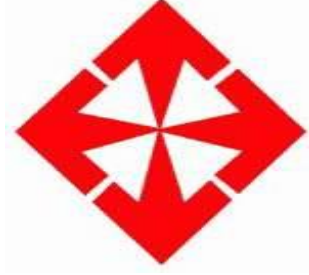


BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI



**FARKLI YAPIŞTIRMA AJANLARI VE İKİ FARKLI TEKNİK
(KONVANSİYONEL/HALL) KULLANILARAK UYGULANAN PASLANMAZ
ÇELİK KRONLARIN KENAR UYUMLARININ IN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Zeynep YALÇINKAYA ERDEMÇİ

Danışman: Doç Dr. S. Burçak ÇEHRELİ

Ankara, 2011

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Pedodonti Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 02.05.2011

“Farklı Yapıştırma Ajanları ve İki Farklı Teknik (Konvansiyonel/Hall) Kullanılarak Uygulanan Paslanmaz Çelik Kronların Kenar Uyumlarının In Vitro Olarak İncelenmesi”

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Burçak ÇEHRELİ

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof.Dr. Zafer Çehrelî

Doç. Dr. Burçak Çehrelî

Doç. Dr. H. Cem Güngör

Doç. Dr. Günseli Güven Polat

Yrd. Doç. Dr. Resmiye Ebru Tirali

ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 20/05/2011 tarih, 59 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof.Dr.Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İTHAF

Canım büyükbabama ithafen...

TEŞEKKÜR

Başkent Üniversitesi Pedodonti Anabilim Dalındaki doktora eğitimim süresince ve bu tezin oluşturulmasında çok büyük emekleri olan, hayatım boyunca minnet ve şükranla anacağım değerli hocam ve danışmanım Doç.Dr.Sevi Burçak Çehreli'ye,

Doktora eğitimim sırasında akademik bilgi ve tecrübelerini cömertçe paylaşan değerli hocalarım Prof Dr. Yıldız Batırbaygil'e, Prof Dr. Bülent Dayangaç'a, Prof Dr.Zafer Cavit Çehreli'ye, Doç.Dr. Selim Erku'ta, Doç.Dr.Bülem Yüzügüllü'ye, Doç.Dr. Neslihan Arhun'a, Doç.Dr. Hamdi Cem Güngör'e, Doç.Dr. Günseli Güven'e ve Yrd.Doç.Dr. Kamran Gülşahi'ne,

En zor anlarımda yardımlarını asla esirgemeyen Yrd.Doç.Dr. Ebru Aktepe Tiralı'ye, Pedodonti ailesinin üyeleri Tuğba Kaya ve Egemen Bolat'a,

Her türlü yardımları ve destekleri ile her zaman yanımda olan sevgili dostlarım Dr. Çağla Şar'a, Dr. Aslı Güzey'e, Dr. Burak Bayram'a, Dr.Emre Dayangaç'a, Dt. Elif Cirit'e, Dt. Seda Özdemir Erken'e, Dt. Ruzin Uyar'a, Stj. Dt. Bora Kırdinli'ye ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Doktora öğrencisi olarak başladığım ilk günden bu güne kadar göstermiş olduğu güven ve sonsuz destek için Dr. Tahsin Demir'e,

Sevgisi ve desteğiyle en güzel ve en zor anlarımda olduğu gibi tezimin hazırlanmasının her aşamasında sabrı ve anlayışı ile yanımda olan sevgili eşim, Osman Erdem Erdemci'ye,

Hayatımın her dakikasını onlara layık olabilmek için geçirdiğim; inanç, özveri, sevgi ve sonsuz destekleri için annem Ferda Yalçinkaya'ya, babam Haluk Yalçinkaya'ya ve tüm aileme,

Sonsuz Teşekkürlerimle..

Bu çalışma D-DA 09/04 proje numarası ile Başkent Üniversitesi Araştırma Kurulu tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

Yalçinkaya Z., Farklı yapıştırma ajanları ve iki farklı teknik (Konvansiyonel/Hall) kullanılarak uygulanan paslanmaz çelik kronların kenar uyumlarının in-vitro olarak incelenmesi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Pedodonti Doktora Programı Doktora Tezi, Ankara,2011. Bu çalışma, çekilmiş süt dişlerinde Hall veya Konvansiyonel teknik kullanılarak uyumlanan ve üç farklı simantasyonmateryali ile yapıştırılan paslanmaz çelik kronlarda, marjinal açıklık ve mikrosızıntı düzeylerini incelemek amacıyla yürütülmüştür. Ortodontik nedenlerle çekilen, 78 adet çürüksüz ikinci süt molar dişi, rastgele iki gruba ayrılarak Hall teknik veya konvansiyonel tekniğin uygulandığı paslanmaz çelik kronlarla (3M ESPE, Almanya) restore edilmişlerdir. Bu amaçla, kron uyumlanmasını takiben her grup rastgele üç alt gruba ayrılarak, (n=13/Grup), geleneksel cam iyonomer siman (Ionofil,Voco, Almanya); Resin siman (Rely X U, 3M ESPE, Almanya), veya Çinkopolikarboksilat siman (Adhesor Carbofine, SpofaDental, Çek Cumhuriyeti) ile yapıştırılmıştır. Restore edilen süt dişlerine 5-55±2⁰C'de 1000 kez termal siklus uygulanmıştır. Her alt gruptan 2 örnek tarama elektron mikroskopik inceleme için ayrılırken; kalan 11 örnekte boya penetrasyon yöntemiyle mikrosızıntı testi uygulanmıştır. Boya penetrasyon ve marjinal açıklık düzeyleri, her diş örneğinden alınan 4'er kesit üzerinde digital imaj analizi yöntemiyle kantitatif olarak tespit edilmiştir. Verilerin istatistiksel analizinde İki Yönlü Karma Etki Modeli ve İki Yönlü Bağımsız Etki Modeli kullanılmıştır (p=0.05). Sonuçlar incelendiğinde, Hall teknik grubunda mikrosızıntı ve marjinal açıklık düzeylerinin Konvansiyonel teknik grubuna kıyasla anlamlı düzeyde yüksek olduğu tespit edilmiştir (p<0.05). Hem Hall, hem de Konvansiyonel Teknik grubunda rezin simanla yapıştırılan örnekler en düşük mikrosızıntı değerlerini gösterirken, bunu sırasıyla cam iyonomer ve polikarboksilat simanla yapıştırılan örnekler takip etmiştir (p<0.05). Ancak

hiçbir grupta mikrosızıntı tamamen engellenememiştir ($p<0.05$). Kullanılan kron uygulama tekniğinden bağımsız olarak tüm örneklerde bukkal marjinlerin lingual marjinlere kıyasla anlamlı düzeyde yüksek açıklık değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. SEM görüntülerinde izlenen marjinal uyumsuzluklar, kantitatif ölçüm değerlerini desteklemiştir.

Anahtar Sözcükler: Paslanmaz çelik kron, Konvansiyonel teknik, Hall teknik, Mikrosızıntı, Simantasyon.

ABSTRACT

Yalçinkaya Z., In vitro investigation of microleakage and marginal fit in stainless steel crowns placed using two techniques (Conventional / Hall) techniques and cemented with different luting agents. Başkent University, Health Sciences Institute, PhD Thesis in Pedodontics, Ankara,2011. This study was undertaken to investigate the microleakage and marginal discrepancies in stainless steel crowns placed using Conventional and Hall techniques and cemented with 3 different luting agents. 78 non-carious human primary second molars, extracted for orthodontic reasons, were randomly assigned into 2 groups (n=39/Group) with respect to the technique used to place stainless steel crowns (3M ESPE, Germany): Hall technique and Conventional technique. In each group, teeth were further subgrouped according to the material used for cementation of the crowns (n=13/Group): Conventional glass ionomer cement (Ionofil, Voco, Germany); Resin cement (Rely X U, 3M ESPE, Germany), or polycarboxylate cement (Adhesor Carbofine, SpofaDental, Czech Republic). Restored teeth were subjected to thermal cycling (5-55±2°C, 1000X). In each subgroup, two specimens were processed for scanning electron microscopic (SEM) investigation, while the remaining 11 specimens were subjected to dye penetration test. The extent of microleakage and marginal fit was quantified on 4 sections per specimen using image analysis. The data were compared statistically using TwoWay Independent ANOVA and TwoWay Mixed ANOVA (p=0.05). The microleakage and marginal fit of the Hall group was significantly inferior than those of the Conventional technique group (p<0.05). In both the Conventional and Hall groups, the resin cement (Rely XU) displayed the lowest extent of microleakage, followed by the glass ionomer and polycarboxylate cements (p<0.05). Irrespective of the crowning technique utilized, all crowns displayed significantly greater marginal opening on the

buccal margins than on the lingual ones. The results of qualitative SEM investigation of marginal crown fit was compliant with those of quantitative evaluation.

Key Words: Stainless steel crown, Conventional technique, Hall technique, Microleakage, Cementation.

İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
ŞEKİLLER.....	xi
GRAFİKLER.....	xii
TABLolar	xiii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Paslanmaz Çelik Kronlar.....	4
2.1.1. Paslanmaz Çelik Kron Tipleri.....	5
2.1.2. Paslanmaz Çelik Kron Endikasyonları	6
2.1.3. Paslanmaz Çelik Kron Kontrendikasyonları:	7
2.1.4. Paslanmaz Çelik Kron Uygulanmasında Diş Preparasyon Teknikleri.....	8
2.1.4.1. Konvansiyonel Teknik	8
2.1.4.1.1 Uygun Boyuttaki Paslanmaz Çelik Kronun Seçimi ve Uyumlanması.....	9
2.1.4.2. Hall Teknik.....	10
2.1.5. PÇK Restorasyonların Klinik Performansı	14
2.1.6. Paslanmaz Çelik Kronların Yapıştırılmasında Kullanılan Simanlar.....	16
2.1.6.1. Cam İyonomer Simanlar	17
2.1.6.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar	17

2.1.6.1.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanın İçeriği	18
2.1.6.1.1.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanın Sertleşme Reaksiyonu.....	19
2.1.6.1.1.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanın Diş Dokularına Bağlanma Mekanizması	20
2.1.6.2. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanlar.....	21
2.1.6.2.1. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanın İçeriği.....	22
2.1.6.2.2. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanın Sertleşme Reaksiyonu	23
2.1.6.2.3. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanın Diş Dokularına Bağlanma Mekanizması	24
2.1.6.3. Çinko Polikarboksilat Simanlar.....	26
2.1.6.3.1. Çinko Polikarboksilat Simanın İçeriği.....	26
2.1.6.3.2. Çinko Polikarboksilat Simanın Sertleşme Reaksiyonu	27
2.1.6.3.3. Çinko Polikarboksilat Simanın Diş Dokularına Bağlanma Mekanizması	27
2.1.6.4. Rezin Simanlar	28
2.1.6.4.1. Rezin Simanın İçeriği.....	29
2.1.6.4.2. Rezin Simanın Sertleşme Reaksiyonu.....	30
2.1.6.4.3. Rezin Simanın Diş Dokularına Bağlanma Mekanizması	31
2.1.6.5. Simantasyon Materyallerinin Mikrosızıntı Yönünden Değerlendirilmesi.....	33
3. MATERYAL VE METOD	35
3.1. Dişlerin seçimi.....	35
3.2. Örneklerin Hazırlanması	35
3.3. Mikrosızıntı Deneyi	41
3.4. Tarama Elektron Mikroskopi (SEM) İncelemesi.....	42
3.5. İstatistiksel Değerlendirme	46
4. BULGULAR.....	47
4.1. Kullanılan Tekniğin Mikrosızıntı Üzerine Etkisi:	47

4.2. Kullanılan Simantasyon Materyallerinin Mikrosızıntı Üzerine Etkisi:	47
4.3. Marjinal Açıklık Değerlerinin İncelenmesi.....	48
4.4. Mikrosızıntı Değerlerinin Marjin Lokalizasyonuna Göre Değerlendirilmesi	48
4.5. SEM İncelemesi.....	48
5.TARTIŞMA	59
6.SONUÇ	71
KAYNAKLAR.....	72

ŞEKİLLER

- Şekil 2.1.** Farklı PÇK tipleri a. Önceden trimlenmemiş ve konturlanmamış paslanmaz çelik kron, b.Önceden konturlanmış paslanmaz çelik kron, c. Önceden trimlenmiş paslanmaz çelik kron. 5
- Şekil 3.2.1.** Kök yüzeyleri izole edilmiş bir diş örneğinin akrilik blok içindeki görüntüsü. 40
- Şekil 3.2.2.** Kron simantasyonunda kullanılan materyaller. 40
- Şekil 3.2.3.** Standart kuvvet uygulamak amacıyla kullanılan aparat. 43
- Şekil 3.2.4.** Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı. 43
- Şekil 3.3.1.** Örneklerden kesit alınmasında kullanılan hassas kesme cihazı. 44
- Şekil 3.3.2.** Mikrosızıntı değerlendirmesi için kullanılan ışık mikroskobu. 44
- Şekil 3.4.1.** Elektron mikroskopik inceleme öncesinde altınla kaplanmış örneklerin görüntüsü. 45
- Şekil 3.4.2.** Çalışmada kullanılan elektron mikroskobu. 45
- Şekil 4.1.1.** Konvansiyonel teknikle uygulanan ve Adhesor ile simante edilen bir kron örneğinde izlenen marjinal başarısızlıklar. 54
- Şekil 4.1.2.** Hall teknik grubunda, Adhesor ile simante edilen bir kron örneğinde izlenen marjinal başarısızlıklar. 54

Şekil 4.1.3. Konvansiyonel teknikle uygulanan, Ionofil ile simante edilen bir kron örneğinde mikrosızıntı ve marjinal uyumsuzluğun görüntüsü. 55

Şekil 4.1.4. Hall teknikle uygulanan, Ionofil ile simante edilen kronlardan tipik bir başarısızlık örneği. 55

Şekil 4.1.5. Konvansiyonel teknik uygulanan ve Rely X U ile simante edilen bir kron damarjinal uyum ve mikrosızıntı düzeyleri. 56

Şekil 4.1.6. Hall teknik grubunda, Rely X U ile simante edilen bir kron örneğinde izlenen marjinal uyum ve mikrosızıntı düzeyleri. 56

Şekil 4.2.1. Hall teknik grubunda marjinal uyum düzeylerinin SEM görüntüleri A1a ve A1b= Geleneksel Cam iyonomer siman; A2a ve A2b= Polikarboksilat siman; A3a ve A3b= Rezin siman. 57

Şekil 4.2.2. Konvansiyonel teknik grubunda marjinal uyum düzeylerinin SEM görüntüleri. B1a ve B1b= Geleneksel Cam iyonomer siman; B2a ve B2b=Polikarboksilat siman;B3a ve B3b= Rezin siman. 58

GRAFİKLER

Grafik 4.1.1. Kullanılan tekniğin ve yapıştırma materyallerinin mikrosızıntı üzerine etkisi 52

Grafik 4.1.2. Kullanılan tekniğin marjinal açıklık üzerine etkisi. 52

Grafik 4.1.3. Hall teknikle uygulanan kronlar için marjinal açıklık değerleri. 53

Grafik 4.1.4. Konvansiyonel teknikle uygulanan kronlar için marjinal açıklık değerleri. 53

TABLolar

Tablo 3.2.1. Çalışma gruplarının şematik dağılımı.	38
Tablo 3.2.2. Çalışmada kullanılan simantasyon materyalleri.	39
Tablo 4.1.1. Mikrosızıntı değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.	50
Tablo 4.1.2. Ortalama (Bukkal + Lingual) mikrosızıntı değerleri.	50
Tablo 4.1.3. Marjinal açıklık değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.	51
Tablo 4.1.4. Ortalama (Bukkal + Lingual) marjinal açıklık değerleri.	51

1.GİRİŞ

Diş çürüğünün önlenmesine yönelik koruyucu uygulamaların giderek yaygınlaştığı günümüzde, halen pek çok süt dişi çürük nedeniyle erken dönemde kaybedilmektedir (1). Süt dişlerinde mine ve dentin dokularının sürekli dişlere göre daha ince ve daha az mineralize olması, ve dişlerin pulpa hacimlerinin göreceli olarak daha geniş olması nedeniyle, çürük lezyonları hızlı bir şekilde ilerleyerek pulpaya ulaşmaktadır. Bu farklılıkların yanı sıra, çocuk hastadaki kooperasyon güçlükleri, yetişkin hastaya göre daha kısıtlı bir zaman diliminde etkin tedavi yöntemlerinin uygulanmasını gerektirmektedir (2).

Ulusal ve uluslararası literatür verileri, gelişmekte olan ülkelerde diş çürüğünün halen yaygın bir sağlık problemi olduğunu ortaya koymaktadır (1,3,4,5). Bu gerçeğe karşın, çürüğün ilk görüldüğü süt dişlerinin fizyolojik düşme zamanlarına dek fonksiyonda tutulması gerekmektedir. Zira, süt dişleri beslenme, konuşma, çenelerin gelişimi ve estetiğe katkıda bulunma gibi fonksiyonların yanı sıra kendilerinden sonra sürecek olan daimi dişlerin yerlerini korumaları nedeniyle bilinen en iyi yer tutuculardır. Bu özellikleri ile sağlıklı dentisyonun anahtarı sayılan süt dişlerinin erken kaybı; ileride geçici ya da kalıcı olabilecek okluzyon bozukluklarına, estetik sorunlara, beslenme problemlerine, anormal dil/emme alışkanlıklarına, konuşma bozukluklarına ve psikolojik sorunlara yol açabilmektedir (6). Bu nedenle, çürük nedeniyle farklı düzeylerde doku kaybına uğramış süt dişlerinin restoratif tedavileri, çocuk diş hekimliği rutininde önemli bir yer tutmaktadır (2).

