

RADYOTERAPİNİN FARKLI DOZLARININ SÜT DİŞLERİNİN  
MİNERAL İÇERİĞİNE VE POLIASİT MODİFİYE REZİN  
KOMPOZİTİN BAĞLANMA GÜCÜ ÜZERİNE ETKİSİ

Sultan KELEŞ

Pedodonti Anabilim Dalı

Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Yücel YILMAZ

Doktora Tezi-2013

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

**RADYOTERAPİNİN FARKLI DOZLARININ  
SÜT DİŞLERİNİN MİNERAL İÇERİĞİNE VE  
POLİASİT MODİFİYE REZİN KOMPOZİTİN  
BAĞLANMA GÜCÜ ÜZERİNE ETKİSİ**

**Sultan KELEŞ**

**Pedodonti Anabilim Dalı  
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Yücel YILMAZ**

**ERZURUM  
2013**

**T.C.**  
**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**PEDODONTİ ANABİLİM DALI**

**RADYOTERAPİNİN FARKLI DOZLARININ SÜT DİŞLERİNİN**  
**MİNERAL İÇERİĞİNE VE**  
**POLİASİT MODİFİYE REZİN KOMPOZİTİN BAĞLANMA GÜCÜ**  
**ÜZERİNE ETKİSİ**

**Sultan KELEŞ**

**Tez Savunma Tarihi** : 24. 04. 2013

**Tez Danışmanı** : Prof. Dr. Yücel YILMAZ (Atatürk Üniversitesi)

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Zuhâl KIRZIOĞLU(Süleyman Demirel Üniversitesi)

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Yüksel ÖZDEMİR (Atatürk Üniversitesi)

**Jüri Üyesi** : Yrd. Doç. Dr. Sera DERELİOĞLU(Atatürk Üniversitesi)

**Jüri Üyesi** : Yrd. Doç. Dr. Orhan SEZEN (Atatürk Üniversitesi)

**Onay**

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Doktora tezi** olarak kabul edilmiştir.

**Prof. Dr. Yavuz Selim SAĞLAM**  
Enstitü Müdürü

**Doktora Tezi**  
**ERZURUM-2013**

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	V
ÖZET .....	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	X
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	2
2.1. Radyoterapide Kullanılan Megavoltaj Cihazları .....	3
2.2. Simülasyon Cihazı .....	3
2.3. Çocukluk Dönemi Kanserleri .....	5
2.4. Baş-Boyun Bölgesinde Görülen Maligniteler.....	7
2.5. Diş Minesinin ve Dentininin Yapısı .....	11
2.5.1. Mine .....	11
2.5.1.1. Mine-Dentin Sınırındaki Oluşumlar .....	14
2.5.1.2. Mine Yüzeyi ve Üzerindeki Oluşumlar .....	14
2.6. Dentin.....	15
2.6.1. Dentin Tiplerinin Yapısal Özellikleri .....	16
2.7. Diş Sert Dokularındaki Mineraller ve Mineral İçerik Analizlerinde Kullanılan Analitik Teknikler .....	17
2.8. Spektroskopik Yöntemler .....	19
2.8.1. İndüktif Eşleşmiş Plazma-Optik Emisyon Spektroskopisi (ICP-OES) .....	19
2.9. Diş Sert Dokularına Restoratif Materyal Adezyon ve Adezyon Prensipleri .	20
2.10. Radyoterapinin Mine ve Dentin Dokusunun Embriyolojik Oluşumu Sırasındaki Etkileri .....	22

2.11. Radyoterapinin Mine ve Dentin Dokusunun Histolojik, Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri Üzerine Etkileri .....	23
2.12. Radyoterapinin Mine ve Dentin Dokusuna Restoratif Materyallerin Bağlanmaları Üzerine Etkileri .....	24
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>26</b>
3.1. Test İşlemlerinde Kullanılacak Dişlerin Dahil Edilme Kriterleri .....	27
3.1.2. Dişlerin Hariç Tutulma Kriterleri .....	27
3.2. Çalışmanın Deney Akışı .....	27
3.2.1. Çalışmada Kullanılacak Olan Dişlerin Toplanması.....	29
3.2.2. Dişlerin Kural Yüzeylerinden Plak ve Kalıntıların Temizlenmesi .....	29
3.2.3. Çalışmada Kullanılacak Olan Dişlerin Gruplandırılması .....	30
3.2.4. Dişlere radyoterapi uygulanması .....	31
3.2.5. Radyoterapi Uygulanmamış ve Farklı Dozlarda Radyoterapi Uygulanmış Süt Azı Dişlerinin ICP-OES Analizi .....	33
3.2.6. Radyoterapi uygulanmamış ve farklı dozlarda radyoterapi uygulanmış süt azı dişlerinde Poliasit Modifiye Resin Kompozit resin için Mikrogerilim Uygulaması Yapılacak Olan Grupların Hazırlanması, Termal Siklus Uygulaması, Mikrotensil Preperasyonu, Mikrogerilim Testi ve Başarısızlık Şekillerinin Değerlendirilmesi.....	38
3.2.6.1. Mine Örneklerinin Hazırlanması .....	38
3.2.6.2. Dentin Örneklerinin Elde edilmesi .....	40

3.2.7.	Mikrogerilim Testlerinin Yapılması .....	41
3.2.8.	Steromikroskop Değerlendirmesi.....	42
3.2.9.	SEM Değerlendirmesi.....	42
3.2.10.	İstatistiksel Analiz.....	43
<b>4.</b>	<b>BULGULAR.....</b>	<b>44</b>
4.1.	Radyoterapi Uygulanmamış ve Farklı Dozlarda Radyoterapi Uygulanmış Süt Azı Dişlerinin ICP-OES Analizi Bulguları.....	44
4.2.	Diş Sert Dokularından Elde Edilmiş Olan Elementlerin Tım Gruplara Göre Grafiksel Değerlendirmeleri.....	48
4.3.	Radyoterapi Uygulanmamış ve Farklı Dozlarda Radyoterapi Uygulanmış Süt Azı Dişleri Mine ve Dentin ubuklarının Mikrogerilim Testi ve Başarısızlık Şekillerinin Değerlendirme Bulguları .....	67
4.3.1.	Mikrogerilim Testi Bulguları .....	67
4.3.1.1.	Mine ubukları İçin Mikrogerilim Testi Bulguları .....	67
4.3.1.2.	Dentin ubukları İçin Mikrogerilim Testi Bulguları.....	68
4.4.	Radyoterapi Uygulanmamış ve Farklı Dozlarda Radyoterapi Uygulanmış Mine ve Dentin Yüzeylerine Kompomer Rezin Bağlanmasında Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	69
4.4.1.	Mine-Kompomer Rezin ubukları İçin Başarısızlık Şekillerinin Değerlendirilmesi.....	70
4.4.2.	Dentin-Kompomer Rezin ubukları İçin Başarısızlık Şekillerinin Değerlendirilmesi.....	71
4.5.	Mine- ve Dentin-Kompomer Rezin ubuklarının Başarısızlık	

Şekillerinin SEM İncelemesi .....	72
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>75</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>89</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>90</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>109</b>
<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>109</b>
<b>EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU .....</b>	<b>110</b>
<b>EK-3. ICCC'YE (INTERNATIONAL CLASSİFİCATION OF CHILDHOOD CANCER) GÖRE YİRMİ YAŞ ALTINDAKİ ÇOCUKLUK DÖNEMİ KANSER TİPLERİNİN SINIFLAMASI VE GÖRÜLME YÜZDELERİ.....</b>	<b>111</b>

## **TEŐEKKÖR**

Ana Bilim Dalı BaŐkanım ve Tez DanıŐmanım Prof. Dr. Yücel YILMAZ'a (Atatürk Üniversitesi, Erzurum), tez izleme komitemde bulunan Yrd. Doç. Dr. Sera ŐİMŐEK DERELİÖĞLU'na (Atatürk Üniversitesi, Erzurum), mineral içerik analizlerinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Yüksel ÖZDEMİR'e (Atatürk Üniversitesi, Erzurum), radyoterapi uygulamalarının yapılmasında bütün katkılarını sunan Yrd. Doç. Dr. Orhan SEZEN'e (Atatürk Üniversitesi, Erzurum), istatistiksel analizlerdeki sorularımıza sabırla yanıt verebilen Prof. Dr. Ömer AKBULUT'a (Atatürk Üniversitesi, Erzurum), ve çalıŐmalarım boyunca desteğini esirgemeyen bu günlere gelmemi sağladıklarına inandığım aileme teŐekkÖrü bir borç bilirim.

Sultan KELEŞ

## ÖZET

### **Radyoterapinin Farklı Dozlarının Süt Dişlerinin Mineral İçeriğine ve**

### **Poliasit Modifiye Rezin Kompozitin Bağlanma Gücü Üzerine Etkisi**

**Amaç.** Bu in vitro çalışmada, tedavi için kullanılan farklı dozlardaki radyasyon uygulamalarının süt dişi elementer içeriğine ve mine ve dentin sert dokularına kompomer rezinin bağlanma güçlerine etkisi karşılaştırılmıştır.

**Materyal ve Metot.** Çalışma için toplam 70 adet insan süt azı dişi kullanılmış ve dişler eşit sayıda 7 guba ayrılmıştır. Kontrol grubu dışında, gerikalan gruplara 10 Gy'den 60 Gy'ye kadar radyasyon uygulanmıştır. Her bir gruptan 5 dişe elementer analiz ve geri kalan 5 diştten elde edilen mine ve dentin çubukları-kompomer rezin için mikrogerilim testi uygulanmıştır. Başarısızlık şekilleri SEM altında görüntülenmiştir. Elde edilen veriler tek-yönlü ANOVA, tek-yönlü Kruskal-Wallis varyans analizi ve Mann Whitney U testleriyle karşılaştırılmıştır.

**Bulgular.** Radyasyon Zn, Pb, Ni, Fe, Cu, Cr, Cd gibi ağır elementlerde %21.4 "anlamsız", %31 "azalma-anlamli" ve %47.6 "artış-anlamli" değişikliklere neden olmuş; Ca, K, Mg, Na, P gibi dişlerde bulunan major elementlerde %26.7 "anlamsız" ve "artış-anlamli" ve %46.6 "azalma-anlamli" değişikliklere neden olmuştur. Radyoterapi, mikrogerilim için, mine-kompomer rezin gruplarında farklılık oluşturmazken ( $P>0.05$ ), dentin-kompomer rezin gruplarında farklılık oluşturmuştur ( $P<0.05$ ). Ek olarak, hem mine- hem de dentin-kompomer rezin başarısızlıkları gruplar arasında anlamlı bulunmamış ve baskın şekilde "adeziv" not edilmiştir.

**Sonuç.** Bu çalışmanın sınırları içinde, radyoterapinin farklı dozlarının uygulamaları süt dişi kuronal sert dokularının mineral içeriklerinde anlamlı değişiklikler yaratmıştır. Bağlanma güçleri bakımından ise, mine ile karşılaştırıldığında, dentin dokusundaki etkilenme daha anlamlıdır.

**Anahtar Kelimeler:** ICP-OES analizi, kompomer rezin, pedodonti, radyoterapi, süt dişi.

## ABSTRACT

### **Effects of Various Doses of Radiation on Primary Tooth Elemental Composition and Microtensile Bond Strengths of Compomer to Tooth Hard Tissues**

**Aim.** In this in vitro study, effects of various doses of radiation using for treatments used on primary tooth elemental composition and microtensile bond strengths of compomer to tooth hard tissues were compared.

**Material and Method.** For the study, 70 intact primary molars were collected and divided into 7 groups equally. With the exception of control group, teeth were irradiated with the doses from 10 Gy to 60 Gy. Five teeth from each group used for the elemental analysis, and 5 teeth from each group were used microtensile bond strengths of compomer to tooth hard tissues. Failure modes were evaluated under stereomicroscope and micrographed under SEM. The data obtained was analysed one-way ANOVA, Kruskal-Wallis one-way analysis of variance and Mann-Whitney U tests were compared.

**Results.** Radiation Zn, Pb, Ni, Fe, Cu, Cr, Cd, 21.4% of heavy elements, such as "insignificant", 31% "decrease-significant" and 47.6% "increase-significant" changes have caused, Ca, K, Mg, Na, the major elements such as P and 26.7% in the teeth "insignificant" and "significant increase," and 46.6% "decrease-significant" led to changes. Radiotherapy for microgerilim, enamel-compomer resin not create different groups ( $P > 0.05$ ), compomer resin-dentin consisted of different groups ( $P < 0.05$ ). In addition, compomer and resin-enamel-dentin failures as well as between groups and the dominant does not have the "adhesive" has been noted.

**Conclusion.** Within the limits of this study, different doses of irradiation applications occurred significant changes in primary teeth coronally hard tissue mineral content. In terms of the microtensile bond strength, compared to enamel, dentin tissue affected more significantly.

**Key Words:** ICP-OES analysis, compomer resin, pedodontic's, radiotherapy, primary teeth.

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

- AAS** : Atomik Absorpsiyon Spektroskopisi (Atomic Absorption Spectroscopy)
- ALL** : Akut lenfoblastik lösemi
- EDPXRf** : Enerji Dağılımlı X-Işını Floresansı ( Energy Dispersive X-ray Fluorescence)
- Gy** : Gray
- ICCC** : Uluslararası Çocukluk Kanseri Sınıflaması (International Classification of Childhood Cancer)
- ICP-MS** : İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma Optik Emisyon Kütle Spektroskopisi (Inductively Coupled Plasma Mass Spectroscopy)
- ICP-OES** : İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma Optik Emisyon Spektroskopisi (Inductively Coupled Plasma Optic Emission Spectroscopy)
- KV** : Kilo volt
- LA-ICP-MS** : Lazer Ablasyonu İndüktif Olarak Eşleşmiş Plazma-Kütle Spektroskopisi (Laser Ablation- Inductively Coupled Plasma–Mass Spectrometry)
- LINAC** : Lineer Hızlandırıcı (Linear Accelerator)
- MeV** : Megaelektron volt
- MPa** : Megapaskal
- µm** : Mikrometre
- PIXE** : Particle Induced X-ray Emission
- SXRF** : Synchrotron X-ray Fluorescence
- SEA** : Self Etch Adeviz

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Çalışmanın Deney Akışı.....	29
Şekil 3.2. Radyoterapi için çene modelleri üzerine yerleştirilmiş dişler.....	30
Şekil 3.3. Lineer Hızlandırıcı .....	31
Şekil 3.4. Radyoterapi Uygulaması .....	31
Şekil 3.5. Oluşturulmuş olan 6 adet çene modeli .....	32
Şekil.3.6. Radyoterapi uygulaması yapılmakta olan çene modelleri.....	32
Şekil 3.7. Binder etüv .....	33
Şekil 3.8. Spex örnek öğütme değirmeni.....	33
Şekil 3.9. Dişin değirmene yerleştirilme şekli.....	34
Şekil 3.10. Dişin toz haline getirilmiş şekli.....	34
Şekil 3.11. Örnek kapları .....	35
Şekil 3.12. Örnek kaplarının mikrodalga ünitesine yerleştirilmesi .....	35
Şekil 3.13. ICP OES spektrofotometresi .....	36
Şekil 3.14. Mine ve dentin çubuklarının elde edilmesi .....	40
Şekil 3.15. Mikrotensil Test Cihazı .....	41
Şekil 3.16. Mine ve dentin-kompomer rezin çubuklarının elde edilişi ve Mikrogerilim testi şematik görünümü.....	42
Şekil 4.2.1. Al elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.....	48
Şekil 4.2.2. B elementine ait radyoterapi dozu konsantrasyon değişim grafiği .....	49
Şekil 4.2.3. Ca elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği .....	50
Şekil 4.2.4. Cd elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği .....	51

<b>Şekil 4.2.5.</b>	Cr elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.....	52
<b>Şekil 4.2.6.</b>	Cu elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği....	53
<b>Şekil 4.2.7.</b>	Fe elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.....	54
<b>Şekil 4.2.8.</b>	K elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.....	55
<b>Şekil 4.2.9.</b>	Mn elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği ...	56
<b>Şekil 4.2.10.</b>	Mg elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği ...	57
<b>Şekil 4.2.11.</b>	Na elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği....	58
<b>Şekil 4.2.12.</b>	Ni elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiğ.....	59
<b>Şekil 4.2.13.</b>	P elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.....	60
<b>Şekil 4.2.14.</b>	Pb elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.....	61
<b>Şekil 4.2.15.</b>	S elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.....	62
<b>Şekil 4.2.16.</b>	Zn elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.....	63
<b>Şekil 4.2.17.</b>	Mo elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği....	64
<b>Şekil 4.3.1.</b>	Mine çubuklarının SEM mikrograf görüntüleri.....	72
<b>Şekil 4.3.2.</b>	Dentin çubuklarının SEM mikrograf görüntüleri.....	73
<b>Şekil 4.3.3.</b>	Diş sert dokusu restoratif materyal ara yüzleri.....	74

## TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
<b>Tablo 2.1.</b> Yaygın Çocukluk Dönemi Kanserlerinde Genel Olarak Uygulanan Tedavi Biçimleri.....	7
<b>Tablo 2.2.</b> Baş boyun bölgesinde görülen bazı tümörler ve tedavi yöntemleri.....	10
<b>Tablo 3.1.</b> Metallerin, dalga boyları ve okuma aralıkları.....	37
<b>Tablo 4.1.1.</b> Farklı doz radyoterapi uygulamalarında kural diş sert dokularındaki mineral içerik ortalama ve standart sapmaları [mg/kg (ppm)].....	46
<b>Tablo 4.1.2.</b> Kontrol ve Radyoterapi gruplarındaki Süt azı dişlerinden elde edilmiş olan her bir elementin gruplar arası Kruskal Wallis varyans analiz değeri, anlam seviyeleri ve farklılıkların kaynaklandığı gruplar .....	47
<b>Tablo 4.1.3.</b> Kontrol Grubu İçi ve Kontrol Grubu-Radyasyon Uygulanmış Gruplardaki Örneklerin Elementer Korelasyonu.....	66
<b>Tablo 4.3.1.</b> Mine ve Dentin İçin Mikrogerilim Ortalama (MPa) ve Standart Sapmaları (MPa).....	68
<b>Tablo 4.4.1.</b> Mine ve dentin-kompomer rezin çubuklarda kontrol grubu ile radyoterapi uygulanmış grupların başarısızlık şekilleri.....	69
<b>Tablo 4.4.2.</b> Minedeki grupların ikişerli karşılaştırması sonucu elde	

edilen Mann-Whitney U Değerleri ve Önem seviyeleri.....70

**Tablo 4.4.3.** Dentindeki grupların ikişerli karşılaştırması sonucu elde

edilen Mann-Whitney U Değerleri ve Önem seviyeleri .....71

# 1.GİRİŞ

Dokular ve hücreler için zararlı olan radyasyon, özellikle kötü huylu lezyonların tedavisinde kemoterapi ve cerrahi ile kombine edilerek kullanıldığında, insan sağlığı için yararlı olabilmektedir.<sup>1</sup> Radyoterapinin, kemoterapiye kıyasla daha az yan etkisi olduğu belirtilmiş olmasına rağmen, yine de yan etkileri mevcuttur.<sup>1</sup> Radyoterapi uygulamalarında, tedavinin uygulandığı bölgede yanma, kızarma gibi yan etkilere ilaveten uygulanan bölgeye göre değişen lokal yan etkiler de görülebilir.<sup>1</sup> Örneğin, karın bölgesine uygulanan radyoterapilerde bulantı, kusma görülürken<sup>1</sup>, baş boyun bölgesine uygulanan radyoterapilerde parotis bezinde hasara bağlı olarak tükürük azalması, radyasyon çürükleri gibi yan etkiler görülebilmektedir.<sup>2-4</sup> Ancak, meydana gelen çürüklerin etyopatogenezi tartışmalıdır.<sup>5</sup> Radyasyon çürüklerinin oluşma nedeni olarak, hasar gören tükürük bezlerinin atrofisinden kaynaklı tükürük azalması belirtilmektedir.<sup>6</sup> Bununla beraber, radyoterapiye maruz kalmış dişlerin elementer içeriklerinin nasıl değiştiği ve bu durumun çürük oluşumundaki rolü üzerinde görüş birliği yoktur.<sup>5</sup> Radyasyonun insan süt dişlerinin elementer yapısı ve bu dişlerin mine ve dentin sert dokularına rezin materyal bağlanması üzerine çalışılmamıştır. Bu nedenle, bu çalışmada iki hipotez test edilmiştir:

- Hipotez-I: Tedavi edici dozlar olan 10 Gy'den-60 Gy'e kadar değişen radyasyon uygulanmış insan süt azı dişlerinde elementer analizde farklılık yoktur.
- Hipotez-II: Radyasyonun insan süt azı dişlerinin mine ve dentin sert dokularına poliasit modifiye kompozit rezinin (kompomer) mikrogerilimi üzerine ve başarısızlık şekilleri üzerine etkisi yoktur.

## 2.GENEL BİLGİLER

İyonize radyasyon, tıpta 1895'te Röntgen'in<sup>7</sup> X-ışınlarını ve Curie'nin<sup>8</sup> 1898'de radyum elementini bulmasından beri kullanılmaktadır. Radyoterapinin kullanımı yan etkilerinin fazla olmasından dolayı, 1920'lere kadar etkili bir şekilde olamamıştır.<sup>9</sup>

Radyoterapi, kanser tedavisinde X-ışınları, gama ( $\gamma$ ) ışınları ve elektronlar gibi iyonize radyasyonun kullanıldığı tedavi yöntemidir.<sup>10</sup> Radyoterapinin amacı, tanımlanmış bir tümör kitlesine çevredeki sağlıklı dokuya olabildiğince en az zarar vererek belirlenmiş dozlarda tedavi sağlamaktır.<sup>9</sup>

1934'de, Cautard<sup>8</sup>, günümüzdeki radyoterapinin temelini teşkil eden doz-zaman ilişkisini baz alan uzun süreli fraksiyonel tedavi tekniğini geliştirmiştir. 1943 yılında, Betatron cihazı, 1951'de Co-60 teleterapi ünitesi, 1952 yılında lineer hızlandırıcı geliştirilmiştir.<sup>11</sup> Günümüzde, yoğunluk ayarlı ve multileaf (çok yapraklı) kolimatörlü radyoterapi cihazları kullanılmaktadır.<sup>11</sup>

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre iki gruba ayrılır:

1. Elektromanyetik radyasyonlar (X-ışınları ,  $\gamma$ - Işınları)
2. Parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar)

### **Radyoterapi, uygulama şekillerine göre 3 gruba ayrılır;**

**1. Eksternal Tedavi** (Uzak Mesafeden Yapılan Tedavi): Kaynak ile hasta cildi arasındaki uzaklık 5-350 cm'dir. X-ışınları, Co-60,  $\gamma$ -ışınları ve parçacık şeklindeki (genellikle elektronlar) radyasyonlar kullanılır.<sup>12</sup> Lineer hızlandırıcı veya Co-60 gibi cihazlarla hastaya radyasyonun dışarıdan verildiği tedavi şeklidir. Tedavi planlaması yapıp, hastanın hangi bölgesine ne kadar doz verileceği planlanır. Hasta simülasyon cihazına sokularak tedavi alanı görüntülenir.<sup>1</sup> Tedavide aynı bölgeye aynı dozu vermek

önemlidir. Tedavi süresi, kanserin türüne, evresine ve hastanın sağlık durumuna göre 1 günden 8 haftaya kadar değişebilir.<sup>1</sup>

**2. Brakiterapi** (Yakın Mesafeden Yapılan Tedavi): Eksternal radyoterapiye göre daha yakından uygulanan tedavi şeklidir.<sup>1</sup> Kanserli bölgelere uygulanacak dozun yeterli olmadığı ve dozun artırılmak istendiği durumlarda uygulanır.  $\beta$ -parçacıkları ve  $\gamma$ -ışınları veren kapalı kaynaklar kullanılır.<sup>13</sup> Brakiterapi, kanserli hücreleri yok edici olan ışınları bir kaynak içinde direkt kanserli organın içine yerleştirerek (intertisyel) veya vücut boşluklarına (intrakaviter) yerleştirerek uygulanır.<sup>1</sup>

**3. İnternal Tedavi** (Sıvı ve Koloidal Radyoizotoplar Vücuda Uygulanır).  $\beta$  parçacıkları ve  $\gamma$  ışınları veren açık kaynaklar kullanılır.<sup>13</sup>

### **2.1. Radyoterapide Kullanılan Megavoltaj Cihazları**

Radyoterapide kullanılan cihazlar enerjileri 1000 Kilovolt (KV)'tan büyük olan yüksek enerjili cihazlardır. Megavoltaj makineler, radyasyon onkoloğunun cilde aşırı bir doz vermeden vücudun içindeki tümörlerin tedavisini sağlarlar. En sık kullanılan tipler Co-60 ve lineer hızlandırıcılarıdır.<sup>13</sup> Bununla beraber, radyoterapi uygulamalarından önce simülasyon cihazı kullanılarak hedef hacmin bulunduğu tedavi alanı görüntülenir.<sup>13</sup>

### **2.2. Simülasyon Cihazı**

Simülâtör, bir tedavi cihazının geometrik, mekanik ve optik özelliklerini üreten özel bir X-ışını cihazıdır. Simülasyon cihazı, radyoterapi planlamasında çok önemli hassasiyet ve kolaylık sağlar.<sup>13</sup>

Simülâtör cihazının temel fonksiyonu<sup>13</sup>;

-target volümün saptanması, target volümün ve çevre dokuların ilişkisinin belirlenmesi,

-tedavi planının ve koruma alanlarının floroskopik ve radyografik olarak görüntülenmesidir.

### **Co-60 Cihazı**

1950'li yılların başında tanıtılan Co-60 bugün de kullanılmaktadır.<sup>13</sup> Co-60 kaynağı doğal Co-59 elementinin nötronlar ile bombardıman edilmesi sonucu yapay olarak elde edilen radyoaktif bir elementtir. Kaynağı; 2 cm çapında ve 2 cm yüksekliğinde silindir şeklinde olup ortalama 1.25 MeV enerjiye sahiptir. Ortalama ömrü ise 5.27 yıldır. Bu makinede özel dizayn edilmiş kurşun bir koruyucu içinde Co-60 radyoaktif kaynağı vardır. Tedavi esnasında ise, kaynak koruyucu bloktan çıkar ve açma-kapama penceresi önüne gelir. Kolimatör ise, pencerenin açılıp,  $\gamma$ -ışınının koruyucu bloktan yayınlanması durumunda, ışın sahasının genişliğini ayarlamaya yarar.<sup>13</sup>

### **Lineer Hızlandırıcı (LINAC)**

Lineer hızlandırıcılar, (6 MV - 25 MV) lineer bir tüp içinde yüklü parçacıkları hızlandırarak yüksek enerji seviyelerine çıkarmak için yüksek frekansta elektromagnetik dalgalar kullanan cihazlardır. Konvansiyonel X-ışını tüplerinde elektronların 400 KV'den fazla hızlandırılmaları mümkün değildir. Bu nedenle, lineer hızlandırıcı cihazlarında yüksek frekanslı manyetik dalga odacıkları kullanılır. Bu şekilde elektronların manyetik alandan etkilenerek hızlanması sonucu, yüksek kinetik enerji kazanmaları mümkün olur. Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar direkt olarak tedavide kullanılabileceği gibi bir hedefe çarptırılarak yüksek enerjili X-ışınları da elde edilebilir. Bu şekilde 4.0-25.0 MeV enerjisinde elektronlar ve hedefe çarptırılmak suretiyle 4.0-25.0 MV enerjisinde X-ışınları elde edilir.<sup>14, 15</sup>

Lineer akseleratörler X-ışınları ile toraks, batin, pelvis içindeki derin organ tümörlerinin kanserleri, opere edilmiş meme kanserli hastaların göğüs duvarı, baş-boyun kanserli hastaların boyun lenf zincirleri, cilt altı doku ve yüzeysel lenf bezlerinden orijin alan tümörlerin tedavilerinde başarılı bir şekilde kullanılırlar. Bu cihazlarda fokus-cilt arası mesafe genellikle 100 cm kadardır. Co-60 cihazlarına göre daha keskin kenarlı, daha büyük boyutlu alan elde edilir. Ayrıca, cilt koruyucu özellikleri Co-60'a göre daha fazladır.<sup>14</sup>

### **2.3. Çocukluk Dönemi Kanserleri**

Çocukluk döneminde görülen malign hastalık tipleri yetişkinlerde görülenlerden farklıdır. Çocuklarda karsinomalar malign hastalıkların %1'inden daha azını oluşturur. Bir çok çocukluk kanseri mezodermal veya mezenşimal orjinlidir. Kanserlerin yaklaşık yarısı sistemiktir ve primer olarak hematopoetik sistemi etkiler; geri kalan bölümü ise, solid organ tümörleridir.<sup>16</sup>

Çocuklarda kanser görülme sıklığı 15 yaş altında milyonda 110-150 arasındadır.<sup>17, 18</sup> Ülkemizde 0-14 yaş grubunda her yıl 2500-3000 civarında yeni çocukluk dönemi kanseri olgusu beklenmektedir.<sup>18</sup> Kanser tanı ve tedavisindeki önemli gelişmelere paralel olarak çocukluk dönemi kanserlerinde sağkalım önemli derecede artmıştır. Ülkemizde kanser tanısı konulan çocukların %70'inin iyileştiği belirtilmiştir.<sup>17, 18</sup>

Özbek ve ark.<sup>19</sup> 139 çocukluk çağı kanserli hastanın epidemiyolojik özelliklerini incelemişler; santral sinir sistemi tümörlerinin birinci, lösemilerin ikinci, lenfomaların üçüncü, Willms' tümörünün dördüncü ve nazofarenks kanserlerinin beşinci sıklıkta görüldüğünü rapor etmişlerdir. Yaş grupları dikkate alındığında genellikle görülen üç kanserin 0-5 yaş grubunda santral sinir sistemi tümörleri, lösemi ve Willms' tümörü; 6-

11 yaş grubunda santral sinir sistemi tümörleri, lösemi, lenfoma ve Willms' tümörü, 12-18 yaş grubunda santral sinir sistemi tümörleri, lenfoma ve lösemi olarak belirtilmiştir<sup>19</sup>.

