrultusunda (100 gr toz / 15 ml likit) fosfat bağlı rövetman (Bellavest SH, Bego, Bremen, Almanya) hazırlandı. Hazırlanan rövetman öncelikle bir fırça yardımıyla mum modellere sürüldü ve sonra bir vibratör üzerinde manşetin tamamı rövetmanla dolduruldu. Rövetmanın sertleşmesi için manşet oda sıcaklığında 40 dakika bekletildi.



Şekil 3.3. Disk örneklerin rövetmana alınma hazırlığı.

Rövetman sertleştikten sonra kalıptan çıkartıldı ve manşet oda sıcaklığındaki ön ısıtma fırınına (L7c, Manfredi, Torino, İtalya) yerleştirildi. Manşet 250°C'te 1 saat bekletildikten sonra fırının sıcaklığı 950°C'te kadar arttırıldı. 950°C'te 15-20 dakika kadar tutulan manşet bir maşa yardımı ile fırından çıkartıldı. Isınan rövetman soğumadan metal çekirdekler (Şekil 3.4) döküm potasına yerleştirildi.



Şekil 3.4. Döküm disk ve dikdörtgen prizması örneklerin hazırlanmasında kullanılan CoCr ve NiCr dental metal alaşımları

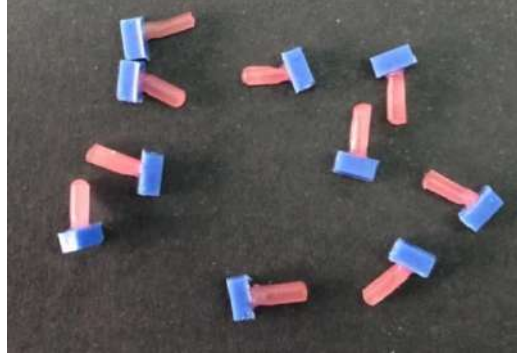
Döküm işlemi indüksiyon cihazında (Fornax, Bego, Breman, Almanya) 1410°C sıcaklıkta gerçekleştirildi. Döküm işlemi sonrası rövetman kalıp oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Soğuyan kalıplar kırılarak döküm metal model elde edildi. Döküm örneklerin üzerindeki rövetman artıkları, su altında fırça ile yıkanarak ve ardından kumlama cihazında 250µm alüminyum oksit tozu ( $Al_2O_3$ ) ile kumlanarak uzaklaştırıldı. Her bir tij kesilerek disk metal örnekler elde edildi. Elde edilen disk metal örneklerin taş frezle hassas bir şekilde tesviyesi yapıldı. Dijital bir kumpas yardımı ile çap ve kalınlıkları ölçülüp kontrolleri yapılan örneklerin hatalı olanları çalışma dışı bırakılarak yeniden üretildi.

#### **Dikdörtgen prizması örneklerin hazırlanması**

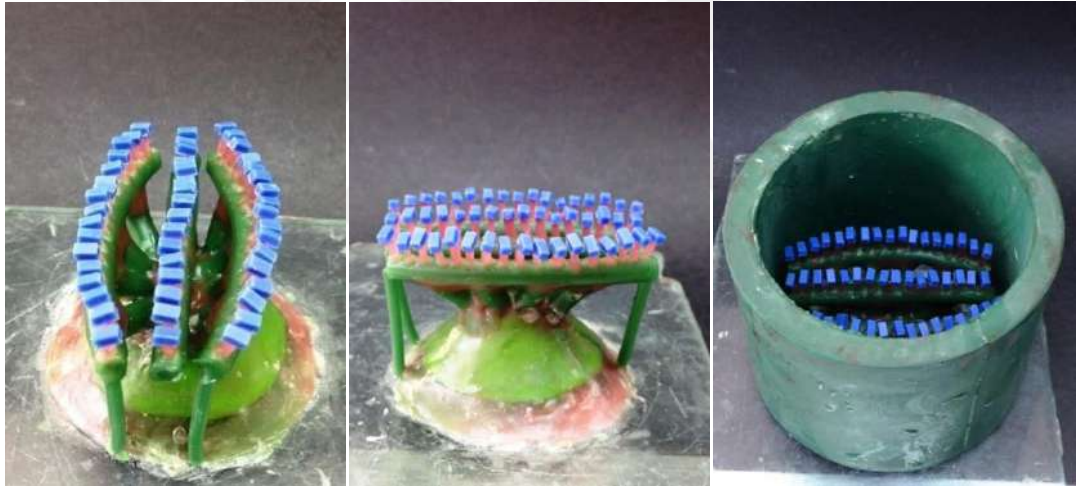
CNC cihazında üretilen metal kalıp ile sıvı silikon kullanılarak (Polytek Development Corp.) elde edilen, üzerinde 4 adet 4x2x2 mm<sup>3</sup> boyutlarında negatif boşluk bulunan silikon kalıp dikdörtgen prizması şeklindeki örneklerin üretilmesinde kullanıldı.

Hazırlanan silikon kalıp içindeki negatif boşluklara sert mavi modelaj mumu (Bego, Breman, Germany) bir spatül yardımı ile ısıtılıp damlatıldı. Mumun sertleşmesinden sonra silikon kalıptan mum örnekler çıkartıldı (Şekil

3.5). Elde edilen mum örneklere, disk örneklerin üretiminde anlatılan döküm işlemleri aynı şekilde uygulandı.



Şekil 3.5. Tijlenen dikdörtgen prizması örnekler



Şekil 3.6. Dikdörtgen prizması örneklerin rövetmana alınma hazırlığı

Döküm işlemi sonunda elde edilen modelden, separe yardımı ile tijler kesilip dikdörtgen prizması metal örnekler ayrıldı. Dikdörtgen prizması örneklerin taş frezle hassas bir şekilde tesviyesi yapıлып, dijital bir kumpas yardımı ile boyutları ölçüldü. Hatalı olan örnekler çalışma dışı bırakılarak yeniden üretildi.

CoCr (Remanium Star, Dentarum, Ispringen, Almanya) döküm örneklerin hazırlanmasından sonra NiCr (Remanium CSe, Dentarum,



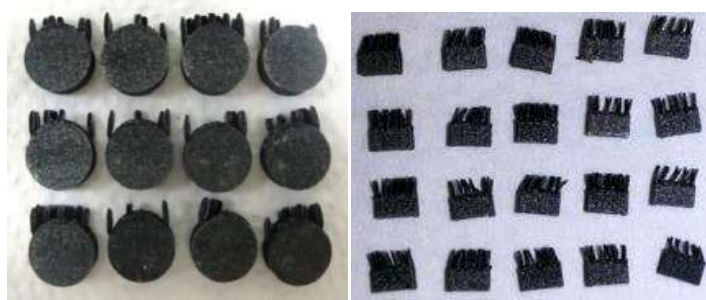
Ispringen, Almanya) döküm disk ve dikdörtgen prizması örnekler de aynı döküm işlemleri tekrarlanarak hazırlandı.

### 3.1.2 DMLS CoCr ve Ti Örneklerin Hazırlanması

#### DMLS CoCr Örneklerin Hazırlanması

Disk ve dikdörtgen prizması örneklerin tasarım işlemi, dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) yardımıyla gerçekleştirildi. Bilgisayar ortamında oluşturulan veriler, üretim kısmına aktarılarak lazer metal sinterizasyon (M2 Cusing, Concept Laser GmbH, Lichtenfels, Almanya) yöntemiyle CoCr metal alaşım tozundan (Remanium® star CL, Dentaurum, Ispringen, Almanya) örnekler üretildi. Üretim 7m/s tarama hızı ve 200W'lık ytterbium (Yb)-fiber optik lazer ile 30µm tabaka kalınlığında CoCr tozu kullanılarak gerçekleştirildi. Oksidasyonun önlenmesi için argon gazı ortamında sinterleme ve ergitme yapıldı.

DMLS cihazından ince desteklerle metal tabla üzerine bağlı çıkan CoCr örnekler, normalizasyon işlemi (ikincil sinterleme) için aynı tabla ile argon atmosferindeki ısıtma fırınına (XD 1600A, Zhengzhou Brother Furnace, Co., Ltd, Henan, China) konuldu. Normalizasyon işlemi uygulanan fırının sıcaklığı 25°C'tan başlatılıp 173 dakikada 1150°C çıkartıldı. Örnekler 1150°C'ta 1 saat bekletildikten sonra 6 saatte 300°C sıcaklığa soğutuldu. Sonrasında ısıtma fırınından çıkarılan örnekler oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. DMLS cihazında üretilip ısıtma işlemleri yapılan örneklerin (Şekil 3.7), tesviye işlemleri taş frez ile yapıldı.



Şekil 3. 7 DMLS disk ve dikdörtgen prizması örnekler

### **DMLS Ti örneklerin hazırlanması**

DMLS CoCr örneklerin tasarımında hazırlanan veriler, titanyum örneklerin üretiminde de kullanıldı. Bilgisayar ortamında oluşturulan veriler, üretim kısmına aktarılarak lazer metal sinterizasyon (M2 Cusing, Concept Laser GmbH, Lichtenfels, Almanya) yöntemiyle Ti6Al4V metal alaşım tozundan (Rematitan® star CL, Dentaurum, Ispringen, Almanya) örnekler üretildi. Ti örneklerin üretilmesinde de DMLS cihazının özellikleri CoCr örneklerin üretimindeki gibiydi. Ti örnekler de normalizasyon işlemi için argon atmosferindeki ısıtma fırınına (XD 1600A, Zhengzhou Brother Furnace, Co., Ltd, Henan, China) konuldu. Normalizasyon işlemi yapılan fırının sıcaklığı 25°C'tan başlatılıp 240 dakikada 840°C'a çıkartıldı. Örnekler 840°C'ta 2 saat bekletildikten sonra hızlı bir şekilde 500°C sıcaklığa soğutuldu. Sonrasında ısıtma fırınından çıkarılan örnekler oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. CoCr DMLS örneklerle aynı şekilde tefsiye işlemleri yapıldı.

### **3.1.3 Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması**

Disk ve dikdörtgen prizması örneklerin tasarım işlemi, dizayn programı (DWOS yazılım, Dental Wings 3 Series Inc, Montreal, Kanada) kullanılarak yapıldı (Şekil 3.8). Örneklerin tasarımı, sinterleme işleminde gerçekleşecek olan büzülmenin karşılanabilmesi için %20 daha büyük olarak planlandı. Çalışmada yarı sinterlenmiş yitrium ile stabilize zirkonyum dioksit bloklar (Nacera Pearl, Doceram, Dortmund, Almanya) kullanıldı.

Tasarımı yapılan örnekler, zirkonyum bloklara bilgisayar ortamında yerleştirilip ara bağlantıları yapıldıktan sonra kazıma işlemi, CNC freze (Yenadent D43, Dudullu, İstanbul) cihazında yapıldı (Şekil 3.8). Frezeleme işlemi bittikten sonra örnekler bloktan çıkartılıp su ile yıkanarak tozlardan arındırıldı. Ön kurutma yapıldıktan sonra örneklere sinterleme işlemi (Tegra MP1500, Bayrampaşa, İstanbul) yapıldı. Sinterleme işlemi uygulanan fırının sıcaklığı 25°C'tan başlatılıp 4-6 saatte 1500°C çıkartıldı. Örnekler 1500°C'ta 2 saat bekletildikten sonra fırının sıcaklığı 25°C'ta düşene kadar beklenildi.

Sinterleme işleminden sonra örnekler %20'lik boyutsal değişiklik gösterdi ve böylece istenilen boyutlar elde edildi.

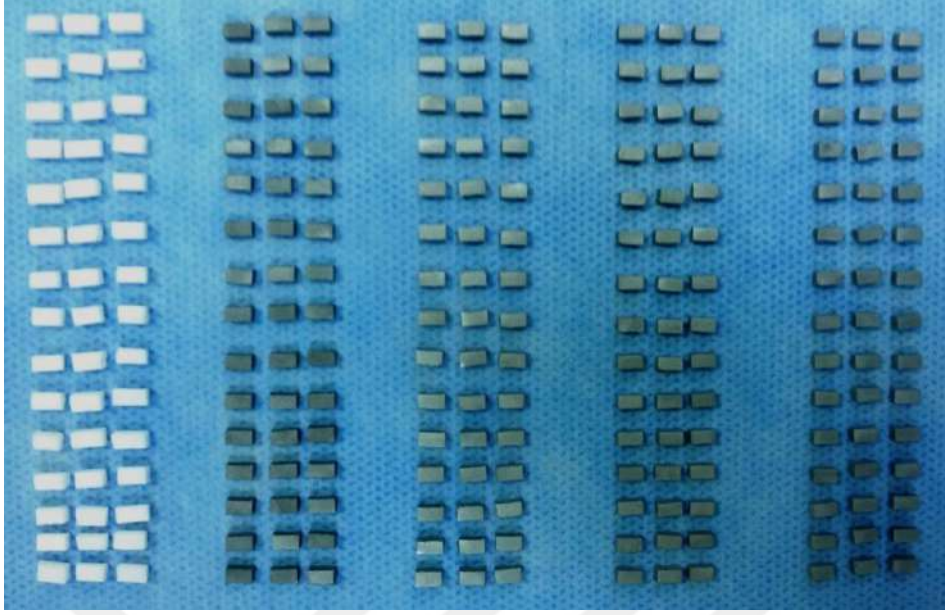


Şekil 3.8 Çalışmada kullanılan  $ZrO_2$  blok ve bu bloktan kazıma işlemi

Disk ve dikdörtgen prizması şeklindeki bütün örneklerin hazırlanmasının ardından, dikdörtgen prizması şeklindeki örneklerin bir yüzeyi aynı uygulayıcı tarafından önce 300, sonra 600 grenli zımpara kağıtları (English Abrasives, İngiltere) ile pürüzsüzleştirildi. Bütün örnekler buhar makinesinde temizlendikten sonra disk şeklindeki örneklerin porselen ile temasta olacak yüzeyleri, dikdörtgen prizması örneklerin de parlatılan yüzeyleri  $110\mu m$  alüminyum oksit tozu ( $Al_2O_3$ ) (Korax, Bego, Breman, Germany) ile 0.5 MPa basınç altında, 2cm uzaklıktan 10sn kumlandı (Şekil 3.9 disk örnekler, Şekil 3.10 dikdörtgen prizması örnekler).



Şekil 3.9 Disk örnekler



Şekil 3.10 Dikdörtgen prizması örnekler

### **3.2 Disk Örneklere Seramik Uygulanması:**

#### **Seramik uygulaması için hazırlanan kalıplar**

Disk şeklindeki örneklere, örnekleri tam ortalayacak şekilde 6mm çapında ve 4mm yüksekliğinde seramik uygulaması yapıldı. Standardizasyonu sağlayabilmek için bilgisayar ortamında, 12mm çap ve 1mm kalınlılığı olan disk üzerine, diski tam ortalayacak şekilde 6mm çap ve 4mm yükseklikte bir silindir tasarlandı. Tasarlanan bu model, CNC tornalama cihazında alüminyumdan üretildi (Şekil 3.11). Metal model kullanılarak sıvı silikondan, içinde metal modelin negatif boşluğunu taşıyan silikon kalıp elde edildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.11 Seramik uygulaması için üretilen metal model ve silikon kalıp.

### CoCr DMLS, CoCr döküm ve NiCr örneklere seramik uygulanması

Kumlanıp hazırlanmış olan örneklere gruplar halinde seramik uygulaması yapıldı. CoCr DMLS örnekler bir diş fırçası yardımı ile el sabunu kullanılarak yıkandı. Ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int. NY., USA) 5dk süre ile temizlendi. Ultrasonik temizleyiciden çıkan örnekler, metal yüzeylerinin temizliğinde kullanılan ve yüzeylerden özellikle el teması vb. sonucu oluşan yağ artığını uzaklaştıran trikloroetilen solüsyonunda 5sn bekletildi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12 Örneklere trikloroetilen uygulaması

Trikloroetilen solüsyonundan çıkarılan örneklerin seramik uygulanacak olan yüzeylerine hiç temas edilmeden, temiz bir yüzeyde örnekler kurumaya bırakıldı (Şekil 3.12).

Seramik uygulaması için hazır olan örneklerin orta kısımlarına gelecek şekilde, aynı uygulayıcı tarafından, firma önerileri doğrultusunda hazırlanan



baz pasta (Ceramco3 Base Pasta, Dentsply, USA), 0 numara samur fırça ile ince bir tabaka (0,5mm) sürülüp, üzerine baz pastanın kristal tozu (Ceramco3 Opaque Crystals Medium, Dentsply, USA) uygulandı (Şekil 3.13). Baz pasta Tablo 3.4'te gösterilen fırınlama koşulları uygulanarak pişirildi. Baz pasta uygulanan örnekler ikinci uygulama olarak ince bir tabaka (0,5mm) pasta opak (Ceramco3 Pasta Opaque, Dentsply, USA) ve onun kristal tozu (Ceramco3 Opaque Crystals Light, Dentsply, USA) uygulandı (Şekil 3.13). Örnekler Tablo 3.4'te gösterilen fırınlama koşulları uygulanarak pişirildi (Şekil 3.14).



Şekil 3.13 Çalışmada kullanılan opak ve kristal tozlar



Şekil 3.14 Opak uygulanan örnekler

Opak uygulamasının ardından dentin seramiği, üretici firma önerileri doğrultusunda, porselen likit ve tozu (Ceramco3 Dentin, Dentsply, USA) karıştırılarak hamur kıvamında hazırlanıp, silikon kalıp içerisine aynı uygulayıcı tarafından fırça yardımıyla yığılıp, vibrasyonla kondanse (4mm yükseklik ve 6mm çap) edildi (Şekil 3.15). Fırınlama işlemi Programat P300

porselen fırınında (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) gerçekleştirildi. Birinci dentinin pişirilmesinden sonra ortaya çıkan seramik büzülmesinden kaynaklanan eksikliklerin giderilmesi için ikinci dentin pişirildi. Pişirme işlemi sırasında kullanılan fırınlama ısıları Tablo 3.4'te belirtildiği şekilde uygulanmıştır.



Şekil 3.15 Dentin seramiğinin silikon kalıp kullanılarak uygulanması

°C	Zaman (dk)			Zaman (dk)		Vakum değeri (in Hg)	Isı		Isı		
	Kurutma	Ön ısıtma	Vakum	Pişim	Soğuma		Başlama ısısı	Yüksek ısı	Vakum başlama	Vakum bitiş	Dakikada ısı artışı
1.pasta opak	5	3	0	0	0	29	500	975	500	975	100
2.pasta opak	5	3	0	0	0	29	500	975	500	975	100
1.dentin	5	5	0	0	0	29	650	950	650	950	55
2.dentin	5	5	0	0	0	29	650	950	650	950	55

Tablo 3.4 Ceramco 3 fırınlama koşulları referans tablosu.

CoCr DMLS örneklerden sonra CoCr döküm ve NiCr örneklere de aynı uygulama ile seramik pişirildi.

## Zirkonyum örnekler seramik uygulaması

Kuulanıp hazırlanmış olan disk örnekler diğer grup örneklerde olduğu gibi diş fırçası ve sabunla yıkanıp, ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int. NY., USA) 5 dk temizlendi. Örnekler trikoraetilen solüsyonunda 5sn bekletildi. Seramik uygulanacak olan yüzeylere dokunulmadan örnekler temiz bir yüzeyde kurumaya bırakıldı. Zirkonyum örnekler sadece iki aşamada dentin seramiği pişirildi. Zirkonyum dentin seramiği (Ceramco PFZ Dentin, Dentsply, USA) üretici firma önerileri doğrultusunda hazırlandı (Şekil 3.16). Standardizasyon için silikon kalıp kullanılarak aynı uygulayıcı tarafından tabakalama tekniği ile örnekler üzerine uygulandı. Birinci dentin uygulamasından sonra, seramiğin büzülmesinden kaynaklanan eksiklikler ikinci dentin uygulaması ile giderildi. Tablo 3.5'te zirkonyum seramiğinin fırınlanma koşulları gösterilmektedir. Fırınlama işlemleri Programat P300 seramik fırınında (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) gerçekleştirildi (Şekil 3.17).

°C	Zaman (dk)			Zaman (dk)		Vak. değeri (in-Hg)	Isı		Isı		
	Pişim progr.	Kurutma	Ön ısıtma	Vak .	Pişim		Soğuma	Başlama ısısı	Yüksek ısı	Vak. başlama	Vak. bitiş
1.dentin	5	5	0	0.15	0	29	450	900	450	900	60
2.dentin	5	5	0	0	0	29	500	890	450	890	60

Tablo 3.5 Ceramco PFZ fırınlanma koşulları referans tablosu.