1950 yılında Humphrey (7) tarafından çocuk diş hekimliğine tanıtılan paslanmaz çelik kronlar (PÇK), günümüze kadar gelişimini sürdürerek pediatrik restoratif diş hekimliğinde önemli bir yer kazanmıştır. Günümüzde geliştirilen yeni restoratif teknik ve materyallere rağmen; dayanıklı, ekonomik ve pratik bir

restorasyon tipi olan paslanmaz çelik kronlar, tüm dünyada süt ve genç daimi dişlerde sıklıkla kullanılmaktadır (8,9,10). Yapılan birçok araştırma, PÇK'ların süt dişlerindeki başarısının doğru endikasyon, uygun diş preparasyonu, uygun boyutta kron seçimi ve seçilen simantasyon materyalinin özelliklerine bağlı olabildiğini göstermektedir (11,12,13,14,15,16,17,18). Çinko fosfat siman ve cam iyonomer siman, paslanmaz çelik kronların yapılandırılmasında en sık tercih edilen materyallerdir (2). Simantasyon materyallerindeki gelişmelere paralel olarak diş dokuları ve metallere adezyon gösteren rezin simanlar da son yıllarda PÇK simantasyonunda sıklıkla kullanılmaya başlamıştır (12).

Çocuk diş hekimliğinde paslanmaz çelik kron kullanımı popüler bir restoratif yaklaşım olmakla birlikte, birçok klinisyen konvansiyonel PÇK uygulamasını lokal anestezi kullanımı ve diş preparasyonu gerektirmesi nedeniyle zor bulmaktadır (19). Aynı zamanda, süt ikinci molarların kron preparasyonu sırasında komşu daimi birinci molara zarar verme riski de bulunmaktadır (20). Tüm bu güçlükler, hekimlerin paslanmaz çelik kron uygulamasını rutin tedavi protokollerinin dışında tutmalarına neden olabilmektedir.

Çürük süt molarların preparasyon yapılmadan paslanmaz çelik kronlarla restore edilmesi ilk olarak 2007 yılında yayınlanan, 23 ay takipli, randomize kontrollü bir klinik çalışmayla gündeme gelmiştir (21). Hall teknik (The Hall Technique) olarak adlandırılan bu yöntemde, çürük süt molarların restorasyonunda lokal anestezi kullanmadan, çürük temizlenmeden ve dişte preparasyon yapılmadan paslanmaz çelik kron uygulaması yapılmaktadır (21).

Konvansiyonel teknikle kıyaslandığında, Hall tekniğın preparasyonsuz ve daha kısa sürede tamamlanabilmesi, hekimlerin paslanmaz çelik kronla restorasyona bakış açılarını değiştirebilecek düzeyde radikal ve yenilikçi bir uygulamadır. Öte yandan, bu yeni tekniğın konvansiyonel teknik ile karşılaştırmalı değerlendirildiği bir klinik çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle Hall teknikle uygulanan kronların olası klinik problemlerini (mikrosızıntı, marjinal uyum, v.b.) tespit edebilmek amacıyla prelinik araştırmalara gereksinim vardır. Ancak dental literatürde bu konuda yayınlanmış herhangi bir laboratuvar çalışması bulunmamaktadır.

Mevcut gözlemlerin ışığı altında, bu çalışmanın amacı; konvansiyonel teknik ve Hall teknik kullanılarak uyumlanan ve farklı simantasyon materyalleri ile yapıştırılan paslanmaz çelik kronların, sızdırmazlık dirençleri ve marjinal açıklık düzeylerinin in vitro koşullarda incelenmesidir.

Bu çalışmada aşağıdaki hipotezler test edilmiştir.

1. Konvansiyonel ve Hall teknik ile restore edilen süt molar dişlerde marjinal uyum yönünden sızdırmazlık dirençleri arasında bir fark bulunmamaktadır.
2. Konvansiyonel ve Hall teknik ile restore edilen süt molar dişlerde simantasyon materyalinin sızdırmazlık direnci üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmamaktadır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Paslanmaz Çelik Kronlar

1950 yılında Humphrey (7) tarafından çocuk diş hekimliğine tanıtılan metal kron uygulamaları (PMKs), paslanmaz çelik kron (PÇK) olarak adlandırılmaktadır. Paslanmaz (prefabrike) çelik kronlar, süt dişleri ve genç daimi dişler için önemli restorasyon materyalleridir. PÇK, özellikle çok yüzlü çürük görülen, madde kaybı fazla, restore edilmesi güç süt dişlerinde ve aşırı madde kayıplı genç daimi dişlerin uzun süreli geçici restorasyonunda etkili ve pratik bir çözüm sağlamaktadır (13). Ek olarak, PÇK, yüksek çürük riski olan, düzenli kontrollere gelemeyen ve ev bakımı iyi olmayan çocukların süt molar dişlerine yapılacak tedavilerde koruyucu bir tedavi yöntemi olarak oldukça uygun bir seçenektir (22).

Paslanmaz çelik kronlar, sıklıkla “krom çelik kronlar” olarak bilinir. Paslanmaz çelik, demir, karbon, krom, nikel, manganez ve diğer metallerin bir birleşimidir. Materyal; % 18 krom, % 8 nikel ile % 0.8- % 20 karbon ihtiva eder. Nikel-krom kron materyali, % 77 nikel, % 15 krom ve % 7 demir'dir (23).

Günümüzde paslanmaz çelik kronlar doğal dişlerin anatomisinin bir kopyası şeklinde prefabrike olarak üretilmektedir. Prefabrike olarak hazırlanmış okluzal anatomi ve konturlar PÇK'ların dişe adaptasyonlarını sınırlandırmaktadır. Diğer yandan, kron marjinlerindeki dairesel küçülme ve materyalin esnekliği ise marjinal uyumlarının sağlanması açısından paslanmaz çelik kronların en büyük avantajlarıdır (24,25,26).

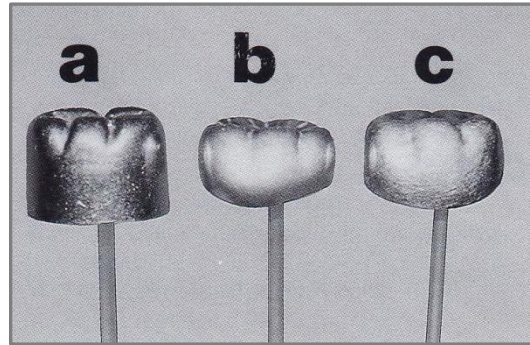
2.1.1. Paslanmaz Çelik Kron Tipleri

Yaygın olarak kullanılan üç çeşit paslanmaz çelik kron tipi bulunmaktadır (2).

1.Önceden trimlenmemiş ve konturlanmamış paslanmaz çelik kronlar. Tamamen silindirik yapıdaki bu kronlar, özellikle derin aproksimal çürüklü dişlerde uzun kron marjinlerinin sağlanabilmesi için halen tercih edilmektedir.

2.Önceden konturlanmış paslanmaz çelik kronlar: Bu kronlar tüm yan yüzeyler ve servikal marjinde dişe uyum gösterecek nitelikte prefabrike konturlamaya sahip olup, günümüzde en sık tercih edilen kronlardır.

3.Önceden trimlenmiş paslanmaz çelik kronlar: Bu kronlar önceden trimlenmiş, ancak konturlanmamıştır. Uygulanma aşamasında konturlama ve servikal uyumlama (crimping)'ya gereksinim duyarlar (2).



Şekil 2.1. Farklı PÇK tipleri a. Önceden trimlenmemiş ve konturlanmamış paslanmaz çelik kron, b. Önceden konturlanmış paslanmaz çelik kron, c. Önceden trimlenmiş paslanmaz çelik kron- Mathewson RJ'den (23).

Paslanmaz çelik kronlar, oldukça iyi bir retansiyon ve dayanıklılık göstermekle beraber en önemli klinik problemlerinden biri estetik olmamalarıdır.

Estetiği sağlamak amacıyla ön bölge dişleri için open face paslanmaz çelik kronlar geliştirilmiştir. Paslanmaz çelik kronların anterior yüzeylerinin kesilerek kompozit rezin ile restore edilmesinin yanı sıra, üretici firmalarca direkt olarak ön bölgesinde estetik sağlanmış kronlar da mevcuttur. Bu şekilde üretilen kronların fasetleri ya mekanik ya da kimyasal yolla paslanmaz çelik kronla birleştirilmektedir (27,28).

2.1.2. Paslanmaz Çelik Kron Endikasyonları

Paslanmaz çelik kronlar yıllardır pediatrik diş hekimliğinde aşağıda sayılan klinik durumlarda yaygın kullanım alanı bulmuştur (6,22,24,29,30,31).