Çakır ve ark.<sup>19</sup> 1978-1987 yılları arasında Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda tedavi edilen çocukların %21'inin lösemi, %13.5'inin non-hodgkin lenfoma, %7.5'inin hodgkin lenfoma ve %11.8'inin santral sinir sistemi tümörü tanısı aldığını belirtmişlerdir.

Tanyeli ve ark.<sup>20</sup> Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Pediatrik Hematoloji-Onkoloji Anabilim Dalı'nda, 1987-1994 yılları arası döneme ilişkin 782 hastayı içeren olgu serilerinde lösemilerin birinci (% 45.3), lenfomaların ikinci (%23.7) ve Willms' Tümörünün üçüncü (%6.7) sıklıkta yer aldığını bildirmişlerdir.

Demiral ve ark.,<sup>21</sup> Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'ne 1991-1997 yılları arasında başvuran 18 yaş ve altı 174 hastayı içeren çalışmalarında, santral sinir sistemi tümörlerinin %30 ile birinci, lösemilerin %23 ile ikinci ve %17.2 ile lenfomaların üçüncü sıklıkta görüldüğünü belirtmişlerdir.

Özbek ve ark.,<sup>19</sup> çocukluk çağında görülen kanserlerin yaş gruplarına göre dağılımını incelemiş ve 7 ay ile 18 yaş grubundaki hastalarda santral sinir sistemi tümörlerinin en sık görüldüğünü saptamışlardır.

Ek-3'de ICCC'ye (International Classification of Childhood Cancer) göre yirmi yaş altındaki çocukluk dönemi kanser tiplerinin sınıflaması ve görülme yüzdeleri verilmiştir.<sup>22</sup>

Birçok çocukluk dönemi kanseri, lenfoma ve lösemiler sitostatik tedaviye duyarlıdır. Sitostatik tedavide amaç, kullanılan ajanlarla hücre gelişimini büyüme siklusunun spesifik fazında durdurmaktır.<sup>16</sup> Periferik solid tümörlerin tedavisinde sistemik kemoterapi, cerrahi ve radyoterapiyi kapsayan lokal tedavilerle kombine

edilir.<sup>16</sup> Tablo 2.1’de cocukluk döneminde yaygın olarak görülen kanser tipleri ve genel olarak uygulanan tedavi biçimleri özetlenmiştir.

**Tablo 2.1** Yaygın Çocukluk Dönemi Kanserlerinde Genel Olarak Uygulanan Tedavi Biçimleri<sup>23</sup>

<b>Kanser tipi</b>	<b>Kemoterapi</b>	<b>Radyoterapi</b>	<b>Cerrahi</b>
ALL	+	+	-
AML	+	+	-
Non-Hodgkin Lenfoma	+	+	+
Hodgkin Lenfoma	+	+	-
SSS tümörü	+	+	+
Nöroblastoma	+	+	+
Wilm’s tümörü	+	+	+
Rhabdomyosarkom	+	+	+
Osteosarkom	+	-	+
Ewing’s tümörü	+	+	+
Retinoblastom	-	+	+
Germ hücre tümörü	+	+	+

#### **2.4.Baş-Boyun Bölgesinde Görülen Maligniteler**

Dişler ve diğer oral yapılar bu tümörlerden baş boyun bölgesinde lokalize olan tümörlerin radyoterapi bölgesinde bulunur.<sup>24-26</sup> Bu nedenle, baş-boyun bölgesinde görülmesi mümkün tümör tipleri, lokalizasyonları ve tedavi şekilleri tablo 2.2’de özetlenmiştir. Radyoterapinin yan etkileri hem yumuşak hem de sert dokularda meydana gelebilir.<sup>27-31</sup> Baş boyun tümörlerinde 5-7 haftada 50-70 Gy arası verilen dozların şiddetli yan etkilere neden olduğu belirtilmiştir.<sup>32</sup> Roothwell,<sup>33</sup> orofasiyal

komplasyonların doz bağımlı olduğunu ve alınan doz 45 Gy'e ulaştığında şiddetli yan etkilerin oluştuğunu rapor etmiştir. Bu yan etkiler:

1. Radyasyondan kaynaklı kserostomi, radyoterapi alanında bulunan major ve minör tükruk bezlerinin hasar görmesinden kaynaklanır. Glanduler dokular, radyasyona oldukça duyarlıdır. Radyoterapiyi takiben tükruk bezi ağızlarının kaybına bağılı olarak ağız kuruluğu oluşur. Deri, yağ ve ter bezlerinin kaybına bağılı olarak kurur.<sup>34</sup>

2. Radyasyon mukozitleri, oral mukozanın akut radyasyon hasarına verdiği yanıtıdır. Difüz bir eritemle beraber ağrı, mukozal ülserasyonlar ve fibrinöz eksuda oluşumunu kapsar. Bu durum radyoterapinin üçüncü haftasından başlayarak radyoterapinin bitiminden sonraki bir aya kadar devam edebilir.<sup>27-31</sup>

3. Radyasyon çürükleri, baş-boyun radyoterapisi görmüş hastalarda sıklıkla gözlenir, hızlı gelişir ve dişin düz ve oklüzal yüzeylerinde şiddetli yıkıma sebep olurlar. Radyoterapiyle gelişen hiposalivasyon, oral floranın değışiminden kaynaklı diyet değışiklikleri en önemli etyolojik faktörler olarak düşünölmektedir. Bununla beraber, dentin kollajenleri içinde bulunan ana peptit zincirlerinde hasara neden olduğu rapor edilmiştir.<sup>35</sup> Dahası, apatit ve oktakalsiyum fosfatlarda fiziksel ve kimyasal değışiklikler ışınlanmanın direkt etkisi olarak belirtilmiştir.<sup>36-38</sup> Son zamanlarda, yapılan çalışmalarda ışınlanmış dentinin mikrosertliğinin azaldığı rapor edilmiştir; bu durum, ışınlanmış dentinin aşınma direncinin azalmasının nedeni olabilir.<sup>39-42</sup> Radyasyon çürükleri yalnızca düz yüzeyleri değıl aynı zamanda oklüzal yüzleri ve kesici kenarları da etkiler. Radyoterapiden sonraki üçüncü ayda görölebilir hale gelir. Radyoterapiden sonraki bir yılda da şiddetli hasar görölür.<sup>43-45</sup>

Radyasyon çürükleri esas olarak dentin ve mine-dentin bileşiminde hasara yol açan pulpal nekrozlara ve odontoblast hasarına bağılıdır. Radyasyon çürüklerinin hangi

dişlerde meydana geleceğini tahmin etmek mümkündür. En iyi oral hijyen, dental bakım, ve florid uygulamaları yapılsa bile 60 Gy ve üzerindeki dozlarda radyoterapi uygulanan bölgede bulunan dişler radyasyon çürüğü bakımından risk taşımaktadır.<sup>34</sup>

**Tablo 2.2.** Baş boyun bölgesinde görölen bazı tümörler ve tedavi yöntemleri.

<b>Baş boyun bölgesinde görölen tümörlerin lokalizasyon, morfolojileri ve tedavi tipleri</b>		
<b>Lokalizasyon</b>	<b>Morfoloji</b>	<b>Tedavi tipi</b>
<b>Dil</b>	Yumuşak doku sarkomu Nonspesifik karsinom	Kemoterapi+radyoterapi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Ağız ve damak</b>	Non-Hodgkin Lenfoma Yumuşak doku sarkomu Nonspesifik karsinom	Kemoterapi+radyoterapi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Parotis bezi</b>	Non-Hodgkin Lenfoma Yumuşak doku sarkomu	Kemoterapi+radyoterapi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Submandibular bez</b>	Nonspesifik karsinom	Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Tonsil</b>	Nonspesifik karsinom Burkit lenfoma	Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi Kemoterapi
<b>Orofarinks</b>	Yumuşak doku sarkomu	Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Nazofarinks</b>	Non-Hodgkin Lenfoma Hodgkin Lenfoma Nazofarinks karsinoma Yumuşak doku sarkomu Burkit lenfoma	Radyoterapi+kemoterapi Radyoterapi+kemoterapi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi Kemoterapi
<b>Hipofarinks</b>	Non-Hodgkin Lenfoma Yumuşak doku sarkomu Nonspesifik karsinom	Radyoterapi+kemoterapi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Farinks</b>	Burkit lenfoma Non-Hodgkin Lenfoma Nöroblastoma	Kemoterapi Radyoterapi+kemoterapi
<b>Nazal kavite ve orta kulak</b>	Non-Hodgkin Lenfoma Hodgkin Lenfoma Sinir Sistemi tümörleri Yumuşak doku sarkomu	Radyoterapi+kemoterapi Radyoterapi+kemoterapi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Sinüsler</b>	Burkit lenfoma Non-Hodgkin Lenfoma Sinir Sistemi tümörleri Yumuşak doku sarkomu Kondrosarkoma	Kemoterapi Radyoterapi+kemoterapi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Glottis</b>	Non-Hodgkin Lenfoma	Radyoterapi+kemoterapi
<b>Trakea</b>	Yumuşak doku sarkomu	Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Orbita</b>	Burkit lenfoma Non-Hodgkin Lenfoma Yumuşak doku sarkomu Sinir Sistemi tümörleri	Kemoterapi Radyoterapi+kemoterapi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi
<b>Tiroid bezi</b>	Non-Hodgkin Lenfoma Tiroid karsinomu	Radyoterapi+kemoterapi Kemoterapi+radyoterapi+cerrahi

## 2.5.Diş Minesinin ve Dentininin Yapısı

### 2.5.1.Mine

Diş minesi, insan organizmasının en sert dokusudur ve dişin tek ektoderm kaynaklı dokusudur. Mine dişin oral kaviteye açılan dokusudur. Dişin anatomik kuronunu örterek dişin şeklini belirler.<sup>46</sup> İnsan minesi, hidroksiapatit (% 92-94), su (%2-3), karbonat (% 2), eser elementler (% 1) (sodyum, magnezyum, potasyum, klor, ve çinko % 1), florid (% 0.01-0.05), protein ve lipitlerden (<% 1) oluşan tek mineralize yapıdır.<sup>46</sup> Minenin kimyasal yapısını % 95 oranında inorganik, % 1 oranında organik, % 4 oranında su oluşturur. Süt dişlerinde inorganik yapı oranı biraz daha az olup % 92-93 arasındadır.<sup>47</sup>

Mine bir lifsel organik matriks üzerine çökelmiş kristaller yığıdır. Organik matriks ameloblast hücreleri tarafından yapılır ve bu organik yapının rehberliğinde kristaller belli bir düzen içinde yığılır.<sup>46</sup>

Mine yapısını oluşturan başlıca yapı kristal kalsiyum fosfat moleküllerinden oluşan hidroksiapatittir ve  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  şeklinde formüle edilir. Dentin ve kemik dokusunun aksine, mine kollajen içermez. Bunun yerine, kristal yapı içinde çok az miktarda amalogenin ve enamelin denilen proteinler içerir. Bu proteinlerin fonksiyonu tam olarak bilinmemektedir. Ancak, bir tür kafes oluşturarak kristal oluşumunu destekledikleri düşünülmektedir.<sup>46</sup> Minenin temel yapısı olan mine prizmaları, vücutta tek mine sentezi yapan ameloblastlar tarafından sentezlenir. Her bir prizmanın bir baş ve bir de kuyruk kısmı vardır. Anahtar deliği şeklindeki kristallerin arasında çok az miktarda organik matriks vardır. Mine yapılarının geçirgenliğini bu organik matriks belirler. Her bir mine prizması, kristal boyunca uzanan hegzagonal şekilde düzenlenmiş sayısız hidroksiapatit kristalinden oluşmuştur.<sup>46</sup>

Hidroksiapatit kristallerinin bazı intrinsek faktörlere bağlı olarak düzenlenmesinde ortaya çıkan farklılıklar çeşitli karyojenik ajanların saldırıları sırasında oluşturdukları asit ortamlarda direnç farklılıklarına sebep olmaktadır. Örneğin, amelogenesis sırasında düzenli olarak alınan florid ile asit ataklarına daha dirençli olan floroapatit oluşur ve kalsiyum kaybı azalır.<sup>46</sup>

Her ne kadar hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum fosfat ve hidroksitten oluştuğu söylene de, bu grupların yerinde çok farklı element veya molekül grubu bulunmaktadır. Fluorid, kristal yapıyı stabilize ederken; kalsiyum yerine geçen diğer elementler (Mg, Na, St, Se, Zn) kararlı stabil yapının bozulmasına, renklenmesine, asit etkisine direncin azalmasına ve çürük oluşumunun artmasına neden olmaktadır. Hidroksiapatit formülü yapıya katılan elemente göre şekillenir [(Ca, Mg, Na, St, Se, Zn)<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>, CO<sub>3</sub>, HPO<sub>4</sub>)<sub>6</sub> (OH, F)<sub>2</sub>].<sup>46</sup> Diğer eser elementlerin kristal yapıda bulunmaları büyük ölçüde besinlerde ve içilen sularda bulunmalarıyla ilgilidir.<sup>46</sup>

Ameloblastlar prizmaları oluştururken mine-dentin sınırından perifere doğru göç ederler. Aynı zamanda prizma kıvrımlarını oluştururken, farklı yolları izlerler; ancak, bitişiğindeki prizmalarla yakın ilişkilerini korurlar.<sup>47</sup>

Mine, yan yana gelmiş mine prizmalarından oluşur. Mine prizmaları dalgalı, hafif burğu şeklinde ve kesintisiz seyrederek. Mine prizmalarının çapı 4-6 µ'dur. Süt dişlerinin ve daimi dişlerin servikal bölgelerinde mine prizmalarının diziliş yönleri farklıdır. Süt dişlerinin fossa ve tüberküllerinin orta kısmında mine prizmaları hemen hemen horizontal olacak şekilde eğilirler.<sup>46</sup> Kesici bölgelerde ve tüberküllerin uçlarında mine prizmaları hemen hemen vertikaldir. Servikal bölgelerde dentinden mine yüzeyine doğru ilerlerken hafifçe apikale dönerler. Daimi dişlerin oklüzalının 2/3'lük kısmında

düzenleme süt dişlerindeki gibidir. Fossa ve tüberküllerin servikallerinde ve merkezlerinde diziliş hemen hemen horizontaldir.<sup>46</sup>

Minenin kuvvetler karşısında olağanüstü direnç gösterebilmesi, kristallerin belli bir düzen içinde yığılmalarıyla sağlanır. Her prizmanın yapısına dört ameloblast katılır. Prizmalar kristallerle doludur. Kristaller prizmanın uzun aksı boyunca dizilmişlerdir. Prizmalar mine-dentin sınırında dik, tüberkül tepelerinde hafif eğimlidir. Her mine prizması, prizma kınına ve prizma ara maddesine sahiptir.<sup>46</sup>

Mine yüzeyine ışık tutulduğunda minede koyu ve açık renkte bantlar görülür. Işık bir grup prizmanın uzun aksından geçerken komşuluğundaki prizmalardan geçmez. Bu çizgisel yapılar, Hunter-Schreager çizgileri olarak isimlendirilir.<sup>47</sup>

İnkremental çizgiler veya Retzius çizgileri, minede günlük birikimin sonucu ortaya çıkan çizgilerdir.<sup>46</sup> Mine matriksi mineralize olduktan sonra, büyüme çizgilerini işaret eden koyu çizgiler meydana gelir. Kuronun çapraz kesitinde bu koyu çizgiler halkalar şeklinde görülür. Bu çizgiler dişin aksına paralel kesitlerde soğan kabuğuna; diş aksına dik kesitlerde ise, ağaç kabuğundaki halkalara benzerler.<sup>46</sup>

Retzius çizgilerinin mine dış yüzeyine ulaştığı yerlerde dişi çepeçevre saran oluklar görülür. Bu oluklara perikimati denir. Perikimatiler mine-sement sınırına paralel seyrederek ve aralıkları kesici kenar veya çiğneyici yüze doğru azalır. Perikimatiler genç dişlerde belirgindir; buna karşılık, yaşlı dişlerde aşınmış kaybolmuşlardır.<sup>46</sup>

Doğum olayından kaynaklı travma organizmayı zorlar. Bu dönemde mine mineralizasyonu kısa bir süre duraklar. Bunun sonucunda, geniş bir retzius çizgisi ve onun mine yüzeyine ulaştığı yerde de oldukça geniş bir perikimati oluşur. Bu geniş perikimatiye, süt azı ve süt kesici dişlerinin koleye yakın bölgesinde rastlanır ve

neonatal çizgi olarak isimlendirilir. Kalıcı dişlerin kalsifikasyon başlangıcı ya doğumdan itibaren ya da sonrasında meydana geldiği için neonatal çizgiye rastlanmaz.<sup>46</sup>

#### **2.5.1.1.Mine-Dentin Sınırındaki Oluşumlar:**

Minede görülen çatlaklara lamel adı verilir. Lameller primer ve sekonder lamel olmak üzere ikiye ayrılırlar. Primer lamel, sürme öncesi var olan bir oluşumdur. Prizmalar arasında mineralize olmamış bir prizma bulunursa ve bu mineralize olmamış prizma mine-dentin sınırından mine yüzeyine kadar uzanırsa buna primer lamel denir.<sup>47</sup> Sekonder lamel ise, sürme sonrası kazanılmış bir oluşumdur. Travma ile oluşmuş bir mine çatlağı olup içini tükürükten gelip yerleşen ve protein-mukopolisakkarit kompleksi yapısında bir madde doldurur.<sup>47</sup> Tuğlar da lameller gibi mineralize olmamış veya iyi mineralize olmamış mine prizmalarıdır.<sup>47</sup> 10 µm derinliğinde mine dokusu içine uzanan dentin dokusu ve onun içinde dentin kanalı ve odontoblast uzantısı bulunan oluşumlara piston denir.<sup>47</sup>

#### **2.5.1.2.Mine Yüzeyi ve Üzerindeki Oluşumlar**

Mine yüzeyini yeni sürmüş dişte Nasmyt zarı örter. Nasmyt zarı iki tabakadan oluşur<sup>47</sup>:

-1µm kalınlığında ameloblastların en son salgıladıkları; ancak, mineralize olmamış mine organik matriksinin oluşturduğu tabaka: Bu tabaka fibriler yapıdadır ve katikula adını alır.<sup>47</sup>

-Bu organik matriksin üzerine onu salgılayan ameloblastlar, ameloblastların üzerinde dış mine epiteli ve sürme sırasında dişin üzerinde kalmış olan ağız epiteli hücrelerinden oluşan tabaka: Bu tabaka ortalama 9µm kalınlığındadır. Nasmyt zarı dişin kullanılmasıyla ortadan kalkar; ancak, koleye yakın bölgede bir miktar kalabilir.<sup>47</sup>

## 2.6.Dentin

Dentin-pulpa kompleksinin sert doku kısmını oluşturan dentin, dişin en hacimli mineralize dokusudur.<sup>48</sup> Dentin, fizyolojik olarak pulpayı korur ve pulpanın stimüle olmasını sağlar.<sup>49</sup> Dentin dokusunun %70'i mineralize olmuş doku %20'si organik matriks –bu dokunun da % 90'ı kollajenden meydana gelir- ve %10'u da sudur.<sup>50</sup>

Dentinin inorganik kısmının hacimce yaklaşık olarak yarısını hidroksiapatit kristalleri oluşturmaktadır. İnorganik kısımda kalsiyum, fosfor, karbondioksit, magnezyum, sodyum, potasyum, klorid, florid, sülfür, bakır, demir, çinko ve kurşun gibi mineraller yer alır. Organik matriksin %18'i kollajen, %2'si nonkollajendir.<sup>51</sup>

Süt dişinin hayat döngüsü boyunca farklı zaman dilimlerinde ve durumlarda farklı tiplerde dentin birikimi meydana gelmektedir.<sup>52</sup>

Dişin gelişimi sırasında meydana gelen dentine, primer dentin adı verilir. Bu dentin, pulpa odasını çevreleyerek dentinin taslağını oluşturur.<sup>52</sup> Diş ağız içinde fonksiyona gelene ve dişin apeksi kapanana kadar primer dentin yapımı devam eder.<sup>52</sup> Dentinogenezisin başlangıcında sentezlenen primer dentinin diş tabakasıdır. Bu tabaka, primer dentinin diğer kısımlarına göre daha az mineralizedir.<sup>52</sup>

Dişin kök oluşumu tamamlandıktan ve diş ağız içerisinde fonksiyona geldikten sonra, dişin hayatı boyunca, daha yavaş oranda olmak üzere yapımı süren dentin, sekonder dentindir. Sekonder dentin, primer dentine göre daha az mineralizedir ve daha düzensiz yapıdadır.<sup>52</sup>

Sekonder dentin yapımının devamı esnasında, atrisyon, abrazyon, kavite preparasyonu, erozyon veya çürük gibi irritasyonlar sonucunda odontoblastların bir cevabı olarak meydana getirilen dentin, tersiyer dentin olarak adlandırılmıştır.

Tersiyer dentin, reaksiyoner ve tamir dentini olmak üzere iki şekilde meydana gelebilmektedir:<sup>52, 53</sup>

1- Reaksiyoner Dentin (İrritasyon Dentini): Çürük veya yaralanmanın pulpaya ulaşmadığı ve odontoblastlarda hasara neden olmadığı durumlarda postmitotik odontoblastların uyarılması sonucu meydana gelmektedir.<sup>52</sup>

2- Tamir Dentini: Çürük veya pulpa yaralanması ile odontoblastların ölümü sonucu pulpa hücrelerinden farklılaşan odontoblastlar veya odontoblast benzeri hücreler tarafından oluşturulduğu ifade edilen dentindir. Odontoblast benzeri hücrelerin oluşturduğu dentin genellikle düzensiz yapılıdır. Tubuller sıklıkla daha düzensiz, dentin daha az mineralizedir ve primer dentine oranla daha fazla organik madde içermektedir.<sup>52</sup>

Pre-dentin, dentinin pulpal kısmında çeşitli kalınlıklarda uzanan dentin tipidir. Mineralize olmamış dentin matriksidir ve kollajeni, glikoproteinleri ve proteoglikanları içerir. Aktif dentinogenezisin meydana geldiği yerlerde en kalındır ve varlığı dentinin devamlılığının sağlanması için önemlidir.<sup>52</sup>

Sklerotik dentin ise, çürük, atrizyon, abrazyon ve kavite preparasyonu gibi stimülasyonlar sonucu pulpanın canlılığını sürdürebilmek için dentin tubullerinin, minerallerin birikimi sonucu kalsifik materyal ile dolmasına bağlı olarak meydana gelen dentindir. Peritubuler dentinin hacimce artması ile tubullerin daralması ve geçirgenliklerinin azalması söz konusudur.<sup>48, 53</sup>

### **2.6.1.Dentin Tiplerinin Yapısal Özellikleri**

Dentinde, odontoblastların sitoplazmik uzantılarının ve dentin sıvısının bulunduğu çok sayıda dentin tubulu mevcuttur.<sup>48</sup> Bu tubuller, pulpadan mine-dentin bileşimine doğru ışınal olarak uzanırlar ve pulpaya doğru gidildikçe kalınlıkları artar.<sup>52</sup> Dentin tubullerinin etrafını saran tabaka peritubuler dentini oluşturur.<sup>48</sup> Peritubuler dentinde bir miktar inorganik yapı mevcuttur ve intertubular dentinden %40 daha fazla mineralizedir.<sup>52</sup> Dentin tubulleri arasındaki alanlara intertubuler dentin adı verilir. İntertubuler dentin organik bir yapıdır ve organik matriks içinde inorganik bir yapı

mevcuttur.<sup>48</sup> Odontoblastların primer salgılarını uyarır ve apatit kristallerinin biriktiği sıkı örülmüş tip I kollajen fibril ağını içerir.<sup>48</sup> Organik matriksteki kollajen lifler peritubuler alandakinden daha kalındır. İnorganik yapısı ise kristaller şeklindedir ve bunlar apatit kristalleridir.<sup>48</sup>

Dentinogenezis ritmik olarak meydana gelir ve bu çizgiler en iyi dişin boyuna kesitlerinde görülebilir. Dentinin ritmik depozisyonu sonucu bu çizgiler 20µm'lik aralıklar ile ayrılmaktadır. Bu şekilde ortaya çıkan çizgilere, Von Ebner çizgileri denir. Dentin tubullerindeki sekonder kıvrımların uyumu sonucu oluşan çizgilere Owen'in kontür çizgileri denmektedir. En belirgin kontür çizgisi neonatal çizgidir.<sup>52</sup>

## **2.7. Diş Sert Dokularındaki Elementler ve Element İçerik Analizlerinde Kullanılan Analitik Teknikler**

Hidroksiapatit, hem süt hem de kalıcı dişlerin temel yapısal bileşenidir. Dişler, mineralizasyonları esnasında fizyolojik (Örn., Cu, Fe, Ca, Mg, Na) veya toksik (Örn., Pb, Cd) birçok kimyasal elementi mineralizasyonları esnasında yapılarına alırlar.<sup>54</sup> Hidroksiapatitlerin sahip olduğu yüksek stabiliteden dolayı, depolanan metaller uzun süre yapıda kalırlar<sup>55</sup>, ve mobiliteleri diğer sert dokulara kıyasla oldukça düşüktür.<sup>55</sup> Ca, Mg, Na ve K mineralize diş sert dokularında yer alan en temel elementlerdir.<sup>56</sup>

Diş sert dokularında bulunabilecek diğer elementler; Si, Al, Fe, Mn, Ti, P, Li, Be, B, V, Cr, Co, Ni, Cu, As, Sr, Y, Nb, Mo, Ag, Cd, Sn, Sb, Ba, La, Ce, W, Pb, Bi ve Zn'dir.<sup>57</sup> Dişlerin mineral içerikleri yaşanan çevre, diş tipi, sigara içme alışkanlığı, cinsiyet veya diyetle ilgili olarak değişebilir.<sup>54</sup> Dişlerin mineral içerikleri, kimyasal bağları ve kristal yapıları, sahip oldukları fiziksel ve kimyasal özelliklerini belirler.<sup>57</sup>

Navia,<sup>58</sup> mikroelementlerden bazılarını çürük oluşumu üzerindeki etkilerine göre şu şekilde sınıflandırmıştır;

Çürük önleyici: F, P

Hafif seviyede çürük önleyici: Mo, V, Cu, Sr, B, Li, Au

Çürük üzerine etkisiz: Ba, Al, Ni, Fe, Pd, Ti

Çürük oluşumunu destekleyen: Se, Mg, Cd, Pb, Pt, Si

Etkisi bilinmeyen: Br, Be, Co, Mn, Sn, Zn, I.

Riyat ve ark.<sup>57</sup> çürük ve sağlam daimi azı dişlerin elementer içeriklerini karşılaştırmışlar ve çürüklü dişlerde genel olarak bütün elementlerde azalma, molibden, florid, bor, mangan elementlerinde artış meydana geldiğini saptamışlardır. Ayrıca potasyum, krom, bakır ve arsenikte istatistiksel olarak anlamsız olmakla beraber artış göstermiştir.<sup>57</sup>

Minenin demineralizasyon derinliği ve çözünürlüğü açısından bir görüş birliği yoktur. Bazı çalışmalar,<sup>3, 59</sup> radyoterapinin minenin çözünürlüğü üzerine etki etmediğini belirtirken, diğerleri radyoterapinin minenin çözünürlüğünü artırdığını rapor etmişlerdir.<sup>2, 6</sup>

Franzel ve ark.<sup>60</sup> 60 Gy dozda radyoterapi almış mine ve dentin örneklerinin sertlik ve elastik modülü gibi mekanik özellikleri açısından değerlendirilmiş ve radyoterapinin, dişlerin bu özelliklerini azalttığını rapor etmişlerdir.