Şekil 3.16 Çalışmada kullanılan metal ve zirkonyum dentin seramikleri



Şekil 3.17 Zirkonyum örneklerin fırınlanması

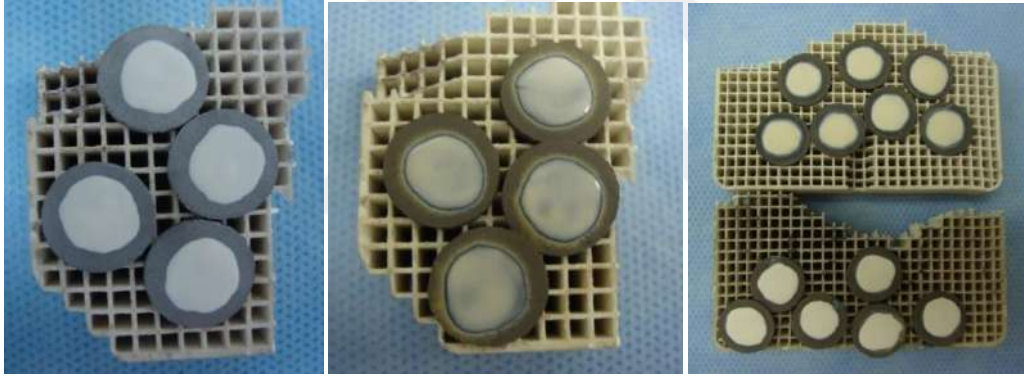
### **Ti DMLS örneklere seramik uygulaması**

Kullanıp hazırlanmış olan Ti DMLS örnekler diğer grup örneklerde olduğu gibi diş fırçası ve sabunla yıkanıp, ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int. NY., USA) 5 dk temizlendi. Ti örnekler etil asetat solüsyonunda 5sn süre ile bekletildi ve temiz bir yüzeyde kurumaya bırakıldı. Titanyum alaşımının yüksek sıcaklıklarda yapısal olarak bozulması ve çok fazla oksit tabakası oluşumu görülmesi nedeniyle, Ti DMLS örneklerde ultra düşük ısı seramiği (Süper porselen Ti-22, Noritake, Nagoya, Japan) kullanıldı (Şekil 3.18). Seramik uygulamasında ilk olarak, üretici firma önerileri doğrultusunda bonding seramiğinin likit ve tozu karıştırılıp hazırlandı ve aynı uygulayıcı tarafından 0 numara samur fırça kullanılarak örneklerin orta kısımlarına ince bir tabaka (0.5mm) şeklinde uygulandı. Bonding seramiği

üretici firma önerileri doğrultusunda fırınlandı. Fırınlamadan sonra bonding seramiğinde oluşması gereken parlak yüzey elde edildi (Şekil 3.19). İkinci uygulama olarak bonding seramiği üzerine opak seramik aynı uygulayıcı tarafından 0 numara samur fırça ile uygulandı (Şekil 3.19).



Şekil 3.18 Çalışmada kullanılan Ti seramikleri



Şekil 3.19 Ti örneklerine bonding ve opak seramik uygulaması

Opak seramiğinin pişirilme işleminden sonra örneklerle firma önerileri doğrultusunda hazırlanan birinci dentin, silikon kalıp kullanılarak uygulandı. Birinci dentinin pişirilmesinden sonra seramik büzülmesinden kaynaklanan eksiklikleri gidermek için ikinci dentin uygulaması yapıldı. Bonding, opak ve dentin seramik uygulamalarında üretici firmanın önerdiği, tablo 3.6'da gösterilen fırınlama koşulları uygulandı. Fırınlama işlemi Heramat C seramik fırınında (Heraeus Kulzer Almanya) gerçekleştirildi (Şekil 3.20).

°C	Zaman (dk)		Zaman (dk)		Vakum (in Hg)	Isı		Isı		
	Kurutma	Vak.	Pişim	Soğuma		Başlama İSİSİ	Yüksek İSİ	Vak. başlama	Vak. bitiş	Dak. ısı artışı
Bonding seramiği	5	0	0	0	72	500	800	500	790	50
Opak seramiği	5	0	0	0	72	500	780	500	770	50
1.dentin	10	0	0	0	72	500	770	500	760	40
2.dentin	10	0	0	0	72	500	770	500	760	50

Tablo 3.6 Noritake Ti-22 fırınlama koşulları referans tablosu



Şekil 3.20 Ti örneklerine dentin porseleni pişirilmesi



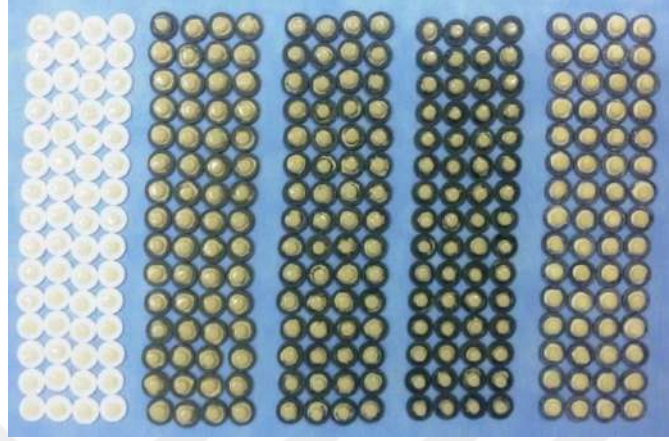
Şekil 3.21 Örneklerin paralelometre cihazında düzeltilmesi



Şekil 3.22 Örneklerin dijital kumpasla ölçülmesi

Bütün örnekler seramik pişirilmesi işleminin tamamlanmasından sonra, örnekler arasındaki standardizasyonun sağlanması için paralelometre cihazı kullanıldı (Şekil 3. 21). Disk örnekleri sabitlemek için, üzerinde 12mm çapında ve 1mm kalınlığında negatif boşluk bulunan bir alçı model üretildi. Alçı model üzerindeki bu boşluğa yerleştirilip sabitlenen örneklerin var olan hataları, düşük devirde çalıştırılan ince grenli elmas piyasemen frezi ile paralelometre cihazında düzeltildi. Örneklerin dijital

kumpasla ölçümleri yapıp standardizasyonları sağlandı (Şekil 3. 22). Seramik uygulaması tamamlanmış bütün örnekler Şekil 3.23'de görülmektedir.



Şekil 3.23 Seramik uygulaması tamamlanmış örnekler

### 3.3 Hızlandırılmış Yaşlandırma Testi

Yaşlandırma testi seramik pişirilen bütün disk örneklerine uygulandı. Test cihazında 10 tane panel bulunduğundan bütün örneklerin tek seferde yerleştirilmesi mümkün olmadı. İlk uygulama için 100 tane örnek cihazın panellerine dizildi ve cihaz içine yerleştirildi (Xenotest 150 S+, Atlas, Electronic, Devices IL) (Şekil 3.24), (Şekil 3.25). Örnekler ultraviyole ışık ve su püskürtme uygulaması altında 200 saat hızlandırılmış yaşlandırma işlemi yapıldı. Cihaz içinde örnek panellerinin yerleştirildiği bölüm sürekli olarak hareket halinde olduğundan, yerleştirilen bütün örnekler eşit miktarda su ve ışığa maruz kaldı. Örneklerin bağlandığı panelin ısısı karanlıkta 38°C, ışıkta ise 70°C arasında değişmekteydi. Nem oranı karanlıkta % 95, ışıkta % 50 iken, kuru lamba ısısı karanlıkta 38°C ve ışıkta 47°C'ta ayarlandı. Cihazda uygulanan test döngüsü 40 dk sadece ışık, 20 dk ışık ve ön bölgeden yağmurlama, 60 dk sadece ışık ve 60 dk karanlıkta arka bölgeden yağmurlama sisteminden oluşmaktaydı. Ayrıca bu döngülerde uygulanan suyun sıcaklığı ise 50°C'ti. Bu yaşlandırma döngüsünde uygulanan sıcaklık değerleri vücuttaki dokuları nekroza uğratmayacak değerlerdir. İlk 100



örneğe yaşlandırma uygulanmasından sonra geriye kalan 200 örneğe de 100'erli gruplar halinde yaşlandırma işlemi yapıldı.



Şekil 3.24 Panellere dizilen örneklerin cihaza yerleştirilmesi



Şekil 3.25 Yaşlandırma test cihazı

### **3.4 Disk ve Dikdörtgen Prizması Örneklerine MRG Uygulaması**

#### **Seramik pişirilen disk şeklindeki örneklerle MRG uygulaması**

Yaşlandırma test cihazından çıkarılan her birinde 60 tane örnek bulunan beş farklı çalışma grubu kendi içinde rastgele seçilen 20'şerli örnek gruplarına ayrıldı (Tablo 3.2). Örnekler, üzerinde hangi grup olduğunun yazıldığı ( Örn: Kontrol CoCr döküm, 1,5 Tesla CoCr döküm ve 3,0 Tesla CoCr döküm gibi) kapaklı steril plastik bardaklara konuldu. Plastik bardaklara konulan 1,5 Tesla örnek grupları kare kapaklı plastik kap içerisine yerleştirildi. Örneklerin içinde buldukları plastik bardak ve plastik kaba, MRG cihazına yerleştirilmesinin hemen öncesinde serum fizyolojik solüsyonu (Isolyte 1000 ml, Eczacıbaşı-Baxter, İstanbul, Türkiye) ile dolduruldu. Plastik kap içindeki örnekler 1,5 Tesla MRG cihazına cihaz teknisyeni tarafından yerleştirildi (Şekil 3.26). Uygulamada örnekler, hastalara baş boyun MRG çekimleri yapılırken kullanılan, koil içine yerleştirilerek cihaza konuldu. 1,5 Tesla MRG cihazında örneklerle 30 dk boyunca beyin MR çekimlerinde kullanılan Tablo 3. 7'de gösterilen MR sekansları uygulandı.

3,0 Tesla MRG cihazına (Philips Achieva 3T X-Series, Royal Philips Electronics, Amsterdam, Netherlands) yerleştirilecek olan seramik uygulanmış disk şeklindeki örnekler, 1,5 Tesla MRG cihazına konulan örnekler gibi hazırlandı. Plastik kap içerisinde cihaza yerleştirilen örneklerle 30 dk süre ile Tablo 3.8'de gösterilen beyin MR sekansları uygulandı (Şekil 3. 27).



Şekil 3.26 1,5 Tesla MRG cihazı



Şekil 3.27 3,0 Tesla MRG cihazı



	T2W-TSE (axial)	T1W-IR-TSE (axial)	T2W-TSE (coronal)	T1-3D (sagittal)
FOV (mm)	245 x 184	245 x 184	230 x 184	250 x 250
Voxel size (mm)	1.4 x 1 x 5	1.4 x 1 x 5	1.4 x 1 x 5	1.4 x 1 x 2
Slice thickness (mm)	5	5	5	<2
# ACQ (slices)	20	20	20	64
TE (ms)	14	14	84	3.93
TR (ms)	3040	536	4260	2040
Scan time (min:sec)	02:49	01:17	01:40	04:00
WFS (pix)	130	70	130	130
SAR/local head	24.4	24.4	24.4	24.4
SAR whole body/level (W/kg/normal)	9.4	9.4	9.4	9.4
NSA	2	2	2	2
Flip angle	150°	90°	150°	15°

Tablo 3.7 1,5 Tesla MRG teknik parametreleri

### **Dikdörtgen prizması şeklindeki örneklere MRG uygulaması**

Kumlama işleminden sonra buhar makinesinde temizlenip hazırlanmış olan örnekler, disk şeklindeki örneklerde olduğu gibi her bir alaşım türü kendi içinde rastgele seçilerek 15'şerli gruplara ayrıldı. Örnekler, üzerinde hangi grup olduğunun yazıldığı (Örn: Kontrol CoCr döküm, 1,5 Tesla CoCr döküm ve 3,0 Tesla CoCr döküm gibi) kapaklı steril plastik bardaklara konuldu. Plastik bardaklara konulan 1,5 Tesla ve 3 Tesla örnek grupları kare, kapaklı plastik kaplar içerisine yerleştirildi. Örneklerin içinde buldukları plastik

bardak ve plastik kaplara, MRG cihazına yerleştirilmesinin hemen öncesinde serum fizyolojik solüsyonu (Isolyte 1000 ml, Eczacıbaşı-Baxter, İstanbul, Türkiye) dolduruldu. Hazırlanan örnekler, seramik örnek gruplarına uygulanan MRG işlemleri birebir tekrarlanarak uygulandı.

	T2W-TSE (axial)	T1W-IR-TSE (axial)	T2W-TSE (coronal)	T1-3D (sagittal)
FOV (mm)	230 x 184	230 x 184	230 x 184	250 x 250
Voxel size (mm)	0.5 x 0.7 x 2	0.5 x 0.7 x 3	0.5 x 0.7 x 2	1 x 1 x 1
Slice thickness (mm)	4	4	4	<1
# ACQ (slices)	24	24	28	155
TE (ms)	80	20	80	3.7
TR (ms)	3000	2000	3000	8.1
Scan time (min:sec)	02:18	02:28	02:18	07:14
WFS (pix)/BW (Hz)	2.244/193.4	2.402/180.8	2.144/202.5	2.244/193.4
SAR/local head	<%57/1.8 W/kg	<%57/1.8 W/kg	<%89/2.9 W/kg	<%14/1.4 W/kg
SAR whole body/level (W/kg/normal)	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1
NSA	1	1	1	1
Flip angle	90°-120°	90°-120°	90°-120°	8°
B1 ms [mT]	1.8	1.8	1.8	0.6

Tablo 3.8 3,0 Tesla MRG teknik parametreleri

### 3.5 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Testi

MRG cihazından çıkarılan örnekler serum fizyolojik içerisinden alındı ve presel yardımı ile tutularak hava spreyi ile kurutuldu. Her bir grup örnek karışmaması için tekrar kurutulan plastik bardak kaplara yerleştirildi. Grup içerisinden rastgele 5 tane örnek seçildi.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü GATA Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi (METÜM) laboratuvarında mekanik profilometre cihazı (TR100 Surface

Roughness Tester, Köln, Almanya) ile yapıldı (Şekil 3.28). Ölçüm öncesi cihazın kalibrasyonu yapıldı. Her gruptan 5 tane örnek olmak üzere toplamda 75 tane örnekten ölçüm yapıldı. Ölçüm uzunluğu 4mm, cut-off değeri 0.25mm olarak seçildi. Ölçümlerin hepsi aynı uygulayıcı tarafından, her bir örnekten üç defa olmak koşulu ile yapıldı. Her bir örnek için alınan üç ölçüm değerinin aritmetik ortalaması alındı ve her örnek için tek bir pürüzlülük değeri elde edildi.



Şekil 3.28 Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı

### 3.6 Vickers Mikrosertlik Ölçüm Testi

Vickers mikrosertlik ölçümü Gazi Üniversitesi Malzeme ve Metalürji Mühendisliği laboratuvarında bulunan Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı (Model FM-7, Future Tech, Tokyo, Japonya) ile yapıldı (Şekil 3.29).

MRG uygulamasından sonra dikdörtgen prizması şeklindeki örneklerden her gruptan 5 tane rastgele seçildi. Ölçüm öncesinde cihazın kalibrasyonu yapıldı. Ölçümde 1kgf kuvvet 5sn süre ile kare kesitli ve tepe açısı 136° olan elmas piramit bir uç ile uygulandı. Piramidin bıraktığı izin her iki köşegen uzunluğu milimetrenin 1/1000'li duyarlılıkta mikroskopla ölçüldü.

Ölçülen bu köşegen uzunluklarının ortalaması alınarak Vickers mikrosertlik değeri tespit edildi. Her bir örnek için üç farklı noktadan üç ölçüm yapıldı. Bu üç değer aritmetik ortalaması alınarak ilgili örneğin Vickers mikrosertlik değeri tespit edildi. Toplamda 75 tane örneğe Vickers mikrosertlik ölçümü yapıldı.



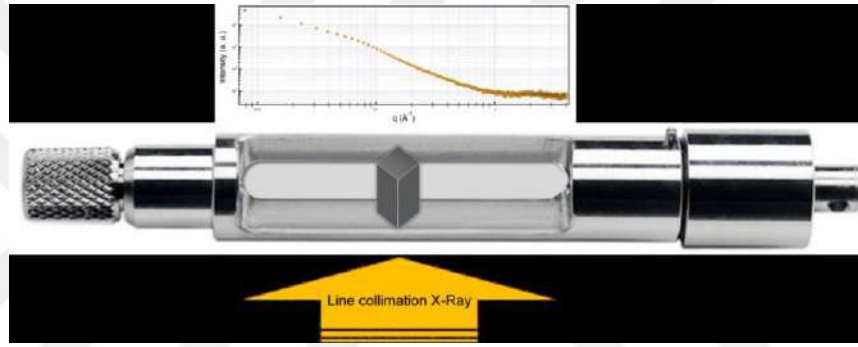
Şekil 3.29 Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı

### 3.7 Küçük Açık X-Işını Saçılması Analizi (Saxs)

SAXS analizi Hacettepe Üniversitesi Teknoloji Transfer Merkezinde bulunan HECUS SAXS system3 (Hecus X-ray systems, Bruker Austria GmbH, Graz, Austria) cihazı ile gerçekleştirildi (Şekil 3.30). MRG uygulamasından sonra dikdörtgen prizması şeklindeki örneklerden her deney grubu için 5 tane olmak üzere rastgele seçildi. Seçilen örneklerden bir tane alınarak örnek bloğuna farklı pozisyonlarda yerleştirildi ve nano yapının en iyi şekilde incelenebileceği örnek pozisyonu tespit edildi (Şekil 3.31). Seçilen örneklerin nano boyutta kristalografik yapıları cihaz sistemin aşağıdaki listede belirtilen özellikleri doğrultusunda incelendi.



Şekil 3.30 Laboratuar tipi SAXS cihazı



Şekil 3.31 SAXS cihazının örnek bloğundaki örnek pozisyonu

### ***Sistem özellikleri***

**Kullanılan deney sistemi:** Kratky geometrisine sahip Hecus Sistemi (Hecus X-ray systems, Graz, Austria).

- **Gönderilen ışının şekli:** Örneğin üzerine düşen ışın, Çizgi halindedir.
- **X-ışını tüpü:** Bakır K $\alpha$  tüpü kullanılmıştır.
- **Kullanılan tüpün dalga boyu:** = 1.54 Å.
- **Örnek üzerine düşen ışının enerjisi:** 2 kW (50 kV and 40 mA).
- **Kullanılan detektör tipi:** Gaz alaşımli çizgi detektördür.
- **Detektör kanal sayısı:** 1024
- **Detektör kanallar arası mesafe:** 54  $\mu$ m

- **Örnek detektör arası mesafe:** 28,1 cm
- **Saçılma vektörü (q) aralığı:** 0.004-0.55 Å<sup>-1</sup>
- **Örneklerin ışınlama süresi:** Deneme amaçlı her bir set örnekten birtanesi için 100-300-600 ve 1200 saniyelik ölçümler alındı ve bu tip örnekler için 600 saniyelik bir ışınlama yeterli saçılmaya neden olduğu tesbit edildi ve örneklerin hepsi için 600 saniyelik bir ölçüm alınmıştır.
- **Sıcaklık:** Ölçümlerin hepsi oda sıcaklığında (23°C) alınmıştır.

### 3.8 Bağlanma Direnci Testi

Seramik pişirilen disk şeklindeki örnekler için, akrilik rezin içine gömülebilecekleri 15 x 15 x 15 mm<sup>3</sup> boyutlarında negative boşlukları olan silikon kalıplar hazırlandı. Disk şeklindeki bütün örnekler MRG uygulamasından sonra üretici firma önerilerine uygun olarak hazırlanmış otopolimerizan akrilik rezin (Panacryl, İnci Dental, Türkiye) içine örneklerin seramik pişirilen yüzeyleri açıkta kalacak şekilde gömüldü. Akrilik rezinin polimerizasyonundan sonra bloklar silikon kalıp içerisinden çıkartıldı ve fazla kısımları düzeltildi (Şekil 3.32).

Hazırlanan örnekler makaslama bağlantı direnci testi uygulanmak üzere Instron Universal test cihazına (L-loyd Instruments LRX, Segesworth East, UK) alındı. Akrilik blok örnekler, cihazın alt parçasına sabitlendi (Şekil 3.33).



Şekil 3.32 Akrilik rezine gömülmüş disk örnekler

Test cihazına sabitlenen örneklere, V şeklindeki metal bar metal seramik ara yüzeyine 1mm mesafe ve 10-derece açı ile konumlandırıldı.

Cihazın kuvvet uygulama hızı 1 mm/dk olacak şekilde ayarlandı ve metal seramik ara yüzeyinde kopma gerçekleşene kadar kuvvet uygulandı. Kopmanın gerçekleştiği andaki kuvvet değerleri Newton cinsinden kaydedildi ve makaslama bağlantı direnci değerleri MPa değerine  $MPa = \text{Newton}/\text{mm}^2$  formülü ile çevrilerek kaydedildi.



Şekil 3.33 Örneğin test cihazına yerleştirilmesi

### 3.9 İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler SPSS for Windows 15.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, ABD) paket programı kullanılarak gerçekleştirildi. Tanımlayıcı istatistikler ortalama  $\pm$  standart sapma olarak verildi. Çalışmada seçilen sabit protetik tedavilerde kullanılan alt yapı materyalleri içerisindeki gruplar (kontrol, 1,5 Tesla, 3 Tesla) arası karşılaştırmada bağımlı gruplarda t-testi kullanıldı. İstatistiksel olarak anlamlı bulunan değişkenler için Bonferroni düzeltmesi yapıldı. İstatistiksel anlamlılık için  $p < 0.05$  kabul edilmiştir.

#### 4. BULGULAR

Deney gruplarının istatistiksel analizlerde kullanılan kısaltma yöntemleri Tablo 4.1'de verilmiştir (Örn: CoCr\_Da = CoCr 1,5 Tesla döküm örnek grubu).

Kısaltma	Deney grubu
D	Döküm
L	DMLS
k	Kontrol
a	1,5 Tesla
b	3,0 Tesla

Tablo 4.1 Deney gruplarında kullanılan kısaltmalar

##### 4.1 Yüzey Pürüzlülüğü Test Bulguları

Sabit protetik tedavilerde kullanılan ve üretim teknikleri birbirinden farklı olan beş alt yapı materyalinin 1,5 Tesla ve 3.0 Tesla MRG cihazında 30 dakika süren beyin MR'ı sekansları uygulaması sonucunda yapılan ortalama yüzey pürüzlülüğü testinin değerleri (ortalama yüzey pürüzlülüğü Ra  $\mu\text{m}$ ) Tablo 4.2'de verilmiştir. Tabloda her bir çalışma grubundaki örneklerin (n=5) elde edilen yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin minimum ve maksimum değerleri ile deney grubunun ortalama değeri alınarak gösterilmiştir.