- 1.İkiden fazla yüzeyin etkilendiği veya aşırı derecede büyük bir veya iki yüzlü çürük lezyonları olan süt molarların restorasyonunda,
- 2.Pulpa tedavisi uygulanan süt dişlerinde,
- 3.Lokalize veya generalize gelişim anomalileri olan süt molarların restorasyonunda,
- 4.Kırık süt molarların restorasyonunda,
- 5.Atrizyon, abrazyon veya erozyona bağlı olarak aşırı derecede yüzey kaybı gösteren dişlerin restorasyonunda ve korunmasında,
- 6.Yüksek çürük riski taşıyan hastalarda,
- 7.Yer tutucu gibi apareylerde dayanak olarak,
- 8.Rutin oral hijyen işlemlerini gerçekteştirmeyen hastalarda,
- 9.Genel anestezi altında tedavi gören bireylerdeki iki veya daha fazla yüzey içeren kavitelerin restoratif tedavisinde

10.İnfra okluzyonda süt molarları olan hastalarda okluzagingival mesafeyi korumak amacıyla PK kullanılmaktadır.

Bu endikasyonların yanı sıra, döküm restorasyonlar pahalı olmaları nedeniyle hasta tarafından karşılanamazsa, hastaya geçici olarak paslanmaz elik kron uygulanabilir (24).

Paslanmaz elik kronların bir diğer endikasyonu ektopik süren 1. Daimi molar dişlerin varlığıdır (32,33). Popülasyonun % 16'sında gözlenen 1.daimi molar dişlerin ektopik erüpsiyonu önceden fark edilip nlem alınmazsa, 1.molar diş II. süt molar dişin distal konturu altında kalır veya II. süt moların distal kökünde atipik rezorpsiyon yaratarak süt molar dişin erken düşmesine ve yer kaybına neden olur (32). Bu tip durumların çeşitli tedavi şekilleri olmakla beraber Roberts (32) ve Crescenci ve Marechaux (33), ikinci süt molar dişe yapılacak distal bölgesi uzatılmış paslanmaz elik kronlarla bu komplikasyonun önlenebileceğini ve sınıf I okluzyonun sağlanması bu yöntemin basit ve ucuz bir tedavi şekli olabileceğini bildirmişlerdir.

2.1.3. Paslanmaz elik Kron Kontrendikasyonları:

Paslanmaz elik kronların kontrendike olarak kabul edildiği durumlar ise (29,31);

1-Köklerinin yarıdan fazlası rezorbe olan, eksfoliasyon zamanı yaklaşmış süt molarlar ve,

2-Nikel alerjisi olan hastalardır.

2.1.4. Paslanmaz Çelik Kron Uygulanmasında Diş Preparasyon Teknikleri

2.1.4.1. Konvansiyonel Teknik

Yıllar içerisinde konvansiyonel tekniğin çeşitli modifikasyonları bildirilmiş olmasına karşın pediatrik diş hekimliği kitaplarında yer alan ve dişte minimal preparasyon gerektiren teknik aşağıda anlatılmıştır (2).

1. İşlem yapılmadan önce okluzyon kontrol edilir. Dental orta hat ve iki taraflı tüberkül fossa ilişkisi kaydedilir.
2. Yeterli lokal anestezi uygulanır, dişin etrafındaki yumuşak dokunun tam olarak uyuşturduğundan emin olunduktan sonra rubber-dam yerleştirilir.
3. Proksimal yüzeylerde kesim, hızlı devirli ince sivri fissür frez veya sivri elmas frezle yapılır. Komşu dişle olan temas noktaları gingival ve bukkolingual olarak kaldırılır, vertikal duvarlar okluzal yönde çok az bir uyumlama yapılarak korunur. Gingival proksimal marjinler ince-kenar bitim çizgisi ile bitirilir. Proksimal redüksiyon sırasında komşu diş dokularının zarar görmemesi açısından dikkatli olunmalıdır.
4. Okluzal yüzeyden aşındırma hızlı devirli No. 69 L sivri fissür frezle veya futbol elmas frezle yapılır. Okluzal redüksiyon, okluzal anatomiye bozmayacak şekilde, 1 mm. civarında olmalıdır.
5. Tüm kenar açıları frezin kenarı kullanılarak yuvarlaklaştırılır. Bukkal ve lingual yüzeylerde preparasyon yapmak genellikle gerekli değildir. Bu yüzeylerin yarattığı undercut, seçilecek paslanmaz çelik kronun retansiyonu açısından önemlidir. Bazı vakalarda ve özellikle süt 1. molarlarda ise en geniş bukkal çıkıntının redüksiyonu gerekebilir.
6. Kron preparasyonu için uygulanan bu kesim aşamalarından sonra hala çürük kaldıysa, çürük geniş, yavaş devirli yuvarlak frez ile veya kaşık ekskavatör ile

kaldırılır. Çürük kaldırılması sırasında herhangi bir pulpa ekspozu meydana gelirse, dişin semptomlarına göre gerekli pulpa tedavisi uygulanır (2,6,31,34).

2.1.4.1.1 Uygun Boyuttaki Paslanmaz Çelik Kronun Seçimi ve Uyumlanması

- Paslanmaz çelik kron uygulamasında klinik hedef, preparasyona oturan en küçük kronu seçmek ve doğal proksimal kontakları yeniden oluşturmaktır. Doğru okluzogingival kron uzunluğunun sağlanmasına ve kron marjinlerinin çevresel olarak dişin doğal marjinal gingival konturunu takip edecek şekilde adapte edilmesine dikkat edilmelidir.
- Seçilen kron, preparasyon üzerinde alt çenede lingualden bukkale doğru, üst çenede ise bukkalden palatine doğru gingival sulkus içine itilerek oturtulur. Hastaya ısırılan bir çubuk yardımıyla kronun adaptasyonu artırılabilir.
- Doğru uzunluktaki kron serbest dişeti kenarının ortalama 0.5-1 mm. içerisinde yer almalıdır. Kron kenarlarının uzandığı alanda, gingiva etrafında oluşan beyazlaşma (iskemik saha) kronun fazla uzun olduğunu ya da kabaca konturlandığını gösterir.
- Kronun uyumu açısından deneme aşamasında röntgen ile gerekli kontroller yapılmalıdır (35).
- Gingival kenarda yapılacak bir aşındırmadan önce, kron preparasyona oturtulmalı, periodontal bir sond yardımıyla gingival kretin boyu hafifçe işaretlenmelidir.
- Kron çıkartılıp gingival kenarından kron-köprü makası ile veya ısı üretmeyen yavaş dönen bir el aleti ile işaretin 1 mm. altından kesilmelidir.

- Kron kenarları düz çizgi oluşturmayacak ve keskin kenar kalmayacak şekilde gingival doku konturlarına paralel olarak dişin kıvrımlarını takip edecek şekilde aşındırılmalıdır.
- Kontur ve kıvrımları doğru yapılmış kron, sıkıca uyumlanmış kronur. Konturlama, doğal kron formunun anatomik özelliklerine uygun olarak gingival üçlüdeki kron kenarlarının eğimlerini içerir ve kronun çevre marjinal uzunluğunu azaltarak tam olarak uyumlanabilmesini sağlar (2,31,34).

Sıkı bir kenar uyumu kronun;

1. Mekanik olarak tutunmasına ,
2. Marjinal açıklığın azaltılmasına, dolayısıyla simantasyon materyalinin ağız sıvılarına maruz kalmasının engellenmesine ,
3. Gingival sağlığın korunmasına yardımcı olarak PÇK'nın klinik performansını artırabilir (2,31).

2.1.4.2. Hall Teknik

Hall teknik ile tedavi (The Hall Technique), çürük veya hipoplastik bir süt moların lokal anestezi kullanılmaksızın, dişte preparasyon yapılmaksızın ve çürük temizlenmeksizin paslanmaz çelik kron simantasyonu ile restore edilmesidir (21).

Hall teknik iki yönden orijinal kabul edilmektedir :

- 1) Paslanmaz çelik kronlar lokal anestezi uygulanmadan ve diş preparasyonu yapılmadan simante edilir.

2) PÇK simantasyonundan önce herhangi bir çürük diş dokusu kaldırılmaz. Çürük, PÇK ve siman kullanımıyla kapatılarak ağzın geri kalanından izole edilmiş olur (21).

Hall teknik uygulamasından önce, iyi bir anamnez alınmalı ve bite-wing radyografı içeren iyi bir klinik muayene yapılmalıdır. Bunun yanı sıra Hall tekniği uygulayabilmek için:

1. Hall teknik uygulanması planlanan dişte klinik veya radyografik olarak pulpanın çürükten geri dönüşümsüz olarak etkilendiğini belirten herhangi bir semptom bulunmamalıdır;
2. Kronun retansiyonunun sağlanabilmesi için dişte yeterince sağlam doku kalmış olmalıdır;
3. Hasta kooperasyonu klinisyenin PÇK uygulaması sırasında hastanın havayolunu tehlikeye sokmayacağına emin olabileceği düzeyde olmalıdır;
4. Bakteriyel endokardit riski bulunan hastalarda, diş, konvansiyonel bir restoratif tedavi seçeneğiyle restore edilebilmelidir (20).