İnsan diş minesini ve dentininde bulunan elementlerin ve miktarlarının saptanması için birçok analitik teknik kullanılmıştır.<sup>61, 62</sup> Spektroskopi, bir örnekteki atom, molekül veya iyonların, bir enerji düzeyinden diğerine geçişleri sırasında absorbe edilen veya yayılan elektromanyetik ışımının ölçülmesi ve yorumlanmasıdır.<sup>63</sup> Maddenin ışığı absorpsiyonunu incelemek için kullanılan düzeneğe absorpsiyon spektrometresi veya absorpsiyon spektrofotometresi adı verilir.<sup>63</sup>

Bir spektrometre düzeneği, başlıca; ışık kaynağı, dalga boyu seçicisi ve dedektörden oluşur. Dedektörde elektrik sinyaline çevrilen optik sinyal bir kaydedici veya bir galvanometre ile ölçülür.<sup>63</sup>

## **2.8. Spektroskopik Yöntemler**

- Ultraviyole-görünür bölge absorpsiyon spektroskopisi
- Floresans ve fosforesans spektroskopisi
- Atomik absorpsiyon spektroskopisi
- Atomik emisyon ve atomik floresans spektroskopisi
- İnfrared spektroskopisi
- Nükleer manyetik rezonans spektroskopisi
- Kütle spektroskopisi

Diş sert dokularının elementer analizinde, Proton Kaynaklı X-ışınları Emisyonu (PIXE), Enerji Dağılımlı X-ışınları Floresansı (EDXRF), Lazer Ablasyonu-İndüktif Eşleşmiş Plazma-Kütle Spektrometresi (LA-ICP-MS) ve Sinkroton X-ışınları Floresansı (SXRF), İndüktif Eşleşmiş Plazma-Optik Emisyon Spektroskopisi (ICP-OES) gibi teknikler kullanılmıştır.<sup>61, 62</sup>

### **2.8.1.İndüktif Eşleşmiş Plazma-Optik Emisyon Spektroskopisi (ICP-OES)**

ICP-OES, birçok elementin miktarının belirlenmesinde kullanılan analitik yöntemlerdendir. Düşük derişim seviyelerinin belirlenmesinde yararlıdır.<sup>63</sup>

ICP kaynağı, argon gibi inert gazlardan yüksek enerjili ve yüksek frekanslı iyonlaşmış bir plazmayı üretir. Bir örnek plazmanın merkezine enjekte edildiğinde 10000 °K sıcaklıktaki plazma, numunedeki elementlerin ayrışma, atomlaşma ve uyarılma işlemlerinin gerçekleşmesini sağlar. Bu amaçla, son yıllarda plazma (gaz halindeki iyon akımı) kullanılmaktadır. ICP-OES tekniğinde plazma, argon gazıyla oluşturulur. Bu olaylar, çalışılan elementlerin kendilerine özgü frekansta ışığı

yaymasıyla sonuçlanır. Bu ışık şiddeti, numune içerisindeki elementlerin derişimi ile doğru orantılıdır ve bir emisyon spektrometresiyle ölçülür. Spektrometre, özgün frekansları farklı dalga boylarına ayırabilme ve nicel sonuç alabilmeyi sağlar.<sup>63</sup>

#### **ICP-OES'nin avantajları:<sup>63</sup>**

- Geniş doğrusal çalışma aralığı
- Düşük gözlenebilme sınırı
- Kimyasal girişimin olmaması
- Elementler arası en düşük etki
- Oldukça iyi ve kesin doğruluk

### **2.9.Diş Sert Dokularına Restoratif Materyal Adezyonu ve Adezyon Prensipleri**

Adezyon, iki farklı yüzeyin moleküller arasındaki çekim kuvvetleriyle birbirine bağlanmasıdır. Başka bir deyişle, adezyon; iki yüzeyin bağ kuvveti, kilitlenme kuvveti veya her ikisini kapsayan arayüzey kuvvetleriyle bir arada tutulmasıdır. Adezyonu oluşturan maddeye “adeziv”; adezivin uygulandığı maddeye ise, “aderent” denir. Kullandığımız bağlayıcı ajanlar adeziv olarak tanımlanırken; mine ve dentin ise aderent olarak isimlendirilir.<sup>64-67</sup> Adezyon mekanizmaları şu şekilde tanımlanabilir:

-Mekanik Adezyon: Bir materyalin bir başka materyale mikroskopik seviyede penetre olmasıdır.<sup>68</sup> Hibridize dentinin oluşumu, rezin polimerlerin kollajen lifleri çevrelemesiyle gerçekleşen mekanik adezyonun bir formudur.<sup>68</sup>

-Fiziksel Adezyon: Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf bir bağlanmadır.<sup>68</sup>

-Kimyasal Adezyon: İyonik, kovalent ve mekanik bağlar gibi primer birleşme kuvvetlerini esas alan, farklı yüzeylerin atomları arasında oluşan zayıf bir bağlanmadır.<sup>68</sup>

Başarılı bir adezyon sağlanabilmesi için;<sup>65</sup>

-adezivin değme açısı mümkün olduğunca küçük olmalı,

-aderentin ıslanabilirliği iyi olmalı,

-adezivin yüzey gerilimi aderentin kritik yüzey gerilimi değerine eşit veya daha az olmalıdır.

Rezinlerin diş sert dokularına bağlanmaları, mekanik, difüzyon ve adsorbsiyon mekanizmalarıyla sağlanır. Mekanik bağlanmada; rezin, diş dokusu içinde rezin uzantıları oluşturur. Difüzyon mekanizmasında, diş yüzeyine çökelen maddelere, rezin monomerlerin mekanik ve kimyasal olarak bağlanması gerçekleşirken adsorbsiyon mekanizmasında dişin inorganik (hidroksiapatit) veya organik bileşenine (çoğunlukla tip I kollajen) kimyasal bağlanma söz konusudur.<sup>69</sup>

-Mekanik Bağlanma Mekanizması: Rezinin penetrasyon ve diş dokusu içinde rezin uzantılarını oluşturma ile bağlanmadır.

-Difüzyon Bağlanma Mekanizması: Diş yüzeyine çökelen maddelere, rezin monomerlerin mekanik ve kimyasal olarak bağlanmasıdır.

-Adsorbsiyon Bağlanma Mekanizması: Dişin inorganik (hidroksiapatit) veya organik bileşenine (çoğunlukla tip I kollajen) gerçekleşen kimyasal bağlanmadır.

## **2.10. Radyoterapinin Mine ve Dentin Dokusunun Embriyolojik Oluşumu Sırasındaki Etkileri**

Büyüme ve gelişimin devam ettiği dönemlerde diş ve çeneler radyasyona maruz kaldığında, uygulanan doza bağımlı olarak mandibulanın ve dişlerin kısmi veya tamamen gelişmemesi durumu görülür. Bu etkiler ilk olarak mandibulanın antero-posterior yönde gelişimini etkiler. Ramus ve corpus mandibula hacmi azalır, şiddetli bir çene defekti görünümü oluşur. Çeneler içindeki dişler genellikle normalden küçüktür ve kök gelişimi mevcut değildir. Kuronlar daha az etkilendiği için, bir çok diş, radyografide normal boyutta ama köksüz olarak görünür. Bunun yanında, bazı dişlerin hiç oluşmaması da mümkündür.<sup>34</sup>

Jaffe ve ark.<sup>27</sup> baş boyun radyoterapisi alan 45 hastada kök gelişiminde gecikme veya hiç oluşmama, normalden kısa kökler ve tamamlanmamış kök kalsifikasyonları rapor etmişlerdir. Nasman ve ark.<sup>30</sup> tüm vücut radyoterapisi alan çocukların mandibular dişlerinde şiddetli doku kaybı saptamışlardır.

Kaste ve ark.<sup>28</sup> ALL tedavisi gören çocuklardaki dental problemlerin sıklığının tedavinin başladığı yaş, baş radyoterapisinin ilave edilip edilmemesi ve kemoterapi protokolüyle ilişkili olduğunu rapor etmiştir. Minicucci ve ark.<sup>70</sup> ALL tedavisi gören çocukların %83'ünde gecikmiş erupsiyon, mikrodonti, hipoplazi, agenezi, V-şeklinde kısa kökler gibi dişsel anomalilere rastlamıştır. Estilo ve ark.<sup>71</sup> baş-boyun rhabdomyosarkomu nedeniyle radyoterapi ve kemoterapi alan çocuklarda bu anomalilere ilaveten, kemik hipoplazisi, fasial asimetri, trismus, diş ve kök agenezi, velofaringeal yetersizlik, gelişmemiş mandibula gibi anomalilerde gözlemlemişlerdir.

## 2.11. Radyoterapinin Mine ve Dentin Dokusunun Histolojik, Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri Üzerine Etkileri

Grötz ve ark.<sup>72</sup> yaptıkları histomorfotomografik çalışmalarında 60 Gy dozda radyoterapi uygulanmış dişlerin mine-dentin bileşimlerinde odontoblastların atrofiye uğradığını ve minenin radyoterapiden sonra asit ataklarına daha dirençsiz hale geldiğini göstermişlerdir.

Springer ve ark.<sup>73</sup> pulpadaki kollajenlerinin radyojenik yıkımının radyasyon çürüklerinin oluşmasında etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Zhang ve ark.<sup>74</sup> 50 ve 70 Gy ışınlamadan sonra dentin morfolojisinin değiştiğini, bazı kollajen liflerin kaybolduğunu gözlemlemişlerdir.

Radyasyonun etkilerinin şiddet ve genişliği diş dokularının organik içeriklerine ve mineral içeriklerine bağlıdır. Kristalin fazın içindeki mineral oranının azalması, dişin mekanik özelliklerini, aşınma direncini azaltarak radyasyon hasarı için potansiyel rol oynar.<sup>75</sup>

Apatit kristallerinin dişin formasyonu sırasında sodyum, magnezyum ve karbonatı yakalayarak yapılarına kattıkları rapor edilmiştir.<sup>76</sup> Işınlama sırasında bu yakalanmış iyonlar apatit kristallerinin yüzeyinden ayrılıp apatit yapısını modifiye ederek, adezyonu olumsuz etkileyebilirler.<sup>77</sup> Bu değişikliklere minenin inorganik komponentinin dentinden daha fazla olması nedeniyle mine de daha fazla rastlanır.<sup>78</sup> Radyoterapinin dentinde meydana getirdiği en büyük değişiklik, sertlik<sup>37</sup>, aşınma direnci, mikrogerilim değeri<sup>79</sup>, ve mine-dentin bağlantısının stabilitesinde<sup>80</sup> önemli azalmaya neden olan kollajen hasarıdır.<sup>77</sup> Dentin kollajeninin dentinin %70'lik organik komponentinin %90'ını oluşturduğu belirtilmiştir.<sup>81, 82</sup> Radyoterapi minenin içeriğindeki

protein bölümünde fiziksel ve kimyasal değişikliklere neden olarak minenin mikrogerilim değerinde azalmaya yol açabilir.<sup>75</sup>

## **2.12. Radyoterapinin Mine ve Dentin Dokusuna Restoratif Materyallerin Bağlanmaları Üzerine Etkileri**

Radyoterapi uygulamaları sırasında ağız içindeki amalgam gibi restoratif materyallerden kaynaklı saçılmalarla ilgili çalışmalar yapılmıştır.<sup>83</sup> Baş-boyun radyoterapisi alan hastalarda kullanılan metalik dental alaşımların bulunduğu restorasyonlarda absorbe edilen radyasyon dozunda azalma meydana geldiği bildirilmiştir.<sup>84</sup> Ayrıca, konvansiyonel radyoterapi uygulamalarında bu metalik dental alaşımlardan kaynaklı olan ve çevre dokuların etkilendiği saçılmalar üzerinde de durulmuştur.<sup>83, 85, 86</sup> Farahani ve ark.<sup>83</sup> baş boyun radyoterapileri esnasında amalgam restorasyonlara çarpan ışınların saçılmasıyla çevre yumuşak dokularda absorbe edilen doz miktarının arttığını belirtmişlerdir. Bu durum, radyoterapi alması gereken hastalarda restoratif materyal seçiminin önemini ön plana çıkarmaktadır. Radyoterapi, minenin protein içeriğinde değişikliklere sebep olarak mikrotensil gücünü azaltmak gibi fiziksel ve kimyasal değişimlere neden olur.<sup>75</sup> Işınlanmış dental dokuların, yapılarında uzun bir süre serbest radikalleri barındırabildiği<sup>87</sup> ve bu radikallerin de ,tıpkı hidrojen peroksit<sup>88</sup> ve kan kontaminasyonunda<sup>89, 90</sup> olduğu gibi serbest radikallerin, rezin restoratif cure işlemini engellemesiyle, bağlanma prosedürlerine engel olabileceği bildirilmiştir.

Radyasyon çürüklerinin tedavisinde adeziv restoratiflerin kullanılması tavsiye edilmektedir.<sup>91</sup> Bu restoratif materyallerin, cam ionomer simanlara kıyasla daha uzun ömürlü olup sekonder çürük oluşumunu önledikleri bildirilmesine rağmen<sup>91</sup>, cam ionomer simanların radyoterapi görmüş hastalarda sekonder çürük oluşumunu önlediğini gösteren çalışmalar da mevcuttur .<sup>92-94</sup> Moor ve ark.<sup>95</sup> radyoterapi görmüş kserostomik hastalarda rezin modifiye cam ionomer simanları ve kompozit rezinlerin

çürük inhibisyonunu değerlendirmişlerdir. Geleneksel cam ionomer simanların, yüksek florid salım özelliklerinden dolayı, kserostomik hastalarda rezin modifiye cam ionomerler ve kompozit rezinlere göre daha iyi sekonder çürük inhibisyonu sağladıklarını görmüşlerdir.

Bununla beraber, Silva ve ark.<sup>96</sup> radyoterapi görmüş hastalarda sekonder çürük oluşumu nedenlerini tükürük içeriği, tükürük miktarı, bakteriyal kolonizasyon, dental hijyen, yaş, florid mevcudiyeti ve restorasyon kalitesi gibi nedenlere dayandırmışlar ve radyoterapi görmüş hastalardaki erken restorasyon başarısızlıklarının radyasyon kaynaklı olmayabileceğini belirtmişlerdir.

Radyoterapi uygulamalarının, diş sert dokularında değişimlere neden olarak kullanılan adeziv restoratif materyallerin diş sert dokularına bağlanma gücünü düşürdüğünü gösteren çalışmalar daimi dişlerde yürütülmüştür. Naves ve ark.<sup>97</sup> radyoterapi uygulanmış kalıcı azı dişlerinin mine ve dentine kompozit rezinin bağlanma gücünü düşürdüğünü göstermişlerdir. Soares ve ark.<sup>98</sup> radyoterapinin kural ve radiküler dentine ilaveten minenin kompozite bağlanma gücünü azalttığını; ancak, bu durumun prizma ve tubul oryantasyonundan bağımsız olduğunu ve radyasyon kaynaklı hasarın daha çok organik yapı üzerinde görüldüğünü belirtmiştir.

Yeşilyurt ve ark.<sup>99</sup> radyoterapinin kalıcı azı dişlerin dentin dokusuna cam ionomer simanların kimyasal bağlanmasını etkilebileceğini rapor etmişlerdir.

Bununla beraber radyoterapinin, yaygın şekilde kullanılan kompomer rezinin süt dişi dentin ve minesine bağlanma gücünü ve süt azı dişlerinin element içeriğini nasıl etkilediğine yönelik çalışma bulunmamaktadır.

### 3.MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, in-vitro olarak dizayn edilmiş ve çekilmiş süt azı dişlerinde yürütülmüştür. Çalışma için, T.C. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurulu'ndan etik kurul onayı alınmıştır (Tarih: 31.12.2010, sayı: 2010.6.1/26).

Çalışmada kullanılacak olan dişler T.C. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Ana Bilim Dalı Prof. Dr. Cengiz Oktay Kliniği'ne başvuran hastaların fizyolojik kök rezorpsiyonlarından dolayı çekilmiş süt azı dişleridir. 70 adet süt azı dişi çekildikten sonra, distile suda depolanmıştır.

Dişlere, radyoterapi uygulamaları T.C. Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Lineer Hızlandırıcı (Siemens Primus, Malvern, USA) cihazı ile radyasyon onkoloğu gözetiminde bir teknisyen tarafından yapılmıştır.

Radyoterapi uygulamaları yapılmış dişlerin elemental içerikleri T.C. Atatürk Üniversitesi Ziraat Fakültesi Toprak Bölümü'nde Perkin Elmer Optima 2100 DV cihazı kullanılarak ICP-OES (Inductively Coupled Plasma Optic Emission Spectroscopy) analiziyle incelenmiştir.

Mikrogerilim testleri ve steromikroskop incelemeleri T.C. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Ana Bilim Dalı'nda yapılmıştır. Taramalı elektron mikroskopu analizleri T.C. Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği bölümünde yapılmıştır.

Çalışmada 70 adet alt veya üst çene süt I. veya II. süt azı kullanılmıştır.

### **3.1. Test İşlemlerinde Kullanılacak Dişlerin Dahil Edilme Kriterleri**

- Dişlerin aynı coğrafi bölgede doğmuş ve aynı bölgede yaşayan çocuklardan fizyolojik düşme zamanı geldiği için çekilmiş olması,
- Diş köklerinin 2/3 seviyesinde rezorbe oluş olması veya alttaki kalıcı diş üzerinde kemik kriptasının mevcut olmaması,
- Dişlerin ait olduğu bireylerin herhangi bir sistemik veya genetik probleminin bulunmaması,
- Süt I. veya II. azı dişi olması,
- Dişlerde mine, dentin, mine-dentin çürüğü veya restoratif materyal (dolgu veya fissür örtücü) bulunmaması,
- Dişlerde intrinsek ve/veya ekstrinsek lekelenmelerin bulunmaması,
- Çocukların daha önceden radyasyona maruz kalmamış olmasıdır.

### **3.1.2. Dişlerin Hariç Tutulma Kriterleri**

- Dişlerde gelişimsel herhangi bir defekt (amelogenezis imperfekta, dentinogenezis imperfekta) bulunması,
- Mine veya dentin çürüğü bulunması.
- Dişlerde hipomineralize ve/veya hipokalsifiye alanların bulunması,
- Dişlerin daha önceden restoratif uygulamaya ve/veya invaziv koruyucu uygulamalara maruz kalmış olması,
- Dentin yüzeyinin açığa çıkmasına sebep olmuş olan aşınma ve/veya sahip olmasıdır.

### **3.2. Çalışmanın Deney Akışı**

- Çalışmada kullanılacak olan süt I. veya II. azı dişlerinin toplanması

- Dişlerin kuronal yüzeylerinden plak ve kalıntıların temizlenmesi,
- Çalışmada kullanılacak olan 70 adet süt I. veya süt II. azı dişlerinin her grupta rastgele 10 diş bulunacak şekilde 7 gruba ayrılması,
- Dişlere radyoterapi uygulanması,
- Kontrol grubundaki ve radyoterapi uygulaması yapılan dişlerin Ca, K, Mn, Na, Mg, Fe, Cu, Zn, Pb, Cd, Cr, Ni, Al, B, S, Mo, P mineral içerik analizlerinin yapılması,
- Mikrotensil uygulaması yapılacak olan grupların poliasit modifiye rezin kompozit (kompomer) rezin restorasyonu,
- Termal siklus uygulaması,
- Mikrokesit alınması,
- Mikrogerilim testi,
- Stereomikroskopta başarısızlık değerlendirmesi,
- SEM’de başarısızlık değerlendirmesi,
- İstatistiksel analiz.

Çalışmada kullanılan dişlerin sayıları, grupların oluşturulması ve deney akışı şekil 3.1’de özetlenmiştir.



**Şekil 3.1.** Çalışmanın Deney Akışı

### 3.2.1. Çalışmada Kullanılacak Olan Dişlerin Toplanması

Çalışmada kullanılacak olan dişler T.C. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Ana Bilim Dalı Prof. Dr. Cengiz Oktay Kliniği'ne başvuran çocukların fizyolojik kök rezorpsiyonlarını tamamlamaları nedeniyle çekim endikasyonu konulmuş olan süt azı dişlerinden oluşmuştur. Dişlerin çekimi aynı hekim tarafından yapılmıştır. Çekilen her bir diş sonrasında distile suda depolanmıştır.

### 3.2.2. Dişlerin Kuronal Yüzeylerinden Plak ve Kalıntıların Temizlenmesi

Çalışmada kullanılacak olan dişler çekimden sonra, bir dental skaler yardımıyla doku artıkları ve birikintilerden temizlenmiştir. Diş yüzeyleri su soğutması altında hiçbir pat kullanılmaksızın polisaj işlemine tabi tutulmuşlardır.

### 3.2.3. Çalışmada Kullanılacak Olan Dişlerin Gruplandırılması

Çalışmada kullanılacak olan süt azı dişleri randomize bir şekilde her grupta 10 adet olacak şekilde 7 gruba ayrılmıştır. Radyoterapi uygulaması için, dişler 10'arlı gruplar halinde Şekil 3.1'de görüldüğü gibi pembe mumdan (Cavex Set Up Regular Modelling Wax, Cavex, Haarlem, Holland) yapılmış olan çene modelleri üzerine yerleştirilmiştir. Kontrol grubundaki dişlere hiçbir radyoterapi uygulaması yapılmayacağından kontrol grubu dişleri çene modeline yerleştirilmemiştir.



**Şekil. 3.2.** Radyoterapi için çene modelleri üzerine yerleştirilmiş dişler.

Çalışmada oluşturulmuş olan kontrol ve çalışma grupları şunlardır;

**Grup-1** :Kontrol grubudur. Hiçbir radyoterapi uygulaması yapılmamıştır.

**Grup-2** :10 Gy dozunda radyoterapi uygulanmış grup.

**Grup-3**:20 Gy dozunda radyoterapi uygulanmış grup.

**Grup-4:** 30Gy dozunda radyoterapi uygulanmış grup.

**Grup-5:**40 Gy dozunda radyoterapi uygulanmış grup.

**Grup-6:** 50 Gy dozunda radyoterapi uygulanmış grup.

**Grup-7:** 60 Gy dozunda radyoterapi uygulanmış grup.

### 3.2.4. Dişlere radyoterapi uygulanması

Radyoterapi uygulamaları T.C. Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Lineer Akselatör (Siemens Primus, Malvern, USA) cihazı ile bir radyasyon onkoloğu gözetiminde bir teknisyen tarafından yapılmıştır. Dişlere uygulanacak olan doz maksimum 60 Gy olarak belirlenmiştir.



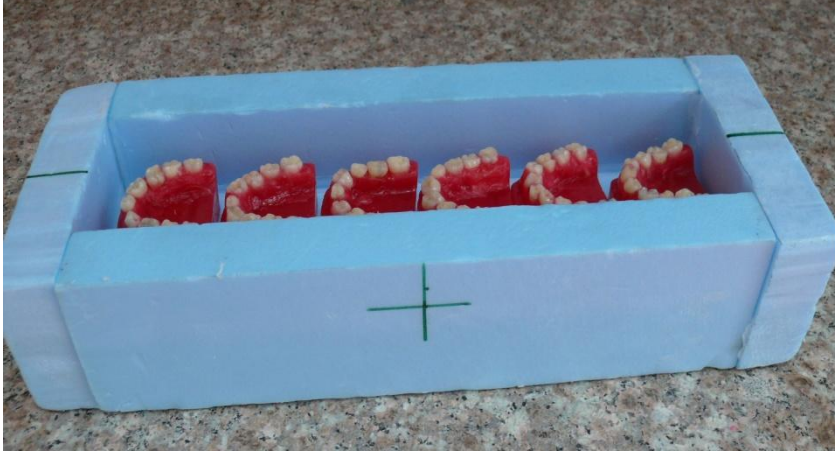
**Şekil 3.3.** Lineer Hızlandırıcı



**Şekil 3.4.** Radyoterapi Uygulaması

Bu doz dişlere hafta içi 5 gün, günde 2 Gy olacak şekilde 6 haftada verilmiştir. 6 adet çene modeli, yapılmış olan dikdörtgen şeklindeki kutuya Şekil 3.2.'deki gibi yerleştirilmiş ve radyoterapi uygulamaları için simülasyon yapılmıştır. Uygulamalar esnasında dişlerin çevresindeki dokuların taklit edilebilmesi için dişlerin üzerinde

bulunduğu çene modelleri kutuya yerleştirildikten sonra, modellerin eri kutunun st hizasına kadar pirinçle doldurulmuştur.



**şekil .3.5.** Oluşturulmuş olan 6 adet çene modeli



**şekil.3.6.** Radyoterapi uygulaması yapılmakta olan çene modelleri

Her 1 haftalık doz uygulamasından sonra, kutudan 1 model alınmıştır. Böylece, *ilk haftada* yapılan radyoterapi uygulanmasından sonra dikdörtgen kutudan çıkarılan grup 10 Gy dozunda radyoterapi alırken, *ikinci haftanın* bitiminde kutudan çıkarılan grup 20 Gy, *cnc hafta* sonunda çıkarılan grup 30 Gy, *dördüncü hafta* sonunda çıkarılan grup 40 Gy, *beşinci hafta* sonunda çıkarılan grup 50 Gy, *altıncı hafta* sonunda

Çıkarılan modeldeki dişlerse 60 Gy dozunda radyoterapi almıştır. 6. Haftanın sonunda radyoterapi uygulamaları tamamlanmıştır. Dişlerin bulunduğu çene modelleri uygulamalar arasında saf suda oda sıcaklığında bekletilmiştir. Radyoterapi uygulamaları her gün aynı saatte yapılmıştır.

### **3.2.5. Radyoterapi Uygulanmamış ve Farklı Dozlarda Radyoterapi Uygulanmış Süt Azı Dişlerinin ICP-OES Analizi**

Radyoterapi uygulamaları yapılan diş örnekleri üzerinde buldukları çene modellerinden çıkarılmıştır. Herbir gruptaki dişlerin 5'i mineral içeriklerinin analiz edilmesi için kullanılırken, diğer 5'i de kompomer rezinin mikrogerilim testi için kullanılmıştır. Elementer analizde kullanılacak olan dişlerin kökleri kuronlarından ayrılmıştır. Örnekler, Binder etüvde (Binder etüv, Tuttlingen, Germany) kurutulmuş; daha sonra, Spex rnek ğtme Değirmeni'nde (Spex, Shatterbox, Metuchen, USA) 835 rpm'de 2 dakika öğütülerek toz haline getirilmiştir. Dişleri kurutmada kullanılan mikrodalga fırın Şekil 3.7.'de; örneklerin öğütülmesinde kullanılan değirmen ise, Şekil 3.8.'de gösterilmektedir.



**Şekil 3.7.** Binder etüv



**Şekil 3.8.** Spex rnek öğütme değirmeni

Her bir gruptaki dişler, ayrı ayrı öğütülerek toz haline getirilmiştir. Toz haline getirilmiş örnekler partikül homojenitesini sağlamak için 100 µm'lik elekten geçirilmiştir. Şekil 3.9'de dişin değirmene yerleştirilme şekli; Şekil 3.10'da ise, dişin toz haline gelmiş şekli gösterilmiştir.



**Şekil 3.9.** Dişin değirmene yerleştirilme şekli



**Şekil 3.10.** Dişin toz haline getirilmiş şekli

Her bir gruptaki her bir dişe ait diş tozu örneklerinden Precisa 620 C elektronik terazi yardımıyla 0,2gr örnek alınarak plastik falkon tüplerine yerleştirilmiş ve üzerine önce 3ml H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> (hidrojen peroksit), ardından 2 ml HNO<sub>3</sub> (Nitrit oksit) ilave edildikten sonra 10 dakika bekletilmiştir.



**Şekil 3.11.** Örnek kapları

Daha sonra, tüplerin ağızları kapatılarak mikrodalga fırında yarım saat süreyle yakma işlemine tabi tutulmuştur. Yakma işlemi 3 farklı adımda (1. adım; 145°C’de %75 mikrodalga gücün de 5 dakika; 2. adım; 180°C’de %90 mikrodalga gücünde 10 dakika ve 3. adım 100°C’de %40 mikrodalga gücün de 10 dakika) 40 bar basınca dayanıklı mikrowave yağ yakma ünitesinde (Speedwave MWS-2 Berghof products, Instruments, Enien, Germany) yapılmıştır.<sup>100</sup>



**Şekil 3.12.** Örnek kaplarının mikrodalga ünitesine yerleştirilmesi

Yakma işleminden sonra, tüplerin kapakları hafifçe gevşetilerek tüp içerisindeki gazın çıkması sağlanmıştır. Gaz çıkışı tamamlandıktan sonra, tüplerin kapağı açılmış ve çözünen örnekler filtre kâğıdından geçirilmiş, toplam hacim 25ml olacak şekilde üzerine distile su ilavesi yapılarak okumaya hazır hale getirilmiştir. Tablo 3.1’de analizi yapılan metallerin okuma aralıkları ve dalga boyları verilmiştir.

Örnekler analize hazırlandıktan sonra, ICP-OES (Perkin-Elmer, Optima 2100 DV, ICP/OES, Shelton, USA) cihazında her element için farklı dalga boyunda okuma yapılmıştır.<sup>101</sup> Elde edilen değerler mg/kg (ppm) olarak kuru ağırlık üzerinden kaydedilmiştir. Şekil.3.13’de ICP OES spektrofotometresi görülmektedir.



**Şekil.3.13.** ICP OES spektrofotometresi

**Tablo 3.1.** Metallerin, dalga boyları ve okuma aralıkları<sup>102</sup>

<b>Elementler</b>	<b>Dalga Boyu (nm)</b>	<b>Referans Aralığı mg/kg (ppm)</b>
<b>P</b>	832.1	0.20-10000
<b>K</b>	766.4	0.10-5000
<b>Ca</b>	317.9	0.0003-15
<b>Na</b>	330.2	0.010-500
<b>Mg</b>	279.0	0.001-50
<b>Fe</b>	259,9	0.015-750
<b>Cu</b>	324.7	0.020-1000
<b>Zn</b>	213.8	0.009-450
<b>Mn</b>	257.6	0.003-150
<b>Pb</b>	220.2	0.14-7000
<b>Cd</b>	226.5	0.015-750
<b>Cr</b>	267.7	0.040-2000
<b>Ni</b>	231.6	0.060-3000
<b>Al</b>	254.3	0.06-200
<b>B</b>	230.4	0.040-800
<b>S</b>	231.1	0.022-2000

### **3.2.6. Radyoterapi Uygulanmamış ve Farklı Dozlarda Radyoterapi Uygulanmış Süt Azı Dişlerinde Poliasit Modifiye Rezin Kompozit Rezin İçin Mikrogerilim Uygulaması Yapılacak Olan Grupların Hazırlanması, Termal Siklus Uygulaması, Mikrotensil Preperasyonu, Mikrogerilim Testi ve Başarısızlık Şekillerinin Değerlendirilmesi**

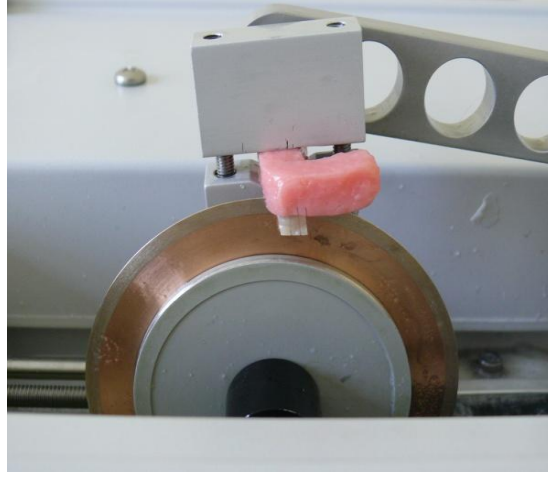
#### **3.2.6.1.Mine Örneklerinin Hazırlanması**

Radyoterapi uygulamaları bitmiş olan 5 adet dişin mine yüzeylerine %34,5'lik fosforik asit (Vococid, Voco, Cuxhaven, Germany ) uygulanmış ve 30 s beklenmiş, bunun dışında hiçbir ilave işlem yapılmamıştır. Fosforik asit su ile 20 s süreyle yıkanarak uzaklaştırılmıştır, yüzey poliüretan köpükler (Voco, Cuxhaven, Germany ) yardımıyla kurutulmuştur.