Gruplar	Kontrol (k)			1,5 Tesla (a)			3,0 Tesla (b)		
	Min	Maks	Ort	Min	Maks	Ort	Min	Maks	Ort
CoCr_D	1.51	2.05	1.76	1.84	2.16	1.95	2.12	2.4	2.31
CoCr_L	1.4	1.66	1.5	1.04	1.43	1.16	1.22	1.76	1.37
NiCr	1.4	1.84	1.6	1.12	1.78	1.54	1.35	1.72	1.63
Ti	0.47	1.08	0.78	1.05	1.62	1.33	0.8	1.37	1.07
ZrO <sub>2</sub>	0.15	0.63	0.33	0.27	0.54	0.33	0.16	0.57	0.33

Tablo 4.2 Dikdörtgen prizması şeklinde hazırlanan örneklerin minimum, maksimum ve ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra)  $\mu\text{m}$

MRG uygulamasından sonra yapılan pürüzlülük testinde gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde ortalama en yüksek pürüzlülük değerleri CoCr\_D (k=1,76  $\mu\text{m}$ , a=1,95  $\mu\text{m}$ , b=2,31  $\mu\text{m}$ ) örneklerde görülürken en düşük değerler ZrO<sub>2</sub> (k=0,33  $\mu\text{m}$ , a=0,33  $\mu\text{m}$ , b=0,33  $\mu\text{m}$ ) örnek gruplarında görülmüştür.

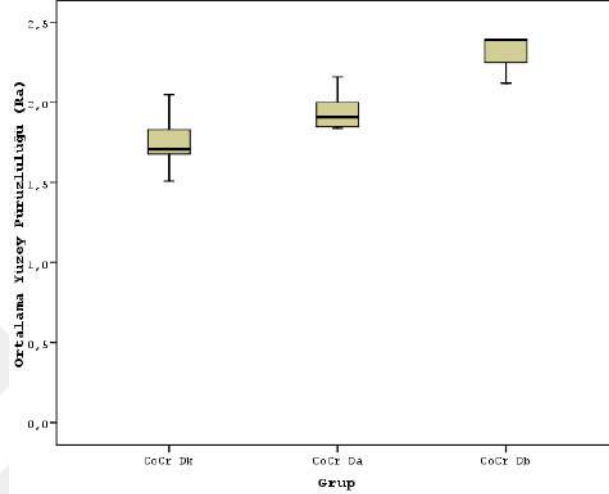
KARŞILAŞTIRILAN GRUPLAR	ORTALAMA	STANDART SAPMA	P DEĞERİ
CoCr_Dk - CoCr_Da	1.76 - 1.95	0,20 - 0,13	0,198
CoCr_Dk - CoCr_Db	1.77- 2.31	0,2 - 0,12	0,033
CoCr_Da - CoCr_Db	1.95 - 2.31	0,13 - 0,12	0,018
CoCr_Lk - CoCr_La	1,5 - 1,16	0,12 - 0,16	0,063
CoCr_Lk - CoCr_Lb	1,5 - 1,37	0,12 - 0,23	0,189
CoCr_La - CoCr_Lb	1,16 - 1,37	0,16 - 0,23	0,101
NiCr_k - NiCr_a	1.6 - 1.54	0,2 - 0,27	0,759
NiCr_k - NiCr_b	1.6 - 1.63	0,2 - 0,16	0,833
NiCr_a - NiCr_b	1.54 - 1.63	0,27 - 0,16	0,606
Ti_k – Ti_a	0,78 - 1.34	0,23 - 0,24	0,003
Ti_k – Ti_b	0,78 - 1,07	0,23 - 0,2	0,124
Ti_a – Ti_b	1,34 - 1,07	0,24 - 0,2	0,219
Zr_k – Zr_a	0,33 - 0,33	0,18 - 0,12	0,988
Zr_k – Zr_b	0,33 - 0,33	0,18 - 0,17	0,962
Zr_a – Zr_b	0,33 - 0,33	0,12 - 0,17	0,943

Tablo 4.3 Karşılaştırılan deney grupları arasındaki yüzey pürüzlülüğü testi değerlerinin ortalama, standart sapma ve p değerleri (her grup için n=5'tir)

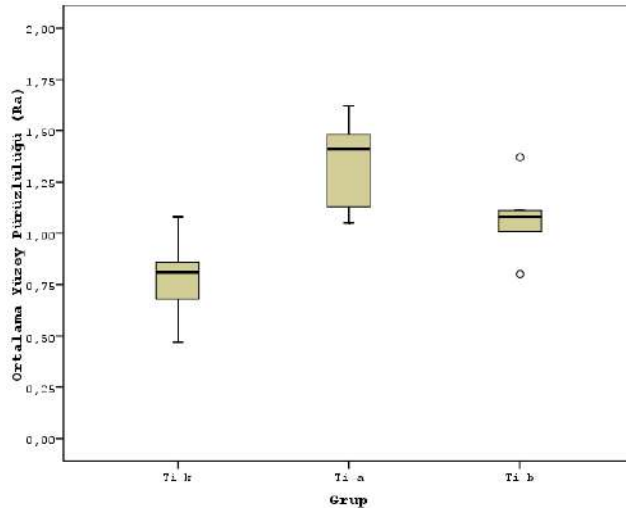
MRG uygulamalarından sonra ortalama yüzey pürüzlülüğü için yapılan istatistik değerlendirme sonucunda CoCr\_Dk ile CoCr\_Da (1.76 - 1.95  $\mu\text{m}$ ) deney grupları arasında anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ). Ancak CoCr\_Dk ile CoCr\_Db (1,77-2,31  $\mu\text{m}$ ) ve CoCr\_Da ile CoCr\_Db (1.95 - 2.31  $\mu\text{m}$ ) grupları arasında pürüzlülükte artış yönünde değişim görülmüştür ( $p<0.05$ ). Ayrıca Ti\_k – Ti\_a (0,78-1,34  $\mu\text{m}$ ) grupları arasında pürüzlülükte artış görülürken ( $p<0.05$ ), Ti\_k – Ti\_b (0,78 - 1,07  $\mu\text{m}$ ) ve Ti\_a – Ti\_b (1,34 - 1,07  $\mu\text{m}$ ) grupları arasında ise anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ).

CoCr\_La (1,16  $\mu\text{m}$ ) ve CoCr\_Lb (1,37  $\mu\text{m}$ ) grupları arasındaki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri CoCr\_Lk (1,5  $\mu\text{m}$ ) grubuna göre azalma

gösterirken bu farklılık anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Bununla birlikte NiCr\_k (1,6  $\mu\text{m}$ ), NiCr\_a (1,54  $\mu\text{m}$ ) ve NiCr\_b (1,63  $\mu\text{m}$ ) çalışma grupları arasındaki pürüzlülük değerlerinde çok az farklılık görülürken diğer bir çalışma materyali olan ZrO<sub>2</sub> deney grubu örneklerde ise Zr\_k (0,33  $\mu\text{m}$ ), Zr\_a (0,33  $\mu\text{m}$ ) ve Zr\_b (0,33  $\mu\text{m}$ ) ortalama pürüzlülük değerleri eşit çıkmıştır ( $p>0,05$ ).



Şekil 4.1 CoCr döküm örnek gruplarının ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ( $\mu\text{m}$ )



Şekil 4.2 Ti DMLS örnek gruplarının ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ( $\mu\text{m}$ )

## 4.2 Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları

Sabit protetik tedavilerde kullanılan ve üretim teknikleri birbirinden farklı olan beş alt yapı materyalinin 1,5 Tesla ve 3.0 Tesla MRG cihazında 30 dakika süren beyin MR'ı sekansları uygulaması sonucunda yapılan Vickers mikrosertlik testinin değerleri (1kgf/5sn) Tablo 4.3'de verilmiştir. Tabloda çalışma gruplarındaki örneklerin (n=5) elde edilen Vickers mikrosertlik ölçümlerinin minimum ve maksimum değerleri ile deney grubunun ortalama değeri alınarak gösterilmiştir.

Gruplar	Kontrol (k)			1.5 Tesla (a)			3.0 Tesla (b)		
	Min	Maks	Ort	Min	Maks	Ort	Min	Mak	Ort
CoCr_D	399	481	438	426	520	459	304	381	334
CoCr_L	482	525	507	495	527	510	477	533	501
NiCr	284	354	328	269	366	311	375	409	391
Ti	377	425	399	383	433	402	383	399	393
ZrO <sub>2</sub>	1468	1643	1520	1388	1609	1505	1402	1583	1491

Tablo 4.4 Dikdörgen prizması şeklinde hazırlanan örneklerin minimum, maksimum ve ortalama Vickers mikrosertlik (1kgf / 5sn)(HV1) değerleri

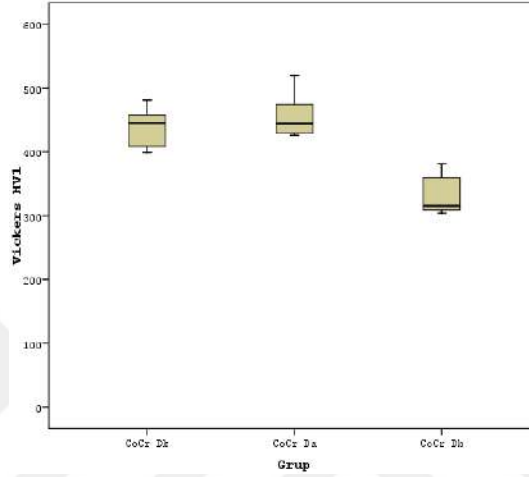
MRG uygulamasından sonra yapılan Vickers mikrosertlik ölçüm testinde gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde ortalama en yüksek Vickers mikrosertlik değerleri ZrO<sub>2</sub> (k=1520 HV1, a=1505 HV1, b=1491 HV1) örneklerde görülürken en düşük değerler NiCr (k=328 HV1, a=311 HV1) ve CoCr\_D (b=334 HV1) örnek gruplarında görülmüştür.

KARŞILAŞTIRILAN GRUPLAR	ORTALAMA	STANDART SAPMA	P DEĞERİ
CoCr_Dk - CoCr_Da	438 - 459	34,13 - 39,24	0,282
CoCr_Dk - CoCr_Db	438 - 334	34,13 - 34,35	0,033
CoCr_Da - CoCr_Db	459 - 334	39,24 - 34,35	0,018
CoCr_Lk - CoCr_La	507 - 510	20,9 - 13,03	0,834
CoCr_Lk - CoCr_Lb	507 - 501	20,9 - 22,43	0,671
CoCr_La - CoCr_Lb	510 - 501	13,03 - 22,43	0,551
NiCr_k - NiCr_a	328 - 311	26,69 - 41,75	0,509
NiCr_k - NiCr_b	328 - 391	26,69 - 16,06	0,045
NiCr_a - NiCr_b	311 - 391	41,75 - 16,06	0,048
Ti_k - Ti_a	399 - 402	18,69 - 19,33	0,838
Ti_k - Ti_b	399 - 393	18,69 - 7,18	0,586
Ti_a - Ti_b	402 - 393	19,33 - 7,18	0,483
Zr_k - Zr_a	1520 - 1505	70,26 - 83,92	0,559
Zr_k - Zr_b	1520 - 1491	70,26 - 75,34	0,644
Zr_a - Zr_b	1505 - 1491	83,92 - 75,34	0,839

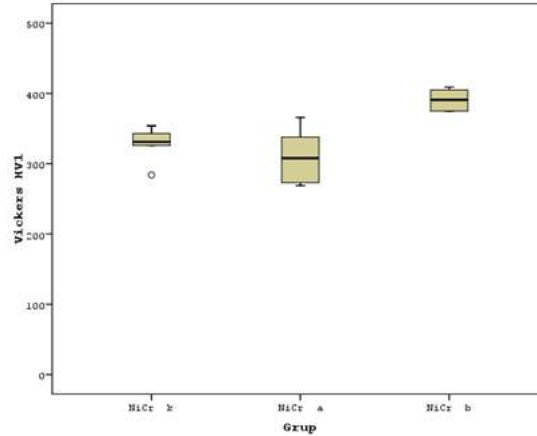
Tablo 4.5 Karşılaştırılan deney grupları arasındaki Vickers mikrosertlik testi değerlerinin ortalama, standart sapma ve p değerleri (her grup için n=5'tir)

MRG uygulaması yapılan CoCr\_Dk ile CoCr\_Da (438 – 459 HV1) grupları arasındaki Vickers mikrosertlik değerleri farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Ancak CoCr\_Dk ile CoCr\_Db (438 – 334 HV1) ve CoCr\_Da ile CoCr\_Db (459 – 334 HV1) grupları arasındaki Vickers mikrosertlik değerlerinde azalma görüldü ( $p<0.05$ ). Ayrıca diğer bir çalışma grubu olan NiCr örneklerin NiCr\_k ile NiCr\_a (328 – 311 HV1) grupları arasında Vickers mikrosertlik değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermezken ( $p>0.05$ ), NiCr\_k ile NiCr\_b (328 - 391 HV1) ve NiCr\_a ve NiCr\_b (311 - 391 HV1) grupları arasında ise artış yönünde farklılık göstermiştir ( $p<0.05$ ).

Çalışmanın diğer deney gruplarının MRG uygulaması sonucunda ölçülen Vickers mikrosertliklerindeki değişiklikler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Bu grupların ortalama Vickers mikrosertlik değerleri şöyle sıralanmaktadır: CoCr\_Lk (507 HV1), CoCr\_La (510 HV1), CoCr\_Lb (501 HV1), Ti\_k (399 HV1), Ti\_a (402 HV1), Ti\_b (393 HV1), Zr\_k (1520 HV1), Zr\_a (1505 HV1) ve Zr\_b (1491 HV1).



Şekil 4.3 CoCr döküm örnek gruplarının ortalama Vickers mikrosertliği (HV1)



Şekil 4.4 NiCr örnek gruplarının ortalama Vickers mikrosertliği (HV1)

### 4.3 Makaslama Bağlantı Direnci Testi Bulguları

Beş deneysel gruba ait örneklerin bir yıl süreli yaşlandırma ve sonrasında 1,5 Tesla ve 3.0 Tesla MRG cihazında 30 dakika süren beyin MR'ı sekansları uygulanması sonucunda yapılan makaslama bağlantı direnci

testinin bulguları Tablo 4.4'te verilmiştir. Tabloda çalışma grubundaki örneklerin (n=20) elde edilen makaslama bağlantı direnci değerlerinin ortalaması alınarak belirtilmiştir.

Gruplar	Kontrol (k)			1.5 Tesla (a)			3.0 Tesla (b)		
	Min	Maks	Ort	Min	Maks	Ort	Min	Maks	Ort
CoCr_D	18.05	23.92	21.75	21.37	25.73	24.1	17.5	20.82	19.47
CoCr_L	16.66	22.94	19.07	13.81	26.39	20.46	15.66	20.96	18.87
NiCr	18.65	28.34	21.29	14.65	24.57	18.16	24.05	31.26	28.03
Ti	12.4	23.99	19.44	13.01	25.2	19.8	14.21	22.4	17.93
ZrO <sub>2</sub>	11.2	22.49	16.23	11.14	19.79	16.75	12.39	23.19	16.32

Tablo 4.6 Çalışma grubu örneklerin minimum, maksimum ve ortalama makaslama bağlantı direnci testi değerleri (MPa)

MRG uygulamasından sonra yapılan makaslama bağlanma direnci ölçüm testinde gruplar kendi aralarında değerlendirildiğinde ortalama en yüksek bağlanma değerleri CoCr\_Dk=21,75 MPa, CoCr\_Da=24,1 MPa, NiCr\_b=28,03 MPa örnek gruplarında görülürken en düşük değerler Zr\_k=16,23 MPa, Zr\_a=316,75 MPa ve Zr\_b=16,32 MPa) örnek gruplarında görülmüştür.

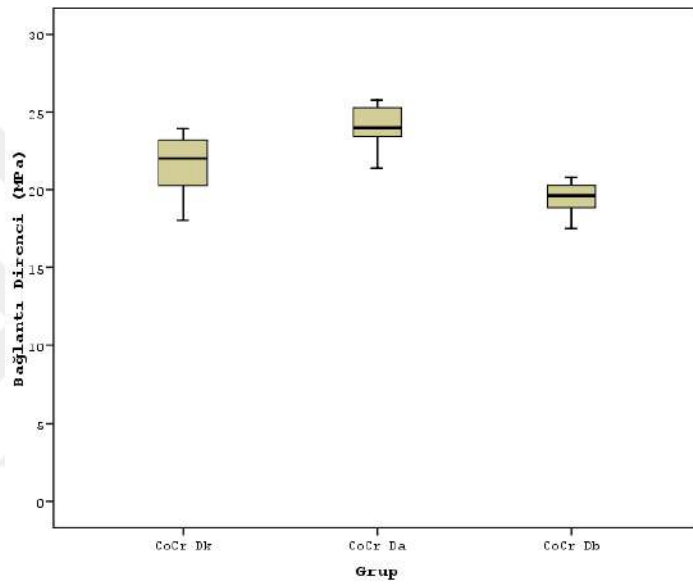
KARŞILAŞTIRILAN GRUPLAR	ORTALAMA	STANDART SAPMA	P DEĞERİ
CoCr_Dk - CoCr_Da	21,75 - 24,1	1,66 - 1,29	0.001
CoCr_Dk - CoCr_Db	21,75 - 19,47	1,66 - 0,93	0.001
CoCr_Da - CoCr_Db	24,1 - 19,47	1,29 - 0,93	0.001
CoCr_Lk - CoCr_La	19,07 - 20,46	1,75 - 2,59	0,207
CoCr_Lk - CoCr_Lb	19,07 - 18,87	1,75 - 1,48	0,723
CoCr_La - CoCr_Lb	20,46 - 18,87	2,59 - 1,48	0,063
NiCr_k - NiCr_a	21,29 - 18,16	2,77 - 2,53	0,021
NiCr_k - NiCr_b	21,29 - 28,03	2,77 - 2,1	0.001
NiCr_a - NiCr_b	18,16 - 28,03	2,54 - 2,16	0.001
Ti_k - Ti_a	19,44 - 19,8	3,07 - 3,03	0,670
Ti_k - Ti_b	19,44 - 17,93	3,07 - 2,22	0,185
Ti_a - Ti_b	19,8 - 17,93	3,03 - 2,22	0,129
Zr_k - Zr_a	16,23 - 16,75	3,73 - 2,92	0,604
Zr_k - Zr_b	16,23 - 16,32	3,73 - 2,53	0,913
Zr_a - Zr_b	16,75 - 16,32	2,92 - 2,53	0,611

Tablo 4.7 Karşılaştırılan deney grupları arasındaki bağlantı direnci değerlerinin (MPa) ortalama, standart sapma ve p değerleri (her grup için n=20'dir)

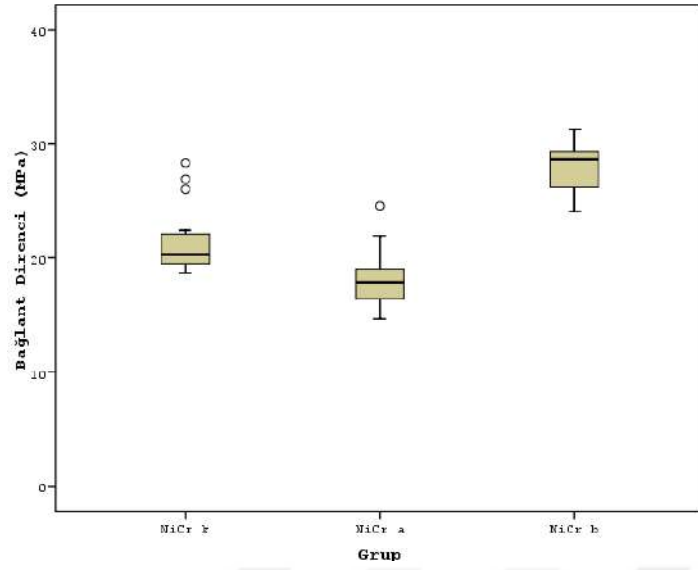
MRG uygulaması sonucunda makaslama bağlantı direncinde CoCr\_D örnek grupları için CoCr\_Da (24,1 MPa) grubunda CoCr\_Dk (21,75 MPa) grubuna göre artış, CoCr\_Db (19,47 MPa) grubunda CoCr\_Dk (21,75 MPa) grubuna göre azalma ve CoCr\_Db (19,47 MPa) grubunda, CoCr\_Da (24,1 MPa) grubuna göre azalma görülmüştür ( $p < 0,05$ ). Ni-Cr örnek gruplarında ise NiCr\_a (18,16 MPa) grubunda NiCr\_k (21,29 MPa) grubuna göre azalma, NiCr\_b (28,03 MPa) grubunda NiCr\_k (21,29 MPa) ve NiCr\_a (18,16 MPa) gruplarına göre artış görülmüştür ( $p < 0,05$ ). CoCr\_L, Ti ve Zr gruplar içerisindeki bağlantı direncinde anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).



CoCr\_Lk (19,07 MPa), CoCr\_La (20,46 MPa) ve CoCr\_Lb (18,87 MPa) çalışma grupları arasındaki bağlantı direnci farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Ti\_b (17,93 MPa) grubunun bağlanma direnci Ti\_k (19,44 MPa) ve Ti\_a (19,8 MPa) gruplarına göre düşük olmakla birlikte bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı düzeyde görülmemiştir ( $p>0.05$ ). Son çalışma grubu Zr\_k (16,23 MPa), Zr\_a (16,75 MPa) ve Zr\_b (16,32 MPa) örnek grupları bağlanma direnci açısından en az farklılığın görüldüğü grup olmuştur ( $p>0.05$ ).