Hall tekniğın ortaya çıkışı çocuk hasta tedavi eden pratisyen bir diş hekiminin klinik tecrübesine dayandırılmıştır. Bilindiği gibi, çocuk hastalarda, çürük süt molarların tedavisi oldukça problemlı bir durumdur. 2002 yılında İngiltere’de 677 çocuk üzerinde yapılan ve aproksimal çürüklü dişlerin dahil edildiği retrospektif bir çalışmada, pratisyen diş hekimlerinin çürük süt molarları tedavi etmeye çalıştığı fakat tedavinin %44,1 oranda süt dişinin çekimi ile sonuçlandığı bildirilmiştir (36). Innes ve ark. (37), İskoçya’da çürük süt dişlerinin genellikle tedavi edilmediğini gözlemlemiş ve paslanmaz çelik kronların çürük süt molarlarda etkili bir tedavi

seçeneği olmasına rağmen, uygulama prosedürlerinden dolayı genel uygulamada diş hekimleri tarafından çok fazla tercih edilmediğini bildirmişlerdir.

2006 yılında, PÇK uygulamasını modifiye ederek gerçekleştirmekte olan Norna Hall isimli pratisyen diş hekiminin 13 yıllık muayenehane kayıtlarının değerlendirilmesi sonucunda, konvansiyonel teknikle PÇK uygulamaktan anestezi ve preparasyon güçlükleri nedeniyle çekinen diş hekimlerine alternatif sunabilecek bir sonuca ulaşılmıştır. 1988-2001 yılları arasında aynı diş hekimi tarafından 259 çocuk hastada lokal anestezi uygulaması, diş preparasyonu yapılmaksızın ve çürük temizlenmeksizin gerçekleştirilen 978 PÇK simantasyonu sonrasında, konvansiyonel teknikle benzer başarı elde edildiği sonucuna ulaşılmıştır. Innes ve ark. (37) tekniği Hall teknik olarak isimlendirmişler; fakat tekniğin rutin olarak önerilmesi açısından prospektif randomize kontrollü klinik çalışmalara ihtiyaç olduğuna dikkat çekmişlerdir.

2007 yılında yayınlanan ve 23 ay takip içeren randomize kontrollü bir klinik çalışmayla Hall teknik tekrar gündeme gelmiştir. İskoçya'da bulunan pratisyen diş hekimleri tarafından yaşları 3 ila 10 arasında değişen 132 çocuk üzerinde yapılan bu çalışmada, arkın bir tarafındaki süt molara Hall teknik ile paslanmaz çelik kron yerleştirilirken (n=128), karşıt arktaki molara klinik ve radyografik değerlendirmeden sonra seçilen uygun bir restoratif materyal (amalgam, kompomer, cam iyonomer, kompozit) ile konservatif tedavi (n=128) gerçekleştirilmiştir (split-mouth dizayn). Araştırmada Hall teknik ve diğer restoratif materyaller, hastanın uygulama sırasındaki rahatsızlık düzeyi, uygulamanın koltuk süresi, okluzo-vertikal yükseklik değişimi, çürüğün tamamen temizlenip temizlenmemiş olması ve restorasyonun klinik ve radyolojik başarısı açısından kıyaslanmıştır. İki yıllık takip sonucunda, Hall teknik, pulpanın ve restorasyonun klinik ve radyolojik durumu açısından konvansiyonel tekniğe göre daha iyi sonuçlar

göstermiştir (21). Konvansiyonel olarak restore edilen süt azılardan 19'unda pulpa komplikasyonu görülürken, Hall teknik ile simante edilen 124 PÇK'dan yalnızca 3 tanesinde pulpa komplikasyonu meydana gelmiştir. Araştırmacılar, konvansiyonel olarak restore edilen dişlerde çürüğün parsiyel olarak temizlendiği olguların uzun dönemde daha başarılı olduğuna dikkat çekmişlerdir. Ek olarak, Hall tekniğın koltuk süresi diğer restorasyonlarla çok benzer (ortalama 12 dk.) bulunmasına rağmen tekniğın çocuklar, veliler ve diş hekimleri tarafından daha fazla tercih edildiği; anestezi gerektirmemesinin büyük bir avantaj olduğu ve restorasyon ömrünün daha uzun olduğu bildirilmiştir (21).

Anestezi ve preparasyon gerektirmemesine rağmen, Hall tekniği geliştiren yazarlar tekniğın çürük süt molarlar için çok basit ve her vakada uygulanabilecek bir teknik olmadığını belirtmektedir. Hall tekniğın başarılı olabilmesi için uygun vaka seçimi, klinik beceri, hasta takibi ve üst düzey karyoloji bilgisi gereklidir. Ek olarak, Hall teknik uygulaması daima bir çürük önleyici program ile birlikte yürütülmelidir (38).

Paslanmaz çelik kronlar, Hall teknik kullanılarak ağız içerisinde uygulandıklarında vertikal boyutta yüksekliğe ve anterior bölgede open-bite'a neden olurlar (21, 39). Ortalama 2-4 mm. olduğu bildirilen bu okluzal yüksekliğin ve open-bite oluşumunun geri dönüşümü, PÇK uygulanan dişin ve antagonistinin intruzyonu ile meydana gelmektedir. Van der Zee ve ark.' (39) nın yaptıkları çalışmaya göre, open-bite haftalar içerisinde tekrar dengelenmektedir. Aynı zamanda, 17 pratisyen diş hekiminin çok merkezli olarak yürüttüğü klinik bir çalışmada, ne veliler, ne de PÇK uygulanan bireyler meydana gelen bu geçici open-bite nedeniyle herhangi bir rahatsızlık bildirmemiş; tüm hastalarda okluzyon bir sene içerisinde tamamen düzelmiştir (21). Fonksiyonel ortodontik tedavinin bir parçası olarak bite plane içeren pek çok müteharrik aparey çocuk hastalarda

kullanılmaktadır. Çoğunlukla birden fazla dişin okluzalini kaplayan bu apareylerin dahi herhangi bir temporo-mandibuler eklem (TME) sorununa yol açmadıkları bilinmektedir (40). Bu tip apareyler, vertikal yön dento-alveolar büyümenin zamanlamasında geçici bir değişikliğe yol açarak etki etmektedirler. Öncelikle alt yüz yüksekliğinde geçici bir artış meydana gelir, bu durum diğer dişlerin erupsiyonu vertikal fasiyal büyümenin yavaşlaması ile kompanse edilir (41). Luther ve ark. (42) prematür kontakın da dahil olduğu hiçbir okluzal faktörün çocuklardaki TME sorunu ile ilişkilendirilemeyeceğini bildirmişlerdir.

Hall teknik uygulanan hastalarda okluzal ilişkinin kron uygulanan dişin ve antagonistinin birlikte intruzyonu ile normale döndüğü bildirilmiştir (39). Bu intruzyon sırasında, dişin üzerine gelen okluzal ve lateral kuvvetler nedeniyle, PÇK'nın kenar uyumu ve mikrosızıntı miktarı zaman içerisinde değişebileceği düşünülmektedir; ancak literatürde bu konuda yapılmış bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

2.1.5. PÇK Restorasyonların Klinik Performansı

PÇK ve sınıf II amalgam restorasyonların karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği çalışmalar, klinik ömür ve dayanıklılık açısından PÇK restorasyonların üstünlüğünü göstermektedir (43). Roberts ve ark. tarafından (44) süt molar dişlere uygulanan rezinle modifiye cam iyonomer siman (RMCIS) restorasyonunun paslanmaz çelik kronla karşılaştırıldığı bir çalışmada, paslanmaz çelik kron, daha geniş kavite restorasyonunda ve pulpa tedavisi yapılmış süt molar dişlerde RMCIS'a kıyasla daha başarılı bulunmuştur.

Süt molarlarda paslanmaz çelik kronların klinik etkinliğinin amalgam restorasyonlarla karşılaştırıldığı bir derlemede, paslanmaz çelik kronların

amalgama göre daha uzun ömürlü olduğu ve dişin yeniden tedavi ihtiyacını azalttığı vurgulanmaktadır (9). Süt dişlerinde amputasyon tedavisi sonrasında uygulanan restoratif materyalin başarısını değerlendiren bir çalışmada da paslanmaz çelik kron uygulanan dişlerde başarı, amalgamla restore edilen dişlere oranla daha yüksek olarak belirlenmiştir (45).

Kullanılacak restoratif materyalin seçiminde; hastanın yaşı çürük lezyonunun büyüklüğünden daha önemli bir faktördür. Restorasyonun 2 yıldan daha uzun bir süre ağızda tutulması gerekiyorsa ya da hasta 6 yaşından küçükse, başta 1. süt azılar olmak üzere süt azı dişlerinin çok yüzeyli restorasyonlarında PÇK'ların tercih edilmesi gerektiği belirtilmektedir (22). Yapılan bir çalışmada, 4 yaş ve altındaki çocuklara yerleştirilen PÇK'ların amalgam restorasyonlara göre 2 katı daha başarılı olduğu gösterilmiştir (43).