Mine yüzeylerine her bir örnek için bir adet kullanılacak şekilde mikrobrushlar ile self-etch adeziv ( Futurabond M, Voco, Cuxhaven, Germany ) üretici firmanın talimatlarına göre uygulanmış, 20s beklenmiş, 5s hava spreyi ile yayılmış ve 10 s süreyle Standart LED (LED-C, Guilin Woodpecker, Medical Instrument Co. LTD., Guangxi P.R.China) ile cure edilmiştir. 6 mm yüksekliğe sahip teflon kalıp diş yüzeyine yerleştirilmiştir. Kompomer rezin materyal (Glossiosit, Voco, Cuxhaven, Germany ) maksimum 2 mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmiş ve her bir tabaka 20s cure edilmiştir. Restoratif uygulamaları takiben dişlerin kökleri “L” şeklinde hazırlanmış otopolimerizan akrilik rezine gömülmüştür. Restorasyonu tamamlanmış olan dişler dişlerin okluzal yüz ve pulpa tavanı arası mesafesini belirlemek için röntgen ışını diş yüzeyine dik gelecek şekilde periapikal radyografiler alınmıştır. Daha sonra, dişlerin okluzal yüzeyleri radyografik pulpa tavan sınırından 1 mm okluzalde olacak

şekilde dişlerin uzun aksına dik olarak isomet kesme cihazıyla kesilmiştir. Böylece bir ucunda mine dokusu diğer ucunda restoratif materyal olan örnekler elde edilmiştir. “L” şeklindeki otopolimerizan akrilik içerisinde dentin dokusu+dişlerin kök bölümleri bulunurken kesilen kısımda, mine+kompomer rezin dokusu kalmıştır. Mine için mikrotensil testlerinin yapılabilmesi amacıyla elde edilen kompomer rezin+mine bileşimi, kompomer restoratif materyalin 2 mm’lik bölümünden “L” şeklinde hazırlanmış otopolimerizan akrilik rezine gömülmüştür. Daha sonra mine+kompomer rezin örneklerine 500 kez termal siklus işlemi 5-55°C arasında 20s’lik intervaller ile yapılmıştır.

“L” şeklinde hazırlanmış akrilik bloklar mikro kesit almak için, kesme cihazına (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) bir uçlarından tutucu parça yardımıyla kesme cihazına sabitlenmiştir. Kesitler restore edilmiş dişlerin bağlanma ara yüzeylerine dik olacak şekilde kesilerek 1 mm kalınlığında kesitler elde edilmiştir. Daha sonra akrilik bloklar diğer uçlarından cihaza sabitlenerek tekrar kesitler elde edildi. Böylece 1x1 mm<sup>2</sup> kesit alanına sahip çubuk şekilli örnekler elde edildi. Hasarlanmış veya mikrogerilim cihazına uygun olmayan örnekler çalışma dışı bırakılmıştır. 7 grup için elde edilen toplam 137 mine+kompomer rezin çubuğu üzerinde mikrotensil testleri yapılmıştır.



**Şekil 3.14.** Mine ve dentin çubuklarının elde edilmesi

### **3.2.6.2. Dentin Örneklerinin Elde Edilmesi**

Mine+kompomer rezin bileşiminin isomet kesme cihazıyla kesilmesiyle “L” şeklindeki otopolimerizan akrilik içerisinde dentin yüzeyleri açığa çıkarılmış dentin yüzeyleri ortaya çıkmıştır. Açığa çıkarılmış dentin yüzeylerinde standart bir smear tabakası, 600 grit’lik silikon karbit zımparanın 30 s kullanımıyla elde edilmiştir. Dentin yüzeyleri açığa çıkarılmış dişlere total etch tekniğine uygun olarak fosforik asit uygulanmış ve 15s beklenmiştir. Fosforik asit su ile 20s süreyle yıkanarak uzaklaştırılmıştır, yüzey poliüretan köpükler (Voco, Cuxhaven, Germany ) yardımıyla kurulanmıştır. Mine yüzeylerine her bir örnek için bir adet kullanılacak şekilde mikrobrushlar ile self-etch bonding ajan (Futurabond M, Voco, Cuxhaven, Germany) üretici firmanın talimatlarına göre uygulanmış, 20s beklenmiş, 5s hava spreyi ile yayılmıştır, 10s Standart LED ile cure edilmiştir. 3 mm yüksekliğe sahip teflon kalıp diş yüzeyine yerleştirilmiştir. Kompomer rezin materyal maksimum 2 mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmiş ve her bir tabaka 20s cure edilmiştir. Daha sonra, örneklere 500 kez termal siklus işlemi 5-55°C arasında 20 s’lik aralıklar ile yapılmıştır. Akrilik bloklar mikrokosit almak için, kesme cihazına yerleştirilmiştir. Mine örneklerinin elde

edilmesindekine benzer şekilde 1x1 mm<sup>2</sup> kesit alanına sahip dentin+kompomer rezin çubukları elde edilmiştir. Elde edilen 129 dentin+kompomer rezin çubuğu kullanılarak mikrogerilim testlerine hazır hale getirilmiştir.

### 3.2.7. Mikrogerilim Testlerinin Yapılması

Elde edilen mine+kompomer rezin (n=137) ve dentin+kompomer rezin (n=129) çubukları mikrotensil test cihazının (Micro Tensile Tester, BISCO, Inc., Schaumburg, IL, USA) test bloğuna siyanoakrilat bir yapıştırıcı (Zapit, Dental Ventures of America, Inc., Corona, CA, USA) ile iki ucundan yapıştırılmıştır (Şekil 3.15.). Her örnekte kopma olana kadar 1 mm/dk'lık mikrogerilim testi uygulanmıştır. Elde edilen değerler Newton cinsinden kaydedilmiştir. Daha sonra,  $MPa = \frac{Kuvvet(Newton)}{Alan(mm^2)}$  formülü kullanılarak MPa'ya dönüştürülmüştür.



Şekil.3.15. Mikrotensil Test Cihazı



**Şekil.3.16.** Mine ve dentin-kompomer rezin çubuklarının elde edilişi ve mikrogerilim testi şematik görünümü.

### 3.2.8. Steromikroskop Değerlendirmesi

Örneklerin başarısızlık şekilleri adheziv (mine-kompomer rezin veya dentin-kompomer rezin ara yüzünden kopma); koheziv (mine veya dentin veya kompomer rezinde kopma); ve karışık (adheziv+koheziv ) şeklinde steromikroskop altında 10x büyütmede (Nicon SMZ-U multi point-sensor system, Japan) değerlendirilmiştir. Elde edilen veriler, istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

### 3.2.9. SEM Değerlendirmesi

Başarısızlık şekilleri adheziv (mine-kompomer rezin veya dentin-kompomer rezin ara yüzünden kopma); koheziv (mine veya dentin veya kompomer rezinde kopma); ve karışık (adheziv+koheziv ) şeklinde steromikroskopta değerlendirilen örnekler, SEM'de de (JMS-5600, Jeol Ltd, Tokyo, Japan) değerlendirilmiştir.

Örneklerin kesit yüzetleri, POLARON E 500 (Comercial Assens-Llofrin SA, Barcelona, Spain) kaplama ünitesinde Au-Pd kullanılarak kaplanmıştır. Örnekler SEM’de (SEM, Jeal-6400-Japan) incelenmiş ve mikrograflanmıştır.

### **3.2.10. İstatistiksel Analiz**

Kontrol grubu ve radyoterapi uygulamaları yapılmış olan grupların elementer analizlerindeki değişiklikler tek-yönlü Kruskal Wallis varyans analizi, Duncan post-hoc çoklu karşılaştırma testi kullanılarak analiz edilmiştir. Kontrol grubundaki örneklerin elementer analizinden elde edilmiş olan miktarlar arasındaki ilişki ve kontrol grubundaki ile farklı doz radyoterapi uygulanmış örneklerden elde edilen elementer analiz ilişkileri Spearman Korelasyon analizi kullanılarak analiz edilmiştir. Radyoterapi uygulamalarının mine-kompomer rezin, dentin-kompomer rezin bağlanma güçleri arasındaki karşılaştırmaları tek-yönlü ANOVA ve Duncan post-hoc çoklu karşılaştırma testi kullanılarak yapılmıştır. Mine-kompomer rezin ve dentin-kompomer rezin başarısızlık şekilleri ile ilgili karşılaştırmalar Ki-kare analizi ve Mann-Whitney U testleri ile analiz edilmiştir. Tüm analizler SPSS 20.0 ( SPSS Inc., Chicago IL, USA) paket program kullanılarak %5 anlam seviyesinde yapılmıştır.

## 4.BULGULAR

### 4.1. Radyoterapi Uygulanmamış ve Farklı Dozlarda Radyoterapi Uygulanmış Süt Azı Dişlerinin ICP-OES Analizi Bulguları

Tablo 4.1’de kontrol grubu (G-1) ve farklı dozlarda radyasyon uygulanmış gruplardaki (G-2 – G-7) dişlere ait mineral içerik ortalamaları ve standart sapmaları mg/kg (ppm) olarak gösterilmiştir.

Çekilmiş süt azı dişlerinde ICP-OES analizinde tespit edilmiş olan 17 elementten ikisi (Al ve Mo) dışında 15 elemente ait kontrol grubu (G-1) ve çalışma gruplarındaki (G-2, G-3, G-4, G-5, G-6, G-7) ölçümler elde edilebilmiştir (Tablo 4.1.1). Bu iki elementten Mo için G-3 (20 Gy) ve G-4’ten (30 Gy) ortalama değer elde edilirken, (Tablo 4.1.1; Şekil 4.1.17); Al için ise, yalnızca G-7’den (60 Gy) ortalama değer elde edilebilmiştir (Tablo 4.1.1; Şekil 4.1.1). Farklı doz radyoterapi uygulamalarında süt dişi kural sert dokularındaki her bir elementin istatistiksel karşılaştırması, Kruskal Wallis Varyans analizi değerleri, anlam seviyeleri ve farklılıkların meydana geldiği gruplar her bir element için her bir grafikte ayrı ayrı gösterilmiştir (Şekil 4.1.1-4.1.17).

Elementlerin kıyaslamalarında anlam seviyesi en yüksek  $P=0.003$  olarak bulunmuştur. Elementlerin Kruskal Wallis varyans analiz değerlerine göz atıldığında en yüksek Kruskal Wallis değeri  $KW=28.239$  ile Fe elementine ait iken; en düşük Kruskal Wallis değeri,  $KW=18.899$  ile K elementine ait bulunmuştur. İstatistiksel olmayan bir deyişle, dişlerde meydana gelen en yüksek elementer değişim Fe elementindeyken (Şekil 4.1.7), en az değişim K elementinde (Şekil 4.1.8) saptanmıştır.

Şekil 4.1.1’den 4.1.17’ye kadar gösterilmiş olan grafiklerin genel olarak yorumlanması şu şekilde yapılabilir: Ca, Mg, Na, Zn ve P (Şekil 4.1.3, 4.1.10, 4.1.11,

4.1.16, 4.1.13) elementlerinde radyasyon uygulamasına bağlı olarak kontrol grubuna göre Na, Mg, Zn ve P elementlerinde rakamsal düşüşler olmasına rağmen, istatistiksel farklılıklar meydana gelmemiştir. Bununla beraber, kontrol grubuyla radyoterapi uygulama gruplarının radyasyon dozlarına bağlı olarak farklılıklar “genel olarak” anlamlı bulunmuştur. Ca elementinde ise, kontrol grubuyla kıyaslandığında, radyasyon uygulamaları boyunca anlamlı düşüş içeren değişimler meydana gelmiştir. K, Mn, Ni, B (Şekil 4.1.8, Şekil 4.1.9, Şekil 4.1.12, Şekil 4.1.2) elementlerinde ise, kontrol grubuna göre radyoterapi uygulamaları boyunca istatistiksel olarak anlamlı olmayan rakamsal değişimler ve/veya anlamlı olan rakamsal değişimler meydana gelmiştir. Fe, Cu, Cd, Cr, S, Pb (Şekil 4.1.7, Şekil 4.1.6, Şekil 4.1.4, Şekil 4.1.5, Şekil 4.1.15, Şekil 4.1.14) gibi elementlerde de kontrol grubuna göre, radyoterapi uygulamaları boyunca “benzerlik” veya istatistiksel olarak “anlamlı artışlar” meydana gelmiştir.

**Tablo 4.1.1.** Farklı doz radyoterapi uygulamalarında kuronal diş sert dokulardaki mineral içerik ortalama ve standart sapmaları [mg/kg (ppm)]

Elementler	Grupların Ortalama ve Standart Sapmaları [mg/kg (ppm)]						
	G-1	G-2	G-3	G-4	G-5	G-6	G-7
<b>Ca</b>	185442±5525.1	104415±6636.9	135587.7±12660	152992±8704.8	143472±3666.6	155092±7639.8	137451±3008
<b>K</b>	290.4±31.1	291.5±60.9	246.2±20.6	184.2±6.4	328.7±15.4	256.5±20.4	305.8±14.9
<b>Mn</b>	3.70 ±0.50	5.68±2.53	3.06±0.27	4.97±0.37	8.35±0.56	5.21±0.36	14.45±2.57
<b>Na</b>	8475±598.6	7915.2±598.6	7662.2±102.4	4742.7±265.4	7771±272.6	7223.7±76.3	7324.6±154.8
<b>Mg</b>	6645.8±321.2	6007.2±728.4	5595.7±181.4	4819.5±249.4	6625.2±173.1	5543±108.9	5766.4±114.2
<b>Fe</b>	46.63±3.37	39.33±1.84	36.65±2.05	94.3±3.69	109.67±5.37	139.37±16.73	168.40±6.56
<b>Cu</b>	0.29±0.10	0.82±0.67	1.84±0.54	1.66±0.05	1.58±0.11	2.38±0.25	3.65±0.33
<b>Zn</b>	167±8	163.4±27.7	123.1±9.5	111.2±6.5	162.1±11.8	113.9±7	128.5±6.8
<b>Pb</b>	0.61±0.04	1.33±0.24	1.43±0.16	0.70±0.09	1.27±0.03	2.69±0.36	0.64±0.07
<b>Cd</b>	0.37±0.04	0.73±0.30	0.43±0.05	0.66±0.11	0.69±0.07	0.37±0.05	0.29±0.02
<b>Cr</b>	3.45±0.37	3.12±0.50	2.83±0.09	5.93±0.56	5.33±0.52	6.26±0.16	5.39±0.13
<b>Ni</b>	0.22±0.03	0.47±0.05	0.41±0.05	1.50±0.15	2.21±0.15	1.58±0.12	3.58±0.31
<b>Al</b>	-	-	-	-	-	-	14,8±1,19
<b>B</b>	0.95±0.09	1.36±1.03	0.75±0.10	0.74±0.10	0.25±0.05	0.54±0.05	0.36±0.05
<b>S</b>	243.12±98.4	495.17±54.6	402±24.7	360.2±40	465.9±10.8	339.3±23.7	312.8±8.9
<b>Mo</b>	-	-	0.097±0.04	0.097±0.04	-	-	-
<b>P</b>	96962.2±4244.5	95133±1738.3	75966.5±3907.6	79365.7±2304.2	84291.7±1519.4	79029.2±1595.9	75748±1848.7

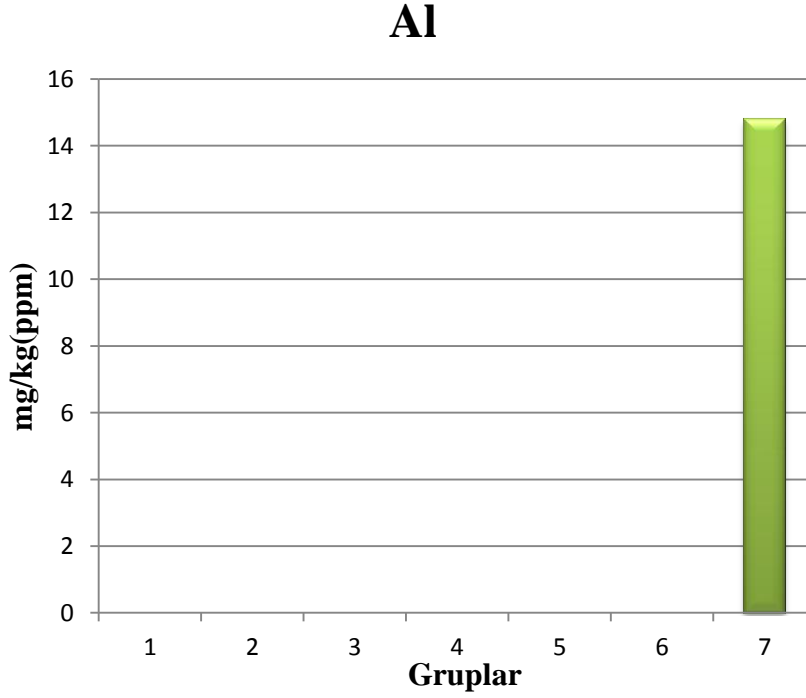
**Tablo 4.1.2.** Kontrol ve Radyoterapi gruplarındaki Süt azı dişlerinden elde edilmiş olan her bir elementin gruplar arası Kruskal Wallis varyans analiz değeri, anlam seviyeleri ve farklılıkların kaynaklandığı gruplar

Elementler	İstatistik		Gruplar						
	KW	P	G-1	G-2	G-3	G-4	G-5	G-6	G-7
<i>Ca</i>	24.915	0.000	a	b	c	d,e	c,d,e	e	c,d
<i>K</i>	19.829	0.003	a,c	a,c	a,b	b	c	a	a,c
<i>Mn</i>	25.262	0.000	a	a,b	a	a	b	a,b	d
<i>Na</i>	21.151	0.002	a	a	a	b	a	a	a
<i>Mg</i>	23.212	0.001	a	a,b	b	c	a	b,c	b
<i>Fe</i>	28.239	0.000	a	a	a	b	b	c	d
<i>Cu</i>	24.965	0.000	a	a,b	c,d	c,d	b,c	d	e
<i>Zn</i>	22.581	0.001	a	a	b	b	a	b	b
<i>Pb</i>	24.906	0.000	a	b	b	a	b	d	a
<i>Cd</i>	24.265	0.000	a	c	a,b	b,c	b,c	a	a
<i>Cr</i>	25.725	0.000	a	a	a	b,c	b	c	b
<i>Ni</i>	27.864	0.000	a	a	a	b	c	b	d
<i>Al</i>	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<i>B</i>	26.196	0.000	a,b	a	a,b	a,b	b	a,b	b
<i>S</i>	23.854	0.001	a	b	b,c	c,d	b,d	a,c	a,c
<i>Mo</i>	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<i>P</i>	24.897	0.000	a	a	b	b,c	c	b	b

\*Tabloda satır esas alınmalıdır. Aynı harf ve /veya harfler ile gösterilen gruplar arasında farklılık istatistiksel olarak yoktur.

## 4.2. Diş Sert Dokularından Elde Edilmiş Olan Elementlerin Tüm Gruplara Göre Grafikselle Değerlendirmeleri

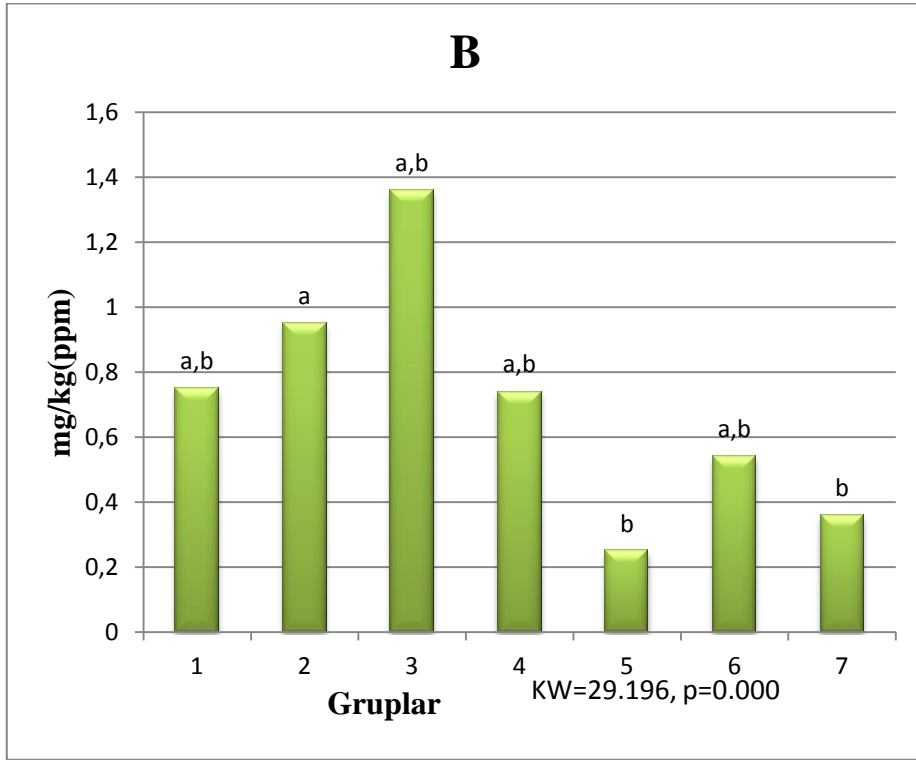
### Alüminyum (Al)



**Şekil 4.2.1.** Al elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Al elementine ait ölçüm değeri yalnızca G-7'den alınabilmektedir. Diğer gruplardan ölçüm değeri alınmadığı için istatistiksel analiz yapılamamıştır.

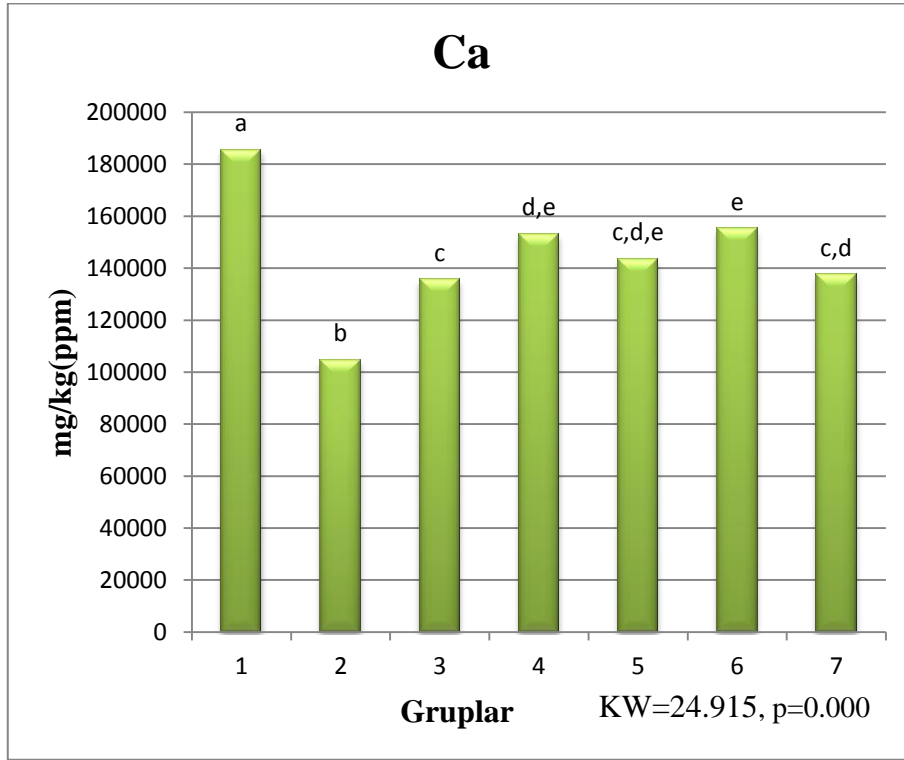
## Bor (B)



**Şekil 4.2.2.** B elementine ait radyoterapi dozu konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.2.'ye göre, B elementi için istatistiksel analiz yorumu; “G-1, G-2, G-3, G-4 ve G-6 aralarında farklılık anlamsız; G-6 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-1, G-3, G-4, G-5 aralarında farklılık anlamsız” şeklinde yapılabilir.

## Kalsiyum (Ca)

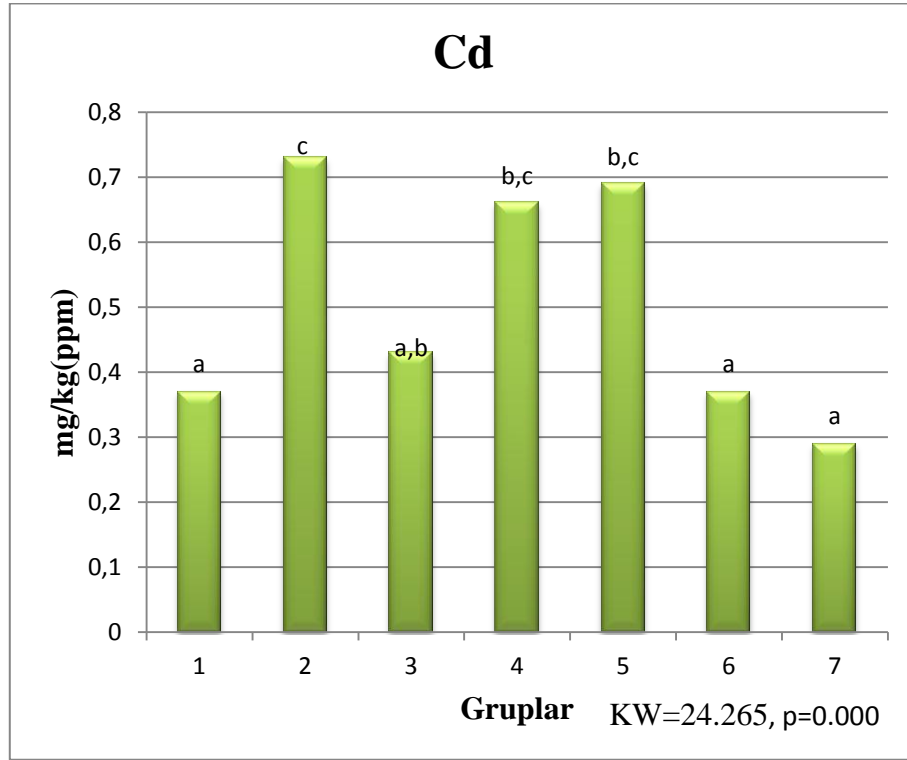


**Şekil 4.2.3.** Ca elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.

Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.3.'e göre, Ca elementi için istatistiksel analiz yorumu; “ G-3, G-5 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-4, G-5 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-4, G-5 ve G-6 aralarında farklılık anlamsız; hem G-1 hem de G-2 hem birbirilerinden hem de diğer gruplardan anlamlı farklılığa sahip” şeklinde olabilir.

## Kadmiyum (Cd)

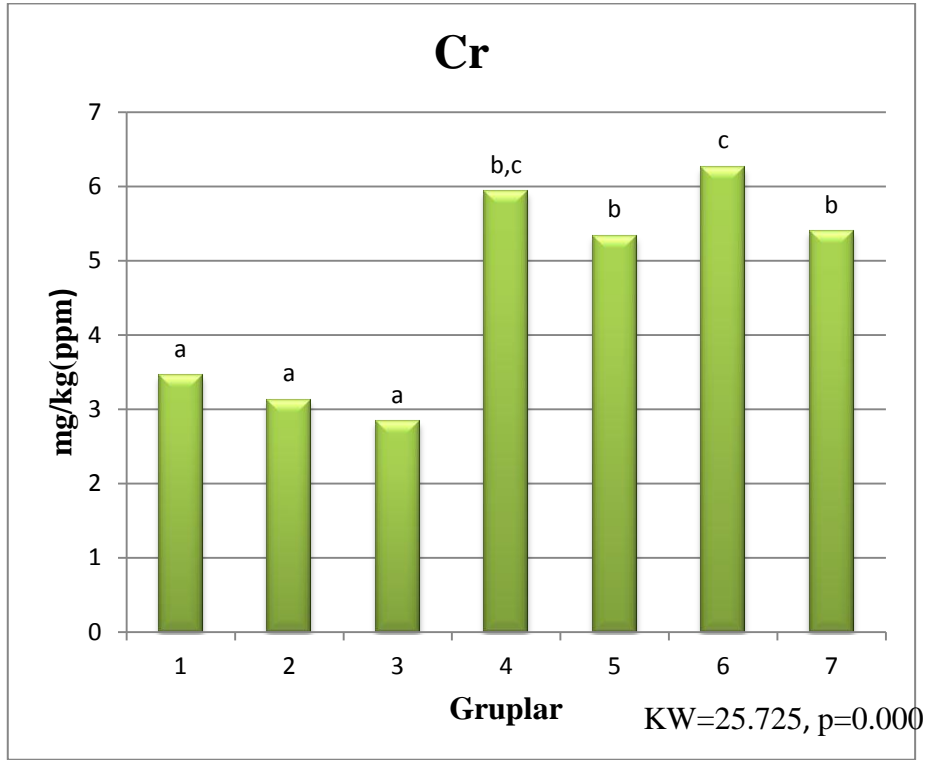


**Şekil 4.2.4.** Cd elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.

Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.4.'e göre Cd elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-3, G-6 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-2, G-4 ve G-5 aralarında farklılık anlamsız; G-3, G-4 ve G-5 aralarında farklılık anlamsız” olarak yapılabilir.