Şekil 4.5 CoCr döküm örnek gruplarının ortalama bağlantı direnci (MPa)

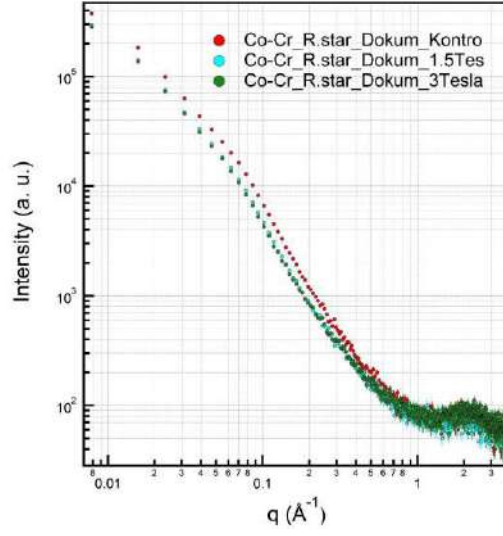


Şekil 4.6 NiCr örnek gruplarının ortalama bağlantı direnci (MPa)

#### 4.4 Deney Gruplarının SAXS Analizi Sonuçları

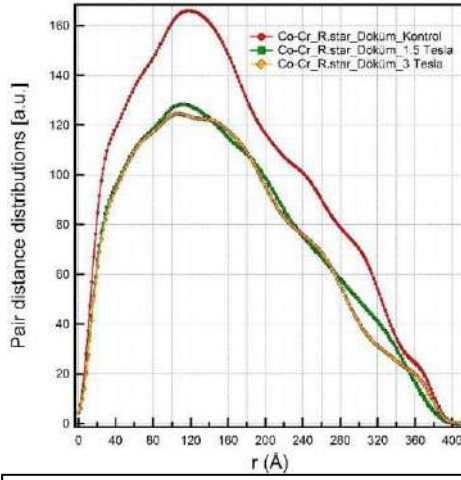
##### 1. Grup: CoCr\_D örnekler

Analiz sonucunda örneklerden saçılan küçük açılı X-ışını (SAXS) verisi Şekil 4.7’de görüldüğü gibi bir profil oluşturmuştur. Bu saçılma ile kaydedilen veriler, belirli bir alanda üst ve alt limitler arasındaki varyasyonları gösteren değerlerdir. Buradaki ‘q’, X-ışını saçılma vektörünün büyüklüğünü gösterir. Saçılma şiddeti ne kadar büyük ise malzemede ( X-ışınlarını saçan) elektron yoğunlukları ve nano oluşum içeriği de o kadar fazladır. “q “ değeri ne kadar büyür ise oluşum boyutu ve oluşumların nano boyutta düzenli (kristalin) dağılım mesafeleri de ters orantılı olarak küçülür. Bu nedenle Şekil 4.7’de CoCr döküm grubu örneklerin saçılma yönünden karşılaştırması yapıldığında CoCr\_Dk grubuna göre tüm örneklerin 1,5 ve 3,0 T manyetik alanından etkilendiği, bu etkileşimin ise CoCr\_Da ve CoCr\_Db grubu örnekler arasında saçılma şiddeti (a.u.) ve saçılan dalga vektörü büyüklüğü (q) açısından farklılık gösterdiği izlenmektedir.

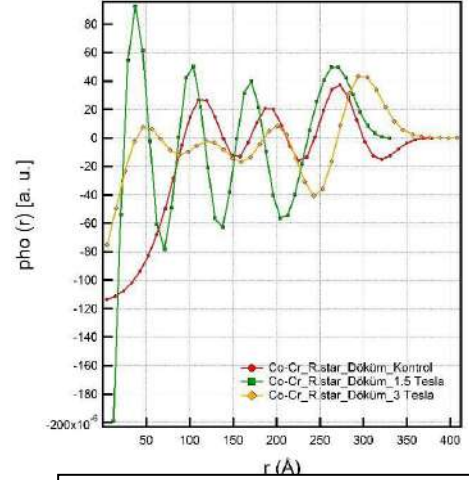


Şekil 4.7 CoCr\_D örneklerin küçük açılı X-ışını saçılma grafiği

Bu verilerden yola çıkarak yapılan daha ayrıntılı incelemede, uzaklık dağılım fonksiyon analizi yapılmıştır (Şekil 4.8). Malzeme içeriğinde bulunan nano oluşumların etkin yarıçaplarının (en olası boyutlarının), şekillerinin ve birbirine olan uzaklık dağılımlarının ölçüldüğü bu analizde etkin yarıçaplar  $r(\text{Å})$  olarak belirtilmiştir. Şekil 4.8'deki grafiğe bakıldığında etkin partikül büyüklüğü hörgücün en tepe noktasına karşılık gelen uzaklık olarak kabul edildiğinde, partiküller arası uzaklık dağılımında CoCr\_Dk grubu için en olası mesafe 118,9 Å iken, CoCr\_Da grubunda bu mesafe 112,7 Å'a inmiş, CoCr\_Db grubunda ise 125 Å'a çıkmıştır. Bu değerler grupların nano parçacıklarının manyetik alandan etkilendiğini göstermektedir. Ayrıca uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiğindeki hörgücün yapısı ne kadar düzgün ise incelenen örneklerin nano yapılarının da o kadar homojen olduğu anlaşıldığı için kısmen düzensiz dağılım göstermiş olan CoCr\_Dk grubu örneklerle karşılaştırıldığında 1,5 ve 3,0 T manyetik alanına giren tüm örneklerin nano partiküllerinin bu alandan etkilendikleri ve buna göre en homojen dağılımın CoCr\_Da grubundaki örneklerde olduğu izlenmektedir.

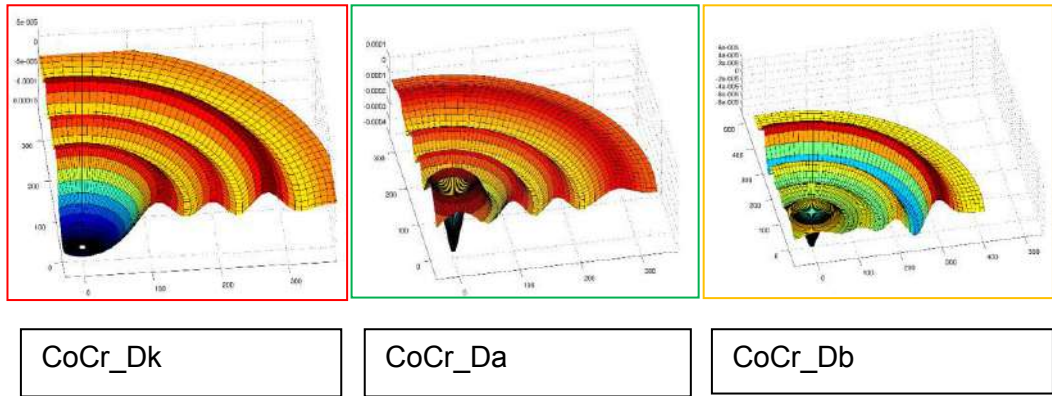


Şekil 4.8 CoCr\_D örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği



Şekil 4.9 CoCr\_D örneklerin elektron yoğunluğu dağılımı haritası

Şekil 4.9'da partiküller arası mesafenin elektron yoğunluğu dağılımına göre haritası, Şekil 4.10'da ise bu dağılımın üç boyutlu grafiği görülmektedir. Bu grafiklere göre örneklerin elektron yoğunluk dağılımı CoCr\_Dk grubuyla karşılaştırıldığında CoCr\_Da grubu örneklerde daha iyi bir dağılım gözlenirken, CoCr\_Db grubu örneklerde kümelenmeler şeklinde daha az homojen bir dağılım izlenmektedir.



CoCr\_Dk

CoCr\_Da

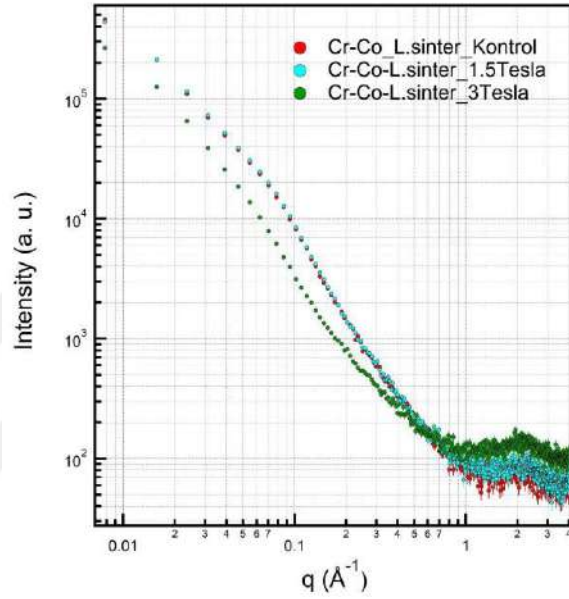
CoCr\_Db

Şekil 4.10 CoCr\_D örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği

## 2. Grup: CoCr\_L örnekler

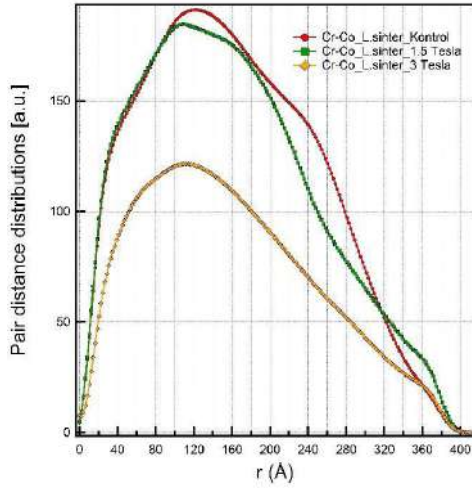
Analiz sonucunda örneklerin üzerine gönderilen küçük açılı X-ışının saçılma grafiği (SAXS) Şekil 4.11'de görüldüğü gibidir. Grafiğe göre CoCr

DMLS grubu örneklerin saçılma yönünden karşılaştırması yapıldığında CoCr\_Lk grubuna göre tüm örneklerin 1,5 ve 3,0 T manyetik alanından etkilendiği, bu etkileşimin ise CoCr\_La ve CoCr\_Lb grubu örnekler arasında saçılma yoğunluğu (a.u.) ve büyüklüğü (q) açısından farklılık gösterdiği izlenmektedir.

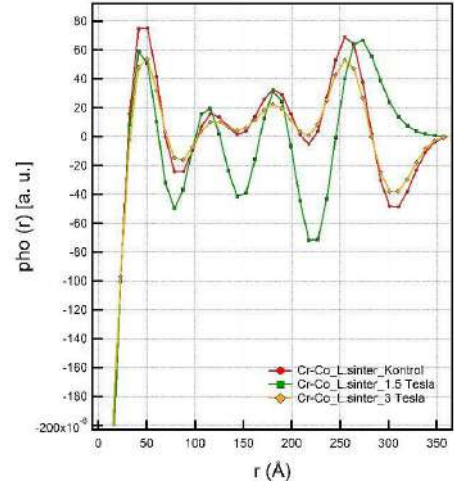


Şekil 4.11 CoCr\_L örneklerin küçük açılı X-ışının saçılma grafiği

Çalışma grubu örnekler için yapılan uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği Şekil 4.12’de görüldüğü gibidir. Şekil 4.12’deki grafiğe bakıldığında etkin partikül büyüklüğünün gruplar arasında önemli bir değişiklik göstermediği, partiküller arası uzaklık dağılımında CoCr\_Lk grubu için en olası mesafe 120,3 Å iken, CoCr\_La grubunda bu mesafe 132,7 Å’a çıkmış, CoCr\_Lb grubunda ise 112,1 Å’a inmiştir. Bu değerler grupların nano parçacıklarının manyetik alandan etkilendiğini göstermektedir. Ayrıca uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiğinin hörgüç yapısı incelendiğinde CoCr\_Lk, CoCr\_La ve CoCr\_Lb gruplarının nano yapılarının homojenliğinde herhangi bir değişim olmadığı gözlenmektedir.

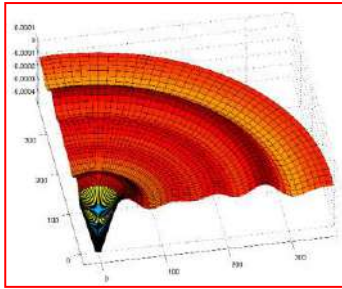


Şekil 4.12 CoCr\_L örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği

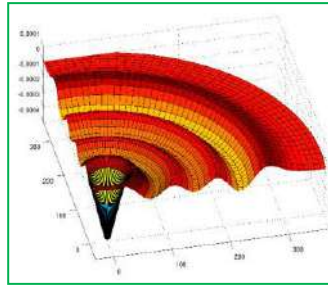


Şekil 4.13 CoCr\_L örneklerin elektron yoğunluğu dağılımı haritası

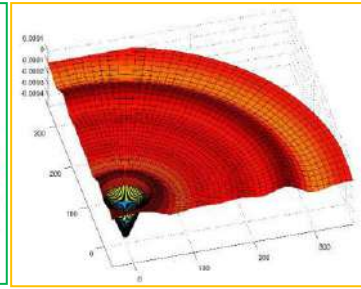
Şekil 4.13 ve Şekil 4.14'teki elektron yoğunluğu haritalarına bakıldığında CoCr\_Lk ve CoCr\_Lb gruplarının elektronlarının benzer homojenlikte dağılım gösterdiği ancak CoCr\_La grubundaki örneklerin diğer gruplara kıyasla, çok farklı olmamakla birlikte, daha homojen bir dağılım gösterdiği izlenmektedir.



CoCr\_Lk



CoCr\_La



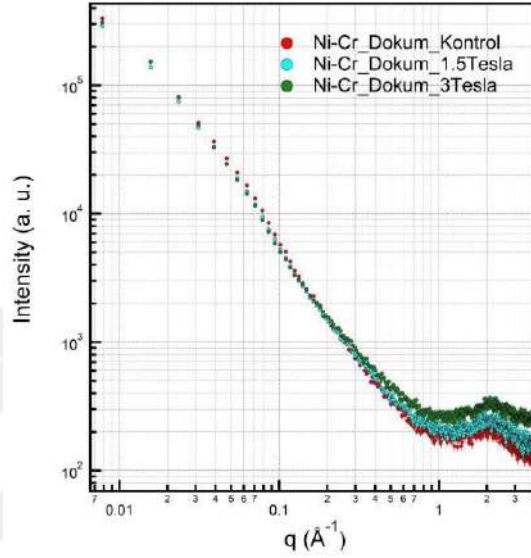
CoCr\_Lb

Şekil 4.14 CoCr\_L örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği

### 3. Grup: NiCr örnekler

Analiz sonucunda elde edilen verilere göre saçılma grafiği (SAXS) Şekil 4.15'te görüldüğü gibidir. NiCr grubu örneklerin saçılma yönünden karşılaştırması yapıldığında NiCr\_k grubuna göre, NiCr\_a ve NiCr\_b

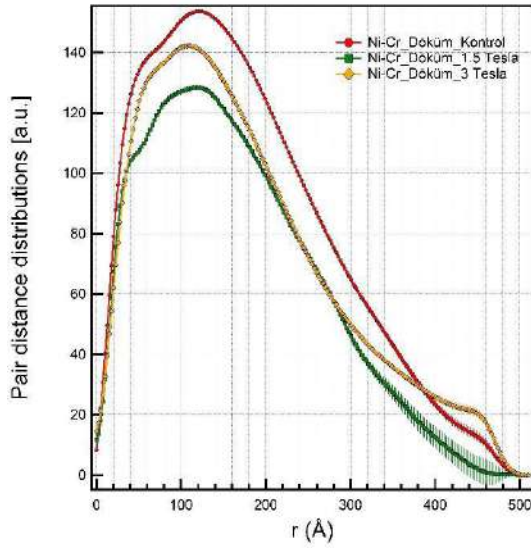
grubu örneklerin 1,5 ve 3,0 T manyetik alanından etkilendiği, bu etkileşimin ise NiCr\_a ve NiCr\_b grubu örnekler arasında saçılma şiddeti (a.u.) ve saçılma vektörü büyüklüğü (q) açısından farklılık gösterdiği, ancak özellikle NiCr\_b grubu örneklerde ortaya çıkan etkileşimin daha yoğun olduğu, NiCr\_k ve NiCr\_a grupları arasında ise saçılmaların daha düzgün bir dağılıma sahip olduğu izlenmektedir.



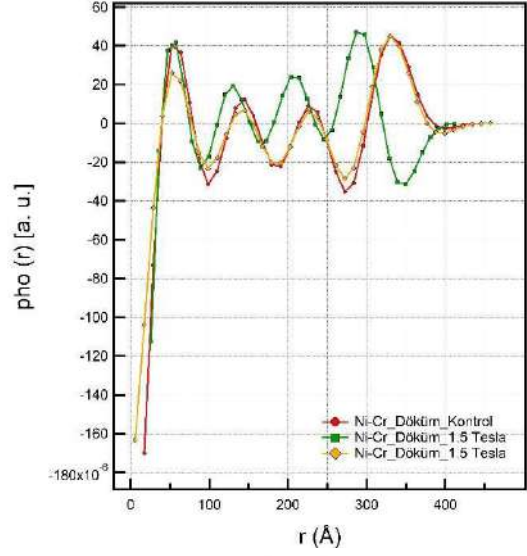
Şekil 4.15 NiCr örneklerin küçük açılı X-ışının saçılma grafiği

Çalışma grubu örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği Şekil 4.16'da görüldüğü gibidir. Şekil 4.16'daki grafiğe bakıldığında etkin partikül büyüklüğünün gruplar arasında önemli bir değişiklik göstermediği, partiküller arası uzaklık dağılımında NiCr\_k grubu için en olası mesafe 120,3 Å iken, NiCr\_a grubunda bu mesafe 121,7 Å'a çıkmış, NiCr\_b grubunda ise 112,1 Å'a inmiştir. Bu değerler grupların nano parçacıklarının manyetik alandan anlamlı düzeyde etkilendiğini göstermektedir. Ayrıca uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiğinin yapısı incelendiğinde NiCr\_a ve NiCr\_b grubu örneklerde hörgücün son bölgesinde sapmalar görülürken, NiCr\_k grubu örneklerde hörguç daha düzgün bir şekilde devam etmektedir. Bu durum nano yapılarının homojenliğinde NiCr\_a ve NiCr\_b grubu örneklerde farklılık olduğu, NiCr\_k grubu örneklerde ise belirgin bir farklılık olmadığını göstermektedir.



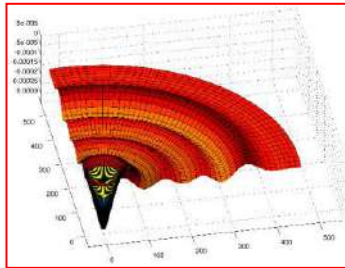


Şekil 4.16 NiCr örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği

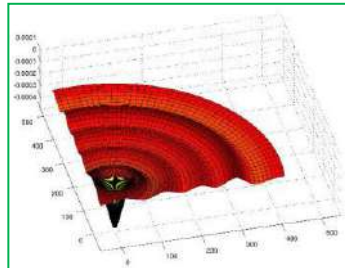


Şekil 4.17 NiCr örneklerin elektron yoğunluğu dağılımı haritası

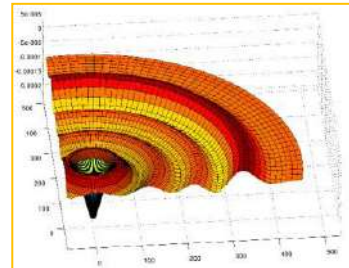
Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'deki elektron yoğunluğu haritalarına bakıldığında NiCr\_k ve NiCr\_b grubu örneklerin elektronlarında benzer homojenlikte bir dağılım olduğu, NiCr\_a grubu örneklerde ise bu homojenliğin diğer gruplardan farklı, ancak kendi içerisinde düzgün olduğu izlenmektedir.



NiCr\_k



NiCr\_a



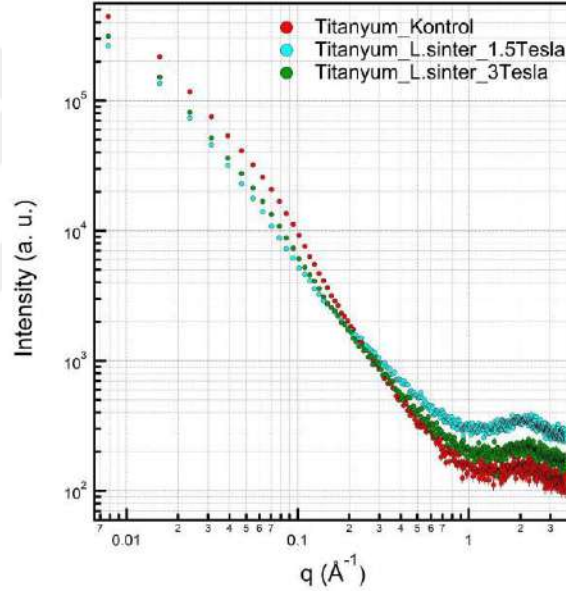
NiCr\_b

Şekil 4.18 NiCr örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği



#### 4. Grup: Ti DMLS örnekler

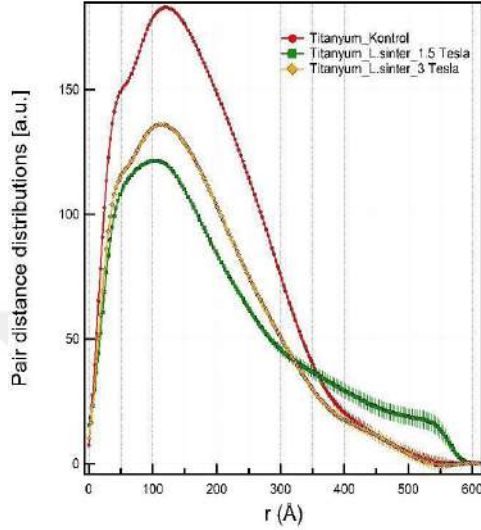
Analiz sonucunda elde edilen verilere göre saçılma grafiği (SAXS) Şekil 4.19'da görüldüğü gibidir. Titanyum DMLS grubu örneklerin saçılma yönünden karşılaştırması yapıldığında Ti\_k grubuna göre, Ti\_a ve Ti\_b grubu örneklerin 1.5 ve 3.0 T manyetik alanından etkilendiği, bu etkileşimin ise Ti\_a ve Ti\_b grubu örnekler arasında saçılma yoğunluğu (a.u.) ve büyüklüğü (q) açısından farklılık gösterdiği, ancak özellikle Ti\_a grubu örneklerde ortaya çıkan etkileşimin daha yoğun olduğu, Ti\_k ve Ti\_b grupları arasında ise saçılmaların daha düzgün bir dağılıma sahip olduğu izlenmektedir.