Bildirilen klinik başarılarına rağmen, restorasyonların başarısızlık nedenlerinin en önemlilerinden olan kenar açıklığı ve mikrosızıntı, paslanmaz çelik kronlarda da karşımıza çıkmaktadır. Kök kanal tedavisi ya da amputasyon yapılmış süt dişlerinde en sık tercih edilen tedavi yaklaşımı olan dişin paslanmaz çelik kronlarla restore edilmesi (31,46), PÇK'ların bütün diş yüzeyini kaplamaları nedeniyle diğer restoratif tekniklerle kıyaslandığında marjinal sızıntı direncini arttırabilmeleri yönündeki beklentilere dayandırılmaktadır (46). Ancak dental literatürde bu varsayım herhangi bir kontrollü çalışmayla desteklenememiştir. Üstelik çekilmiş dişler üzerine mükemmel bir şekilde uyumlanan PÇK'larda bile ciddi miktarda servikal mikrosızıntı meydana geldiği in vitro olarak kanıtlanmıştır (47).

Paslanmaz çelik kronların kenarlarında oluşabilecek açıklıklar yapıştırma simanı ile kapatılmaktadır (18). Paslanmaz çelik kronların dış konturları ile uyumları çeşitli pensler yardımı ile sağlanabilir. Pek çok araştırmacıya göre, paslanmaz çelik kronların retansiyonu esas olarak ilgili dışın preparasyonuna, adapte edilebilme ve konturlanmalarına bağlıdır. Öte yandan yapıştırma simanlarının da kronların retansiyonu üzerinde etkili olduğunu bildiren araştırmalar vardır (8,9,10,27,28).

2.1.6. Paslanmaz Çelik Kronların Yapıştırılmasında Kullanılan Simanlar

Dental literatür incelendiğinde paslanmaz çelik kronların başarısı, dış preparasyonunun düzgün yapılmış olmasına, uygun boyutta paslanmaz çelik kronun seçimine, iyi uyumlanmasına ve kullanılan yapıştırma simanına bağlanmıştır (17,48,49,50).

Paslanmaz çelik kronların yapıştırılmasında uzun yıllardır geleneksel olarak cam iyonomer simanlar, polikarboksilat simanlar, çinko fosfat simanlar, çinko-oksit öjenol simanlar kullanılmaktadır (6,15,24,29,31,51,52).

Diğer restoratif materyallerle karşılaştırıldığında uzun dönem dayanıklılığı bilinen paslanmaz çelik kronların (9), yapıştırma materyalinden kaynaklanan hatalarını elimine edebilmek amacıyla, son yıllarda gelişmiş fiziksel özellikleriyle birlikte kendi kendine sertleşen dual cure rezin simanlar kullanılmaya başlanmıştır (51,53). Paslanmaz çelik kronların yapıştırılmasında bir alternatif olabileceğini düşündüğümüz dual cure rezin simanların; genelde düşük viskoziteli olup, çekme kuvvetlerine direncinin ve kırılma dayanıklılığının yüksek olduğu, ağız sıvılarında çözünürlüğünün az olduğu, mine-dentin, porselen ve bazı metal alaşımlara

bağlanma potansiyelinin olduğu bildirilmektedir (54,55,56,57). Bu şekilde rezin simanlar kullanılarak küçük boyutlu ve fazla madde kaybı olan süt dişlerinin paslanmaz çelik kron simantasyonlarında avantaj yaratılacağı ve PÇK'ların tekrar simantasyonunun nadiren yapılmasını sağlayacağı düşünülmektedir (18,51).

2.1.6.1. Cam İyonomer Simanlar

2.1.6.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

1972 yılında Wilson ve Kent tarafından, silikat simanların F^- salma ve polikarboksilat simanların diş dokularına kimyasal olarak bağlanma gibi olumlu özelliklerinin birleştirilmesi sonucu geliştirilen cam iyonomer simanlar, alüminosilikat cam ya da fluoroalümina cam tozları ve poliasit solüsyon arasındaki asit-baz reaksiyonuyla sertleşen su bazlı materyaller olarak tanımlanabilir. Alüminosilika poliakrilattan dolayı bu simana nadir olarak da ASPA denilmektedir (58,59). Erken dönem CİS'ler, "geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)" olarak adlandırılırlar (60,61).

GCİS'lerin yaygın olarak kullanıldığı klinik durumlar:

1. Daimi dişlerdeki sınıf III ve sınıf V kavitelelerin restorasyonu
2. Süt dişi daimi restorasyonları
3. Ortodontik bant ve braketlerin yapıştırılması
4. Sabit yer tutucuların simantasyonu
5. Kaide materyali
6. Fissür sealant
7. Kron ve köprü simantasyonudur (61,62,63,64,65).

2.1.6.1.1.1. Geleneksel Cam İyonomer Simanın İçeriği

Cam; silika (SiO_2), alumina (Al_2O_3), metal floridler, metal oksitler ve metal fosfatların 1000°C ' dan daha yüksek bir ısıda eritilmesiyle meydana gelmektedir. Metal iyonlarını genellikle alüminyum (Al^{+3}), kalsiyum (Ca^{+2}), stronsiyum (Sr^{+2}), çinko (Zn^{+2}), sodyum (Na^{+1}), potasyum (K^{+1}) ve lantanum (La^{+3}) oluşturur. Fosfat ve florid, erime ısısını arttırmak ve sertleşme reaksiyonunu modifiye etmek amacıyla kalsiyum ve sodyum fluorür iyonları formunda kullanılır ve cam bileşimine katılır. Lantanum oksit (La_2O_3), baryum sülfat (BaSO_4) ve stronsiyum oksit (SrO) ise simana radyoopasite sağlamak için sadece cam tozuna eklenmekte, cam yapısına katılmamaktadır (58,66,67). Tozun partikül büyüklüğü, içeriğine göre değişkenlik gösterir. Eritilen camın ezilip öğütülmesi ile meydana gelen tozun partikül büyüklüğü ve dağılımı; simanın sertleşme karakteristiğini etkilemektedir. Likit olarak ise sıklıkla poliakrilik asit kullanılır, ancak akrilik, maleik, itakonik, vinil fosforik ve tartarik asit gibi diğer bazı asitlerin polimer ve kopolimerleri de kullanılabilir (68,69).

GCİS'lerin asit ve cam içeriğinde değişiklikler yapılarak farklı endikasyonlarda kullanılacak materyaller geliştirilmiştir. GCİS'lerin kullanım alanlarına göre genel olarak güncel sınıflama şu şekildedir:

- Tip I > Yapıştırıcı (luting)
- Tip II > Restoratif
 - ◆ geleneksel tip
 - ◆ metal ile güçlendirilmiş (Sermet) cam iyonomer simanlar
 - ◆ yüksek vizkoziteli (kondanse edilebilir) cam iyonomer simanlar

- Tip III> Hızlı sertleşen kaide tipi simanlar ve fissür örtücü olarak kullanılan cam iyonomer simanlar (65,70).

2.1.6.1.1.2. Geleneksel Cam İyonomer Simanın Sertleşme Reaksiyonu

Geleneksel cam iyonomer simanın sertleşme reaksiyonu fluoroalüminosilikat cam tozları ve poliakrilik asit solüsyonunun karıştırılmasıyla iki aşamada meydana gelen bir asit-baz nötralizasyon reaksiyonudur. Günümüzde poliakrilik asit tozun içine katılmakta, solusyon ise distile sudan oluşmaktadır (71).