## Krom (Cr)

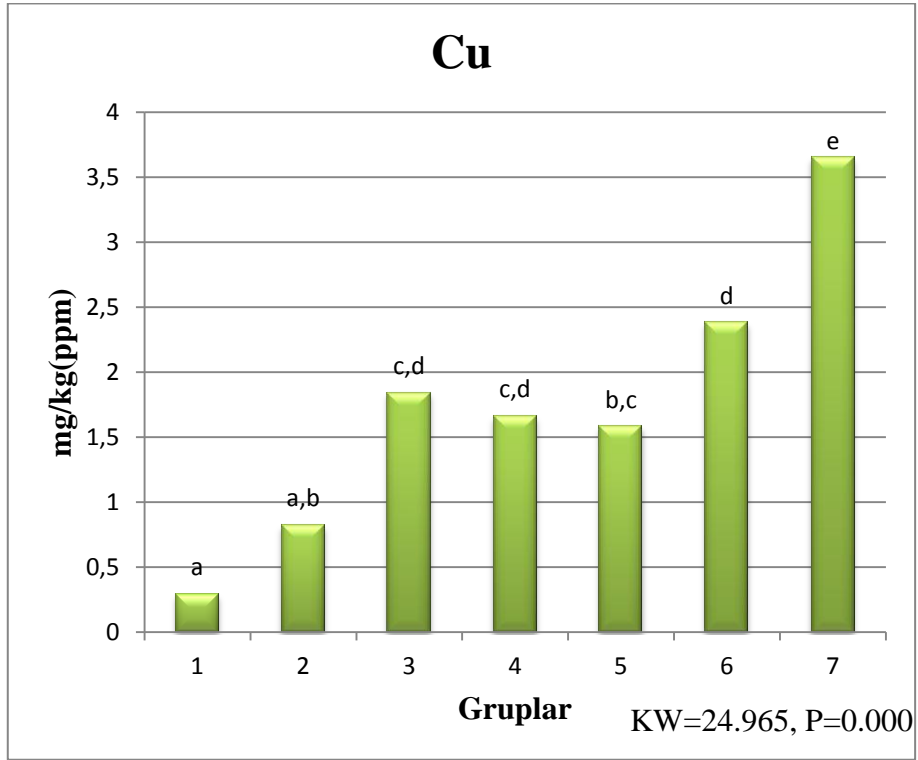


**Şekil 4.2.5.** Cr elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.

Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.5.'e göre Cr elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-2 ve G-3 aralarında farklılık anlamsız; G-4, G-5 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-4 ve G-5 arasında farklılık anlamsız” şeklinde yapılabilir.

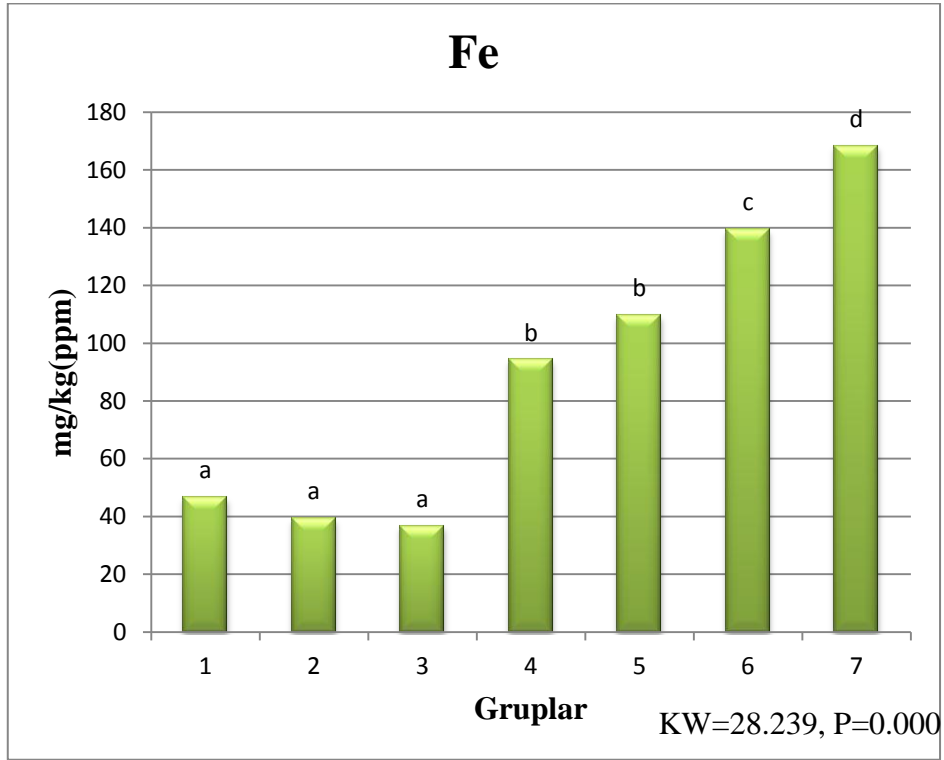
## Bakır (Cu)



**Şekil 4.2.6.** Cu elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.6.'ya göre Cu elementi için istatistiksel yorum; "G-1 ve G-2 arasında farklılık anlamsız, G-3, G-4 ve G-5 aralarında farklılık anlamsız, G-3, G-4 ve G-6 aralarında farklılık anlamsız" şeklinde yapılabilir.

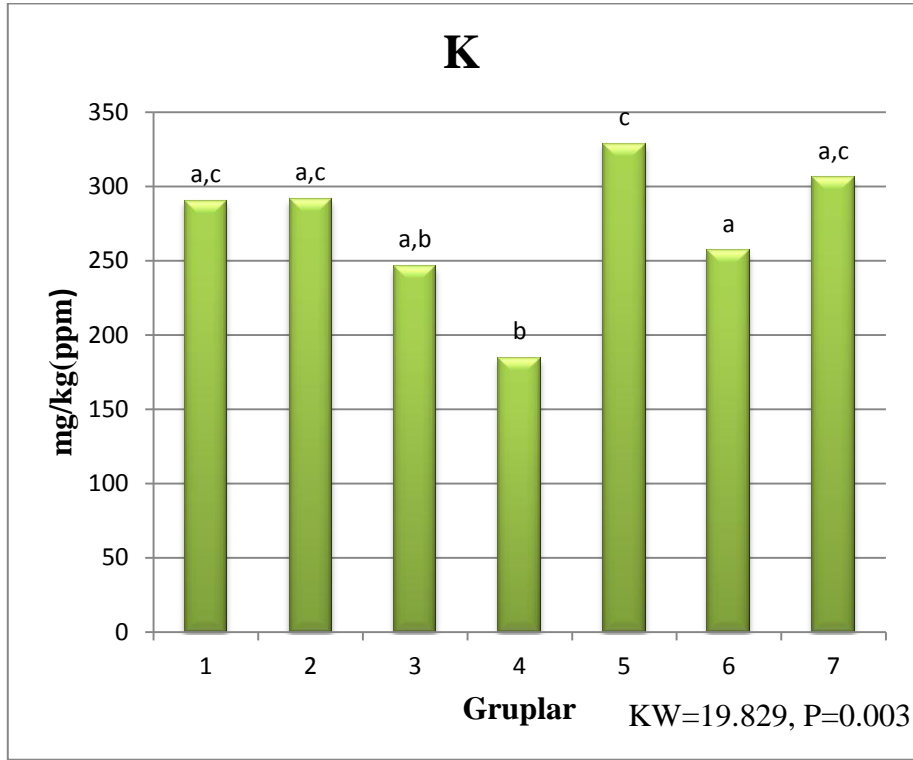
## Demir (Fe)



**Şekil 4.2.7.** Fe elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.7.'ye göre Fe elementi için istatistiksel yorum; "G-1, G-2 ve G-3 aralarında farklılık anlamsız; G-4, G-5 aralarında farklılık anlamsız; hem G-6 hem de G-7 hem birbirleri arasında hem de diğer gruplar arasında farklılık anlamlı" şeklinde yapılabilir.

## Potasyum (K)

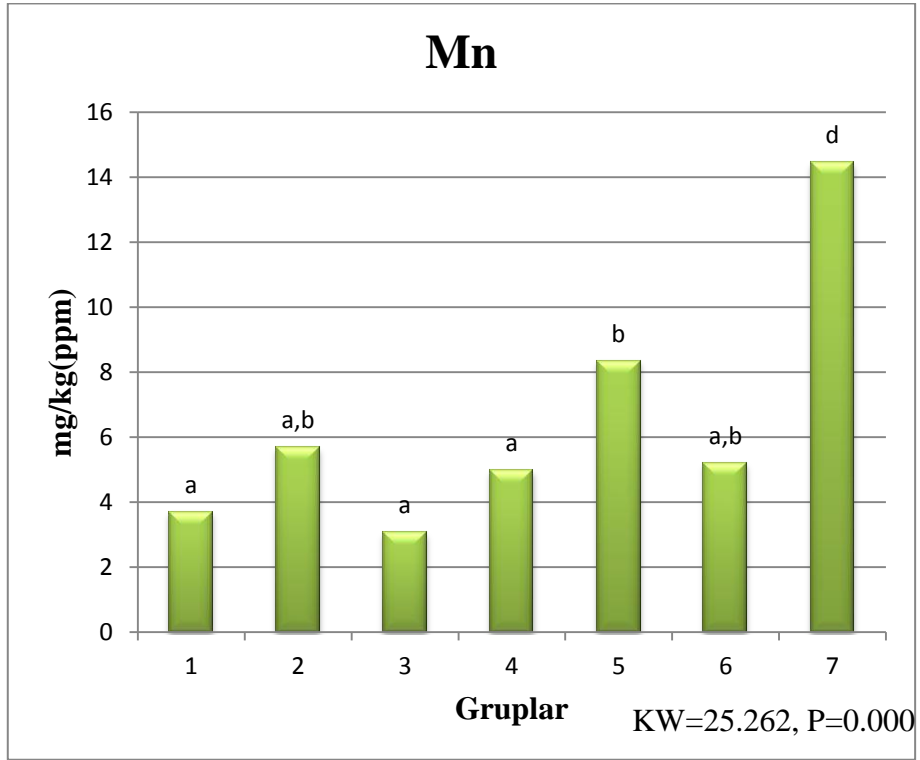


**Şekil 4.2.8.** K elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.

Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.8.'e göre K elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-2, G-3, G-6 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-1, G-2, G-5 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-3 ve G-4 arasındaki farklılık anlamsız; G-1, G-2, G-5 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız” şeklinde yapılabilir.

## Mangan (Mn)

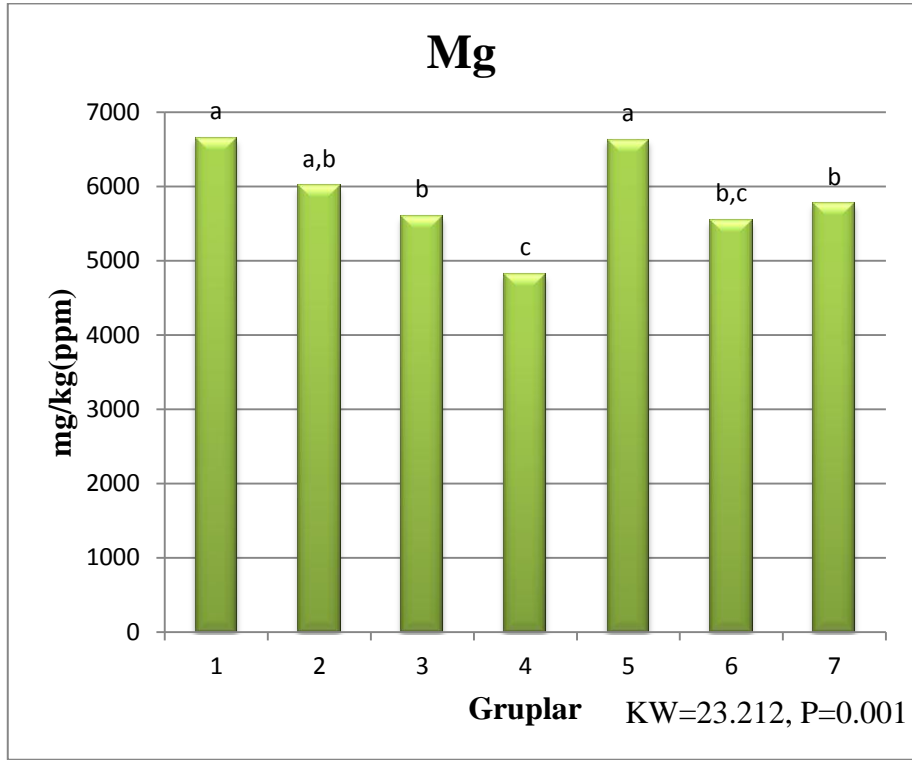


**Şekil 4.2.9.** Mn elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği.

Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.9.'a göre Mn elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-2, G-3, G-4 ve G-6 aralarında farklılık anlamsız; G-2, G-5 ve G-6 aralarında farklılık anlamsız; G-7 diğer tüm gruplardan anlamlı farka sahip” şeklinde yapılabilir.

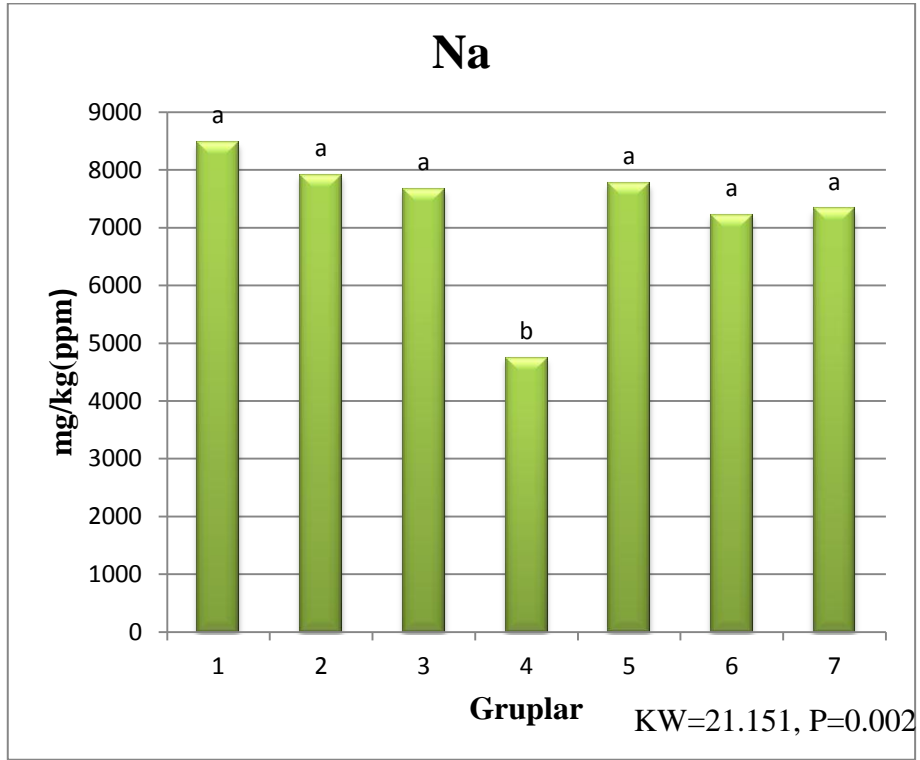
## Magnezyum (Mg)



**Şekil 4.2.10.** Mg elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.10.'a göre, Mg elementi için istatistiksel yorum; "G-1, G-2 ve G-5 aralarında farklılık anlamsız; G-2, G-3, G-6 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-4 ve G-6 arasında farklılık anlamsız" şeklinde yapılabilir.

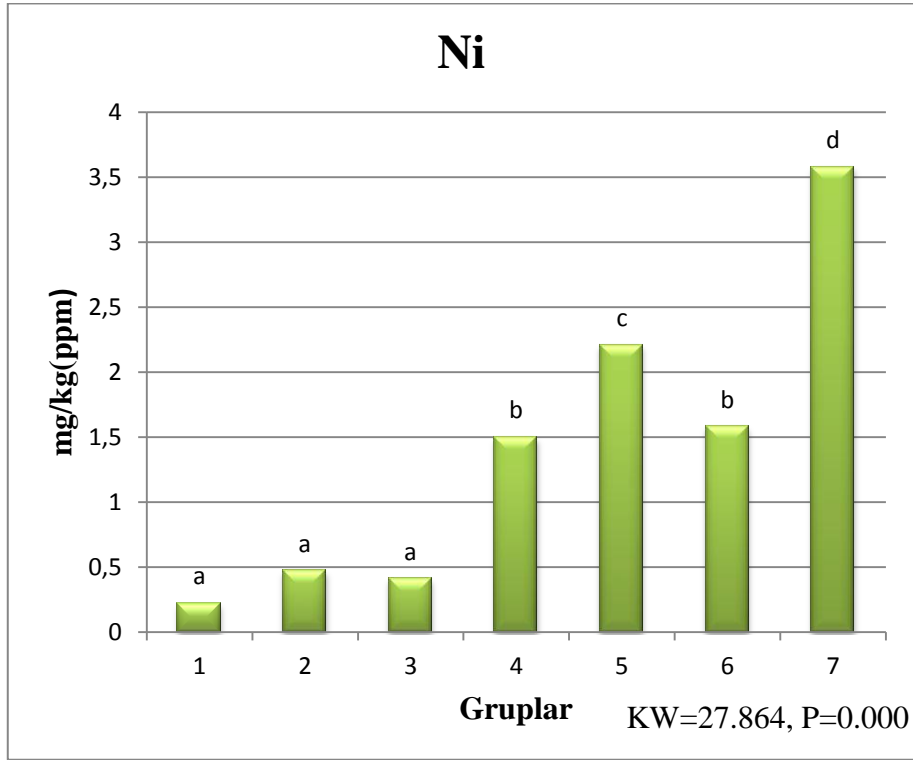
## Sodyum (Na)



**Şekil 4.2.11.** Na elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.11.'e göre Na elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-2, G-3, G-5, G-6 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-4 diğer gruplardan anlamlı farklılığa sahip” şeklinde yapılabilir.

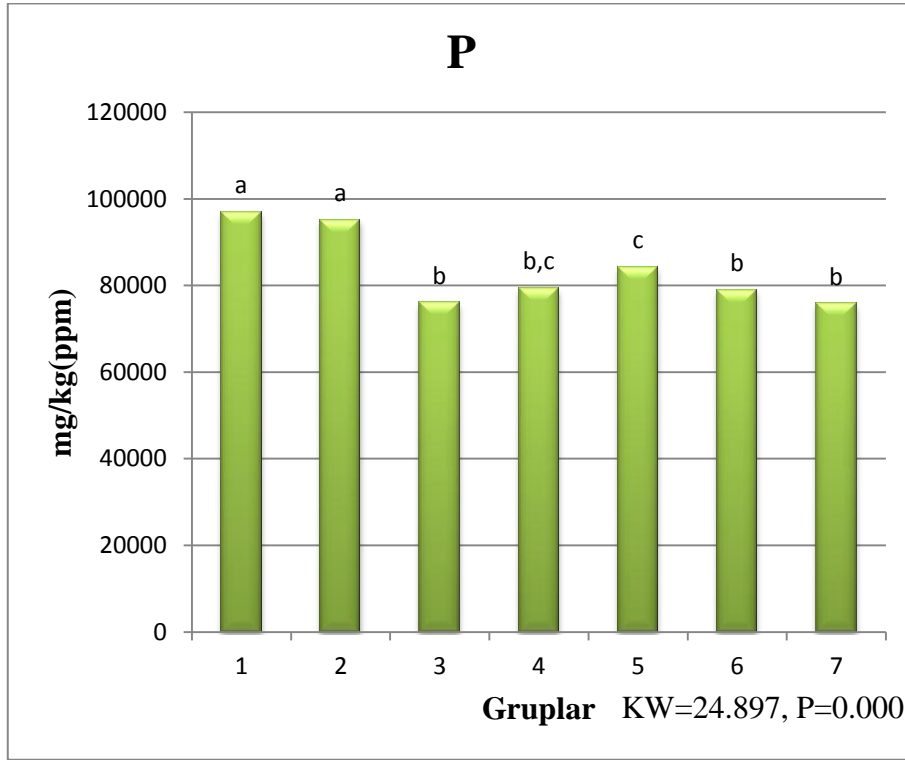
## Nikel (Ni)



**Şekil 4.2.12.** Ni elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.12'ye göre Ni elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-2 ve G-3 aralarında farklılık anlamsız; G-4 ve G-6 aralarında farklılık anlamsız; hem G-5 hem de G-7 hem birbirlerinden hem de diğerlerinden anlamlı farklılığa sahip” şeklinde yapılabilir.

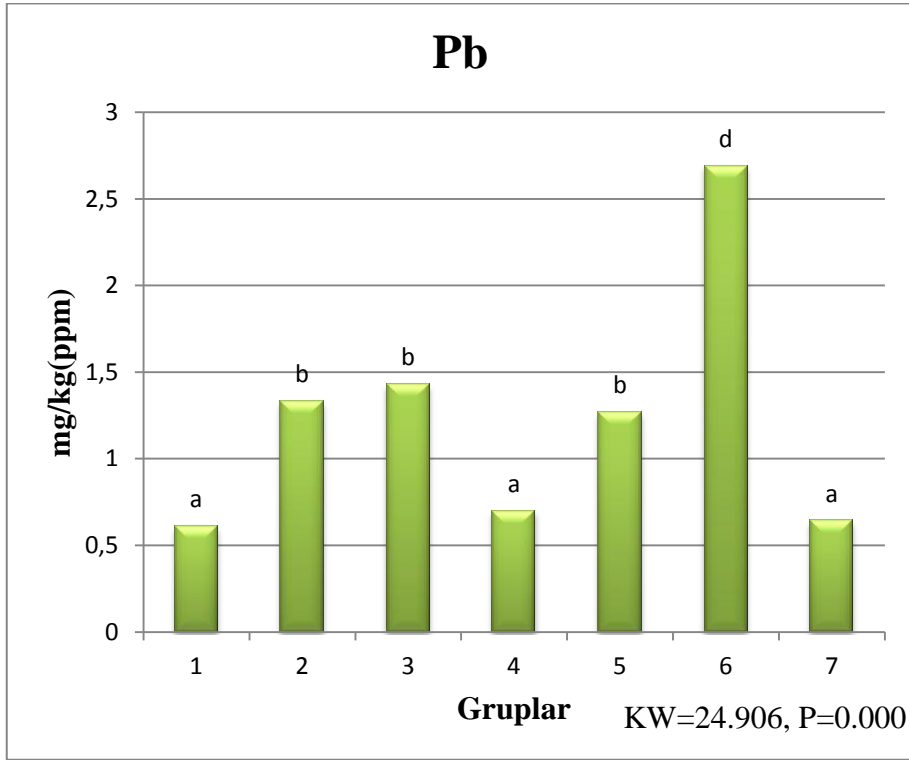
## Fosfor (P)



**Şekil 4.2.13.** P elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.13.'e göre P elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-2 aralarında farklılık anlamsız; G-3, G-4, G-6 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız , G-4 ve G-5 arasında farklılık anlamsız” şeklinde yapılabilir.

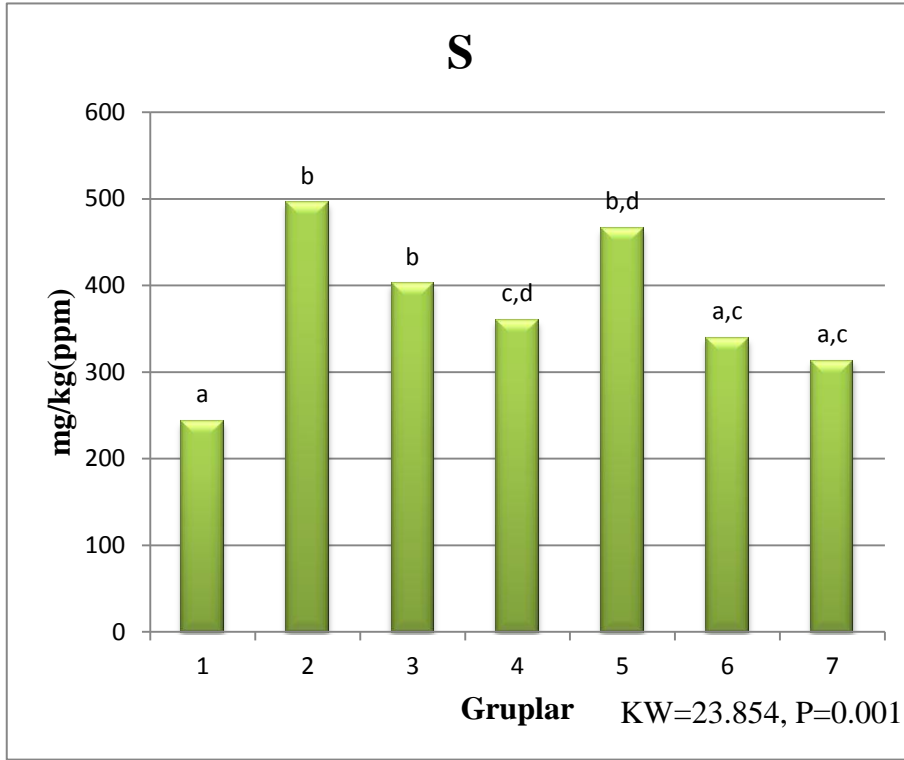
## Kurşun (Pb)



**Şekil 4.2.14.** Pb elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.14.'e göre Pb elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-4 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-2, G-3 ve G-5 aralarında farklılık anlamsız, G-6 tüm gruplardan anlamlı farklı” şeklinde yapılabilir.

## Kükürt (S)



**Şekil 4.2.15.** S elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.15.'e göre, S elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-6 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-2, G-3 ve G-5 aralarında farklılık anlamsız; G-4, G-6 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız; G-4 ve G-5 arasındaki farklılık anlamsız” şeklinde yapılabilir.

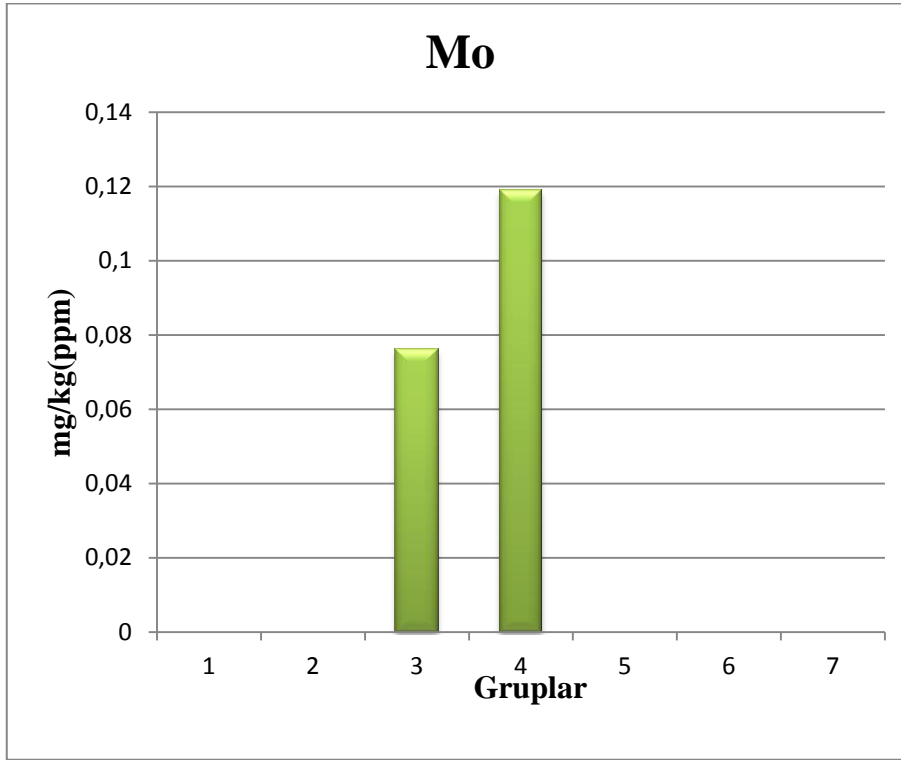
## Çinko (Zn)



**Şekil 4.2.16.** Zn elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur.

Şekil 4.2.16'ya göre Zn elementi için istatistiksel yorum; “G-1, G-2 ve G-3 aralarında farklılık anlamsız; G-3, G-4, G-6 ve G-7 aralarında farklılık anlamsız” şeklinde yapılabilir.

## Molibden (Mo)



**Şekil 4.2.17.** Mo elementine ait radyoterapi dozu-konsantrasyon değişim grafiği. Aynı harf ve/veya ortak harfleri içeren gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık yoktur. Şekil 4.1.17'ye göre, Mo elementine ait ölçümler yalnızca G-3 ve G-4'e ait olduğu için istatistiksel analiz yapılamamıştır.

G-2 için dış major elementlerinde “azalma-anlamli” ve %80 “artış-anlamli”; ağır elementlerde %70 “anlamsız” ve %29 “artış-anlamli”.

G-3 için dış major elementlerinde %60 “azalma-anlamli” ve %40 “anlamsız” ; ağır elementlerde %57 “anlamsız”, %29 “artış-anlamli” ve %14 “azalma-anlamli”.

G-4 için dış major elementlerinde %100 “azalma-anlamli”; ağır elementlerde %29 “anlamsız”, %57 “artış-anlamli” ve %14 “azalma-anlamli”.

G-5 için diş major elementlerinde %60 “anlamsız” ve %40 “azalma-anlamalı”; ağır elementlerde %14 “anlamsız” ve %86 “artış-anlamalı”.

G-6 için diş major elementlerinde %40 “anlamsız” ve %60 “azalma-anlamalı”; ağır elementlerde %14 “anlamsız” ve %57 “artış-anlamalı”, %29 “azalma-anlamalı”.

G-7 için diş major elementlerinde %40 “anlamsız” ve %60 “azalma-anlamalı”; ağır elementlerde %29 “anlamsız” ve %57 “artış-anlamalı”, %14 “azalma-anlamalı”.

İstatistiksel olmayan bir deyişle radyasyonun elementler ve dozlar göz öüne alınmadığında meydana getirdiği baskın değişiklikler, diş major elementleri için 10 Gy’de (G-2) artış, 20 Gy’de (G-3) azalma, 30 Gy’de (G-4) azalma, 40 Gy’de (G-5) değişmeme, 50 Gy’de (G-6) azalma, 60 Gy’de (G-7) azalma şeklinindedir.