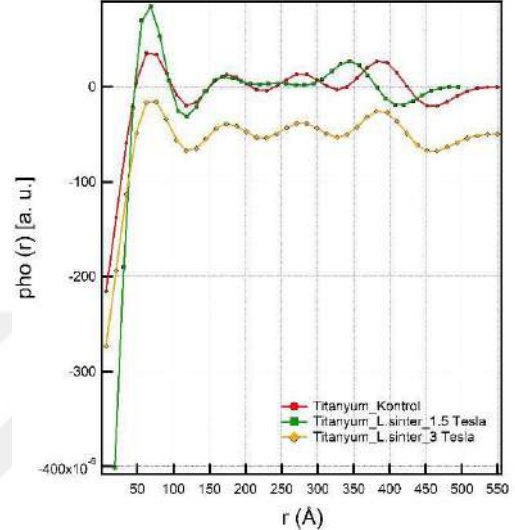
Şekil 4.19 Ti örneklerin küçük açılı X-ışının saçılma grafiği

Çalışma grubu örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği Şekil 4.20'de görüldüğü gibidir. Şekil 4.20'deki grafiğe bakıldığında etkin partikül büyüklüğünün gruplar arasında önemli bir değişiklik göstermediği, partiküller arası uzaklık dağılımında Ti\_k grubu için en olası mesafe 111.4 Å iken, Ti\_a grubunda bu mesafe 114,7 Å'a çıkmış, Ti\_b grubunda da yine 118 Å'a çıkmıştır. Bu değerler grupların nano parçacıklarının manyetik alandan anlamlı düzeyde etkilendiğini göstermektedir. Ayrıca uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiğinin yapısı incelendiğinde Ti\_a grubu örneklerde

hörgücün son bölgesinde sapmalar görülürken, Ti\_k ve Ti\_b grubu örneklerde hörgüç daha düzgün bir şekilde devam etmektedir. Bu durum nano yapılarının homojenliğinde Ti\_a grubu örneklerde farklılık olduğu, Ti\_k ve Ti\_b grubu örneklerde ise belirgin bir farklılık olmadığı göstermektedir.

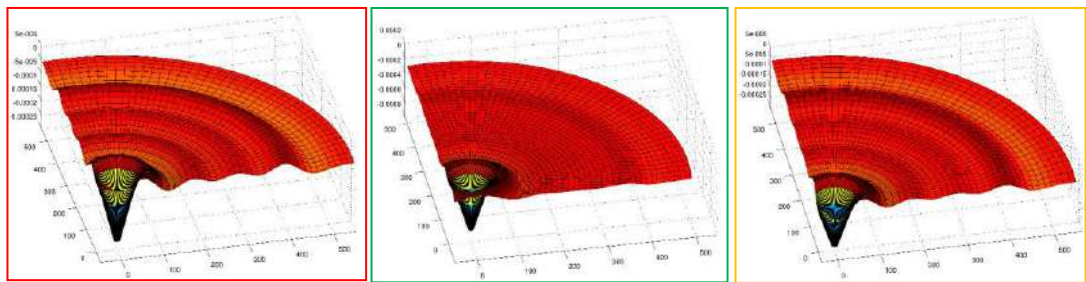


Şekil 4.20 Ti örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği



Şekil 4.21 Ti örneklerin elektron yoğunluğu dağılımı haritası

Şekil 4.21 ve Şekil 4.22'deki elektron yoğunluğu haritalarına bakıldığında Ti\_k ve Ti\_b grubu örneklerin, elektronlarında daha homojen bir dağılım olduğu, Ti\_b grubu örneklerde ise bu homojenliğin diğer gruplardan farklı, ancak kendi içerisinde düzgün olduğu izlenmektedir.



Ti\_k

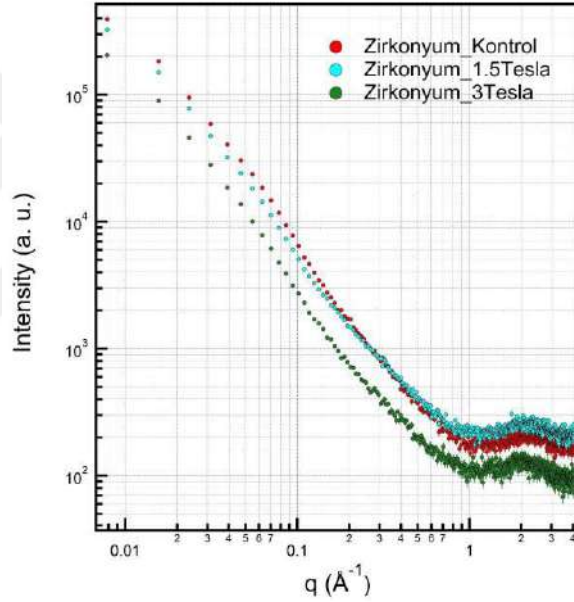
Ti\_a

Ti\_b

Şekil 4.22 Ti örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği

## Grup: ZrO<sub>2</sub> örnekler

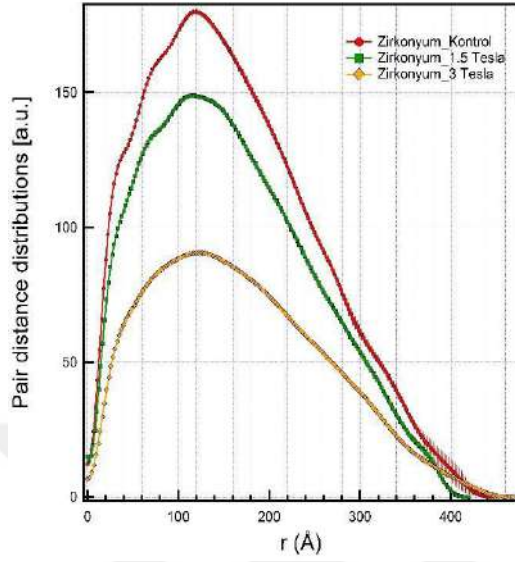
Analiz sonucunda elde edilen verilere göre saçılma grafiği (SAXS) Şekil 4.23'te görüldüğü gibidir. Zirkonyum grubu örneklerin saçılma yönünden karşılaştırması yapıldığında Zr\_k grubuna göre tüm örneklerin 1.5 ve 3.0 T manyetik alanından etkilendiği, bu etkileşimin ise Zr\_a ve Zr\_b grubu örnekler arasında saçılma yoğunluğu (a.u.) ve büyüklüğü (q) açısından farklılık gösterdiği, ancak her grubun kendi içerisindeki saçılmaların düzgün bir dağılıma sahip olduğu izlenmektedir.



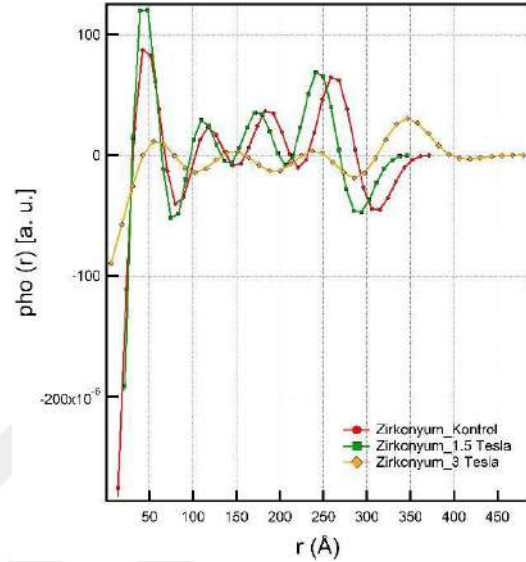
Şekil 4.23 Zr örneklerin küçük açılı X-ışının saçılma grafiği

Çalışma grubu örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği Şekil 4.24'te görüldüğü gibidir. Şekil 4.24'teki grafiğe bakıldığında etkin partikül büyüklüğünün gruplar arasında önemli bir değişiklik göstermediği, partiküller arası uzaklık dağılımında Zr\_k grubu için en olası mesafe 119,9 Å iken, 1 Zr\_a grubunda bu mesafe 122,1 Å'a çıkmış, Zr\_b grubunda ise 120 Å'a inmiştir. Bu değerler grupların nano parçacıklarının manyetik alandan önemsiz düzeyde etkilendiğini göstermektedir. Ayrıca uzaklık dağılım

fonksiyon analizi grafiğinin yapısı incelendiğinde örneklerin nano yapılarının homojenliğinde herhangi bir değişim olmadığı gözlenmektedir.

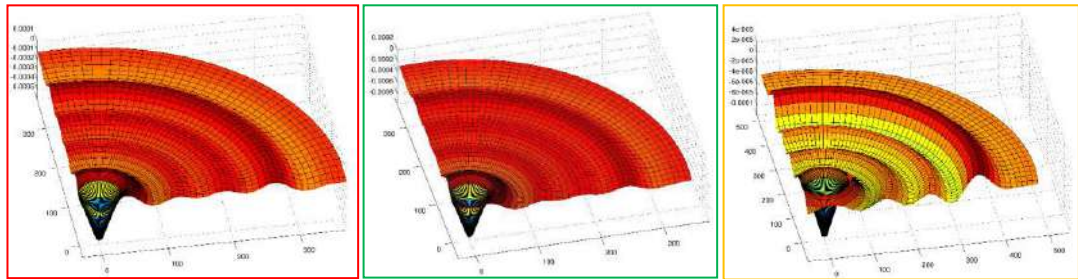


Şekil 4.24 Zr örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği



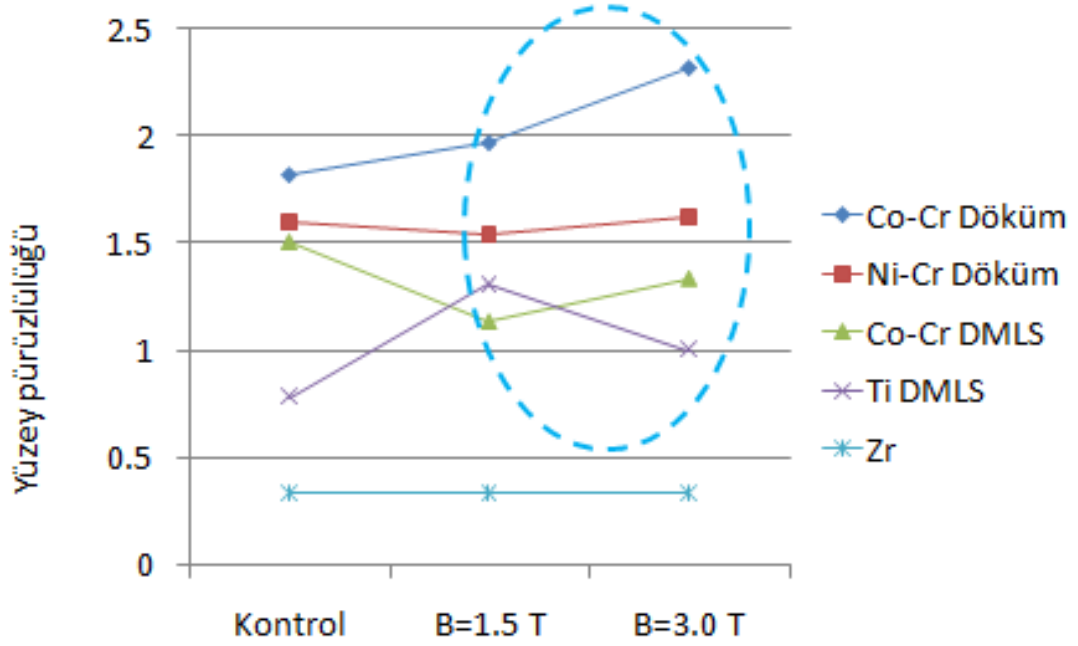
Şekil 4.25 Zr örneklerin uzaklık dağılım fonksiyon analizi grafiği

Şekil 4.25 ve Şekil 4.26'daki elektron yoğunluğu haritalarına bakıldığında Zr\_k ve Zr\_a grubu örneklerin elektronlarında daha homojen bir dağılım olduğu, Zr\_b grubu örneklerde ise bu homojenliğin diğer gruplardan farklı, ancak kendi içerisinde düzgün olduğu izlenmektedir.

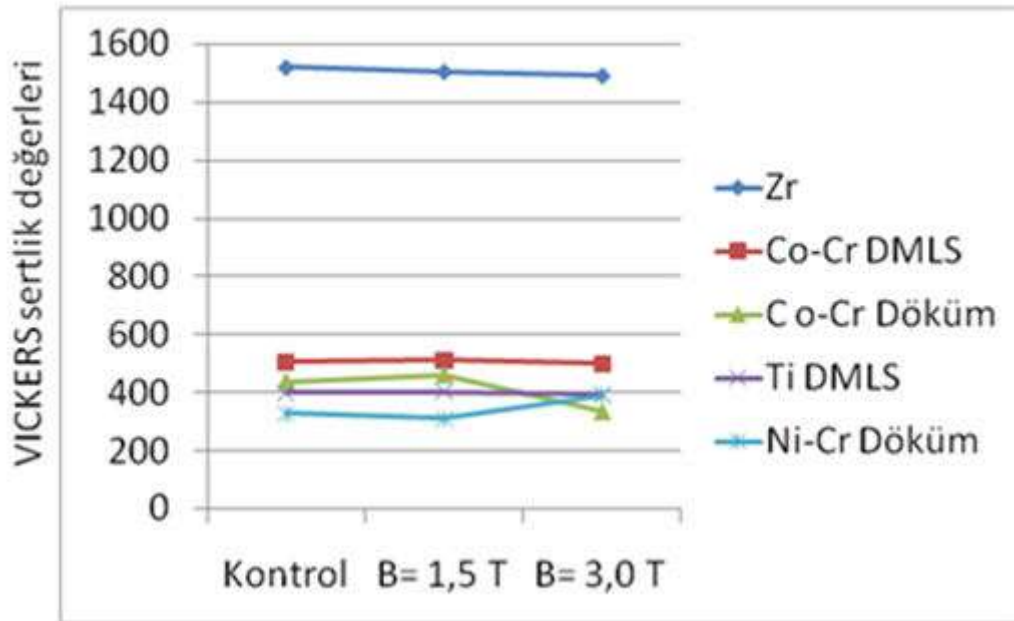


Zr\_k Zr\_a Zr\_b

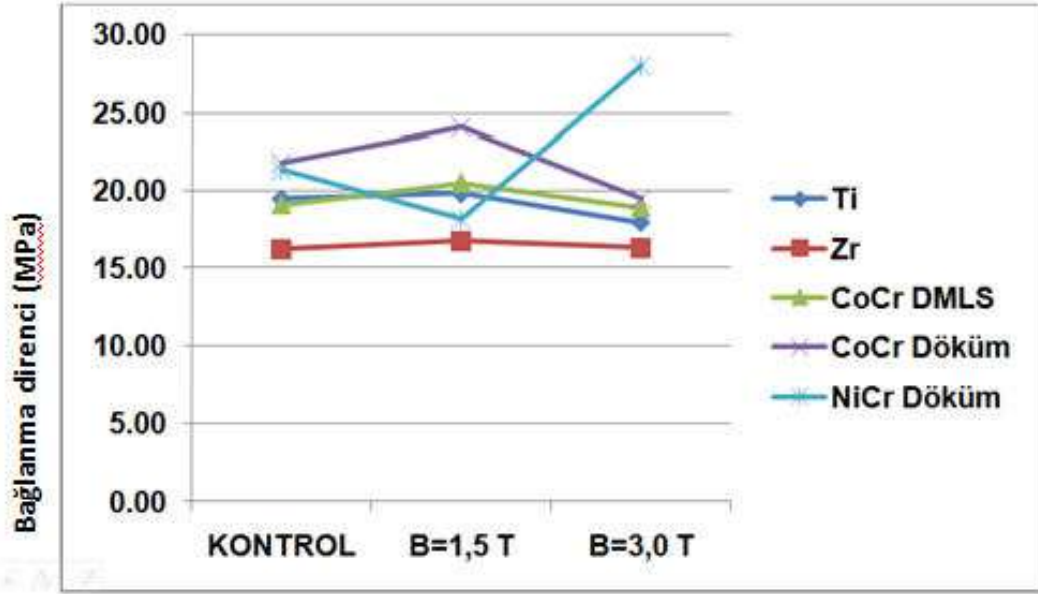
Şekil 4.26 Zr örneklerin üç boyutlu elektron yoğunluğu grafiği



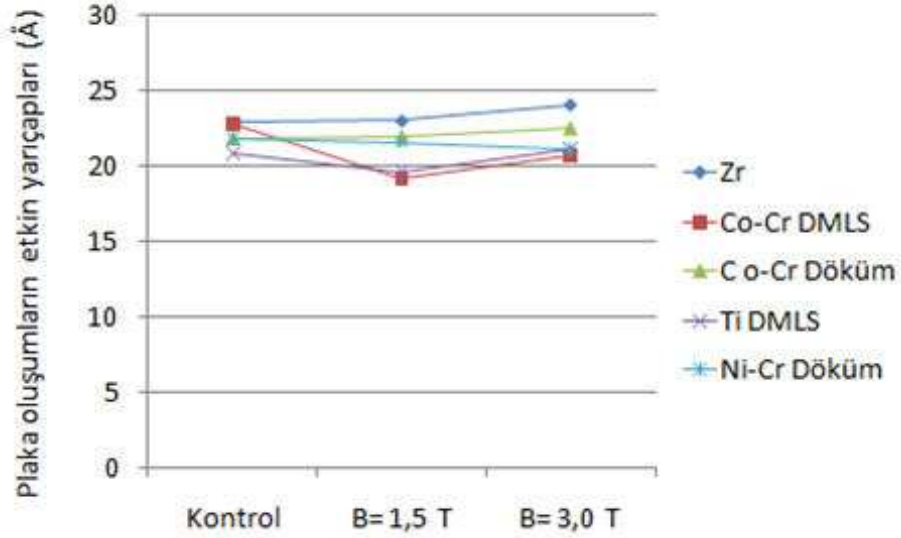
Şekil 4.27 Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) ( $\mu\text{m}$ ) ve çalışma grupları arasındaki dağılım grafiği



Şekil 4.28 Vickers mikrosertlik değerlerinin (HV1) çalışma grupları arasındaki dağılım grafiği

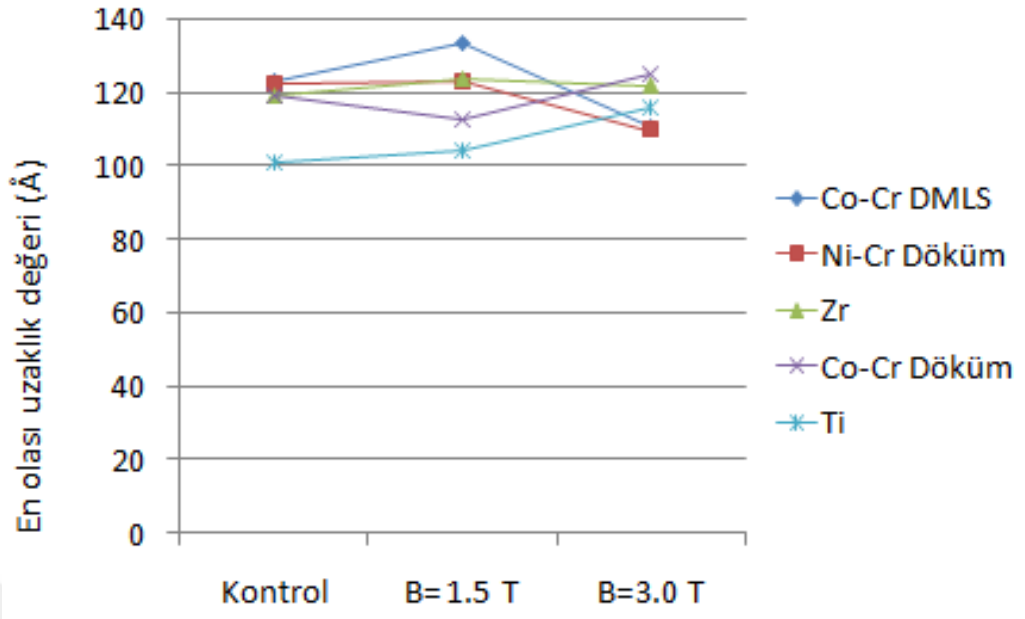


Şekil 4.29 Bağlanma direncinin (MPa) çalışma grupları arasındaki dağılım grafiği



Şekil 4.30 SAXS analizi ile belirlenen plaka oluşumlarının etkin yarıçaplarının çalışma grupları arasındaki dağılımı

Çalışma grubu örneklerin içeriğinde silindirik globular yapıların yanısıra, nano oluşumların plaka formları da belirlenmiştir.



Şekil 4.31 SAXS analizi ile belirlenen en olası uzaklık değerlerinin (Å) çalışma grupları arasındaki dağılımı



## 5.TARTIŞMA

Bu çalışmada MRG sistemindeki iyonize olmayan radyo dalgalarının ve manyetik alanın, sabit protetik restorasyonlarda kullanılan dental metal alaşımlar ile zirkonyum alt yapı materyallerinin karakteristik özelliklerine ve alt yapılar ile seramik arasındaki bağlantı direncine olan etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda günümüz diş hekimliğinde güncel olarak kullanılmakta olan ve farklı üretim teknikleri ile üretilen sabit protetik restorasyon alt yapı materyalleri seçildi. CoCr döküm, CoCr DMLS, NiCr, Ti DMLS ve zirkonyumdan oluşan deney gruplarının seramik uygulaması yapılan ve yapılmayan örnekleri, tıpta ve diş hekimliğinde, hastalıklara tanı koymak amaçlı sıklıkla kullanılmakta olan 1,5 T ve 3,0 T MRG cihazlarında 30 dk süren beyin MR sekanslarına tabi tutuldu. Yapılan MRG uygulaması sonucunda deney grubu örneklerin; yüzey pürüzlülük, Vickers mikrosertlik, alt yapı seramik bağlantı direnci değerlerine bakılmış ve alt yapıda kullanılan materyallerin nano boyutta karakteristik yapılarında değişiklik olup olmadığı ise SAXS analizi ile araştırılmıştır.