GCIS'in sertleşme reaksiyonu, erken dönemde görülen sertleşme reaksiyonu ve ikincil sertleşme reaksiyonu olarak iki aşamada gerçekleşir. Erken sertleşme reaksiyonu, restorasyonun yapımından sonra 4-6 dk içinde görülür. Polialkenoik asitin cam partiküllerinin yüzeyine atağıyla kalsiyum (Ca^{+2}), stronsiyum (Sr^{+2}) ve alüminyum (Al^{+3}) gibi iyonlar açığa çıkar. Simanın yapısındaki su, polialkenoik asitteki asidik karboksilik grupların iç hidrojen (H^-) bağlarını kırarak cama daha fazla diffüze olmalarını sağlar. Bu iyonlar ile asidin çapraz bağlar kurarak matriks oluşturmasıyla yüzeyde silikoz bir jel tabaka meydana gelir. Sertleşme reaksiyonunun başında oluşan bu jel, oldukça zayıf yapıya sahip ve suda çözünürlüğü çok olan Ca^{+2} poliakrilat tuz zincirleridir. Bu ilk sertleşme safhasında siman nemle karşılaşırsa Al^{+3} ve Ca^{+2} iyonlarının ortamdaki uzaklaşması ile simanın yapısı oldukça zayıflar. Yine aynı şekilde bu dönemde siman dehidrate olursa metalik tuz formasyonunun oluşması için gereken nem ortadan kalktığından simanın yapısı bozulur. Ca^{+2} iyonları, Al^{+3} iyonlarından daha hızlı kimyasal bağ oluşturduğundan yaklaşık olarak simanın sertleşmesi sonrası 5. dk. da başlayan ve 3 saatte sonlanan ilk sertleşmeden Ca^{+2} iyonlarıyla kurulan tuz köprüleri sorumludur. Erken sertleşme reaksiyonu sonrasındaki safhada Al^{+3}

iyonları ile asit arasında çapraz bağlar oluştuğunda çözünürlüğü ve dayanıklılığı daha yüksek olan Al^{+3} poliakrilat zinciri meydana gelir ve bu şekilde simanın yapısı da güçlenir. Al^{+3} iyonunun üç değerli olması nedeniyle üç boyutlu kurulan bağlar, Ca^{+2} iyonu ile kurulan bağlara göre daha kuvvetlidir. Zincir oluşumu devam ettikçe temasta olduğu dış yapısındaki Ca^{+2} ve fosfat (PO_4) iyonları da reaksiyona katılır. Bu kimyasal reaksiyonun simanın uygulanması sonrası haftalar boyunca devam ettiği bildirilmiştir. Al^{+3} iyonlarının Ca^{+2} iyonlarına göre daha yavaş kurduğu bağlarla oluşan tuz köprüleri ile simanın son sertleşmesi en az 48 saat devam ettiğinden GCIS'ler kaviteye uygulandıktan sonra özellikle ilk 15 dk. olmak üzere 24 saat boyunca dehidratasyona ve neme karşı hassastırlar. Bu nedenle simanın sertliğinin ve translusensinin korunabilmesi amacıyla uygulanması sırasında izolasyona çok dikkat edilmeli ve sonrasında uygulanacak cila, vazelin, mine bonding ajanı ya da ışıkla sertleşen düşük viskoziteli bir rezin örtücü ile simanın kritik nem dengesi sağlanmalıdır (51,53,62,63,65,71,72).

2.1.6.1.1.3. Geleneksel Cam İyonomer Sيمانın Dış Dokularına Bağlanma Mekanizması

GCIS'in sertleşme reaksiyonu sırasında aynı zamanda dış dokusuna absorpsiyon ve difüzyon ile hem polar hem de fizikokimyasal bağlanma gerçekleşir. Dış dokuları ile siman arasındaki ilk karşılaşmada zayıf H^- bağlarının hakim olduğu polar bağlanma görülür. Sيمانın asidik yapısı smear tabakası üzerinde self-etch ajanı gibi davranırken, hidroksiapatit kristallerindeki PO_4 iyonları tarafından H^- iyonları hızlıca tamponlanır. Daha sonra iyon difüzyonu ile bağlanma devam ederken, polialkenoik asit dış dokularına sızar ve asidin karboksil grupları PO_4 iyonları ile yer değiştirir. Bu sırada poliasidin karboksil gruplarıyla kollajen arasında da tuz köprüleri oluşur. Sيمان tarafından alınan iyonlar ile dış dokusuna sıkıca bağlanan "iyondan zengin bir ara tabaka" oluşur. Başlangıçta H^- bağlarının meydana getirdiği bağlanma, zaman geçtikçe polar/iyonik bağlarla kuvvetlenmiş

kimyasal bağlanmaya dönüşür. GCİS'ler ile diş dokuları arasındaki bağlanma iyonik değişimle gerçekleştiğinden bu bağlanmanın kurulması için herhangi bir adeviz ajana gerek yoktur. Ancak bağlanma sağlanacak diş yüzeyinin; hem smear tabakasından arındırılması hem de yüzey enerjisinin artırılması için çeşitli asitler kullanılarak temizlenmesi önerilmiştir. En fazla tercih edilen ise %10' luk poliakrilik asit olmuştur (51,66,72,73).

GCİS'ler mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilme ve bu şekilde minimal kavite preparasyonuna izin verme, F⁻ salma ve topikal F⁻ uygulamaları ile yeniden yüklenebilme, buna bağlı olarak sekonder çürük oluşumunu önleme (65,74,75,76) gibi klinik avantajlarının yanısıra birçok dezavantaja da sahiptir (51,63,65,77). Diş dokularına bağlanma kuvvetinin günümüz dentin bağlayıcı sistemlere göre oldukça yetersiz olması, aşınma ve kırılma dirençlerinin düşük olması ve asitle çözünürlüklerinin yüksek olması bu dezavantajların başlıcalarıdır. Manipülasyonu zor olan materyalin sertleşme reaksiyonunun süresinin uzun olması ve reaksiyon süresince neme ve dehidratasyona karşı hassas olması diğer dezavantajlarıdır (62,65,78,79,80).

GCİS'lerin dezavantajlarını azaltmak ve sertleşme reaksiyonundan kaynaklanan problemleri elimine etmek amacıyla GCİS'lere rezin ilavesiyle hibrit materyaller üretilmeye başlanmıştır.

2.1.6.2. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanlar

80'li yılların sonlarına doğru, GCİS yapısına düşük miktarda rezin katılmasıyla rezinle modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) üretilmiştir. Böylece geleneksel cam iyonomer simanın dayanıklılığının artırılması, sertleşme reaksiyon

süresinin kısaltılması ve bu süredeki nem hassasiyetinin ve çözünürlüğünün azaltılması amaçlanmıştır (6,66,67).

RMCİS'ler 20 yılı aşkın süredir diş hekimliğinde;

- Restoratif materyal olarak;
- Sürekli dişlerde sınıf III ve IV kavitelerde,
- Sandviç tekniğinde kompozit rezinlerle beraber,
- Kök çürüklerinde,
- Süt ve daimi dentisyonda,
- Servikal erozyon, abrazyon lezyonlarında,
- Kompozit rezinlerin altına kaide materyali olarak,
- Fissür örtücü olarak,
- Yapıştırma simanı olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (60,65,81).

2.1.6.2.1. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanın İçeriği

RMCİS'ler; yapı olarak floroalüminosilikat cam, poliakrilik asit (veya bu asitin ko-polimeri), metakrilat bileşenleri [sıklıkla hidroksietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol-A glisidil metakrilat (BİS-GMA) gibi suda çözünebilir ve fotopolimerize olabilen hidrofilik monomerler, foto-başlatıcı ile suyun birleşiminden oluşmaktadır (71,82,83).

2.1.6.2.2. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanın Sertleşme Reaksiyonu

Sertleşme reaksiyonları hem asit-baz reaksiyonunu hem de ışıkla polimerizasyonu içerir. Toz-likit, çift pat sistemi ya da kapsül şeklinde olan RMCİS'ler karıştırıldığında geleneksel asit-baz reaksiyonu başlar. Bu reaksiyonu ışık aktivasyonu uygulanmasıyla beraber rezin komponentlerin polimerizasyonu izler (66,67,71). Sertleşmiş simanda iki tür matriks bulunmaktadır; rezinin polimerizasyonu sonucu rezin matriks (HEMA matriks) meydana gelirken asit-baz reaksiyonu sonucu ise iyonik matriks (Ca^{+2} ve Al^{+3} polituzları-hidrojel) oluşmaktadır. Materyalin yapısındaki suyun bir kısmı yerine HEMA konulduğundan su miktarının azalmasına bağlı olarak asit-baz reaksiyonu, GCİS'lere oranla oldukça yavaştır, bu nedenle de RMCİS'lerde başlangıç sertleşme reaksiyonu rezinin polimerizasyonudur. Bu durum materyalin çalışma süresinin GCİS'lere göre daha uzun olmasını sağlar (66,67,71,84). Işıkla aktivasyon sonucu hızla gerçekleşen polimerizasyon, asit-baz reaksiyonunu su dengesine bağlı sorunlardan koruyarak stabilize eder ve simanın kabul edilebilir bir sertliğe ulaşmasını sağlar. Işıkla sertleşme sonrası asit-baz reaksiyonu devam eder ancak erken dönemde GCİS'lere oranla ışıkla polimerizasyon nedeniyle daha dayanıklıdır. İkinci sertleşme reaksiyonu olan asit-baz reaksiyonu ile polimerin yapısı daha da sertleşerek direnç kazanır. RMCİS'lerin bazı ticari preparatlarında eklenen HEMA'nın kimyasal aktivatörü sayesinde kimyasal rezin polimerizasyonu da (otopolimerizasyon) görülmektedir. Böylece eğer ışık yeterli derinliğe ulaşmazsa bile rezinin kimyasal polimerizasyonu meydana gelmekte ve simanda artık monomer kalması önlenmektedir (65,85,79,86,87). Asit baz reaksiyonu ve HEMA'nın yalnızca ışık ile polimerizasyonuna ikili (dual-cure), asit-baz reaksiyonu ve HEMA'nın hem ışık hem de kimyasal yolla polimerizasyonuna üçlü (triple-cure) sertleşme yöntemi adı verilir (65).