Ağır elementler için; 10 Gy’de (G-2) değişmeme, 20 Gy’de (G-3) değişmeme, 30 Gy’de (G-4) artış, 40 Gy’de (G-5) artış, 50 Gy’de (G-6) artış ve 60 Gy’de (G-7) artış şeklinindedir. Özetlemek gerekirse, kontrol grupları ve radyasyon uygulamalarının insan süt azı dişlerinin kuronal sert dokularında meydana getirmiş olduğu elemental değişiklikler şu şekildedir: Zn, Pb, Ni, Fe, Cu, Cr, Cd gibi ağır elementlerde; 9 (% 21.4) “anlamsız (değişme yok)”, 13 (% 31) “azalma-anlamalı” ve 20 (% 47.6) “artış-anlamalı”; Ca, P, Na, Mg, K gibi major elementlerde; 8 (% 26.7) “anlamsız (değişme yok)”, 14 (% 46.6) “azalma-anlamalı” ve 8 (% 26.7) “artış-anlamalı” not edilmiştir.

Bu çalışmada toplam 17 elemente ait veriler elde edilmiş ancak istatistiksel değerlendirmeye Al ve Mo hariç 15 element katılmıştır. Kontrol grubuna ait 210 hücreden, 13 hücrede pozitif korelasyon , 3 hücrede ise negatif korelasyon tespit edilmiştir. Geri kalan 194 hücrede hiçbir korelasyon tespit edilmemiştir.

Kontrol grubuyla kontrol grubu-radyasyon uygulanmış gruplar arasındaki korelasyon ilişkisi için toplam 1350 hücreden 9 tanesi pozitif korelasyon, 4 tanesi negatif korelasyon göstermiştir.

Kontrol grubuyla kontrol grubu-radyasyon uygulanmış gruplar arasındaki hem pozitif korelasyon, hem de negatif korelasyon 60 Gy radyasyon dozunda (G-7) tespit edilmiştir (Pozitif korelasyondaki K-Na G-2 (10 Gy) hariç). Tespit edilen korelasyon katsayıları tüm korelasyonlarda  $R=+0.900$  ya da  $R=-0.900$ ; anlamlılık seviyesiye  $P=0.037$  bulunmuştur.

**Tablo 4.1.3.** Kontrol Grubu İçi ve Kontrol Grubu-Radyasyon Uygulanmış Gruplardaki Örneklerin Elementer Korelasyonu

Pozitif Korelasyon		Negatif Korelasyon	
Ca-P	B-Fe (60Gy)	Cr-Fe	B-Mg (60Gy)
Ca-K	K-B (60Gy)	Cr-Na	Cr-Co (60Gy)
Fe-Ni	K-Mg (60Gy)	Fe-Cr	Cr-Cu (60Gy)
Fe-Pb	K-Na (10Gy)		Cr-Na (60Gy)
Mg-K	K-Pb (60Gy)		
Mg-P	Na-Mg (60Gy)		
Mn-K	Na-Zn (60Gy)		
Na-Ni	Pb-Pb (60Gy)		
Na-Pb	P-P (60Gy)		
Na-P			
P-Fe			
P-Zn			
Zn-Cu			

### **4.3. Radyoterapi Uygulanmamış ve Farklı Dozlarda Radyoterapi Uygulanmış Süt Azı Dişleri Mine ve Dentin Kompomer Rezin Çubuklarının Mikrogerilim Testi ve Başarısızlık Şekillerinin Değerlendirme Bulguları**

#### **4.3.1 Mikrogerilim Testi Bulguları**

Tablo 4.3.1’de mine-kompomer rezin ve dentin-kompomer rezin çubuklarından elde edilmiş olan mikrogerilim ortalama ve standart sapma değerleri (MPa), bu değerlere ait tek-yönlü ANOVA ve post-hoc Duncan çoklu karşılaştırma test sonuçları gösterilmiştir.

##### **4.3.1.1 Mine Çubukları İçin Mikrogerilim Testi Bulguları**

Kontrol grubu (G-1) ve radyoterapi uygulanmış (G-2 – G-7) süt azı dişlerindeki mine-kompomer rezinin ve dentin-kompomer rezinin mikrogerilim ortalama ve standart sapmaları (MPa) Tablo 4.3.1’de verilmiştir. Herbir grup için, mine-kompomer rezin örneklerinden elde edilen mikrogerilim ortalamaları tek-yönlü ANOVA kullanılarak test edilmiştir. Gruplardan elde edilmiş olan mikrogerilim değerleri 36.4 MPa’dan 44.0 MPa’ya kadar değişim göstermiştir. Bununla beraber, gruplarda rakamsal farklılıklar olmasına rağmen, istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamamıştır ( $F=1.1468$ ;  $P=0.194$ ).

**Tablo 4.3.1.** Mine ve Dentin İçin Mikrogerilim Ortalama (MPa) ve Standart Sapmaları (MPa).

Gruplar	Örnek Sayısı (N)	Mikrogerilim (Ort±SD MPa) ve istatistiksel anlam (F;P)					
		Mine	Dentin	Mine	P	Dentin	P
G-1	21	21	41.5±9.2 <sup>a</sup>			45.4±10.5 <sup>a</sup>	
G-2	18	17	42.9±12.3 <sup>a</sup>			25.6±11.6 <sup>b</sup>	
G-3	22	16	38.4±9.6 <sup>a</sup>	F=1.468		29.2±8.1 <sup>bc</sup>	F=11.050
G-4	23	21	36.4±12.0 <sup>a</sup>	P=0.194		46.8±10.5 <sup>a</sup>	P=0.000
G-5	20	17	44.0±8.7 <sup>a</sup>			34.8±11.9 <sup>c</sup>	
G-6	15	17	38.9±11.4 <sup>a</sup>			34.5±14.7 <sup>c</sup>	
G-7	18	15	38.3±8.9 <sup>a</sup>			26.1±10.4 <sup>b</sup>	

#### 4.3.1.2 Dentin Çubukları İçin Mikrogerilim Testi Bulguları

Kontrol grubundaki (G-1) ve radyoterapi uygulanmış gruplardaki (G-2 –G-7) süt azı dişi dentin-kompomer rezin çubuklardan elde edilen mikrogerilim değerleri 25.6 MPa'dan 46.8 MPa'ya kadar değişim göstermiştir. Gruplar arasındaki farklılık tek yönlü ANOVA kullanılarak test edilmiş ve farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (F=11.050; P=0.000). Farklılığın kaynağı post-hoc Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanılarak yapılmış ve sonuçlar Tablo 4.3.1'de belirtilmiştir. Tablo göstergelerinden G-1=G-4>G-5=G-6=G-3≥G-2=G-7 şeklinde bir matematiksel sonuç çıkarılabilir.

#### 4.4. Radyoterapi Uygulanmamış ve Farklı Dozlarda Radyoterapi Uygulanmış Mine ve Dentin Yüzeylerine Kompomer Rezin Bağlanmasında Başarısızlık Şekillerinin Değerlendirilmesi

Tablo 4.4.1.'de mine ve dentin-kompomer rezin çubuklarının mikrogerilim testi sonucu steromikroskop kullanılarak X60 büyütmede not edilmiş olan başarısızlık şekilleri gösterilmiştir. Tablo 4.4.1'deki bazı hücrelerde sayıların 5'in altında olmasından dolayı ki-kare ( $X^2$ ) analizi yapılamamıştır. Bunun üstesinden gelmek için ise, gruplar ikişerli olacak şekilde Mann-Whitney U testi kullanılarak  $P=0.05$  seviyesinde test edilmiştir.

**Tablo 4.4.1.** Mine ve dentin-kompomer rezin çubuklar için kontrol grubu ile radyoterapi uygulanmış grupların başarısızlık şekilleri

Gruplar	Mine			Dentin		
	Adeziv	Koheziv	Karışık	Adeziv	Koheziv	Karışık
<b>G-1</b>	12	2	7	13	8	-
<b>G-2</b>	8	1	9	14	3	-
<b>G-3</b>	13	4	5	14	2	-
<b>G-4</b>	15	2	6	16	4	2
<b>G-5</b>	16	3	1	15	2	-
<b>G-6</b>	14	1	-	14	3	-
<b>G-7</b>	16	-	2	15	-	-

#### 4.4.1 Mine-Kompomer Rezin Çubukları İçin Başarısızlık Şekillerinin Değerlendirilmesi

**Tablo 4.4.2.** Minedeki grupların ikişerli karşılaştırması sonucu elde edilen Mann-Whitney U Değerleri ve Önem seviyeleri

Gruplar						
	G-2	G-3	G-4	G-5	G-6	G-7
<b>G-1</b>	MWU=155. 9 P=0.352	MWU=217.50 P=0.710	MWU=221.00 P=0.576	MWU=170.00 P=0.127	MWU=114.5 P=0.041	MWU=144.00 P=0.138
<b>G-2</b>		MWU=175.5 P=0.354	MWU=166.50 P=0.219	MWU=117.00 P=0.014*	MWU=85.50 P=0.013*	MWU=112.50 P=0.015*
<b>G-3</b>			MWU=267.00 P=0.822	MWU=180.50 P=0.136	MWU=134.50 P=0.074	MWU=169.00 P=0.115
<b>G-4</b>				MWU=188.00 P=0.194	MWU=141.00 P=0.108	MWU=176.00 P=0.162
<b>G-5</b>					MWU=165.50 P=0.578	MWU=195.50 P=0.870
<b>G-6</b>						MWU=146.50 P=0.765

**\*: P<0.05**

Mann Whitney U değerleri ve anlam seviyeleri hem mine hem de dentin için sırasıyla Tablo 4.4.2. ve Tablo 4.4.3.'de gösterilmiştir. Tablo 4.4.1'e göre, gruplar göz önüne alınmaksızın mine çubuklarında baskın olarak %69'luk oranla "adeziv" başarısızlık not edilmiş; bunu %21'lik oranla "karışık" ve %10'luk oranla "koheziv" başarısızlıklar izlemiştir. Bununla beraber, toplam 21 kıyaslama grubundan yalnızca 3'ünde farklılık anlamlı bulunmuştur (Tablo 4.4.2). Bu kıyaslama grupları şunlardır: G-2 - G-5, G-2 - G-6 ve G-2 - G-7.

#### 4.4.2 Dentin-Kompomer Rezın Çubukları İçin Başarırsızlık Şekillerinin Değerlendirilmesi

**Tablo 4.4.3.** Dentindeki grupların ikişerli karşılaştırması sonucu elde edilen Mann-Whitney U Değerleri ve Önem seviyeleri

Gruplar						
	G-2	G-3	G-4	G-5	G-6	G-7
<b>G-1</b>	M WU=170.0 P=0.210	M WU=153.0 P=0.127	M WU=243.0 P=0.582	MW U=153.0 P=0.127	M WU=170.0 P=0.210	MWU =142.5 P=0.053
<b>G-2</b>		M WU=146.5 P=0.758	M WU=187.0 P=0.693	M WU=153.5 P=0.696	M WU=169.0 P=0.932	M WU=138.0 P=0.450
<b>G-3</b>			M WU=177.0 P=0.433	M WU=162.0 P=1.00	M WU=153.5 P=0.696	M WU=153.5 P=0.654
<b>G-4</b>				M WU=169.5 P=0.0943	M WU=153.5 P=0.696	M WU=153.5 P=0.654
<b>G-5</b>					M WU=153.5 P=0.696	M WU=146.0 P=0.704
<b>G-6</b>						M WU=138.0 P=0.450

**\*P=0.05**

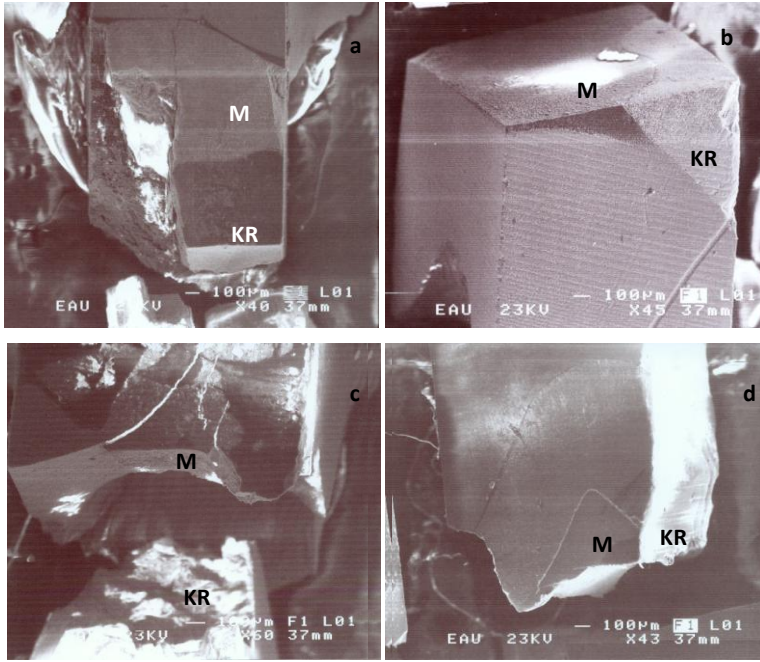
Tablo 4.4.3'e göre, gruplar göz önüne alınmaksızın dentin-kompomer rezin çubuklarında baskın olarak %80'lik oranla "adeziv" başarısızlık not edilmiş; bunu %18'lik oranla "koheziv" başarısızlık izlemiştir, "karışık" başarısızlık oranı ise yalnızca %2'dir.

Tablo 4.4.3'de dentin için yapılan başarısızlık şekli karşılaştırmalarında, toplam 21 ikişerli karşılaştırmanın hiçbirisinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (Tablo 4.4.3). İstatistiksel olmayan bir deyişle, "adeziv" başarısızlık tüm gruplarda

baskınken, “koheziv” ve “karışık” başarısızlıklar düşük veya yok (sırasıyla) şeklinde ifade edilebilir.

#### 4.5. Mine- ve Dentin-Kompomer Resin Çubuklarının Başarısızlık Şekillerinin SEM İncelemesi

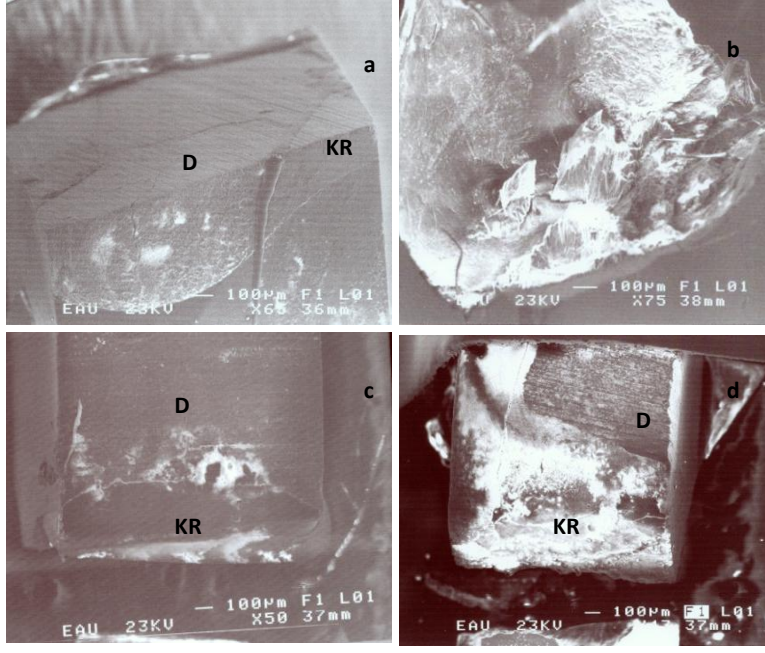
Mine çubuklarının SEM mikrograf görüntüleri Şekil 4.3.1’de verilmiştir.



**Şekil 4.3.1.** Mine çubuklarının SEM mikrograf görüntüleri (M:Mine; KR:Kompomer Resin). (a) X40 büyütme, gösterge 100 µm, (b) X45 büyütme, gösterge 100 µm, (c) X60 büyütme, gösterge 100 µm, (d) X43 büyütme, gösterge 100 µm.

Şekil-4.3.1a, 1b, ve 1d’de meydana gelmiş olan “karışık” başarısızlık şekilleri küçük büyütmede gösterilmiştir (sırasıyla X40, X45, X43). Şekil-1c’de ise, diş sert dokusu-restoratif materyal arasında “adeziv” bir başarısızlık görülmektedir(X60).

Dentin çubuklarının SEM mikrograf görüntüleri Şekil 4.3.2’de verilmiştir.

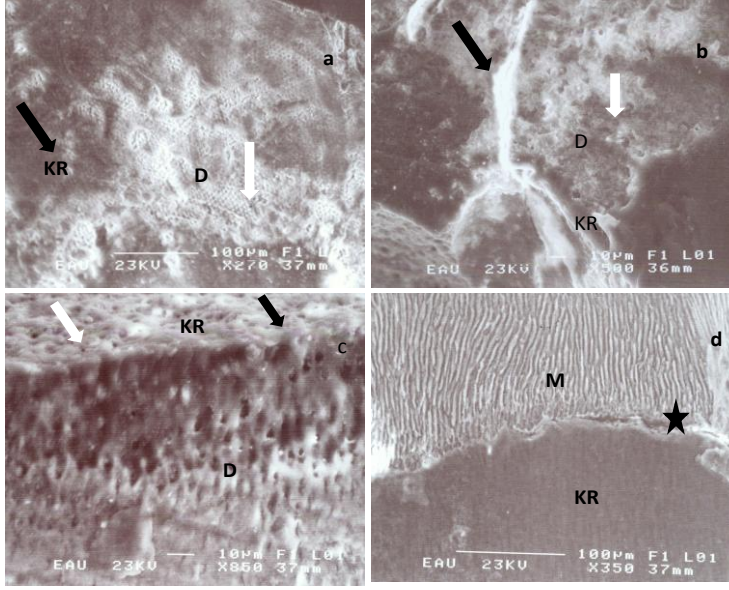


**Şekil 4.3.2.** Dentin çubuklarının SEM mikrograf görüntüleri (D:Dentin; KR:Kompomer Resin). (a) X65 büyütmede, gösterge 100  $\mu\text{m}$ , (b) X75 büyütmede, gösterge 100  $\mu\text{m}$ , (c) X50 büyütmede, gösterge 100  $\mu\text{m}$ , (d) X47 büyütmede, gösterge 100  $\mu\text{m}$ .

Şekil 4.3.2a, 2b ve 2d’de meydana gelen başarısızlıklar “koheziv” nitelikte iken (sırasıyla, X65, X75 ve X47), Şekil 4.3.2c’deki başarısızlık “karışık” niteliktedir (X50).

Şekil 4.3.3’te ise daha yüksek büyütmede mikrografta diş sert dokusu restoratif materyal ara yüzleri görülmektedir.

Şekil 4.3.3a ve 3c’de restoratif materyalin dentin çubuk yüzeyinden kopmaları görülmektedir (siyah ok).



**Şekil 4.3.3.** Diş sert dokusu restoratif materyal ara yüzleri. (a) X270 büyütme, gösterge 100  $\mu\text{m}$  (siyah ok: Açığa çıkmış dentin dokusu; beyaz ok: Kompomer rezin), (b) X500 büyütme, gösterge 10  $\mu\text{m}$  (beyaz ok: Kompomer rezin), (c) X850 büyütme, gösterge 10  $\mu\text{m}$ , (d) X350 büyütme, gösterge 100  $\mu\text{m}$  (siyah yıldız: yırtılma alanı).

Dentin yüzeyleri kısmen açığa çıkmıştır (Beyaz ok). Şekil 4.3.3c'de ise, dentin yüzeyinden restoratif materyalin tam olmayan başarısızlığı görülmektedir. Şekil 4.3.3d'de mine çubuğu-restoratif materyal ara yüzünde yer yer yırtılmalar mevcuttur.

## 5.TARTIŞMA

Bu çalışma, in vitro şartlar için tasarlanmıştır. İn vitro testlerde hastanın içinde bulunduğu durumlar simüle edilmeye çalışılır. Ancak, in vitro testlerin klinik başarıyı test etme şansı düşüktür. Bununla beraber, üreticilerden, üniversite araştırma laboratuvarlarından, ürün değerlendirme servislerinden gelen veriler, restoratif materyalin kullanımıyla ilgili kanıta dayalı kararlar vermede klinisyenlere yardımcı olur. Özetle, in vitro testler, klinik başarının büyük göstergesidir; yine de bazan klinik olarak istenilen şey tahmin edilemeyebilir.<sup>103</sup>

Önceleri, restoratif materyallerin test edilmesinde baskı, çekme ve makaslama testleri kullanılmıştır.<sup>104</sup> Bu testlerin kullanımı için gerekçeler şu şekilde örneklenebilir: Örneğin, çekilmiş bir dişin dentin slabına (tabakasına) bağlanan bir simanın bağlanma gücünü ölçmek yerine, simüle edilmiş bir klinik testle simante edilmiş kuronun retansiyonunun ölçülmesinin klinik olarak daha geçerli sonuçlar kazandırabilir.<sup>103</sup> Bununla beraber, bu testler bağlanma gücü dayanımı ölçümlerinde mikrogerilim testleri kadar objektif sonuçlar sunamayabilir. Bu yüzden, bu çalışmanın bağlanma gücü testlerinde, mine ve dentin slablarına kompomer rezin yerleştirilmiş, mine/dentin-kompomer rezin çubukları elde edilmiş ve mikrogerilim test tekniği kullanılmıştır. Böylece, mikrogerilim test tekniği ile hem homojen olmayan stres dağılımları elimine edilmiş hem de tek bir diştten daha fazla sayıda örnek elde edilmiştir.

Baş ve boyun bölgesi radyoterapilerinde kullanılan iyonize radyasyonun kemiklerde osteoradyonekroz, kaslarda trismus, tükürük bezlerinde atrofi, dilde tat kaybı, mukozalarda mukositis ve dişlerde radyasyon çürükleri gibi yan etkilerinin olduğu ve bu etkilerin kümülatif biçimde doza bağlı olduğu belirtilmiştir.<sup>105</sup> Bu problemlerin baş boyun bölgesine uygulanan radyoterapi dozunun 10 Gy'lik

uygulamaları ile başladığı ve 45 Gy'e ulaştığında şiddetli etkilerin meydana geldiği belirtilmiştir.<sup>32, 33, 106</sup> Söylenen etkilerle ilgili olarak çalışmalar yaygın şekilde yürütülmüştür. Dişlerle ilgili sorunlar bakımında, Walker ve ark.<sup>107</sup> radyasyon dozuyla ilişkili meydana gelebilecek olan hasarı 3 aşamalı olarak belirtmişlerdir: 30 Gy altında minimum seviyede diş hasarı; 30 Gy - 60 Gy arasında dişte meydana gelen doz-hasar ilişkisinde 2-3 kat artış; 60 Gy üstünde dişte meydana gelen hasar 10 kattan daha fazla. Son zamanlarda, radyoterapinin dişler üzerindeki etkileri ile ilgili çalışmalar radyasyon çürükleri üzerinden restoratif materyallerin diş sert dokularına bağlanmaları üzerine doğru kaymıştır. Bazı araştırmacılar kompozit rezin ve cam iyonmer siman gibi restoratifler kullanarak kalıcı dişlerin mine veya dentinine bu materyallerin bağlanma güçlerini karşılaştırmışlardır.<sup>77, 98, 108</sup> Süt dişlerine radyasyonun etkileri ile ilgili herhangi bir çalışma yapılmadığı belirlenmiş olduğundan bu çalışmanın yürütülmesi düşünülmüştür.

Bu çalışmada radyoterapinin farklı dozlarının süt dişlerinin elementer içerikleri üzerindeki etkileri ve pedodontik restoratif materyal olan kompozit rezin restoratifin bağlanma gücü çalışılmıştır. Süt dişlerinin seçilme sebepleri arasında; günümüzde çocuklarda gittikçe yaygınlaşan kanser olguları ve bunların tedavilerinin parçalarından birisi olan radyoterapinin süt dişleri üzerindeki etkilerinin bilinmemesidir. Süt azı dişlerinin seçimiyle ilgili "Gereç ve Yöntem" bölümünde belirtilen seçim kriterlerine titizlikle uyulmuştur.

Yapılan in vitro çalışmalarda klinik uygulamaya uyumlu olarak 60 Gy'lik radyoterapi dozu 6 hafta boyunca haftanın 5 günü, günde 2 Gy'lik uygulamalarla yapılmıştır.<sup>37, 77, 98, 104</sup> Bu yüzden, çalışmamız için de aynı protokol uygulanmıştır.

Bu çalışmada, bu tezin yazarı, dişlere ait elementer analizleri daha iyi ifade edebilmek için “ağır metaller”<sup>109</sup> ve “diş major elementleri”<sup>56</sup> terimlerini kullanmıştır. Ayrıca, Antoszewska ve ark.<sup>110</sup> ağır metalleri Ni, Cr, Cd, Fe, Zn, Pb, Sn, Hg, Mn ve Ni olarak listelemiş bu elementlerden Cu, Zn, Ni ve Cr’u mikroelementler olarak; Cd, Hg ve Pb’yi minimal konsantrasyonda eser toksik elementler olarak ayırmışlardır.

Lane ve ark.<sup>111</sup> Oxford-shire ve Cornwall bölgelerinden topladıkları 86 sağlıklı insan dişleri üzerinde yaptıkları elementer analizlerden iki coğrafya arasında anlamlı farklılık olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda seçilen dişler aynı coğrafik bölgede yaşayan çocuklardan elde edilerek farklılıkların önüne geçilmeye çalışılmıştır. Yine de çalışma içerisinde izah edilemeyen bulgularla karşılaşmıştır.

Dişlerin elementer analizleri insan çevre etkileşimi ve insan sağlığı hakkında fikir verebilir. Diş sert dokularından mine, mineralizasyon süresince; dentin ise, dişin hayat döngüsünde -diş çürüğüne ve/veya asidik eroziv maddelere maruz kalmadığı sürece- stabildir. Bu nedenle, diş sert dokuları, insan vücuduna giren ve biriken ağır metal kanıtlarını belirlemede tıbbi, arkeolojik veya çevresel araştırmalar için başvuru dokularındır. Süt dişlerinin de kalıcı dişler gibi vücutta biriken ağır elementleri saptamada kullanılabilirliği belirtilmiştir.<sup>112</sup> Bunun yanı sıra, diş sert dokularından yalnızca ağır elementler değil, aynı zamanda diş çürüğü oluşumunda etkili olan elementlerin de ortaya konulabileceği gösterilmiştir.<sup>57</sup> Bu elementlerin belirlenmesinde Elan 5000a®, Perkin-Elmer 2380®, Perkin-Elmer 372®, Make-Geoplasma®, Liberty 200®, Elan 6000® gibi cihazlar ve ICP-MS, ICP-OES, AAS gibi bu cihazlara özgü teknikler yaygın şekilde kullanılmaktadır. Bu tekniklerden düşük derişim seviyelerinde bile başarılı ölçümler yapabildiği öne sürülen ve katı, sıvı ve gaz numunelerinde başarıyla kullanılabilen Perkin-Elmer Optima 2100® optik emisyon spektrofotometresi ve ICP-

OES tekniği bu çalışma için tercih edilmiştir. ICP-OES cihazı, ICP kaynağından oluşan serbest atom veya iyonların oluşturduğu emisyon spektrumu temeline dayanan birçok elementin aynı anda nicel olarak analizinde kullanılan analitik bir tekniktir.<sup>113</sup> Düşük derişim seviyelerindeki elementlerin analizinde başarıyla kullanılmaktadır. ICP-OES tekniğiyle katı, sıvı ve gaz numuneler analiz edilebilmektedir.<sup>113</sup> Bununla beraber bununla ilgili yapılmış olan çalışmalar sınırlıdır.<sup>57, 114</sup> Riyat ve ark.<sup>57</sup> ürüklü ve çürüksüz insan küçük azı dişlerinin element içeriklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında 35 inorganik elementin miktarını çalışmamızda kullanılan ICP-OES tekniğiyle analiz edebilmişler ve bu elementlerin çürük varlığındaki değişimlerini incelemişlerdir.<sup>57</sup> Alomary ve ark.<sup>114</sup> ICP-OES analiziyle süt dişlerinde Pb, Cd, Cu, Fe ve Zn gibi elementlerin süt azı dişlerde keser ve kanin dişlere göre daha düşük konsantrasyonlarda olduğunu bulmuşlardır. Aynı zamanda, Onlar istatistiksel olarak anlamlı veya anlamsız olmakla beraber bu elementlerin tümünün çürüklü süt dişlerinde daha yüksek konsantrasyonlarda olduğunu bulmuşlardır. Tvinnereim ve ark.<sup>55</sup> süt dişlerinde birikmiş olan Pb, Hg, Cd ve Zn ağır metallerin çürüklü ve çürüksüz süt dişlerinde anlamlı farklılık gösterdiğini bulmuşlar. Zn-Hg ve Pb ile diğer üç ağır metal arasında çürük dişlerde pozitif bir ilişki bulmuşlardır. Çalışmamız yalnızca sağlam süt azı dişlerinde yürütüldüğünden, bu şekilde bir karşılaştırma yapılamamıştır.

Bunun dışında, diş sert dokularındaki elementer yapı ve değişimiyle ilgili çalışmalar da yapılmıştır. Özdemir ve ark.<sup>115</sup> ürüklü ve sağlıklı daimi dişlerde Ca, Mn, K ve Na içeriklerini EDXRF (Energy Dispersive X-ray Fluorescence) analiziyle belirlemişlerdir. Tüm elementler için çürüklü dişlerdeki konsantrasyonların sağlam olanlardan daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Miculescu ve ark.<sup>116</sup> sağlıklı 8 yaş altı çocuklar, 25-35 yaş arası yetişkinler ve 65 yaş üstü gruplarda ağır elementleri –Zn, Pb, Ni, Fe, Cu, Cr, Cd, Sr, Hg, Mo, Al- ve diş major elementlerini –Ca, P, Na, Mg, K, S-

EDPXRF analiz tekniğini kullanarak değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında ağır element konsantrasyonları bakımından önemli farklılıklar görülmediğini belirtmişlerdir. Onlar ağır elementlerin yaşla beraber kaybedilen diş major elementlerden daha hızlı biriktiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda radyasyonun diş sert dokularında saptanan ağır metaller üzerindeki etkisi “artış-anlamli” şeklindeyken, diş major elementleri üzerindeki etkisi ise “azalma-anlamli” şeklinde olmuştur. Başka bir deyişle, Miculescu ve ark.’ın<sup>116</sup> çalışması esas alındığında, “yaşın ortaya çıkardığı etkiyi radyasyon ortaya çıkarmıştır” ifadesi kullanılabilir.