Çalışma sonucunda elde ettiğimiz bulgular sabit protetik restorasyonlarda kullanılan alt yapı materyallerinin MRG uygulamaları sonucunda maruz kaldıkları manyetik alan ve non iyonize radyo dalgalarından etkilenebileceği yönünde kurduğumuz hipotezimizi destekler niteliktedir.

Sabit protetik restorasyonlar, çeşitli sebeplerle kaybedilen ve aşırı harabiyete uğrayan dişlerin neden olduğu fonksiyon, fonasyon ve estetik kaybını gidermek amacı ile yapılan protetik restorasyonlardır. Sabit protetik restorasyonların yapımında geçmişten günümüze birçok farklı materyal kullanılmıştır. Metal destekli seramik restorasyonlar diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmakta ve altın standart olarak görülmektedir. Bu alanda kıymetli metal alaşımları ile başlayan sabit protetik restorasyonlar, artan maliyetleri nedeni ile yerlerini çoğunlukla temel metal alaşımları ile yapılan



restorasyonlara bırakmıştır (125). Temel metal alaşımları ile sahip oldukları üstün mekanik özelliklerden dolayı, değerli metal alaşımlarına göre daha ince metal alt yapılar hazırlanabilmektedir (73, 125). Temel metal alaşımı olarak günümüzde CoCr, NiCr ve Ti alaşımları kullanılmaktadır. Ancak klinikte temel metal alaşımlarının estetik gereksinimleri karşılayamadıkları bazı durumlar da görülebilmektedir. Bu durum tam seramik sistemlerin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu amaçla günümüzde sabit protetik restorasyonların yapımında çeşitli tam seramik sistemler kullanılmaktadır (120). 900-1200 MPa bükülme direncine sahip olan zirkonyum alt yapılar kullanılarak hazırlanan tam seramik restorasyonlar, metal destekli sabit restorasyonlara alternatif olabilecek tam seramik sistemlerden biridir (128,151).

Sabit protetik restorasyonlar üstün mekanik özelliklere sahip olsalar da uzun dönem takip çalışmaları restorasyonlarda kullanılan alt yapılar ile üst yapı seramikleri arasında çeşitli nedenlere bağlı olarak başarısızlıklar olduğunu göstermektedir (8, 30, 107, 117, 121, 134). Sabit protetik restorasyonlarda görülen bu başarısızlıklara, alt yapı ile veneer seramiği arasındaki termal ekspansiyon katsayısının uyumsuzluğu, travma, aşırı okluzal kuvvetler, parafonksiyonel hareketler, uygun tasarlanmayan alt yapılar, metal alt yapıda zamanla oluşan eğilme yorgunluğu gibi çeşitli faktörler yol açmaktadır (85, 104, 125). Ayrıca yapılan son çalışmalarda (37, 38 ) MRG ve gama radyasyon gibi radyolojik tekniklerin de seramik veneer ile metal alt yapılar arasındaki bağlantı direncini etkilediği bildirilmiştir.

MRG manyetik alan ve non iyonize radyo frekans dalgalarını kullanarak vücuttaki organ ve dokulardan ayrıntılı olarak kesitsel görüntü elde edilmesini sağlayan bir tanı yöntemidir. MRG, CT ve diğer radyolojik görüntüleme teknikleri ile karşılaştırıldığında, iyonize olmayan radyo dalgalarının kullanılması nedeniyle hastalar için tamamen zararsız bir görüntüleme tekniği olarak bilinmektedir (60, 61, 102, 139).

Baş boyun bölgesi patolojilerinin tespitinde oldukça geniş bir kullanım alanı olan MRG, nörolojik bozuklukların tanımlanmasında, oftalmolojik hastalıklarda, anatomik varyasyonların belirlenmesinde, beyin tümörlerinin

tespitinde, pediatrik hastalıklarda, TME rahatsızlıklarında, enfeksiyonlarda, beyin kanamaları gibi pek çok rahatsızlıkta güvenli bir tanı yöntemi olarak kullanılmaktadır (11, 31, 75, 102, 154, 157). Genel olarak bakıldığında metal içerikli cihazlar kullanan hastalarda MRG yöntemi hem cihaz hem de hasta açısından çeşitli sakıncalar teşkil etmektedir. Ancak baş boyun bölgesi rahatsızlıklarında sıklıkla kullanılan MRG tekniğinde, orafasiyal bölgede özellikle metal içerikli dental restorasyonlar, ortodontik apareyler, implant vb. yapıları taşıyan hastaların görüntüleme tekniği açısından sakınca oluşturduğu düşünülmektedir. Ancak toplumun geneline bakıldığında bu tip dental restorasyonları taşıyan hastalarla sıklıkla karşılaşılmakta, bu açıdan hareketli bölümlü protezler görüntüleme öncesi çıkarılabilirken sabit restorasyonların oluşturabileceği kontrendikasyonlar henüz tam olarak bilinmemektedir. Uzun dönemde bu tip restorasyonları taşıyan hastalarla MRG uygulamalarında sıklıkla karşılaşılabileceği düşünülmektedir (126).

Dental materyaller ile MRG uygulamaları üzerine yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların bir kısmında dental materyallerin görüntülerde artefakt oluşumuna yol açıp açmamasına bağlı olarak MRG uyumlu olup olmadığı değerlendirilmiştir (77, 126, 140). Bunun yanında bir kısım araştırmacı da MRG işlemi sırasında oluşan manyetik alanın etkisine bağlı olarak dental materyallerde görülen ısı artışı ve konum değişikliği gibi konuları araştırmışlardır (11, 53, 62, 95). Ancak literatürde MRG uygulamalarının sabit protetik restorasyonlardaki seramik ve kullanılan alt yapı materyalleri arasındaki bağlantı direncine olan etkisini inceleyen çalışma sayısı azdır (37). El- Bediwi ve ark (37) çalışmalarında sadece metal-seramik bağlantı direncine değil aynı zamanda MRG uygulamaları sonucunda dental alaşımların fiziksel özelliklerindeki değişimleri de araştırmışlardır. Ancak bu çalışmada sadece döküm tekniği ile üretilen iki farklı metal alaşım kullanılmıştır. Günümüz diş hekimliğinde birçok farklı sabit protetik alt yapı materyali bulunmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda günümüz diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmakta olan ve farklı tekniklerle üretilmiş sabit protetik restorasyon alt yapı materyalleri kullanılmıştır.

MRG cihazları 0,2 Tesla ile 3.0 Tesla arasında manyetik alan gücüne sahip cihazlardan oluşmaktadır. Dünyanın manyetik alanı (pusulaların iğnesini kuzeye çeviren manyetik alan) 0,5 Gauss düzeyindedir. 1 Tesla, 10.000 Gauss'a eşittir. Dolayısıyla MR cihazında dünyanın manyetik alan gücünün yaklaşık 20 bin katı bir manyetik alan kullanılmaktadır (60, 61). MRG uygulamalarında oluşan bu manyetik alan materyallerin duyarlılıkları açısından önem taşımaktadır. Manyetik duyarlılık, materyallerin fiziksel bir özelliği olarak ele alınmaktadır. Bir materyalin manyetik duyarlılığı, o materyalin manyetik alan içerisinde verdiği tepki olarak değerlendirilmektedir (37). Diğer bir ifade ile maddenin manyetize olabilme yeteneğidir (61). Maddeler manyetik alana duyarlılıklarına bağlı olarak üç şekilde davranırlar. Diyamanyetik; manyetik alanda mıknatıs özelliği göstermeyen maddelere denir. Paramanyetik; eşleşmemiş elektronları bulunan maddelerdir. Bunlar manyetik alanın etkisi ortadan kalkınca demanyetize olurlar. Ferromanyetik; manyetik alan tarafından çok güçlü bir şekilde çekilen maddelerdir. Dental alaşımların yapısına katılan demir (Fe), nikel (Ni), kobalt (Co) ferromanyetik özelliklere sahip iken Ti ve Zr paramanyetik özelliklere sahip maddelerdir (11, 37,61, 129).

Tymofiyeva ve ark (140) dental materyallerin dental MRG üzerine olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında, güncel olarak kullanılmakta olan birçok materyal seçmişler ve bunları MRG imajlarında oluşturdukları artefaktlar açısından değerlendirmişlerdir. Çalışmada materyalleri MRG uyumlu, uyumlu I ve uyumsuz olarak sınıflandırmışlardır. MR görüntülerinde artefakt yoğunluğuna neden olan metalik materyaller ferromanyetik özelliği yüksek olan materyallerdir. Ferromanyetik özelliği yüksek olan materyaller MRG ortamında fiziksel özellikleri açısından da değişiklikler göstermektedir. Tymofiyeva ve ark yaptığı çalışmanın sonucunda bizim de çalışmamızda kullandığımız benzer materyallerden olan CoCr'u uyumsuz, Ti6Al4V ve Ni-Ti uyumlu I, zirkonyumu ise uyumlu olarak bildirmişlerdir.

T. Klinke ve ark (77) da dental materyallerin MRG ve CT imajları üzerine oluşturdukları artefaktları inceledikleri çalışmalarında birçok farklı

dental materyal kullanmışlardır. Bu materyalleri MRG ve CT'de oluşturdukları artefaktlara göre kategori 0, 1, 2, 3 olarak derecelendirmişlerdir. Buna göre derece 0 uyumlu iken derece 3 ileri derecede artefaktı ifade etmektedir. Bizim çalışmamızla benzer kullanılan materyallerden olan ZrO<sub>2</sub>'in MRG incelemesinde 0, CT incelemesinde ise 3 kategorisinde yer aldığını, aynı şekilde CoCr'un (Remanium Star) MRG incelemelerinde 1, CT incelemelerinde 3 kategorisinde yer aldığını bildirmişlerdir. Ayrıca çalışmada kullandıkları Ti alaşımının (Kavo Everset Titan) MRG incelemelerinde 1, CT incelemelerinde ise kategori 3'te yer aldığını bildirmişlerdir.

Starcukova ve ark (126) metalik dental materyallerin manyetik duyarlılıkları ve elektriksel iletkenliklerini inceledikleri çalışmalarında pek çok farklı üreticinin ürettiği dental materyalleri incelemişlerdir. Elektrik iletkenliği metal ve metal alaşımlarında manyetik alanda elektronlarının dağılımı açısından önemli rol oynamaktadır. Çalışmada materyallerin manyetik duyarlılıkları, elektriksel iletkenlikleri ve artefakt oluşumlarının birbirlerinden farklılık gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmada kullandıkları temel metal alaşımlarından manyetik duyarlılığın en çoktan en az doğru sırasıyla Al-Cu-Ni (alüminyum bronz), CoCr, NiCr ve Ti alaşımlarında olduğunu bildirmişlerdir. Elektriksel iletkenliğin ise değerli metal alaşımlarında ve temel metal alaşımlarından ise Al-Cu-Ni alaşımlarında yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

MRG uygulamaları ile dental materyaller arasında yapılan bu çalışmalar ışığında, sabit protetik restorasyonlarda kullanılan alt yapı materyallerinin çoğunluğunun ferromanyetik özellikte olması nedeni ile MRG uygulamaları sonucu oluşan manyetik alan streslerinin, bu materyallerin mekanik, fiziksel ve nanoyapısal özellikleri üzerine etkisinin olabileceği düşünülmektedir.

Yüzey pürüzlülüğü, dental materyallerde mevcut restorasyonun başarısını, dayanıklılığını ve kalitesini etkileyen, materyal yüzeyinin iki boyutlu bir parametresidir (80). Yapılan son çalışmalar metallerin yüzey pürüzlülüğünün metal-seramik arasındaki bağlantı direncinde etkili olduğunu göstermektedir (24). Bu nedenle sabit protetik restorasyon alt yapı

materyallerine çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak seramik ile olan bağlantı dirençleri arttırılmaya çalışılmaktadır. Ancak bunun yanında yapılan son çalışmalarda çeşitli çevresel faktörlerden kaynaklı olarak da dental metal alaşım yüzeylerinin pürüzlülüğünde farklılıklar görüldüğü bildirilmiştir (37).

El-Bediwi ve ark (37) MRG uygulamaları sırasında oluşan iyonize olmayan radyo frekans dalgalarının saf Ti döküm ve NiCr sabit restorasyon alt yapı materyallerinin fiziksel özellikleri ve metal-seramik arasındaki bağlantı direncine etkisini inceledikleri çalışmalarında, her iki örnek grubunun yüzey pürüzlülüğünde 15 ile 30 dk 1,5 T MRG uygulaması sonucunda artış görüldüğünü bildirmişlerdir. Alaşımların yüzey pürüzlülüğünde görülen bu artışa, MRG uygulamaları süresince maruz kalınan non iyonize radyo dalgaları sonucu yüzeyde oluşan çukur ve çatlakların sebep olmuş olabileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda  $ZrO_2$  örneklerin 1,5 T ve 3,0 T MRG uygulaması sonucunda pürüzlülük değerlerinde farklılık görülmemiştir. NiCr ve CoCr DMLS örnek gruplarında farklılık görülmekle birlikte, bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak CoCr döküm ve Ti DMLS örnek gruplarında yüzey pürüzlülüğü anlamlı olarak farklılık göstermiştir. Ti\_a ve Ti\_b grubu örneklerin Ti\_k grubu örneklerle göre yüzey pürüzlülüğü değerleri artış göstermektedir. Bu artışın Ti\_a grubu örneklerde Ti\_b grubuna kıyasla daha fazla olduğu görülmüştür. Bu durum manyetik alan gücündeki farklılıkların materyallerin karakteristik özelliklerini de farklı yönde etkileyebileceğini göstermektedir. Nitekim SAXS analizi elde ettiğimiz sonucu destekler niteliktedir. CoCr\_Dk örneklerde ise yüzey pürüzlülüğü MRG uygulamalarındaki artan manyetik alanın etkisi ile paralel bir artış göstermiştir. CoCr\_Dk ve CoCr\_Da gruplarına göre özellikle CoCr\_Db deney grubu örneklerde görülen yüzey pürüzlülüğü artışı çok fazladır. SAXS analizi sonucu elde edilen elektron yoğunluğu grafikleri göstermektedir ki MRG uygulaması sonrası örneklerin elektron yoğunluklarında farklılıklar ortaya çıkmıştır. Yüzey pürüzlülüğündeki artışın nedeninin de bu elektron yoğunluğu farklılıklarının olduğu düşünülmektedir. CoCr döküm örneklerde görülen

pürüzlülük artışına, CoCr DMLS örneklerde rastlanmamıştır. Aynı alaşımdan yapılan deney gruplarında pürüzlülük değerleri açısından görülen farklılıklara üretim tekniklerindeki farklılıkların neden olduğu düşünülmektedir.

DMLS, yüksek güçlü Ytterbium (Yb)-fiber optik lazer kullanımı ile ince tabakalar halinde metal tozlarının eritilerek ve/veya sinterlenerek birbirine kaynaşması ile elde edilen bir metal üretim teknolojisidir (12, 158). Bu tabakalar 10-30 µm kalınlıktadırlar. Sinterleme boyunca toz partikülleri içindeki atomlar partikül sınırları boyunca diffüze olur ve bu durum partiküllerin birbiri ile birleşmesini ve tek bir katı parça oluşmasını sağlar. Toz teknolojileri kontrollü, kolay ve hızlı üretim yapılmasını sağlamaktadır (13). Döküm teknikleri ile karşılaştırıldığında DMLS teknolojisi yüksek yüzey kalitesi ve mekanik özelliklere sahip, doğru bir üretim kalitesi sergilemektedir DMLS teknolojisi sayesinde metallerde döküm tekniklerinde oluşabilecek defektler ve insan hataları elimine edilmektedir (11, 12).

Sertlik, materyallerin mekanik bir özelliği olarak bilinmektedir. Bir materyalin sertliği, malzeme yüzeyinin kalıcı şekil değiştirmeye gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir (9, 90). Henriques ve ark (65) farklı teknikler ile üretilen (döküm ve toz teknolojileri) metal seramik restorasyonlar için kullanılan Co-Cr-Mo alaşımının mikroyapı, sertlik, korozyon direnci ve metal seramik bağlantı direncini inceledikleri çalışmalarında, döküm örneklerin dendritik mikroyapı, toz teknolojisi ile üretilen örneklerin ise matris içerisinde ikinci faz dağılımı ile birlikte tipik globular mikroyapı sergilediklerini bildirmişlerdir. Ayrıca toz teknolojisi ile üretilen örneklerin sertlik değerlerinin ve korozyon direncinin döküm örneklere göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Ancak seramik metal arasındaki bağlantı direnci açısından önemli bir farklılığın olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan sabit protetik yenileme alt yapı materyallerinin 30 Dk süreli 1,5 T ve 3,0 T MRG uygulaması sonucunda ZrO<sub>2</sub>, CoCr DMLS ve Ti DMLS örneklerin kontrol, 1,5 T ve 3,0 T deney grupları arasında Vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği ancak CoCr döküm ve NiCr örneklerde bu gruplar

arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu görülmüştür. Ortaya çıkan bu farklılıklar; MRG uygulamaları sonucu örneklerin yapısal özelliklerinde oluşan değişiklikler ile ilişkilendirilebilir.

Literatürde çeşitli faktörlerin materyallerin sertliklerine etki ettiği bildirilmiştir. Sıcaklık da bu faktörlerden birisidir (12, 57). Sıcaklık artışı ayrıca dental materyaller için MRG incelemeleri açısından da önemli bir konudur. MRG uygulamaları sırasında bu materyallerde görülen ısı artışının vücut dokularına zarar verebileceği bildirilmiştir (41, 62, 78, 103, 108, 113, 114). Ayrıca bu biyolojik etkilerinin yanı sıra ısı artışlarının dental materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinde de değişikliğe yol açabileceği bildirilmiştir (37).

Hasegawa ve ark (62) metalik dental malzemelerin 3,0 T MRG uygulamaları sonucunda oluşan ısı artışını araştırdıkları çalışmalarında Au-Pd-Ag, Au-Cu-Ag, Au-Pd-Pt alaşımlarından oluşan sabit protetik restorasyonlar ve ortodontik aletlerin bulunduğu (braket, tel, bant) bir ark kullanmışlar ve sabit protetik restorasyonlarda oluşan ısı artışının hastalar için risk oluşturacak seviyede olmadığını (en yüksek +1.80°C) bildirmişlerdir. Çalışmalarında ortodontik materyallerdeki ısı artışının fazla olmasını, bu materyallerin yapıldığı maddelerin ferromanyetik özellik taşımalarından dolayı kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir.

K. Miyata ve ark (95) da 3,0 T MRG uygulamalarında dental manyetik materyallerde görülen ısı artışı ve manyetik etkilenmeye bağlı olarak oluşan konum değişikliğini inceledikleri çalışmalarında, implant ve protetik restorasyonları kullanmışlardır. İki farklı 3,0 T MRG cihazında yaptıkları çalışmalarının sonucunda metal alt yapılarda en yüksek 0,6-0,8 °C, implantlarda ise 0,4-0,6 °C ısı artışı olduğunu bildirmişlerdir. Bu ısı artışlarının hastalar açısından bir risk oluşturmadığı tespit edilmiştir.

Ayyıldız ve ark (11) da çalışmalarında, MRG uygulamalarını sabit protetik köprü ve kuron restorasyonlarda ısı artışı ve manyetik alan etkileşimleri açısından değerlendirmişler ve CoCr, NiCr ve Zr'dan oluşan

deney grupları arasında kuronlardaki ısı artışının istatistiksel olarak anlamlı olduğunun (en yüksek 1.35 °C) ancak köprü protez gruplarında ise ısı artışı minimal seviyelerde görülse bile istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmada NiCr kuron grubundaki ısı artışının CoCr DMLS grubuna göre daha yüksek olduğu, Zr deney grubunun ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği bildirilmiştir.

EI-Bediwi ve ark (37) MRG uygulamaları sonucu saf Ti döküm ve NiCr alaşımlarının Vickers mikrosertlik değerlerinde azalma görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu azalmaya MRG uygulaması sonucu materyallerde görülen sıcaklık artışlarının neden olabileceğini bildirmişlerdir. Ancak MRG uygulamalarının dental materyaller üzerindeki sıcaklık artışına etkisini araştıran çalışmalar, materyallerdeki sıcaklık artışlarının 0,6°C-1,80°C arasında değiştiğini bildirmişlerdir (11, 53, 62, 95). Dolayısıyla çok düşük seviyede meydana gelen bu sıcaklık değişikliklerinin alt yapı materyallerinin sertlikleri üzerinde bir etki oluşturabileceği düşünülmektedir. Literatürde sıcaklığın dental metal alt yapıların sertlikleri üzerine etkisini inceleyen çalışmalarda 1150°C gibi oldukça yüksek olan fırınlama sıcaklıkları kullanılmış ve bu sıcaklıkların materyallerin nano yapısı ve sertliklerinde oluşturdukları farklılıklar anlamlı olarak gösterilmiştir. Çalışmamızda da elde ettiğimiz alaşımların sertliklerinde görülen farklılıkların, MRG uygulamaları sonucunda oluşan manyetik alan ve non iyonize radyo dalgalarının materyallerin nano partikül yapılarında değişikliğe neden olarak, sertliklerinde değişikliklere yol açtığı düşünülmektedir.