Cd, Hg ve Pb minimal konsantrasyonlarda eser toksik elementler olarak belirtilmiştir.<sup>110</sup> Bu çalışmada, Hg tüm örneklerde herhangi bir konsantrasyonda tespit edilememiştir. Bununla beraber, hem Pb hem de Cd, radyasyon uygulamalarına bağlı olarak “artış-anlamli” veya “anlamsız” olarak saptanmıştır. Diğer bir deyişle radyasyon uygulamasının eser toksik elementleri açığa çıkarabileceği hipotezi kurulabilir. Bununla beraber, bu konuda ilave çalışmalar gerekmektedir.

Gierat-Kucharzewska ve Karasinski<sup>117</sup>, yaşları ortalama 8.7 olan çocuklarda yapmış oldukları çalışmalarında çürük varlığında dişlerde Cr, Pb, Cd, Co’ın dişlerdeki çürük varlığında konsantrasyonunun arttığını; Zn, Fe, Cu ve Ni’in konsantrasyonlarının normalden 2 kat daha düşük olması halinde çürük risk faktörü oluşturduğunu; Zn ve Fe’nin ve Cu ve Fe’in antikaryojenik aktivitede sinerjetik etki gösterdiğini; Cd ve Cr’nin Pb ve Cd’nin , Cd ve Co’nun kariyojenik süreçte aktivitesinin arttığını; Fe ve Cd’nin Zn ve Pb’nin Zn ve Cd’un ve Cu ve Cd’un antagonistik aktivite gösterdiğini ifade etmişlerdir. Onların açıklamasından hareketle belirtilen ağır metallere çürüklü süt dişlerinde konsantrasyonları artması gereken Cr, Pb ve Cd çalışmamızda “artış-anlamli” olarak not edilmiş; yani, artmıştır. Bununla beraber, çürükte azalması gereken ağır metallere Zn, Fe, Cu, Ni ise “artış-anlamli” olarak saptanmıştır. Bunu açıklamak

zordur. Bununla beraber, radyasyon uygulamalarından sonra meydana gelen çürüklerin gelişimine sadece tükürük azalmasıyla değil, elementer yapının değişimiyle de ilgili olabilir.

Curzon ve Featherstone<sup>118</sup> diş major elementlerinden P oranının %18 ve Ca oranının ise %37 olduğunu belirtmişlerdir. SrinivasaRao ve ark.<sup>119</sup> diş çürüğünde P konsantrasyonlarının %7.98'den %19.26'ya kadar değişirken; Ca konsantrasyonunun %19.83'den %35.2'ye kadar değiştiğini belirtmişlerdir. Özdemir ve ark.<sup>115</sup> diş çürüğü varlığında, Ca'da %20'lik bir azalma meydana geldiğini belirtmişlerdir. Radyasyonun diş sert dokularındaki element kayıpları ile ilgili çalışmalar –insan süt dişlerinin dışındaya insan kalıcı dişleri ya hayvan dişleri ile ilgili ya da kemik dokusu ile ilgili olmuştur. Bunlarda da sınırlı elementer analizler yapılmıştır. Zach<sup>120</sup>, radyasyonun tedavi edici dozlarının, çekilmiş insan kalıcı dişlerinin hem kristal yapısı üzerinde hem de Ca ve P seviyeleri üzerinde hiçbir değişiklik yapmadığını belirtmiştir. Hopewell<sup>121</sup>, radyasyonun kemik dokusu üzerindeki element kaybından bahsetmiş ve 20-25 Gy'lik radyasyon dozlarından sonra kemik atrofisini tanımlamıştır. Bunun kemikteki Ca ve P'un nispi miktarlarındaki %7-8'lik azalmadan dolayı olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda, Ca ve P ile ilgili bulgulara göz atıldığında radyasyonun çürük varlığındakine benzer bir etki gösterebileceği söylenebilir; çünkü, kontrol grubuna göre kıyaslanışında, radyasyon uygulanmış gruplardaki değişiklik Ca için, %17.5 ile %26.9 ve P için, %18.1 ile %21.6 olarak hesaplanmıştır.

Kontrol grubu değerleriyle radyasyon uygulanmış olan grupların istatistiksel olarak “anlamsızlık”, “azalma-anlamli”; ve “artış anlamli” sonuçlarının ağır metaller üzerindeki etkilerinin frekansları şu şekilde not edilmiştir: 9'unda %21.4 “anlamsız” meydana gelmemiş; 13'ünde %31 “azalma-anlamli” ve 20'sinde %47.6 “artış-anlamli”.

Bu bulgulardan radyasyonun ağır metaller üzerine etkisi elementler ve dozlar göz önüne alınmaksızın, baskın olarak “artış-anlamlı” olmuştur. En düşük seviyede ise “anlamsızlık” kalmıştır. Diş yapısındaki major elementlerden (Ca, P, Na, Mg, K) kontrol grubu değerleri esas alınarak radyasyonun meydana getirdiği istatistiksel olarak “anlamsızlık”, “azalma-anlamlı” ve “artış anlamlı” frekansları şu şekildedir: 8’inde (%26.7) “anlamsız”, 14’ünde (%46.6) “azalma-anlamlı”, 8’inde (%26.7) “artış-anlamlı” olmuştur. Buradan hareketle, bu çalışma için kurulmuş olan “Hipotez-I” rededilebilir.

Çocuk diş hekimliğinde yaygın şekilde kullanılmakta olan cam ionomer simanlar diş sert dokularına bağlanabilme, biyoyumluluk, florid salımı ve diş sert dokularıyla uyumlu termal genişleme katsayıları ve gibi olumlu özelliklere sahiptir.<sup>123-125</sup> Bununla beraber, cam ionomer simanların sertleşme reaksiyonu sırasında neme ve kuruluğa hassas olmaları, basınç ve gerilme dayanımlarının düşük olması, yeterli estetiğe sahip olmamaları gibi dezavantajları da mevcuttur. Bu dezavantajların bertaraf edilebilmesi için yapılan girişimlerden birisi de 1990’ların başında diş hekimliği pratiğine sunulan poli-asit modifiye kompozit rezinler; yani, kompomer rezinlerdir.<sup>126</sup> Kompomer rezinler kompozit rezinler ile kıyaslandığında, daha düşük mekanik ve estetik özelliklere sahip olmasına rağmen, teknik hassasiyet gereksinimlerinin düşük olması, florid salım özelliklerinin olması, biyoyumlu olmaları, farklı renk seçeneklerinin bulunması ve estetik olmaları nedeniyle pedodontik hastalarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Kompomer rezinler, firmaya göre değişmekle beraber genellikle %70-80 oranında kompozit rezin ve %20-30 oranında cam ionomer içermektedirler. Kompomer rezinler, diğer modifikasyonlara göre daha yüksek oranda rezin içerdikleri için kompozit rezine daha yakın fiziksel özellikler gösterirler.<sup>127</sup> Bu çalışmada bütün bunlar göz önüne alınarak kompomer rezin materyal test restoratif olarak tercih edilmiştir.

Minenin radyasyona maruz kalmasından dolayı, minenin mekanik özelliklerindeki bozulmalar pek çok değişkene bağlıdır.<sup>128</sup> Çalışmamızda, radyasyonun dişlerin elementer yapısı üzerine etkilerinin yanı sıra, kompomer rezin materyalin mine ve dentine bağlanması da incelenmiştir. Daimi dişlerde radyoterapinin farklı dozlarının restoratif materyallerin bağlanma gücünü inceleyen çalışmalar vardır.<sup>79, 104</sup> Daimi dişlerde yapılan çalışmaların sonuçları hala kafa karıştırıcıdır. Bazı araştırmacılar, radyoterapinin bağlanma gücünü arttırdığını bazıları değiştirmediğini, bazıları ise düşürdüğünü bulmuşlardır. Bununla beraber, literatürde restoratif materyallerin süt dişlerine bağlanma güçlerini değerlendiren herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızda mine çubukları-kompomer rezin bağlanma güçlerinin kontrol grubu ve radyoterapi uygulanmış gruplar arasında ve radyoterapi uygulanmış grupların kendi aralarında istatistiksel olarak farklılık sergilememesi nedenleri şu şekilde açıklanabilir:

1. Aprizmatik mine tabakasının varlığı ve radyasyona dirençli olabilmesi: Ripa ve ark.<sup>129</sup> 6-12 yaş çocuklarına ait süt dişleri kullandıkları çalışmalarında, tüm süt dişlerinde prizmasız mine tabakası varlığını göstermişlerdir. Her ne kadar, aprizmatik mine tabakasının dişe, diş tipine, yaşa, etnik yapıya ve coğrafi bölgeye göre değişebileceği bildirilmiş olsa da<sup>130</sup>, çalışmamızda kullanılan dişler aynı coğrafik bölgede yaşayan, aynı yaş grubundaki çocuklardan (9-12 yaş arası), aynı tipteki dişlerden (süt azı dişleri) oluşturularak bu karmaşa çözülmeye çalışılmıştır. Grötz ve ark.<sup>131</sup> radyasyona maruz kalmış olan kalıcı dişlere pH=5 olan laktik asit uygulayarak minenin demineralizasyona hassasiyetinde anlamlı bir farklılığın varlığını göstermişlerdir. Onlar minenin radyasyondan sonra asit ataklara daha az dirençli olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda, radyasyon uygulanmış süt dişleri ile kontrol grubu süt dişlerinin mineleri dentin bağlayıcı ajan uygulamasından önce pH=0.5 (laboratuvar şartlarında pH ölçümü tarafımızdan yapılmıştır) olan %34.5'lik fosforik

asitle demineralize edilmesine rağmen, bağlanma gücü farklılıkları açığa çıkmamıştır. Başka bir deyişle, asit atağa hem kontrol grubu hem de radyasyon grupları benzer şekilde direnç göstermiştir. Bu durum, süt dişlerindeki aprizmatik mine tabakasının koruyucu etkisine bağlanabilir. Kuhar ve ark.<sup>132</sup> süt dişlerindeki aprizmatik mine tabakasının varlığının minenin asit ile demineralizasyon sürecini zorlaştıracağını bildirmişler ve bu prizmasız mine tabakasının çevresel zararlara karşı dişi koruyacağı hipotezlerini desteklediğini belirtmişlerdir. Bu durum çalışmamızla uyumludur. Tüm bunlardan dolayı, bu makalenin yazarı, bu dişlerde aprizmatik mine tabakasının varlığını kabul etmektedir. Aprizmatik minenin varlığında minenin asitle dağlanmasının, bu tabakanın çözünbilmesi için daha uzun süre gerektirdiği belirtilmiştir. Aprizmatik mine tabakası, mine yüzeyinin yüksek mineral içeriğinden sorumludur. Bu tabaka genellikle kristallerin paralel uzanan doğalarından ve prizma sınırlarının yokluğundan dolayı, mine yüzeyinden daha fazla mineralizedir.<sup>133</sup> Garcia-Godoy ve Gwinnett<sup>134</sup> prizmasız mine 15 s süreyle asit ile dağlanarak çözülebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda, tüm gruplarda mine “total-etch” tekniğinin bir bileşeni olan mine için 30 s’lik süre tercih edilmiştir. Tüm bunlara rağmen, kontrol grubu ve radyoterapi uygulanmış gruplarda istatistiksel farklılığın bulunmayışı, radyoterapinin aprizmatik mine tabakası üzerinde etkisinin olmadığı hipotezi kurulmasına neden olmuştur. Bu hipotezi minede not edilmiş olan baskın şekildeki “adeziv” başarısızlık (%69) da destekleyebilir.

2. Radyasyonun hidroksiapatit kristallerine etkisiz olması: Radyasyon uygulamalarıyla minenin esas komponenti olan, hidroksiapatiti etkilenmediği belirtilmiştir.<sup>135</sup>
3. İnterprizmatik alanda organik yapının daha düşük oranda bulunması ve bundan dolayı radyasyonun etki göstereceği kollajen yapının bulunmaması: Oliviera ve ark.<sup>130</sup> ve Fosse<sup>136</sup> süt dişlerinde mine çubuklarının yoğunluğunu kalıcı

dişlerdekinden daha yüksek oranda olduğunu ve çaplarının kalıcı dişlerdekinden daha küçük olduğunu (süt dişlerin için, 3.22-3.47µm; kalıcı dişler için, 3.84-4.34 µm) bulmuşlardır.<sup>130</sup> Ayrıca, Fosse<sup>136</sup>, süt dişlerinde interprizmatik bölgelerin kalıcı dişlerdekinden daha az olduğunu ifade etmiştir.<sup>136</sup> Süt dişi minesinde organik matriksin % 0.6 olduğu da belirtilmiştir.<sup>137</sup> İn-situ şartlarda radyasyona maruz kalan dişlerin iç neminin değişmeden kalabileceği belirtilmiştir. Su moleküllerini oluşturan kökler, özellikle interprizmatik minenin içindeki organik materyalde radyasyonun zarar vermesi için başlatıcı olduğu bilinir.<sup>128</sup> Buradan hareketle, organik materyalin süt dişlerinde daha fazla oranda olmasından dolayı, radyasyonun daha fazla orandaki organik materyali etkilemesi çıkarılabilir. Ayrıca, yukarıda radyasyonun hidroksiapatite etkisinin olmadığı açıklanmıştır. Süt dişlerinde kalıcı dişlere göre daha yüksek organik matriks daha düşük mineral içeriği olmasına rağmen<sup>130</sup>, radyasyon, bağlanmada anlamlı farklılık yaratmamıştır.

Çalışmamızda, radyoterapi uygulanmış gruplar kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, süt dişi minesine kompomer rezinin mikrogerilim bağlanma güçleri farklılık göstermemiş olmasına rağmen (P=0.194), süt dişi dentinine mikrogerilim bağlanma güçleri anlamlı farklılık göstermiştir (P=0.000). Bu farklılığın temel nedenleri arasında gelişimsel orijin farklılıkları göz önünde bulundurulabilir. Mine embriyolojik olarak ektodermden gelişirken, dentin mezenşimden gelişir. Bu yüzden, dentin organik matriksi mineden daha yüksek orandadır; yani farklıdır.

Hanabusa ve ark.<sup>138</sup> tek aşamalı SEA kullanılarak elde edilen kompozit rezin-dentine bağlanma gücü ile fosforik asit ile dağlama artı SEA kullanılarak elde edilen bağlanma güçleri arasında farklılığın olmadığını bulmuşlardır. Bununla beraber, yapılan bazı çalışmalarda SEA uygulamasından önce dentinin fosforik asit ile dağlanmasının dentine bağlanma gücünü azalttığı belirtilmiş<sup>139, 140</sup>; bu duruma da fosforik asit ile

dağlama sonucu derin bir şekilde demineralize olmuş olan sahalardaki kollajene yetersiz penetrasyonun neden olduğu belirtilmiştir.<sup>139, 141</sup> Hanabusa ve ark.<sup>138</sup> fosforik asidin dentini “hafif asidik (*mild*)” SEA’dan daha fazla dekalsifiye edebileceğini göstermişlerdir. Bununla beraber, bağlanma gücü azalmasına neden olamayacağını ifade etmişlerdir. Fosforik asit ile dağlama sonucu çözülmüş olan kalsiyum ve fosfat asidin yıkanması ile uzaklaştırılır. Eğer çözülmüş olan kalsiyum ve fosfat uzaklaştırılmazsa SEA’lar için stabil olmayan bir yapı meydana gelir. Kalsiyum ve fosfat adeziv içinde gömülü kalır. Bunun sonucu olarak da, arayüz ultra yapısı zayıflar. “Güçlü asidik (*strong*) veya intermediate” SEA’lar kullanıldığında meydana gelen olay budur. Bu yüzden “hafif asidik” SEA’ların bu gün için kullanılabilceği belirtilmiştir.<sup>142-144</sup> Çalışmamızda dentinin fosforik asitle dağlanmasını takiben tek aşamalı SEA ajan olan Futura Bond M® kullanılmıştır. Futura Bond M®’nin pH=2 olduğu (üretici firma notu) belirtilmiştir. Başka bir deyişle, “hafif asidik” özelliğe sahip tek aşamalı SEA’dır. Çalışmamız tek aşamalı SEA uygulamalarındaki modifikasyonların dentin dokusuna bağlanma güçleri üzerine etkilerine odaklanmamıştır. Bu nedenle, bağlanma güçlerinde meydana gelen değişimler bununla açıklanamaz.

Dentin kollajenleri, doğaları gereği yüksek şekilde hidrate haldedir. Asit ile dentinin dağlanması sonucu dentinin yüzeysel inorganik mineral kısmı ve bazı non-kollajenöz yapıdaki proteinleri uzaklaştırır. Bunun sonucunda, demineralize olmuş dentin matriksinin kollajen lifleri açığa çıkar. Demineralize olmuş dentinal matriks çok yumuşak ve elastiktir. Eğer organik matriks dentinin dağlanması sırasında denature ve destabilize olursa, demineralize olmuş dentinal yapı kolayca kollapse olur. Suyu destekli bulunan kollajen ağı havayla kurutulduğu zaman su kollajen lifler veya mikrolifler arasından kaybedilir. Kollajen ağında suyun yerine havanın geçmesine bağlı

olarak kollajen kollapsı meydana gelir.<sup>145</sup> Kollajen peptitleri, en yakın kollajen peptitleriyle moleküller arası H<sup>+</sup> bağları meydana getirir. Bu da, ağı daha çok kollapsee olmasına neden olabilir. Bu durum kollajen boşlukları arasında bir azalmaya neden olur ve buralara rezin monomerlerin geçişinde bir azalma veya kayıp olur.<sup>146</sup> Kollajen kollapsında, kollajen liflerinin çevresi rezin monomerlerin difüzyonuna çok az izin verir. Sonuç olarak, uniform bir hibridize dentin yaratılamaz.<sup>146</sup> Çalışmamızda asidin suyla yıkanıp uzaklaştırılmasını takiben, dağlanmış olan dentin yüzeyi bu tür sorunlara izin vermemek için poliüretan köpükler yardımıyla kurutulmuştur.

Dentin primerleri, demineralize edilmiş olan dentini tekrar eski haline getirir. Dağlanmış olan dentinin alt yüzeylerine monomerlerin difüze olmasıyla oluşan rezin polimerlerin ve kollajen ağı karışımı olarak bilinen tabaka, hibrit tabakasıdır. Bu tabakanın fiziksel özellikleri dentinden daha iyidir; bununla beraber, normal dentinden daha yumuşak fakat daha katıdır. Bu çalışmada kullanılan Futura Bond M®'nin üretici firma bilgisine göre, adezyon mekanizması, mikromekanik bağlanma ve adeziv monomerlerin kalsiyum ile kompleks oluşturma özelliği ile kimyasal bağlanmanın bir karışımıdır.<sup>147</sup> Polimerizasyondan sonra, fonksiyonize SiO nano-partikülleri dentin kanallarında ağ (*network*) oluşturur. Bu stabil bağlanma, hibrit tabakasını dentinal sıvının bozucu etkisine karşı uzun süreli korur. SEA'lar, adeziv tabakanın (*osmosis*) yüksek geçirgenliği ile hidrolize olurlar. Böylece, adeziv içinde nano-sızıntı meydana gelir. Bu adezivlerin hidrofilik doğası hibrit tabakası/adeziv ve mine/adeziv ara yüzlerinde su tutar. Bu etki "su ağaçları" olarak bilinir.<sup>148</sup> Adeziv tabaka içindeki su ile dolu kanallar, zamanla bağlantının hidrolitik bozulmasına neden olur. Bu da, rezin ile dentin yüzeyi arasındaki bağlantının azalmasına ve rezin materyalin dış yüzeyinden ayrılmasına sebep olabilir. Çalışmamızda diş sert dokusu-kompomer rezin arayüzünde bir bozulma meydana eğer gelecekse gelsin diye, getirebilmek için örnekler termal

siklus uygulamasına tabi tutulmuştur. ISO standartlarına uygun olarak 37°C’de 24 saat bekletilen örneklere, 5°C-55°C arasında 500 kez termal siklus uygulaması yapılmıştır. Diş ile restoratif materyal arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığının büyüklüğü sıcaklık değişiklikleri ile arayüzde boyutsal değişim yaratacağı düşünülmüştür.<sup>149</sup>

Rezin restoratif uygulama sonrası radyasyonun rezin-dentin arayüzünde etkili olduğu; rezin-restoratif uygulama öncesi radyasyonun ise, dentin kollajen liflerini etkilediği belirtilmiştir. Dentinde radyasyonun meydana getirdiği değişiklikler sertliğinde önemli bir azalma, aşınma direncinde azalma, nihai gerilme gücünde azalma ve mine-dentin bileşiminde hasarın yanısıra, kollajen hasarı şeklinde olduğu belirtilmiştir.<sup>79, 150, 151, 80</sup> Radyasyon hem kollajen hem de non-kollajen yapılar üzerinde değişiklikler meydana getirir.<sup>152, 153</sup> Dentin kollajeni tip I kollajendir. Radyasyon uygulamaları sırasında yaklaşık 42-43°C’lik sıcaklıkların termal yaralanmalara neden olacağı bildirilmiştir.<sup>154</sup> Yumuşak dokulardaki tip I kollajen molekülleri 43-60°C’de irreversible olarak denatüre olur<sup>152</sup>; bununla beraber, dentinal kollajen moleküllerinin 175°C’nin altında stabil olduğu; denatürasyonun meydana gelebilmesi için ise, 175-200°C’lik sıcaklık gerektiği belirtilmiştir.<sup>152</sup> Bunların ışığı altında, dentinde meydana gelen radyoterapi etkili bağlanma başarısızlığına sıcaklık etkisi düşünülemez.

Darchuk ve ark.<sup>153</sup>, radyasyonun yüksek dozlarının dentinin kollajen zincirinin yıkımı ile sonuçlandığını gösterdiler. Cheung ve ark.<sup>150</sup> intra- ve inter-tubuler dentindeki kollajendeki morfolojik ve kompozisyonel değişiklikler gibi özelliklerin dentine bağlanma gücü üzerinde etkili olduğunu belirtmişlerdir. Radyasyon uygulanmış dental dokularda serbest radikaller birikebilir.<sup>155</sup> Bu radikaller bağlanma mekanizmasını etkileyebilir. Bu etkilerini a) hidrojen peroksitinkine (H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>) benzer bir yolla (oksijenin polimerizasyon esnasında radikal müdahalesi ile): Hidrojen peroksit, su ve oksijene parçalanır. Oksijen serbest kalmaya bağlı olarak rezin bonding materyallerin

polimerizasyonunu güçlü bir şekilde inhibe eder. Bunu serbest radikal mekanizması yoluyla yapar.<sup>156</sup> ( b) sodyum hipokloritinkine (NaOCl) benzer yolla (serbest radikal ile oksijen denaturasyonu yoluyla): Sodyum hipoklorit solüsyonu ile dentinin muamelesi sonucu solüsyonun biyolojik materyallerden organik materyalleri çözmesinden dolayı, demineralize dentin yapısına monomerlerin penetrasyonunu etkileyebilir. Çünkü yüzeysel dentinde sodyum hipoklorit tarafından oluşturulan süperoksit radikal kalıntıları (sodyum klorit ve oksijen) vardır. Bunlar da, monomerlerin polimerizasyonunu inhibe eder.<sup>157-159</sup> c) kan kontaminasyonu yoluyla (hemoglobindeki demir bağımlı serbest radikaller): Kan protein bileşenleri dentine primer infiltrasyonunu inhibe edebilir.<sup>160</sup> Ayrıca, dentinin organik matriksinin özelliği kemik minerali (hidroksiapatit) ile kollajen fazlarını bağlayan osteonektinin varlığıdır. Osteonektin spesifik bir non-kollajenöz bir proteindir ve glutamin ve fenilalanin aminoasitlerini içerir. Osteonektinin eksternal yüksek doz radyasyona karşı hassas olduğu belirtilmiştir.<sup>153</sup> Tüm bunların radyasyon uygulanmış olan dentin gruplardaki kompomer rezinin bağlanma gücündeki azalmayı açıklayabilir. Ayrıca, bunları açıklamaya dentinde en sık karşılaşılan “adeziv” başarısızlık tipi (%80) de yardımcı olabilir. Naves ve ark.<sup>97</sup> da adeziv başarısızlık şeklinin yaygın görüldüğünü belirtmişlerdir.

Hipotez-II için ise, bu çalışmanın sınırları içinde şu şekilde karar verilebilir: Mine-kompomer rezin çubukların hem mikrogerilim testi bağlanma güçleri hem de başarısızlıkları bakımından kabul edilebilirdir. Bununla beraber, dentin-kompomer rezin çubukların mikrogerilim bağlanma güçleri bakımından rededilebilir; fakat başarısızlık şekilleri bakımından kabul edilebilirdir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. 10 Gy'den itibaren artan radyasyon dozlarına bağı olarak süt dişi elementer yapısında değişiklikler meydana gelmiştir.
2. Çalışmamız dişlerinde tespit edilmiş olan Zn, Pb, Ni, Fe, Cu, Cr, Cd gibi ağır elementler üzerine radyoterapinin etkisi elementler ve dozlar gözönüne alınmaksızın %47.6 oranında “artış-anlamli” bulunmuştur.
3. Çalışmamız dişlerinde tespit edilmiş olan Ca, K, Mg, Na, P gibi diş major elementleri üzerine etkisi elementler ve dozlar göz önüne alınmaksızın %46.6 oranında “azalma-anlamli” bulunmuştur.
4. Radyoterapi uygulamalarının minenin total-etch+self-etch+kompomer rezin örneklerinin mikrogerilimi üzerinde anlamlı bir etki yaratmadığı; bununla beraber, dentin örneklerinde ise, anlamlı bir etki yarattığı görülmüştür.
5. Radyoterapi uygulamalarının hem mine-kompomer rezin hem de dentin-kompomer rezin çubuklarında baskın şekilde adeziv başarısızlığa neden olduğu not edilmiştir.
6. Radyoterapinin, süt dişi elementer yapısı ve rezin materyallerin bu diş sert dokularına bağlanma güçleri üzerine ilave çalışmaların yapılması ve elde edilen sonuçların kliniğe aktarılması gereklidir.

## KAYNAKLAR

1. Çakar, İ. <sup>192</sup>Ir Brakiterapi Kaynaklarının Doz Değerlerinin Ortam Geometrisine Bağlılığının Monte Carlo Yöntemleriyle İncelenmesi. Fen Bilimleri Enstitüsü. Fizik Ana Bilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Manisa: Celal Bayar Üniversitesi, 2007.
2. Jansma JBJ, Vissink A, Mehta DM, Gravenmade EJ. The effect of X-ray irradiation on the demineralization of bovine dental enamel. A constant composition study. *Caries Research*, 1988, 22:199-203.
3. Shannon IL WW, Starcke EN, Mira J. Laboratory study of cobalt-60-irradiated human dental enamel. *Journal of Oral Medicine*, 1978, 33:23-27.
4. Geoffry M T-DH. Long- lived radicals in irradiated apatides: an e.s.r study of apatide samples treated with <sup>13</sup>CO<sub>2</sub>. *International Journal of Radiation Biology*, 1985, 4:621-633.
5. Bekes K, Francke U, Schaller HG. The influence of different irradiation doses and desensitizer application on demineralization of human dentin. *Oral Oncology*, 2009, 45:80-84.
6. Joyston-Bechal S. The effect of X-radiation on the susceptibility of enamel to an artificial caries-like attack in vitro. *Journal of Dentistry*, 1985,13:41-44.
7. W.C. R. Ueber eine neue Art von Strahlen. Sitzungs Berichte der Physikalish-medicineschen Gesellschaft zu Würzburg, 1985,9:132-141.
8. Kurtman ÇB. Radyoterapi ve Radyasyonun Tarihçesi. Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı 2000;1:49-50.
9. Perez CA. BL. *Principles and Practices of Radiation Oncology*, 3<sup>rd</sup> ed. Philadelphia, Lippincott-Raven, 2004:777-828.

10. Perez CA BL. *Principles and Practice of Radiation Oncology*, 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia: Lippincott Company, 1992:34-36.
11. Kuter S. *Yüksek Enerjili Teleterapi Cihazları*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınevi; 1975:50-54.
12. Fitzek MM, Rabinov JD. Accelerated proton/photon. *Journal of Neurosurgery*, 1999;251–260.
13. Fitzek MM, Thornton AF, Rabinov JD. Accelerated proton/photon irradiation to 90 cobalt gray equivalent for glioblastoma multiforme: Results of a phase II prospective trial. *Journal of Neurosurgery*, 1999:251–265.
14. William RH, Geoffrey SI. *Radiation Therapy Physics*, 2<sup>nd</sup> ed. St.Louis, Mosby Year Book, 1996:76-106.
15. Chao CPC, Brady LW. *Radiation Oncology Management Decision*. Çeviri: Gemici C, Mayadağı A, Parlak C. *Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları*, İstanbul, Nobel Tıp Kitapevi, 2003:129 -157.
16. Pizzo PA PD, JL. *Principles and Practice of Pediatric Oncology*. 2nd edn. ed. Philadelphia; 1993:35-38.
17. Kutluk T. Çocukluk Çağı Kanserlerinin Epidemiyolojisi. İçinde: Özkan A, (editör). *Pediyatrik Onkoloji Kitabı*. İstanbul, Nobel Tıp Kitapevi; 2009:3-13.
18. Dinçer Y. Kanser Biyokimyası. İçinde: Özkan A, (editör). *Pediyatrik Onkoloji Kitabı*. İstanbul, Nobel Tıp Kitapevi; 2009:113-127.
19. Özbek N, Çakır Ş, Tarakçı B, Coşkun M. Çocukluk Çağı Kanser Hastalarının Epidemiyolojik İncelenmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Dergisi*, 2002,19:1-7.