Yapılan SAXS analizlerinde elde edilen Uzaklık Dağılım Fonksiyonu (UDF- Pair Distance Disturbance) grafiğinin analizleri ile sertlik arasındaki ilişki bu grafikte görülen hörgüç şeklindeki dağılımın tepe noktasına karşılık gelen uzaklık  $r(\text{Å})$  değeri ile açıklanabilir. Bu değer nano oluşumlar arası en olası uzaklık değeri olarak tanımlanmaktadır. MRG uygulamaları sonucunda Vickers mikrosertlik değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren CoCr\_Da örneklerin yapısında manyetik alan etkisi ile nano oluşumlar arası en olası mesafe (112,7 Å) iken, bu mesafenin CoCr\_Dk grubuna göre (118,9



Å) azalmış olduğu görülmektedir (Şekil 4.8). Bu azalma ile birlikte nano parçacıklar arası etkileşimler arttığı için mikrosertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte az da olsa ( 438,4 → 458,6 HV1), % 4,6'lık bir artış gözlenmiştir. CoCr\_Db örneklerde ise hörgücün optimum tepe değeri  $r=125,0$  Å değerine (sağa kayarak) yükselmiştir. Bu durum nano parçacıklar arasındaki uzaklığın arttığını dolayısıyla da bu parçacıklar arasındaki etkileşimin azalacağını göstermektedir. Bu durum CoCr\_Db grubu örneklerin mikrosertlik değerindeki %23,4'lük anlamlı düşüşü (438,4→333,6 HV1) açıklamaktadır.

NiCr örnek gruplarında CoCr döküm örneklerle kıyasla daha asimetric bir değişim görülmektedir. Sertlik öncelikle artan manyetik alana bağlı olarak azalıp ardından yükselmektedir. Nano oluşumlar arası uzaklık dağılımına bakıldığında NiCr\_k grubu için en olası mesafe 120,3 Å iken, NiCr\_a örnek grubunda bu mesafe 121,7 Å'a çıkmış, NiCr\_b örnek grubunda ise 112,1 Å'a inmiştir. Bu değerlerden yola çıkarak NiCr\_b örnek grubundaki mikrosertlik artışının diğer gruplara kıyasla fazla olması, nano parçacıklar arasında azalan mesafe sonucunda parçacıklar arası etkileşimin artması ile açıklanabilir.

Ni ve Co ferromanyetik özelliklere sahip olduklarından dış manyetik etki ile manyetik dipol momentleri yön değiştirebildikleri için yönelime bağlı mekanik özellikleri de farklılık göstermektedir. Co; hegzagonal yapıda, Ni; kübik yapıda kristalleştiği için bu metallerle oluşturulan alaşımlarda kobalt çubuk formunda, nikel ise globular formda (küresele yakın silindir şeklinde) nano kristalitler oluşturmaktadır (132, 145). Ayrıca yapıya Cr eklenmesi ile bu şekillenimlerde değişiklikler olabilir ve sertlik yine manyetik dipol yönelimlerindeki değişimlere bağlı olarak artabilir ya da azalabilir. 3,0 T'lik manyetik alan değerinde NiCr sertliğindeki artış manyetik dipollerin ve globular ferromanyetik grenlerin sahip oldukları net dipollerin, üç boyutlu farklı yönlere yöneldiğinin bir göstergesi olabilir. Böylece manyetik alandaki artış alaşımların sertliğini de artırabilir.

Farklı şekillerdeki ( 3 boyutlu globular, 2 boyutlu plaka ve tek boyutta çubuk ) nano parçacıkların kullanıldığı kütle formundaki polimer yapıların sertliği, parçacık-parçacık etkileşimleri ve yapıda oluşan farklı elektron yoğunluk bölgeleri ile yakından ilgilidir. Bu bölgeler arası fizikokimyasal bağların oluşumu ve parçacık uzaklık dağılımları malzemenin sertliğini de etkiler. Nano parçacıklarla ilgili bölge ve kümelenmeler metal alaşımların mekanik özelliklerini de doğrudan etkilemektedir (23). Yapılan SAXS analizleri sonucunda çalışmamızda kullandığımız bütün deney grubu örneklerinde globular oluşumların yanında plaka şeklinde oluşumlar da belirlenmiştir. Bu plaka şeklindeki oluşumların etkin büyüklükleri Şekil 4-30'da görüldüğü gibidir.

Metal-seramik ara yüzeyindeki bağlantı direnci çeşitli test yöntemleri ile ölçülmektedir. Makaslama bağlantı direnci testi, tensile, mikrotensile bağlanma testleri ve 3 nokta eğme testi bu testler arasında sayılabilir (5, 37, 47, 56, 123). Makaslama bağlantı direnci testi bağlanan yüzeyler arasında homojen olmayan stres dağılımlarına neden olmaktadır (33). Bu homojen olmayan stres dağılımları makaslama kuvvetlerine karşı daha az direnç gösteren seramiklerde koheziv kırıkların görülmesine neden olmaktadır. Bu durum ise yanlış ve normalden düşük sonuçlar elde edilmesine yol açmaktadır (2, 125, 117). Ancak makaslama bağlanma direnci testi kolay uygulanan ve hızlı sonuçlar veren bir test olması nedeniyle çok fazla uygulanan ve literatürde çok sık kullanılan bir test yöntemidir (47, 56, 123). Bu çalışmada da deney grubu örneklerin seramik ile alt yapı materyalleri arasındaki bağlanma direncine makaslama bağlanma direnci testi ile 1mm/dak hızda bakılmıştır.

Seramik ile alt yapı materyalleri arasındaki bağlanma direnci üzerine birçok çalışma yapılmıştır. Yapılan bu çalışmalarda seramik metal arasındaki bağlanmaya; metal alt yapıların yüzey pürüzlülüğünün (24, 81), metal alt yapılarda oluşan oksit tabakası kalınlığının (24, 40, 162), alt yapı üretim tekniğinin (152), kullanılan alaşım türünün (73, 117), termal siklus ve mekanik yükleme uygulamalarının (48, 137, 143, 144), ve porselen uygulama

tekniklerinin (135) etkisinin olduğu bildirilmiştir. Ayrıca yapılan son çalışmalarda (37) MRG uygulamaları sonucu oluşan manyetik alan ve non iyonize radyo dalgalarının da seramik ile metal ara yüzeyindeki bağlanma direncine etki ettiği bildirilmiştir. Yapılan bu çalışmalar ışığında seramik ile alt yapı materyalleri arasındaki bağlanma direncinin birçok faktörden etkilendiği söylenebilir.

Çalışmamızda kullanılan sabit protetik restorasyon alt yapı materyallerinin üzerine seramik uygulanmasının ardından 1 yıllık kullanıma karşılık gelen 1 haftalık yaşlandırma işlemi yapılmış ve sonrasında 1,5 T ve 3,0 T MRG cihazında 30 dk süren beyin MR'ı sekansları uygulanmıştır. Böylece klinik uygulamalara daha yakın sonuçların elde edilmesi amaçlanmıştır. Yapılan bu uygulamalar sonucunda ZrO<sub>2</sub>, CoCr DMLS ve Ti-DMLS örneklerin k, a ve b deney grupları arasında alt yapı ile seramik bağlanma direnci değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği ancak CoCr\_D ve NiCr örnek gruplarında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu görülmüştür.

El-Bediwi ve ark (37) MRG uygulamaları sırasında oluşan iyonize olmayan radyo frekans dalgalarının saf Ti döküm ve NiCr alaşımlarının fiziksel özellikleri ve metal-seramik arasındaki bağlantı direncine etkisini inceledikleri çalışmalarında, her iki örnek grubunun makaslama bağlanma direnci değerlerinde azalma görüldüğünü bildirmişlerdir. 1,5 T 15 ve 30 dakikalık MRG uygulamasına maruz kalan NiCr örneklerin bağlanma direnci değerlerindeki düşüşün fazla olmadığını ancak saf Ti döküm örneklerin bağlanma değerlerindeki düşüşün kontrol grubuna göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da El-Bediwi ve ark (37) çalışmalarına benzer şekilde NiCr\_a deney grubu örneklerin bağlanma direncinde kontrol grubuna göre azalma görülürken NiCr\_b deney grubu örneklerde ise kontrol grubuna göre çok fazla artış görülmüştür. Çalışmamızdaki CoCr döküm örnek gruplarının bağlanma dirençlerine bakıldığında CoCr\_Da deney grubu örneklerde CoCr\_Dk grubuna göre anlamlı bir artış gözlenirken CoCr\_Db grubunda ise CoCr\_Dk grubuna göre anlamlı bir düşüş görülmektedir. MRG

uygulamaları ile bağlanma direncinde ortaya çıkan bu farklılıkların, seramik-metal ara yüzelerindeki değişikliklerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Gelecekteki çalışmalarda, bu sonuçlar yüzeylerin daha ayrıntılı incelenmesine olanak sağlayan taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılım X-Işını Spektrumu (Energy Dispersion X-Ray Spektrum) (EDS) analizleri ile desteklenebilir.

İki katı faz materyalin birbirine bağlanmasında pürüzlü yüzeylerin statik ve kinetik sürtünme katsayıları etkili olmaktadır. Yüzeyin pürüzlü olması katı-katı fiziksel bağ (soğuk kaynak noktaları-cold welding points) oluşumlarını güçlü kılmaktadır. Metal alaşımlar gibi kompozit materyallerde yapısal etkileşimler çok karmaşıktır. Çünkü metal alaşımlarda nano oluşumların şekil, boyut ve dağılımları, kümelenmeler ve farklı gren yapıları oluşturduğu için materyallerin sertlik, pürüzlülük ve bağlanma direnci özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Aynı zamanda metallerin üretim aşamasındaki değişimler de materyallerin fiziksel özelliklerinde farklılıklar oluşturmaktadır. Ayrıca kullanılan seramik malzemenin içerdiği elementler ile alt yapıda kullanılan materyallerdeki elementlerin etkileşimleri de soğuk kaynak noktalarının oluşumunda etkili olmaktadır. Bu tür bağlanmalarda Van Der Waals yarıçapları etkilidir. Ayrıca atomik yarıçaplarda (Cr, Co ve Ni için sırası ile 166, 152 ve 149 pm ) en küçük değer yine Ni'de olduğundan atomik bağ kurulumunda Ni'in Van Der Waals etkileşimindeki potansiyelinin diğerlerine kıyasla daha fazla olacağını gösterebilir (9).

Çalışmamız MRG uygulamalarının, kullanılan materyallerin karakteristik özelliklerinde ve seramik ile olan bağlanma dirençlerinde değişikliklere neden olduğunu göstermektedir. Çalışmamız her ne kadar klinik koşulları taklit etse de in-vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçların kliniğe uyarlanabilir olduğu düşünülmekte ve MRG sistemlerinin metal alt yapı sabit bölümlü protezlerde metal-seramik bağlantısındaki başarısızlık nedenlerinden birisi olabileceği değerlendirilmektedir. Ancak yapılan çalışmanın in-vivo çalışmalar ile desteklenmesinin daha doğru sonuçlar oluşturacağı düşünülmektedir.

## 6.SONUÇLAR

1. Yapılan çalışma sonucunda deney grubu örnekler yüzey pürüzlülükleri açısından değerlendirildiğinde 1,5 T (a) ve 3,0 T (b) MRG uygulamaları CoCr\_D ve Ti örneklerin yüzey pürüzlülüklerini etkilemiştir. Ancak CoCr\_L, NiCr ve Zr örnek gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerinde ise anlamlı farklılık görülmemiştir.

- CoCr\_D deney grubunda; CoCr\_Db (2,31 $\mu$ m) grubu örneklerin yüzey pürüzlülüğü CoCr\_Dk (1,77  $\mu$ m) ve CoCr\_Da (1,95  $\mu$ m) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiştir.
- Ti\_L deney grubunda; Ti\_a (1,34  $\mu$ m) grubu örneklerin yüzey pürüzlülüğü Ti\_k (0,78  $\mu$ m) grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiştir.

2. MRG uygulamaları çalışmada kullanılan CoCr\_D ve NiCr örneklerin Vickers mikrosertliklerini önemli derecede etkilemiştir. CoCr\_L, Zr ve Ti örnek gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinde ise anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür.

- CoCr\_D deney grubunda CoCr\_Db (334 HV1) grubu örneklerin Vickers mikrosertliklerinde CoCr\_Dk (438 HV1) ve CoCr\_Da (459 HV1) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı azalma görülmüştür.
- NiCr deney grubunda NiCr\_b (391HV1) grubu örneklerin Vickers mikrosertliklerinde NiCr\_k (328 HV1) ve NiCr\_a (311HV1) gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı artış görülmüştür.

3. MRG uygulamaları CoCr\_D ve NiCr örneklerin seramikle olan bağlanma direncini önemli derecede etkilemiştir. CoCr\_L, Ti ve Zr

gruplar içerisindeki bağlantı direncinde anlamlı farklılık bulunmamıştır.

- CoCr\_D deney grubu örneklerin makaslama bağlanma direncinde CoCr\_Dk (21,75 MPa) grubuna göre CoCr\_Da (24,1 MPa) grubunda istatistiksel olarak anlamlı artış, CoCr\_Db (19,47 MPa) grubunda ise istatistiksel olarak anlamlı azalma görülmüştür. Ayrıca CoCr\_Db (19,47 MPa) grubunda CoCr\_Da (24,1 MPa) grubuna göre de istatistiksel olarak anlamlı azalma görülmüştür.
  - NiCr örnek gruplarında NiCr\_k (21,29 MPa) grubuna göre NiCr\_a (18,16 MPa) grubunda istatistiksel olarak anlamlı azalma, NiCr\_b (28,03 MPa) grubunda ise istatistiksel olarak anlamlı artış görülmüştür. Ayrıca NiCr\_b (28,03 MPa) grubunda NiCr\_a (18,16 MPa) grubuna göre de istatistiksel olarak anlamlı artış görülmüştür.
4. SAXS analizleri MRG uygulamalarına tabi tutulan materyallerin, manyetik alan ve non iyonize radyo dalgalarından nano partikül boyutunda etkilendiğini, bu etkilenimlerin de materyallerin sertlik, pürüzlülük ve seramikle bağlanma dirençlerinde farklılıklara neden olduğunu UDF grafiği ve elektron yoğunluğu haritaları ile desteklemektedir.
5. Elde edilen veriler değerlendirildiğinde; MRG uygulamalarının, metal alt yapıda meydana getirdiği değişimler nedeniyle metal-seramik ara yüzeyinde başarısızlıklara neden olabildiği, bu nedenle de MRG uygulamalarının metal destekli sabit protetik restorasyonlarda görülen başarısızlık nedenleri arasında sayılabileceği düşünülmektedir.

## KAYNAKLAR

1. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J., Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater. 22: 857-63, 2006.
2. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J., Microtensile Bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part 3: Double veneer technique. J Prosthodont. 17: 9-13, 2008.
3. Akagawa, Y., Hosokawa, R., Sato, Y., Kamayama, K., Comparison between freestanding and tooth connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. J Prosthet Dent. 80: 551-8, 1998.
4. Akın, E., Diş Hekimliğinde Porselen. Üçüncü Baskı. İst Ü Basımevi. İstanbul.1990.
5. Akyıl, M.Ş., Duymuş, Z.Y., Kıymetsiz Metal Alaşımlarında Metal-Porselen Bağlantısına Artık Metal Kullanımı, Kaplama Uygulaması ve Oksidasyon Isısının Etkisinin İncelenmesi. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 33(3): 2-13, 2009.
6. Al-Dohan, H.M., Yaman, P., Dennison, J.B., Razzoog, M.E., Lang, B.R., Shear Strength of Core-Veneer Interface in Bi-layered Ceramics. J Prosthet Dent. 91: 349-55, 2004.
7. Altundağ, Ö., Bazı Polimer Yapılarının Küçük Açılı X-Işını Saçılma (SAXS) Yöntemi ile incelenmesi. Hacettepe Üniv Fen Bil Enst. Yüksek Lisans Tezi. Ankara. 2012.
8. Anusavice, K.J., Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. Dent Mater. 28:102-111, 2012.

9. Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R., Philip's science of dental materials. 12th Ed. Elsevier Sci. 2013.
10. Boyer, H.E., Gall, T.E., Metals Handbook Desk Edition. Am Soc Metals. Metals Park (OH).1992.
11. Ayyıldız, S., Kamburoğlu, K., Sipahi, C., Murat, S., G6rg6l6, S., Pişkin, B., Radiofrequency Heating and Magnetic Field Interactions of Fixed Partial Dentures During 3-Tesla Magnetic Resonance Imaging. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. Oral Radiol.1-8, 2013.
12. Ayyıldız, S., Soylu, E.H., Ide, S., Kılıç, S., Sipahi, C., Pişkin, B., G6kçe, H.S., Annealing Of Co-Cr Dental Alloy: Effects On Nanostructure and Rockwell Hardness. J Adv Prosthodont. 5: 471-8, 2013.
13. Bagis, B., Metal Powder Technology in Prosthetic Dentistry. J Powder Metall Min. 2 (4):e117, 2013.
14. Balcı, P., Pabuşcu, Y., Temel Radyoloji Fiziği. Genişletilmiş 2. Baskı. T6rk Rad Der İzmir ř. İzmir. 2008.
15. Baran, G.R., Cast and Wrought Base Metal Alloys. Restorative Dental Materials. Craig, R.G., Powers, J.M., Eds. 11th Ed. Mosby. St. Louis. 2002, 163-180.
16. Baran, G.R., Selection Criteria For Base Metal Alloys For Use With Porcelains. Dent Clin North Am. 29(4): 779-787, 1985.
17. Barghi, N., Lorenzana, R.E., Optimum thickness of opaque and body porcelain. J Prosthet Dent. 48: 429-431, 1982.
18. Bindl, A., M6rmann, W.H., Marginal and internal fit of all- ceramic CAD/CAM copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 32(6): 441-7, 2005.



19. Bohac, P., Ctvrtlik, R., Stranyanek, M., Potential Utilisation For Nanotesters. *Chem Listy*. 104: 295-298, 2010.
20. Boldon, L., Laliberte, F., Liu, L., Review of the Fundamental Theories Behind Small Angle X-Ray Scattering, Molecular Dynamics Simulations, and Relevant Integrated Application. *Nano Reviews*. 6: 25661, 2015.
21. Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Guess, P.C., Thompson, V.P., Silva, N.R.F.A., Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. *J Dent*. 38: 318-24, 2010.
22. Bumgardner, J.D., Lucas, L.C., Surface Analysis of Nickel-Chromium Dental Alloys. *Dent Mater*. 9: 252-259, 1993.
23. Casati, A.R., Vedani, M., Metal Matrix Composites Reinforced by Nano-Particles. *Metals*. 4: 65-83, 2014.
24. Castillo-Oyagüe, R., Osorio, R., Osorio, E., Sanchez-Aguilera, F., Toledano, M., The Effect of Surface Treatments on the Microroughness of Laser-Sintered and Vacuum-Cast Base Metal Alloys for Dental Prosthetic Frameworks. *Microsc Res Tech*. 75: 1206-1212, 2012.
25. Ceylan, G., Yenisey, M., Elektrolitik Pürüzlendirme İşleminin Metal-Porselen Bağlantısına Etkisi. *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg*. 12(1): 26-31, 2002.
26. Choi, B., Han, J., Yang, J., Lee, J., Kim, S., Shear Bond Strength of Veneering Porcelain to Zirconia and Metal Cores. *J Adv Prosthodont*. 1: 129-135, 2009.
27. Christel, P., Meunier, A., Dorlot, J.M., Crolet, J.M., Witvoet, J., Sedel, L., Boutin, P., Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Bioceramics: material characteristics versus in vivo behavior*. *Acad Sci*. 523: 236-56, 1988.

28. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J., Peille, C., Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxidepartially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 23: 45–61, 1989.
29. Claus, H., Rauter, H., The Structure and Microstructure of Dental Porcelain in Relationship to the Firing Conditions. *Int J Prosthodont.* 2: 376-84, 1989.
30. Conrad, H.J., Seong, W., Pesun, I.J., Current Ceramic Materials and Systems with Clinical Recommendations: A Systematic Review. *J Prosthet Dent.* 98: 389-404, 2007
31. Demir, S., Yüksel, S., Şahin, M., Kardiyovasküler cihaz taşıyan hastalarda manyetik rezonans görüntülemenin güvenliği. *Turk Kardiyol Dern Arş.* 36(7): 485-496, 2008.
32. Denry, I., Kelly, J.R., State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 24(3): 299-307, 2008.
33. Della Bona, A., Von Noort, R., Shear vs. Tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 74:1591-6, 1995.
34. Donley, T.G., Gillette, W.B., Titanium Endosseous Implant-Soft Tissue Interface: A Literature Review. *J Periodontol.* 62(2): 153-160, 1991.
35. Edelhoff, D., Sorensen, J.A., Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 22: 241-9, 2002.
36. Edgerton, M., Levine, M.J., Biocompatibility: Its Future in Prosthodontic Research. *J Prosthet Dent.* 69: 406-415, 1993.
37. El-Bediwi, A.B., El-Fallal, A., Saker, S., Özcan, M., Effect of non-ionizing Radio Frequency Signals of Magnetic Resonance Imaging

- on Physical Properties of Dental Alloys and Metal-Ceramic Adhesion. *J Adhes Dent.* 16: 407-13, 2014.
38. El-Bediwi, A.B., Saad, M., El-Fallal, A.A., Influence of Gamma Radiation on Morphology Structure, electrochemical Corrosion Behavior and Hardness of Ni-Cr Based Alloys. *Radiations Effects and Defects in Solids.* 164(9): 578-582, 2009.
  39. Eliopoulos, D., Zinelis, S., Papadopoulos, T., The Effect of Investment Material Type on the Contamination Zone and Mechanical Properties of Commercially Pure Titanium Casting. *J Prosthet Dent.* 94(6):539-548, 2005.
  40. Engharth, S., Richter, G., Richter, E., Reitemeier, B., Walter, M.H., Experimental Investigations on the Influence of Adhesive Oxides on the Metal-Ceramic Bonds. *Metals.* 5: 119-130, 2015.
  41. Eriksson, A.R., Albrektsson, T., Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 50: 101–107, 1983.
  42. Ersoy, A.E., Protetik Restoratif Alaşımlar. *TDB Derg.* 71: 86-90, 2002.
  43. Espevik, S., Corrosion Of Base Metal Alloys in Vitro. *Acta Odontol Scand.* 36: 113-117, 1978.
  44. Feigin, L., Svergun, D., Structure Analysis by Small-angle X-ray and Neutron Scattering. Plenum Press. New York/London. 1987.
  45. Firstov, G.S., Vitchev, R.G., Kumar, H., Blanpain, B., Van, H.J., Surface Oxidation Of Niti Shape Memory Alloy. *Biomater.* 23: 4863–4871, 2002.

46. Fischer, J., Stawarczyk, B., Sailer, I., Hammerle, C.H., Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J Prosthet Dent.* 103: 267-74, 2010.
47. Fischer J., Stawarczyk B., Trottmann A., Hammerle C.H., Impact of Thermal Properties of Veneering Ceramics on the Fracture Load of Layered Ce-TZP/A Nanocomposite Frameworks. *Dent Mater.* 25: 326-30, 2009.
48. Geminiani, A., Lee, H., Feng, C., Ercoli, C., The influence of incisal veneering porcelain thickness of two metal ceramic crown systems on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 103: 275-282, 2010.
49. Glatter, O., Kratky, O., *Small angle X-ray Scattering.* Academic Press. London.1982.
50. Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., Schärer, P., Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 17: 285-90, 2004.
51. Goffart, Y., Hamoir, M., Deron, P., Claes, J., Remacle, M., Management of neck masses in adults. *B-ENT.* 1: 133-40, 2005.
52. Goldin, E.B., Boyd, N.W., Goldstein, G.R., Hittelman, E.L., Thompson, V.P., Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 93: 143-7, 2005.
53. Görgülü, S., Ayyıldız, S., Kamburoğlu, K., Gökçe, S., Özen, T., Effect of Orthodontic Bracket and Different Wires on Radiofrequency Heating and Magnetic Field Interactions During 3 T MRI. *Dentomaxillofac Radiol.* 43: 20130356, 2013.

54. Griggs, J.A., Thompson, J.Y., Anusavice, K.J., Effect of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. *J Dent Rest.* 74: 214-218, 1995.
55. Groten, M., Axmann, D., Pröbster, L., Weber, H., Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent.* 83(1): 40-49, 2000.
56. Guess P.C., Kuli A, Witkowskia S., Wolkewitzb M., Zhangc Y., Struba J.R., Shear Bond Strengths Between Different Zirconia Cores and Veneering Ceramics and Their Susceptibility to Thermocycling. *Dent Mater.* 24: 1556–67, 2008.
57. Guo, W.H., Brantley, W.A., Li, D., Clark, W.A., Monaghan, P., Heshmati, R.H., Annealing study of palladium-silver dental alloys: Vickers hardness measurements and SEM microstructural observations. *J Mater Sci Mater Med.* 18: 111-8, 2007.
58. Hammad, I., Talic, Y.F., Design of Bond Strength Tests for Metal-Ceramic Complexes: Review of the Literature. *J Prosthet Dent.* 75(6): 602-608, 1996.
59. Hanzi, A.C., Gunde, P., Schinhammer, M., Uggowitzer, P.J., On The Biodegradation Performance Of An Mg–Y–RE Alloy With Various Surface Conditions In Simulated Body Fluid. *Acta Biomaterialia.* 5: 162– 171, 2009.
60. Harorlı, A., Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. Nobel Tıp Kitabevleri. İstanbul. 2014.
61. Hashemi, R.H., Bradley, W.G., Lisanti, C.J., MRI The Basics. 3rd. Ed. Lippincott, Williams & Wilkins. Philadelphia (PA). 2010.
62. Hasegawa, M., Miyata, K., Abe, Y., Ishigami, T., Radiofrequency heating of metallic dental devices during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofac Radiol.* 42: 20120234, 2013.

63. Hatipoğlu, H., Kabay, S.C., Hatipoğlu, M.G., Multipl Skleroz ve Diş Hekimliği: Gncel Bir Değerlendirme. Tur J Neuro. 21: 1-6, 2015.
64. Helmer, J.D., Driskell, T.D., Research on bioceramics. Symp. On Use of Ceramics as Surgical Implants. Clemson University. South Carolina. 1969.
65. Henriquez, B., Soares, D., Silva, F.S., Microstructure, harness, corrosion and porcelain shear bond strength comparison between cast and hot pressed CoCrMo Alloy for Metal- Ceramic Dental Restorations. J Mech Beh Biomed Mater. 12: 83-92, 2012.
66. Holden, J.E., Goldstein, G.R., Hittelman, E.L., Clark, E.A., Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. J Prosthodont. 18: 645-8, 2009.
67. Hruska, A.R., Intraoral Welding Of Pure Titanium. Quintessence Int. 18(10): 683-688, 1987.
68. Hsueh, C., Luttrell, C.R., Becher, R.F., Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. Dent Mater. 22: 460-9, 2005.
69. Imhof, H., Czerny, C., Hrmann, M., Krestan, C., Tumors and Tumor-Like Lesions of Neck: From Childhood To Adult. Eur Radiol. 14 Suppl 4: L155-65, 2004.
70. Ivoclar rn katalogu: IPS e-max CAD-on 2010.
71. Ivoclar rn katologu: IPS e.max Ceram 2009.
72. Jang, K.S., Youn, S.J., Kim, Y.S., Comparison of Castability and Surface Roughness of Commercially Pure Titanium and Cobalt-Chromium Denture Framework. J Prosthet Dent. 86(1): 93-98, 2001.

73. Joias, R.M., Tango, R.N., Araujo, J.E.J., Araujo, M.A.J., Saavedra, G.S.F.A., Paes, T.J.A., Kimpara, E.T., Shear Bond Strength of a Ceramic to Co-Cr Alloys. *J Prosthet Dent.* 99: 54-59, 2008.
74. Kedici, S.P., Aksüt, A.A., Kılıçarslan, M.A., Bayramoğlu, G., Gökdemir, K., Corrosion Behaviour Of Dental Metals And Alloys in Different Media. *J Oral Rehabil.* 25: 800-808, 1998.
75. Keleş, E., Kol, E., An Overview of the Brain Imaging Techniques from the Education. *Perspective Elementary Education Online.* 14(1): 349-363, 2015.
76. Kelly, J.R., Denry, I., Stabilized Zirconia as A Structural Ceramic: An Overview. *Dent Mater.* 24: 289–298, 2008.
77. Klinke, T., Daboul, A., Maron, J., Gredes, T., Puls, R., Jaghsi, A., Biffar, R., Artifacts In Magnetic Resonance Imaging and Computed Tomography Caused By Dental Materials. *PLoS ONE.* 7(2): e31766, 2012.
78. Kreisler, M., Al-Haj, H., D'Hoedt, B., Intrapulpal temperature changes during root surface irradiation with an 809-nm GaAlAs laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 93: 730–735, 2002.
79. Kocabalkan, E., Dönmez, F., Silikon Karbid Disk Kullanılarak Hazırlanan Dört Farklı Dental Alaşım Yüzeyinin Topografik Özelliklerinin İncelenmesi. *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg.* 15(1): 34-39, 2005.
80. Küçükeşmen, H. C., Küçükeşmen, Ç., Üşümez, A., Yaşlandırma prosedürünün farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *SDÜ Sağ Bil Ens Derg.* 1(2): Araştırma 39, 2010.
81. Külünk, T., Kurt, M., Ural, Ç., Külünk, Ş., Baba, S., Effect of Different air-abrasion Particles on metal-ceramic Bond Strength. *J Dent Sci.* 6: 140-146, 2011.

82. Lacy, A.M., The chemical nature of dental ceramic. *Dent Clin North Am.* 21: 661-668, 1977.
83. Leal, M.B., Pagnano, V.O., Bezzon, O.L., Effect of Investment Type and Mold Temperature on Casting Accuracy and Titanium-Ceramic Bond. *Braz Dent J.* 24(1): 40-46, 2013.
84. Leinfelder, K.F., An Evaluation Of Casting Alloys Used For Restorative Procedures. *J Am Dent Assoc.* 128: 37-45, 1997.
85. Lombardo, G.H., Nishioka, R.S., Souza, R.O., Michida, S.M., Kojima, A.N., Mesquita, A.M., Buso, L., Influence of surface treatment on the shear bond strength of ceramics fused to cobalt-chromium. *J Prosthodont.* 19: 103-111, 2010.
86. Lucas, L.C., Lemons, J.E., Biodegradation Of Restorative Metallic Systems. *Adv Dent Res.* 6: 32-37, 1992.
87. Luthardt, R.G., Holzhüter, M.S., Rudolph, H., Herold, V., Walter, M.H., CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater.* 20(7): 655-662, 2004.
88. Maburkar, V., Habbu, N., Hashmi, S.W., Musani, S., Joshi, N., In-vitro Investigation to Evaluate the Flexural Bond Strengths of Three Commercially Available Ultra Low Fusing Ceramic Systems to Grade II Titanium. *J Int Oral Health.* 5(5): 107-107, 2013.
89. Mathur, V., Sharma, K., Probing Nanoscale Morphology of PS/PMMA/CdS Polymeric Nanocomposites through Small Angle X-Ray Scattering Analysis. *Modern Instrumentation.* 3: 25-28, 2014.
90. McCabe, J.F., Walls, A.W.G., *Applied Dental Materials.* 9th Ed., Blackwell Publishing. Singapore. 2008.



91. McLean, J.W., The Science and Art of Dental Ceramics. Vol I. Tokyo, Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, Berlin, Rio de Janeiro.1979.
92. McLean, J.W., The Science and Art of Dental Ceramics. Vol II. Quintessence Publishing Co Inc. Chicago, Berlin.1980.
93. Melo, R.M., Travassos, A.C., Neisser, M.P., Shear Bond Strengths of a Ceramic System to Alternative Metal Alloys. J Prosthet Dent. 93: 64-9, 2005.
94. Meyenberg, K.H., Lüthy, H., Schärer, P., Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. J Esthet Dent. 7(2): 73-80, 1995.
95. Miyata, K., Hasegawa, M., Abe, Y., Tabuchi, T., Namiki, T., Ishigami, T., Radiofrequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0 T MRI. Dentomaxillofac Radiol. 41: 668–674, 2012.
96. 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. Dent Mater. 28(1): 44-56, 2009.
97. Nağaç, I.Ç., Ergün, G., Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. Giresun Ü Diş Hek Fak Derg. 25(3): 51-60, 2008.
98. Naylor WP. Introduction to Metal Ceramic Technology. Quintessence Publishing Co Inc. Illinois.1992.
99. Ng, S., Anisotropic Nanoparticles of Precise Microstructure Polyolefins. Chem Commun. 48: 9153-9155, 2012.
100. O'Brien, W.J., Dental Materials and Their Selection, 4th ed. Quintessence Publishing Co Inc. Chicago. 2008.

101. Oyar, O., Gülsoy, U.K., Tıbbi Görüntüleme Fiziği. Rekmay Basım. Ankara. 2003.
102. Oyar, O., Magnetik Rezonans Görüntüleme (MRG)'nin Klinik Uygulamaları ve Endikasyonları. Harran Ü Tıp Fak Derg. 5(2): 31-40, 2008.
103. Ottl, P., Lauer, H.C., Temperature response in the pulpal chamber during ultrahigh-speed tooth preparation with diamond burs of different grit. J Prosthet Dent. 80:12–19, 1998.
104. Özcan, M., Fracture reasons in ceramic-fused-to-metalrestorations. J Oral Rehabil. 30: 265-269, 2003.
105. Özkan, Y., Uludamar, A., Evren, B.A., Gözneli, R., Metal-Seramik Sistemlerde Estetik Başarıyı Sağlamak İçin Önerilen Teknikler. Cumhuriyet Dent J. 15(4): 348-356, 2012.
106. Picconi, C., Maccauro, G., Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomater. 20: 1-25, 1999.
107. Pjetursson, B.E., Bragger, U., Lang, N.P., Zwahlen, M., Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implantsupported FDPs and single crowns (SCs). Clin Oral Implants Res. 19: 326-8, 2007.
108. Pohto, M., Scheinin, A., Microscopic observations on living dental pulp. II. The effect of thermal irritants on the circulation of the pulp in the lower rat incisor. Acta Odontol Scand. 16: 315–327, 1958.
109. Pourbaix, M., Electrochemical Corrosion Of Metallic Biomaterials. Biomater. 3: 122-134, 1984.
110. Powers, J.M., Sakaguchi, R.L., Craig's restorative dental materials. 12th ed. Mosby Co Inc. USA. 2006.

111. Powers, J.M., Wataha, J.C., Dental materials properties and manipulation. 9th Ed. Mosby Elsevier. St Louis. 2008.
112. Raigrodski, A.J., Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am. 48: 531-44, 2004.
113. Ramsköld, L.O., Fong, C.D., Strömberg, T., Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. J Endod. 23: 96–100, 1997.
114. RizoIU, I., Kohanghadosh, F., Kimme, Al., Eversole, L.R., Pulpal thermal responses to an erbium, chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 86: 220-223, 1998.
115. Rosenstiel, S.F., Jonston, W.M., The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. J Prosthet Dent. 60: 297-303, 1988.
116. Rosentiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J., Fiber Reinforced Composite Fixed Prosthesis. Contemporary Fixed Prosthodontics. Ed. Dolan, J., 4th ed. Elsevier Mosby. St.Louis. 2006: 830-40.
117. Saito A., Komine F., Blatz M.B., Matsumura H., A Comparison of Bond Strength of Layered Veneering Porcelains to Zirconia and Metal. J Prosthet Dent. 104: 247-57, 2010.
118. Sarkar, N.K., Greener, E.H., In Vitro Corrosion Resistance Of New Dental Alloys. Biomater Med Dev Artif Org. 1: 121-129, 1973.
119. Schnablegger, H., Singh, Y., The SAXS Guide: Getting Acquainted with the Principles. Third Ed. Anton Paar GmbH. Austria. 2013.
120. Schley, J.S., Heussen, N., Reich, S., Fischer, J., Haselhuhn, K., Wolfart, S., Survival probability of zirconia-based fixed dental

- protheses up to 5 yr: A systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci.* 118: 443-450, 2010.
121. Scurria, M.S., Bader, J.D., Shugars, D.A., Meta-analysis of fixed partial denture survival: Protheses and abutments. *J Prosthet Dent*, 79: 459-64. 1998.
  122. Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 9th ed. Quintessence Publishing Co Inc. Chicago. 1997.
  123. Shimoe S., Tanoue N., Yanagida H., Atsuta M., Koizumi H., Matsumura H., Comparative Strength of Metal-Ceramic and Metal-Composite Bonds After Extended Thermocycling. *J Oral Rehabil.* 31(7): 689-94, 2004.
  124. Singh, M., Sinha, I., Singh, A.K., Mandal, R.K., LSPR and SAXS Studies of Starch Stabilized Ag-Cu Alloy Nanoparticles. *Colloids Surf A Physicochem Eng Asp J.* 384: 668-674, 2011.
  125. Sipahi, C., Özcan, M., Interfacial Shear Bond Strenght between Different Base Metal Alloys and Five Low Fusing Feldspathic Ceramic Systems. *Dent Mater.* 31(3): 333-337, 2012.
  126. Starcukova, J., Starcuk, Z., Hubalkova,H., Linetskiy, I., Magnetic Susceptibility and electrical conductivity of metallic dental materials and their impact o MR imaging artifacts. *Dent Mater.* 24: 715-723, 2008.
  127. Suttor, D., Bunke, K., Hoescheler, S., Hauptmann, H., Hertlein, G., LAVA-the system for all-ceramic ZRO2 crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent.* 4: 243-62, 2001.
  128. Sundh, A., Sjorgen, G., A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core

- thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* 31: 682-8 2004.
129. Suyalatu, Nomura, N., Oya, K., Tanaka, Y., Kondo, R., Doi, H., Tsutsumi, Y., Hanawa, T., Microstructure and magnetic susceptibility of as-cast Zr–Mo alloys. *Acta Biomaterialia.* 6: 1033–1038, 2010.
130. Şener, I.D., Türker, Ş.B., Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg.* 19(1): 61-67, 2009.
131. Tamam, E., Aydın, A.K., Bilgiç, S., Electrochemical corrosion and surface analyses of a ni-cr alloy in bleaching agents. *J Prosthodont.* Oct; 23(7): 549-58, 2014.
132. Taylor, A., *J Inst Metals.* 77: 585, 1950.
133. Theunissen, G.S.A.M., Bouma, J.S., Winnubst, A.J.A., Burggraaf, A.J., Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci.* 27: 4429-38, 1992.
134. Tinschert, J., Schulze, K.A., Natt, G., Latzke, P., Heussen, N., Spiekermann, H., Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont.* 21: 217-222, 2008.
135. Toptan, F., Alves, A.C., Henriquez, B., Sauza, J.C.M., Coelho, R., Silva, F.S., Rocha, L.A., Ariza, E., Influence of the processing route of porcelain/Ti–6Al–4V interfaces on shear bond strength. *J Mech Behv Biomed Mater.* 20: 327-337, 2013.
136. Tosun, T., Zirkonyum oksit seramikleri ve diş hekimliğinde kullanım alanları. *Dentalife.* 22: 18-27, 2007.
137. Trindade, F.Z., Anami, C.A., Costa Lima, J.M., Vasconcellos, L.G.O., Balducci, I., Júnior, L.N., Bottino, M.A., The Effect of a Bonding Agent and Thermomechanical Cycling on the Bond Strength of a

- Glass-Ceramic to Gold and Cobalt-Chromium Alloys. *App Adhes Sci.* 2: 16, 2014.
138. Trzaskowski, J., Rabe, C., Vogtt, K., Krumova, M., Goerigk, G. Ballauff, M., Meck Ng, S., Anisotropic Nanoparticles of Precise Microstructure Polyolefins. *Chem Commun.* 48: 9153-9155, 2012.
139. Tuncel, E., *Klinik Radyoloji. 2. Baskı, Nobel & Güneş Tıp Kitabevi. Bursa. 2008.*
140. Tymofiyeva, O., Vaegler, S., Rottner, K., Boldt, J., Hopfgartner, A.J., Proff, P.C., Richter, E.J., Jakob, P.M., Influence of dental materials on dental MRI. *Dentomaxillofacial Radiol.* 42: 20120271, 2013.
141. Uzun, I.H., Bayındır, F., Dental Uygulamalarda Titanyum Ve Özellikleri. *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg.* 20(2): 213-220, 2010.
142. Ün, H., Malzeme bilgisi: Sertlik. *Pamukkale Ü İnş Müh Böl. Denizli. 2007.*
143. Vasquez, V.Z.C., Özcan, M., Kimpara, E.T., Evaluation of Interface Characterization and Adhesion of Glass Ceramicsto Commercially Pure Titanium and Gold Alloy After Thermal and Mechanical Loading. *Dent Mater.* 25: 221-231, 2009.
144. Vidotti, H.A., Pereira, J.R., Insaurralde, E., Almeida, A.L.P.F., Valle, A.L., Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. *J Dent.* 41: 307–312, 2013.
145. Vincent, F., Figlarz, M., Quelques precisions surles parametres cristallins et lintensite des raies debye-scherrer du cobalt cubique et du cobalt hexagonal. *C R Hebd Seances Acad Sci.* 264C: 1270, 1967.

146. Wataha, J.C., Alloys For Prosthodontic Restorations. J Prosthet Dent. 87: 351-63, 2002.
147. Wataha, J.C., Biocompatibility Of Dental Casting Alloys: A Review. J Prosthet Dent. 83: 223-234, 2000.
148. Wataha, J.C., Lockwood, P.E., Release Of Elements From Dental Casting Alloys Into Cellculture Medium Over 10 Months. Dent Mater. 14: 158-163, 1998.
149. Wataha, J.C., Messer, R.L., Casting alloys. Dent Clin North Am. 48: 499-512, 2004.
150. Wataha, J.C., Principles Of Biocompatibility For Dental Practitioners. J Prosthet Dent. 86: 203-209, 2001.
151. White, S.N., Miklus, V.G., McLaren E.A., Lang, L.A., Caputo, A.A., Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent. 94: 125- 131, 2005.
152. Xiang, N., Xin X.Z., Chen, J., Wei, B., Metal Ceramic Bond Strength of Co-Cr Alloy Fabricated by Selective Laser Melting. J Dent. 40: 453-457, 2012.
153. Yalım, B.B., Türker, Ş.B., Klinikte Tam Seramik Sistemler. Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg. Supplement 5: 76-90, 2012.
154. Yalnizoğlu, D., Hirfanoğlu, T., Serdaroğlu, A., Turanlı, G., Topçu, M., Çocukluk Çağında Dirençli Epilepsi: Epilepsi Cerrahisi Öncesi Değerlendirme ve Tedavi Yaklaşımları. Epilepsi. 18: 7-14, 2012.
155. Yamamoto, M., Metal-Ceramics. Quintessence Publishing Co Inc. Chicago, Berlin, Rio de Janerio, Tokyo. 1985.
156. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Kurt, E., Baybek, B., Tam porselen sistemleri II. Gazi Ü Diş Hek Fak Derg. 22(1): 41-60, 2005.

157. Yıldırım, D., Psikiyatrik Hastalıklarda Radyolojik Görüntüleme: Yeni Gelişmeler. Psikiyatride Güncel Yaklaşımlar. 2(3): 333-361, 2010.
158. Yıldırım, M.P., Bayındır, F., Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg. 23(3): 430-435, 2013.
159. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A.E., Aksu, L., Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Ü Diş Hek Fak Yay. Yayın No:17. Ankara. 1993.
160. Zaimoğlu, A., Can, G., Sabit Protezler. Ankara Ü Diş Hek Fak Yay. Yayın No: 31. Ankara. 2011.
161. Zarone, F., Russo, S., Sorrentino, R., From Porcelain-to-Metal to Zircona: Clinical and Experimental Considerations. Dent Mater. 27: 83-96, 2011.
162. Zhang, C., Ye, J., Zhang, Y., Liao, J., Li, B., Effect of Titanium Preoxidation on Wrought Pure Titanium to Ceramic Bond Strength. J Prosthet Dent. 109: 106-112, 2013.