20. Tanyeli A, Erkman H. Çukurova Bölgesinde Çocukluk Çağı Malignansileri. *Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 1995, 20:157-61.
21. Demiral AN, Kınay M. Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'ne başvuran çocukluk çağı kanser vakalarının epidemiyolojik incelenmesi. *Türk Onkoloji Dergisi*, 1999,14:134-38.
22. Halperin E.C. CLS, Tarbell N.J., Kun L.E. *Pediatric Radiation Oncology*. 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2011:89-92.
23. Jurgens H. Recent advances in childhood cancer. *European Journal of Cancer*, 1997,33:15-22.
24. Chiang TC, Wyman B, Cohen L, Ovadia J. The half field technique of radiation therapy for the cancers of head and neck. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1979,5:1899-1901.
25. Data R, Mira JG, Pomeroy TJ. Dosimetry study of splitt beam technique using megavoltage beams and its clinical implications Co60 beam, head an neck tumors. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1979,5:565-571.
26. Dunscombe PB, Fox KK, Loose S, Leszczynski K. The investigation and rectification of field placement errors in delivery of complex head and neck fields. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1993,26: 155-161.
27. Jaffe NTB, Hoar RE, Ried HL, Sullivan MP, McNeese MD. Dental and maxillofacial abnormalities in long-term survivors of childhood cancers: Effects of treatment with chemotherapy and radiation to the head and neck Pediatrics. *American Academy of Pediatrics*, 1984,73:816-823.

28. Kaste SC HK, Jones D, Crom D, Greenwald CA, Santana VM. Dental abnormalities in children treated for acute lymphoblastic leukemia. *Leukemia*, 1997,11:792-796.
29. Maguire ACA, Evans RG, Amineddine H, Kernahan J, Macleod RI, Murray JJ, Welbury RR. The long-term effects of treatment on the dental condition of children surviving malignant disease. *Cancer*, 1987, 60:2570-2575.
30. Nasman MFC, Dahllof G. Long-term dental development in children after treatment for malignant disease. *European Journal of Orthodontics*, 1997,19:151-159.
31. Takinami S KM, Yahata H, Kure A, Oguchi A, Yasuda M. Radiation-induced hypoplasia of the teeth and mandible. *Oral Surgery*, 1994,78:382-384.
32. Nauntofte B RJ, Reichart PA, Sciubba JJ, Zakrzewska J. Radiation therapy and the dental management team. *Oral Biosciences and Medicine*, 2004,1:149-150.
33. Rothwell BR. Prevention and Treatment of the orofacial Complications of Radiotherapy. *Journal of the American Dental Association*, 1987,114:316-322.
34. Marx RE. Oral and Maxillofacial Pathology: A rationale for diagnosis and treatment. Management of irradiated patients and osteoradionecrosis. Hong Kong; 2003:100-110.
35. Fisher BV, Morgan RE, Phillips GO, Wardale HW. Radiation damage in calcium phosphates and collagen: An interpretation of ESR spectra. *Radiation Research*, 1971,46:229-235.
36. Fisher BV, Morgan RE, Phillips GO, Wardale HW. Radiation Damage In Calcium Phosphates And Collagen-Interpretation Of ESR Spectra. *Radiation Research*, 1971,46:229.

37. Kielbassa AM, Wrbas KT, Schulte-Mönting J, Hellwig E. Correlation of transversal microradiography and microhardness on in situ induced demineralization in irradiated and non-irradiated human enamel. *Archives of Oral Biology*, 1999,44:243-251.
38. Shulin Wen. Human enamel structure studied by high resolution electron microscopy. *Electron Microscopy Reviews*, 1989,2:1-16.
39. Kielbassa AM, Beetz I, Schendera A, Hellwig E. Irradiation effects on microhardness of fluoridated and non-fluoridated bovine dentin. *European Journal of Oral Sciences*, 1997,105:444-447.
40. Kielbassa AM, WK-T, Dornfeld B, Hellwig E, Schade-Brittinger C. In vitro and in situ studies on the effects of tumor radiotherapy on the development of caries in human dentin. *Dtsch Zahnarztl Z*, 1999,54:31-37.
41. Davis WB. Reduction in dentin wear resistance by irradiation and effects of storage in aqueous media. *Journal of Dental Research*, 1975,54:1078-1081.
42. Frank RM, Phillippe E. Acquired dental defects and salivary gland lesions after irradiation for carcinoma. *Journal of American Dental Association*, 1965,70:868-883.
43. Jongebloed WL, Cuperus PL, Vanandel P, Dijk F, Worst JGF. Inertness of Stainless-Steel Structures in Rabbit Corneas - A Sem-Study. *Institute of Physics Conference Series*, 1988,93:285-286.
44. Pyykonen H, Malmstrom M, Oikarinen VJ, Salmo M, Vehkalahti M. Late Effects of Radiation Treatment of Tongue and Floor-of-mouth Cancer on the Dentition, Saliva Secretion, mucous-membranes and the lower jaw. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1986,15:401-509.

45. Dreizen S, Brown LR, Daly TE, Drane JB. Prevention of Xerostomia-Related Dental-Caries in Irradiated Cancer-Patients. *Journal of Dental Research*, 1977,56:99-104.
46. Yılmaz T. Ağız ve Diş Biyokimyası. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 2012:45-97.
47. Avery JK. Dental Pulp. In: Steele PF (ed). *Essentials of oral histology and embryology. A clinical approach*, 2<sup>nd</sup> ed. St Louis Missouri, Mosby. 2000: 107-123.
48. Mjor IA, Sveen OB, Heyeraas KJ. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 1: Normal structure and physiology. *Quintessence International*, 2001,32:427-446.
49. Kafrawy AH. Biologic Considerations In the Selection and use of Restorative Materials. *Dental Clinics of North America*, 1983,27:645-656.
50. Springer IN, Niehoff P, Warnke PH, et al. Radiation caries--radiogenic destruction of dental collagen. *Oral Oncology*, 2005,41:723-728.
51. Fuks AB. Pulp therapy for the primary dentition. In: Pinkham JR, Casamassimo PS, McTigue DJ, Fields HW, Nowak AJ (eds). *Pediatric Dentistry*, 4<sup>th</sup> ed. St Louis, Missouri; 2005:375-395.
52. Cate TR. Dentin-pulp complex. In: Cate TR.(ed). *Oral Histology Development, Structure and Function.Dentin-pulp complex*, 5<sup>th</sup> ed. Missouri, Mosby. 1998: 150-196.
53. M. N. The induction of reparative dentine in the amputated dental pulp of the dog by bone morphogenetic protein. *Archives of Oral Biology*, 1990,35: 493-497.

54. Fischer A, Wiechula D, Postek-Stefanska L, Kwapulinski J. Concentrations of Metals in Maxilla and Mandible Deciduous and Permanent Human Teeth. *Biological Trace Element Research*, 2009, 132:19-26.
55. Tvinnereim HM, Eide R, Riise T. Heavy metals in human primary teeth: some factors influencing the metal concentrations. *Science of the Total Environment*, 2000, 255:21-27.
56. Reitznerova E, Amarasiriwardena D, Kopcakova M, Barnes RM. Determination of some trace elements in human tooth enamel. *Fresenius Journal of Analytical Chemistry*, 2000, 367:748-54.
57. Riyat M, Sharma DC. Analysis of 35 Inorganic Elements in Teeth in Relation to Caries Formation. *Biological Trace Element Research*, 2009, 129:126-129.
58. Navia JM DOL, Menaker L, Miller S. Effect of undernutrition during the perinatal period on caries development in the rat. *Journal of Dental Research*, 1970, 49:1091-1098.
59. Wen SL. Human enamel structure studied by high resolution electron microscopy. *Electron Microscopy Reviews*, 1989, 2:1-16.
60. Franzel W, Gerlach R, Hein HJ, Schaller HG. Effect of tumor therapeutic irradiation on the mechanical properties of teeth tissue. *Zeitschrift Fur Medizinische Physik*, 2006, 16:148-154.
61. Bellis DJ, Hetter KM, Jones J, Amarasiriwardena D, Parsons PJ. Lead in teeth from lead-dosed goats: microdistribution and relationship to the cumulative lead dose. *Environmental Research*, 2008, 106:34-41.
62. Lobinski R, Moulin C, Ortega R. Imaging and speciation of trace elements in biological environment. *Biochimie*, 2006, 88:1591-1604.

63. Skoog DA, Holler FJ, Nieman TA. Principles of Enstrimental Analysis. Çeviri: Köseoğlu F, Yılmaz H. *Enstrümental Analiz İnkeleri*, 1. Baskı. Ankara, Bilim Yayıncılık, 1998:23-30.
64. Dayangaç B. *Bonding sistemler. Kompozit rezin restorasyonlar*. Ankara, Günes Kitapevi Ltd. Sti, 2000:21-38.
65. Buenocure MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal Dental Research*, 1995,34:849-853.
66. Nakabayashi N. *Hybridization of dental hard tissues*, 4<sup>rd</sup> ed. Tokyo, Quintessence Publishing, 1998:21-25.
67. Christensen GJ. Clinical factors affecting adhesion. *Operative Dentistry*, 1992,5:24-31.
68. Davidson CL. *Principles of adhesion*. 3<sup>rd</sup> ed. Forli, Tipolitografia Valbonesi, 1996:1-4.
69. Allen KW. Theories of adhesion. In: Packham DE (ed). *Handbook of adhesion*. 2<sup>nd</sup> ed. Chichester, Willey, 2005:234-235.
70. Minicucci EM, Lopes LF, Crocci AJ. Dental abnormalities in children after chemotherapy treatment for acute lymphoid leukemia. *Leukemia Research*, 2003,27:45-50.
71. Estilo CL, Huryn JM, Kraus DH, et al. Effects of therapy on dentofacial development in long-term survivors of head and neck rhabdomyosarcoma: the memorial sloan-kettering cancer center experience. *Journal of Pediatric Hematology-Oncology*, 2003,25:215-222.

72. Grötz KA DH, Kutzner J, Thelen M, Wagner W. Histotomography studies of direct radiogenic dental enamel changes. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 1998,2:85-90.
73. Springer IN, Niehoff P, Warnke PH, et al. Radiation caries - radiogenic destruction of dental collagen. *Oral Oncology*, 2005,41:723-728.
74. Zhang X, Li YJ, Wang SL, Xie JY. Effect of irradiation on tooth hard tissue and its resistance to acid. *Chinese Journal of Stomatology*, 2004,39:463-466.
75. Soares CJ CC, Neiva NA, Soares PV, Santos-Filho PC, Naves LZ. Effect of gamma irradiation on ultimate tensile strength of enamel and dentin. *Journal of Dental Research*, 2010,89:159-164.
76. Jansma JBJ, Vissink A, Mehta DM, Gravenmade EJ. Effect of X-ray irradiation on the permeability of bovine dental enamel. *Caries Research*, 1990,24:164-168.
77. Naves LZ, Novais VR, Armstrong SR, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Effect of gamma radiation on bonding to human enamel and dentin. *Supportive Care in Cancer*, 2012,20:2873-2878.
78. Gwinnett AJ. Structure and composition of enamel. *Operative Dentistry*, 1992;5:10-17.
79. Soares CJ, Castro CG, Neiva NA. Effect of Gamma Irradiation on Ultimate Tensile Strength of Enamel and Dentin. *Journal of Dental Research*, 2010,89:159-164.
80. Pioch T, Golfels D, Staehle HJ. An experimental study of the stability of irradiated teeth in the region of the dentinoenamel junction. *Endodontic Dental Traumatology*, 1992,8:241-244.
81. Dai XF, Tencate AR, Limeback H. The Extent and Distribution of Intratubular Collagen Fibrils in Human Dentin. *Archives of oral biology*, 1991,36:775-778.

82. Acil Y, Springer ING, Prasse JG, Hedderich J, Jepsen S. Concentration of collagen cross-links in human dentin bears no relation to the individual age. *International Journal of Legal Medicine*, 2002,116:340-343.
83. Farahani M, Eichmiller FC, McLaughlin WL. Measurement of absorbed doses near metal and dental material interfaces irradiated by x- and gamma-ray therapy beams. *Physics in Medicine and Biology*, 1990,35:369-385.
84. Fuller CD, Diaz I, Cavanaugh SX, Eng TY. In vivo dose perturbation effects of metallic dental alloys during head and neck irradiation with intensity modulated radiation therapy. *Oral Oncology*, 2004,40:645-648.
85. Thilmann C, Adamietz IA, Ramm U. In vivo dose increase in the presence of dental alloys during <sup>60</sup>Co-gamma-ray therapy of the oral cavity. *Medical Dosimetry*, 1996,21:149-154.
86. Thilmann C, Adamietz IA, Rahn R. The in-vivo determination of dosage intensification due to dental alloys in the therapeutic irradiation of the oral cavity. *Strahlenther Onkology*, 1995,171:468-472.
87. Geoffroy M T-DH. Long-lived radicals in irradiated apatites of biological interest: an e.s.r study of apatite samples treated with <sup>13</sup>CO<sub>2</sub>. *International Journal of Radiation Biology & Related Studies in Physics, Chemistry & Medicine*, 1985,48:621-633.
88. Barbosa CM SR, Florio FM, Basting RT. Influence of time on bond strength after bleaching with 35 % hydrogen peroxide. *Journal of Contemporary of Dental Practice*, 2008,9:81-88.
89. Raffani MS, Torres-Mantovani CP, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Effect of blood contamination on the shear bond strength at resin /dentin interface in primary teeth. *American Journal of Dentistry*, 2008,21:159-162.

90. Zardeneta G MS, Schmitz JB. Iron-dependent generation of free radicals : plausible mechanisms in the progressive deterioration of the temporomandibular joint . *Journal of oral Maxillofacial Surgery*, 2000,58:302-308.
91. Mjor IA. The reasons for replacement and the age of failed restorations in general dental practice. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1997,55:58-63.
92. Wood RE, Maxymiw WG, McComb D. A clinical comparison of glass ionomer (polyalkenoate) and silver amalgam restorations in the treatment of Class 5 caries in xerostomic head and neck cancer patients. *Operative dentistry*, 1993,18:94-102.
93. McComb D, Erickson RL, Maxymiw WG, Wood RE. A clinical comparison of glass ionomer, resin-modified glass ionomer and resin composite restorations in the treatment of cervical caries in xerostomic head and neck radiation patients. *Operative dentistry*, 2002,27:430-437.
94. Haveman CW, Summitt JB, Burgess JO, Carlson K. Three restorative materials and topical fluoride gel used in xerostomic patients: a clinical comparison. *Journal of the American Dental Association*, 2003,134:177-184.
95. Moor RJ, Stassen IG, Van 't Veldt Y, Torbeyns D, Hommez GM. Two-year clinical performance of glass ionomer and resin composite restorations in xerostomic head- and neck-irradiated cancer patients. *Clinical Oral Investigations*, 2011,15:31-38.
96. Silva AL, Lima DA, Souza GM, Santos CT, Paulillo LA. Influence of additional adhesive application on the microtensile bond strength of adhesive systems. *Operative dentistry*, 2006,31:562-568.

97. Naves LZ, Novais VR, Armstrong SR, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Effect of gamma radiation on bonding to human enamel and dentin. *Support Care Cancer*, 2012,20:2873-2878.
98. Soares CJ, Castro CG, Neiva NA, et al. Effect of gamma irradiation on ultimate tensile strength of enamel and dentin. *Journal of Dental Research*, 2010,89:159-164.
99. Yesilyurt C, Bulucu B, Sezen O, Bulut G, Celik D. Bond strengths of two conventional glass-ionomer cements to irradiated and non-irradiated dentin. *Dental Materials Journal*, 2008,27:695-701.
100. Mertens D. Plants Preparation of Laboratory Sample. Official Methods of Analysis. In: Horwitz W, Latimer GW (eds). AOAC Official Method 922.02, 18<sup>th</sup>ed. Maryland, 2005a:1-2.
101. Mertens D. Metal in Plants and Pet Foods. Official Methods of Analysis. In: Horwitz W, Latimer GW (eds). AOAC Official Method 922.02, 18<sup>th</sup>ed. Maryland, 2005b:3-4.
102. Ersoy B, Yanar Y, Kucukgulmez A, Celik M. Effects of four cooking methods on the heavy metal concentrations of sea bass fillets. *Food Chemistry*, 2006,99:748-51.
103. Powers JM. In Vitro Testing of Restorative Materials—What's the Value?. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2012,24:363-364.
104. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dental Materials*, 1998,14:194-201.
105. Kielbassa AM. In situ induced demineralization in irradiated and non-irradiated human dentin. *European Journal of Oral Sciences*, 2000,108:214-221.

106. Kielbassa AM. Radiotherapy of the head and neck region - consequences regarding the onset of dental caries. *Medizinische Welt*, 1999,50:254-261.
107. Walker MP, Wichman B, Cheng AL, Coster J, Williams KB. Impact of Radiotherapy Dose on Dentition Breakdown in Head and Neck Cancer Patients. *Practical Radiation Oncology*, 2011,1:142-148.
108. Yesilyurt C, Yildirim T, Tasdemir T, Kusgoz A. Shear bond strength of conventional glass ionomer cements bound to mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 2009,35:1381-3.
109. Dünya Sağlık Örgütü. Adverse Health Effects of Heavy Metals in Children, 2011,1-77.
110. Antoszewska J, Szeja, A., Sarul, M. Heavy Metals: Lead, Cadmium and Nickel Polluting the Environment Versus Danger of Orthodontic Patients- Review of the Literature. *Dental and Medical Problems*, 2010,47:465-71.
111. Lane DW, Peach DF. Some observations on the trace element concentrations in human dental enamel. *Biological Trace Element Research*, 1997,60:1-11.
112. Sharon IM. The Significance of Teeth in Pollution Detection. *Perspectives in Biology and Medicine*, 1988,32:124-31.
113. Aslantaş N. Demir, Bakır, Krom, Nikel ve Stronsiyumun Sulu Çözeltilerde Aktif Karbonla Kompleksleştiriciler Varlığında Zenginleştirilmesi, Giderilmesi ve ICP-OES ile Tayini. Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Ana Bilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2007.
114. Alomary A, Al-Momani IF, Obeidat SM, Massadeh AM. Levels of lead, cadmium, copper, iron, and zinc in deciduous teeth of children living in Irbid,

- Jordan by ICP-OES: some factors affecting their concentrations. *Environmental Monitoring and Assessment*, 2013,185:3283-3295.
115. Ozdemir Y, Bayindir YZ, Durna D, Durak R. Quantitative EDXRF analysis of Ca, K, Mn and Na in normal and pathological adult-human teeth. *Journal of X-Ray Science and Technology*, 2010,18:193-199.
116. Miculescu FMM, Ciocan LT, Pencea I, Ernuteanu AME. Correlation of Spectrometric Methods in Hard Tissue Heavy Elements Concentration Study. U.P.B. Scientific Bulletin Series A, 2013,75:233-241.
117. Gierat-Kucharzewska B, Karasinski, A. Influence of Chosen Elements on the Dynamics of the Cariogenic Process. *Biological Trace Element Research*, 2006,111:53-62.
118. Curzon M, Featherstone, JDB. Handbook of Experimental Aspects of Oral Biochemistry. Boca Raton, Florida, CRS Press Inc.; 1983:123-135.
119. SrinivasaRao K, MaryAnupama P, GuruMahesh D, VenkateswaraRao R, Rautray TR, Venkateswarulu P. Trace Elemental Analysis of Dental Caries in Human Teeth BY External PIXE. *International Journal of Applied Biology and Pharmaceutical Technology*, 2010,1:68-78.
120. Zach GA. X-ray diffraction and calcium-phosphorous analysis of irradiated human teeth. *Journal Dental Research*, 1976,55:907-909.
121. Hopewell JW. Radiation-therapy effects on bone density. *Medical and Pediatric Oncology*, 2003,41:208-211.
122. Malara P, Kwapulinski J, Malara B. Do the levels of selected metals differ significantly between the roots of carious and non-carious teeth?. *Science of the Total Environment*, 2006;369:59-68.

123. Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF. Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *British Dental Journal*, 2000,189:93-97.
124. Gross LC, Griffen AL, Casamassimo PS. Compomers as Class II restorations in primary molars. *Pediatric Dentistry*, 2001,23:24-27.
125. Burke FJ, Fleming GJ, Owen FJ, Watson DJ. Materials for restoration of primary teeth: 2. Glass ionomer derivatives and compomers. *Dental Update*, 2002, 29:10-14.
126. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence International*, 1994,25:587-589.
127. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*, 1998, 19:529-539.
128. Baker DG. The radiobiological basis for tissue reactions in the oral cavity following therapeutic x-irradiation.A review. *Archive of Otolaryngology*, 1982,108:21-24.
129. Ripa LW, Gwinnett AJ, Buonocore MG. The "prismless" outer layer of deciduous and permanent enamel. *Archives of oral biology*, 1966,11:41-48.
130. Oliveira M, Torres CP, Gomes-Silva JM. Microstructure and Mineral Composition of Dental Enamel of Permanent and Deciduous Teeth. *Microscopy Research and Technology*, 2010,73:572-577.
131. Grotz KA, Duschner H, Kutzner J, Thelen M, Wagner W. Histotomography studies of direct radiogenic dental enamel changes. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 1998,2:85-90.

132. Kuhar M, Cevc P, Schara M, Funduk N. Enhanced permeability of acid-etched or ground dental enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1997,77:578-582.
133. Robinson C, Weatherell JA, Hallsworth AS. Variation in composition of dental enamel within thin ground tooth sections. *Caries Research*, 1971,5:44-57.
134. Garcia-Godoy F, Gwinnett AJ. Effect of etching times and mechanical pretreatment on the enamel of primary teeth: an SEM study. *American Journal of Dentistry*, 1991,4:115-118.
135. Al-Nawas B, Grotz KA, Rose E. Using ultrasound transmission velocity to analyse the mechanical properties of teeth after in vitro, in situ, and in vivo irradiation. *Clinical Oral Investigations*, 2000,4:168-172.
136. Fosse G. The Number of Prism Bases on the Inner and Outer Surface of the Enamel Mantle of Human Teeth. *Journal of Dental Research*, 1964,43:57-63.
137. Ehrlich H, Koutsoukos PG, Demadis KD, Pokrovsky OS. Principles of demineralization: modern strategies for the isolation of organic frameworks. Part II. Decalcification. *Micron*, 2009,40:169-193.
138. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 2012,40:475-484.
139. Torii Y, Itou K, Nishitani Y, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 2002,15:305-308.
140. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Operative dentistry*, 1995,20:18-25.
141. Tay FR, Pashley DH, King NM. Aggressiveness of self-etch adhesives on unground enamel. *Operative dentistry*, 2004,29:309-316.

142. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, et al. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 2011, 27:17-28.
143. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 2005,21:110-124.
144. Brackett WW, Covey DA, Germain HA. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. *Operative dentistry*, 2002,27:218-222.
145. Hulmes DJ, Wess TJ, Prockop DJ, Fratzl P. Radial packing, order, and disorder in collagen fibrils. *Biophysical Journal*, 1995,68:1661-1670.
146. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of Dental Hard Tissues, 3<sup>rd</sup> ed. . Chicago, Quintessence 1998:100-107.
147. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 2001,17:430-444.
148. Tay FR, Pashley DH. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *American Journal of Dentistry*, 2003,16:6-12.
149. Trowbridge HO. Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Operative dentistry*, 1987,12:164-172.
150. Cheung DT, Perelman N, Tong D, Nimni ME. The effect of gamma-irradiation on collagen molecules, isolated alpha-chains, and crosslinked native fibers. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1990,24:581-589.
151. Kielbassa AM, Wrbas KT, Schulte-Monting J, Hellwig E. Correlation of transversal microradiography and microhardness on in situ-induced

- demineralization in irradiated and nonirradiated human dental enamel. *Archives of oral biology*, 1999,44:243-251.
152. Bachmann L, Gomes AS, Zezell DM. Collagen absorption bands in heated and rehydrated dentine. *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*, 2005,62:1045-1049.
153. Darchuk LA, Zaverbna LV, Worobiec A, Grieken RV. Molecular Spectroscopy Study of Human Tooth Tissues Affected by High Dose of External Ionizing Radiation (Caused by Nuclear Catastrophe of Chernobyl Plant). In: Nenoï M, (ed). *Current Topics in Ionizing Radiation Research*; 2012:349-362.
154. Cohen JD, Robins HI, Mulcahy RT, Gipp JJ, Bouck N. Interactions between hyperthermia and irradiation in two human lymphoblastic leukemia cell lines in vitro. *Cancer Research*, 1988,48:3576-3580.
155. Geoffroy M, Tochon-Danguy HJ. Long-lived radicals in irradiated apatites of biological interest: an e.s.r. study of apatite samples treated with <sup>13</sup>CO<sub>2</sub>. *International Journal of Radiation Biology & Related Studies in Physics, Chemistry & Medicine*, 1985,48:621-633.
156. Lai SC, Mak YF, Cheung GS. Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. *Journal of Dental Research*, 2001, 80:1919-1924.
157. Taniguchi G, Nakajima M, Hosaka K, Iwamoto, Ikeda, M., Foxton, RM., Tagami, J. Improving the effect of NaOCl pretreatment on bonding to caries-affected dentin using self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*, 2009,37:769-775.
158. Lai SC, Mak YF, Cheung GS. Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. *Journal of Dental Research*, 2001, 80:1919-1924.

159. Rueggeberg F, Margeson, DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of Dental Research*,1990,69:1652–1658.
160. Eiriksson SO, Pereira PN, Swift EJ, Heymann HO, Sigurdsson A. Effects of blood contamination on resin-resin bond strength. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*,2004, 20:184-190.

## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

<b>KİŞİSEL BİLGİLER</b>	
Adı Soyadı	: Sultan KELEŞ
Doğum tarihi	: 05.02.1983
Doğum yeri	: Yomra/TRABZON
Medeni hali	: Bekar
Uyruğu	: T.C
Adres	:Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti ABD, 25240 ERZURUM
Tel	:0442 2312770
Fax	:
E-mail	:dtsultank@gmail.com
<b>EĞİTİM</b>	
<b>Lise</b>	Ankara Çankaya Lisesi-2001
<b>Lisans</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi-2007.
<b>Doktora</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Ana Bilim Dalı. 2008-2013.

## EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU

"2010.6.1/26 "SAĞLIK BİLİMLERİ ETİK KURUL KARARI 31.12.2010

6.1/26- Enstitümüz, Pedodonti Anabilim Dalı doktora öğrencisi Sultan KELLEŞ'in " Radyoterapinin Farklı Duzlarının Süt Dişlerinin Mineral İçeriğine ve Paliyasit Modifiye Resin Kompozitin Bağlanma Gücü Üzerine Etkisi " tez konusu görüşüldü.

İlgili tez konusunun etik değerlere uygun olduğu mevcudun oybirliği ile,

Prof. Dr. Türkan PASINLIOĞLU  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurulu Başkanı

Başkan Yardımcısı  
Prof. Dr. Funda BAYINDIR

ÜYE  
Prof. Dr. Asım CEYLAN

ÜYE  
Prof. Dr. Mustafa AŞAĞI

ÜYE  
Prof. Dr. İlinci GÜL

ÜYE  
(Katılmadı)  
Prof. Dr. Zekeriya AKTÜRK

ÜYE  
Doç. Dr. Bekir ÜSLÜ

ÜYE  
Doç. Dr. Abdülkadir YILDIRIM

Yrd. Doç. Dr. İhan ŞİN  
(Raportör)

**EK-3. ICCC'YE (INTERNATIONAL CLASSIFICATION OF CHILDHOOD CANCER) GÖRE YİRMİ YAŞ ALTINDAKİ ÇOCUKLUK DÖNEMİ KANSER TİPLERİNİN SINIFLAMASI VE GÖRÜLME YÜZDELERİ<sup>22</sup>;**

<b><u>ICCC Group</u></b>	<b><u>Görülme yüzdeleri</u></b>
I.Lösemiler,	% 25
a. Akut Lenfoblastik Lösemi	% 19
b. Akut Nonlenfoblastik Lösemi	% 0.5
c. Kronik Myeloblastik Lösemi	% 0.9
II. Lenfomalar ve Retiküloendotelyal Neoplazmlar	% 16
a. Hodgkin Lenfoma	% 9
b. Non-Hodgkin Lenfoma	% 5
c. Burkitt Lenfoma	% 1
e. Unspesifik	% 0.6
III. Santral Sinir Sistemi Tümörleri	% 17
a. Ependimoma	% 1
b. Astrositoma	% 9
c. Primitif Nöroektodermal Tümörler	% 3
d. Gliomalar	% 3
e. Unspesifik	% 0.4
IV. Sempatik Sinir Sistemi Tümörleri	% 5

a.Nöroblastoma ve ganglioblastoma	% 5
b.Diğerleri	% 0.2
V. Retinoblastoma	% 2
VI. Renal Tümörler	% 4
a. Wilms, rhabdoid, clear cell sarkoma	% 4
b. Renal Karsinoma	% 0.2
VII. Malign Kemik Tümörleri	% 6
c. Osteosarkom	% 3
d. Kondrosarkom	% 0.3
e. Ewing Sarkomu	% 2
f. Diğer Spesifik Malign Tümörler	% 0.2
VIII. Yumuşak Doku Sarkomları	% 7
a. Rhabdomyosarkom ve embriyonal sarkom	% 3
b. Fibrosarkom, nörofibrosarkom	% 2
IX. Germ hücre, trofoblastik ve gonadal neoplazmlar	% 7
a. Intrakranial ve intrapial	% 1
b. Gonodal germ hücre tümörleri	% 4
c. Gonadal germ hücre tümörleri	% 4
X. Karsinomlar ve diğer malign epitelyal neoplazmlar	% 9
a. Adrenokortikal karsinomalar	% 0.2
b. Tiroid karsinoması	% 3

c. Malign melanom

% 3

d. Cilt karsinomu

% 3