Sonuç olarak, RMCIS'ler üç farklı mekanizma ile sertleşme reaksiyonuna girerler:

1. GCIS'lerin yapıtaşlarının oluşturduğu asit-baz reaksiyonu,
2. Rezin içeriğin ışıkla polimerizasyonu,
3. Rezinin ışık gerektirmeyen kimyasal polimerizasyonu (6,65,66,81)

2.1.6.2.3. Rezinle Modifiye Cam İyonomer Simanın Diş Dokularına Bağlanma Mekanizması

RMCIS'ler diş dokularına GCIS'lere benzer şekilde iyonik olarak bağlanmasına rağmen bu iyonik bağlanma GCIS'lere oranla daha düşük miktardadır. Asit-baz reaksiyonu sayesinde diş dokuları ile siman arasında iyon değişimi gerçekleşmekte, poliasitteki karboksil grupları ile kollajen molekülleri arasında H⁻ bağları ve metalik iyon köprüleri oluşmaktadır. Aynı zamanda GCIS'lerden farklı olarak simanın yapısındaki rezin ise dentin tübülleri içine infiltre olarak rezin tagları oluşturmaktadır. Bu şekilde rezin kollajen ağına ve mineye infiltre olur ve hibrit tabaka oluşur (79,88,89). RMCIS'lerin dişe uygulanması öncesinde poliakrilik ya da sitrik asit gibi zayıf bir asidin restorasyon yapılacak diş yüzeyine uygulanması ile smear tabakasının kaldırılması önerilmektedir. Primer kullanımı ile yüzeyin enerjisi artmakta, böylece dolgu materyali diş dokularına iyi penetre olduğundan bağlanma kuvveti de artmaktadır. Primer olarak sıklıkla poliakrilik asit tercih edilirken, araştırmacılar ve firmalar tarafından farklı konsantrasyonlar ve uygulama süreleri önerilmektedir. RMCIS'ler, hidrofilik özellikleri nedeniyle dentin bonding ajanlara benzediklerinden nemli dentine daha iyi bağlanmaktadır (86,88,90,91).

Cam iyonomer simanlar ile rezinlerin özelliklerinin bu materyalde birleşmesi GCIS'lere göre çeşitli klinik avantajların elde edilmesini sağlamıştır. Bu avantajlar şunlardır:

- Erken dönem nem hassasiyetleri GCIS'lere göre daha düşüktür.
- Aşınma ve kırılma dirençleri GCIS'lere göre daha yüksektir.
- Suda çözünürlükleri GCIS'lere göre daha düşük, asitlere karşı dirençleri ise daha yüksektir.
- Sertleşme reaksiyon süreleri ışıkla polimerizasyon nedeniyle GCIS'den daha kısadır.
- Çalışma süreleri uzun, manipülasyonları GCIS'lere göre kolaydır.
- Estetik özellikleri GCIS'lerden daha iyidir.
- F⁻ iyonu salar ve topikal F⁻ uygulamaları ile yeniden yüklenebilirler
- Diş dokularına adezyon özelliklerini korumaktadırlar (53,65,66,71,86,92).

RMCIS'lerin üretilmesi ile GCIS'lerin birçok istenmeyen özelliğinin geliştirilmesi sağlansa da materyalin hala tam olarak çözülmemiş dezavantajları bulunmaktadır. RMCIS'lerin rezin içeriği nedeniyle polimerizasyon büzülmesi göstermesi, kenar uyumunun tam olarak sağlanmasının ve mikrosızıntının engellenmesinin önüne geçmektedir. Polimerize edilmiş simanın partikül boyutu nedeniyle yüzey pürüzlülüğü fazla olduğundan yapılacak polisajın etkinliği sınırlıdır. Ayrıca yapısına giren su nedeniyle renk stabilitesi kötüdür ve buna bağlı olarak restorasyonlarda zamanla dış kaynaklar ile boyanma görülebilir (85,79,93,94).

RMCIS'ların ışıkla sertleşen tipleri kron simantasyonu açısından bir dezavantaj oluşturmakla birlikte (95,96), sertleşme reaksiyonu için ışığa gerek duymadan kendi sertleşebilen RMCIS'lar kullanılabilir (53).

2.1.6.3. Çinko Polikarboksilat Simanlar

Çinko polikarboksilat siman; 1968 yılında Dennis Smith tarafından simanların gerilme dayanıklılığını arttırmak ve diş dokusuna adezyon sağlamak amacıyla çinkofosfat simanının likidinin poliakrilik asitle yer değiştirilmesiyle elde edilmiştir (52,51). Çinko polikarboksilat simanlar çoğunlukla diş hekimliğinde;

- Tam metal kronların,
- Post sistemlerinin,
- Metal destekli, kısa üniteli kron ve köprü protezlerin,
- Inley-onley sistemlerin (özellikle altın inleyler),
- Ortodontik bant ve braketerlerin simantasyonunda kullanılmaktadır.

2.1.6.3.1. Çinko Polikarboksilat Simanın İçeriği

Toz ve likid sisteminden oluşan simanın tozu, esas olarak çinko oksit ile daha az miktarda magnezyum oksit içerir. Bizmut ve alüminyum oksit gibi diğer oksitler de tozun içeriğinde yer alır. Simanın likidi poliakrilik asidin sudaki çözümü ya da diğer doymamış karboksilik asitler ile akrilik asit kopolimeridir (81,82,83). Toz ayrıca az miktarda stannöz florid içerebilir. Stannöz florid ilavesi sertleşme zamanını değiştirir, manipülasyon özelliklerini ve simanın gücünü artırır. Ayrıca simana antikaryojenik özellik verir (97).

2.1.6.3.2. ınko Polikarboksilat Simanın Sertleşme Reaksiyonu

Klasik dental simanlar (ınko fosfat, ınko silikofosfat) yüzey düzensizlikleri içine girerek mekanik yolla bağlanma sağlar (81).

ınko polikarboksilat simanın tozu ve likidi karıştırdığında, sertleşme mekanizmasına göre poliakrilik asit etkisiyle tozu içindeki ınko, magnezyum ve kalay gibi iyonlar serbestleşir. Serbestleşen bu iyonlar, asidin karboksil gruplarıyla reaksiyona girer. oğunluktaki ınko iyonları aynı zamanda komşu poliakrilik asidin karboksil gruplarıyla da reaksiyona girerek çapraz bağlı bir reaksiyon meydana getirir. Likidin pH değeri 1.7 civarındayken toz ve likid karıştırdığında pH yükselerek ntrleşme reaksiyonu meydana gelir. Sertleşen siman ınko polikarboksilat matriks içinde dağılmış ınko oksit partiküllerinden oluşur. Sonuçta oluşun ınko polikarboksilat tuzu, su içinde çok zor çözünen sert bir kitle halini alır (71,81,98,99).

2.1.6.3.3. ınko Polikarboksilat Simanın Diş Dokularına Bağlanma

Mekanizması

ınko polikarboksilat simanın; diş yapısındaki kalsiyuma bağlanma mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Pat halindeki simanın hidroksiapatite hidrojen bağı ile bağlandığı; siman sertleştikçe hidrojen bağlarının yerine metal

iyonlarının geçerek metal iyon köprüsü oluşturduğu düşünülmektedir (71,81,82,100). Polikarboksilat simanların diş yüzeyindeki tutuculuğu büyük ölçüde adezyon kuvvetlerine ve kimyasal tutunmaya bağlı olduğu için, simantasyon öncesinde diş yüzeyinin iyice kurutulmuş ve temiz olması gerekmektedir (81,82).

Çinko polikarboksilat simanların avantajları ve dezavantajları aşağıdaki gibidir (71,81,95, 96,101):

Avantajları;

- Pulpa ile biyolojik olarak uyumludurlar, post operatif hassasiyete neden olmazlar,
- Manipülasyonu kolay ve çalışma zamanı uzundur,
- Düşük miktarda da olsa kimyasal adezyon sağlarlar.

Dezavantajları;

- Çözünürlükleri yüksektir,
- Fiziksel özellikleri yetersizdir. Düşük basma direnci (55 MPa), germe direnci (8-12 MPa) ve elastiklik modülü (6 GPa)'ne sahiptir.

2.1.6.4. Rezin Simanlar

Rezin simanlar veya adeziv rezinler, rezin matriks ve inorganik dolgu partikülleri içeren kompozit materyallerdir. Restoratif kompozit malzemeler ile

temel farkları düşük oranda doldurucu partikül içermeleri ve düşük viskozite göstermeleridir. Bu simanlar, geleneksel simanlara oranla daha düşük çözünürlük ve daha yüksek çekme tipi dayanıklılık gösterirler. Rezin simanlar, ışıkla polimerize edilebildikleri gibi, ışık geçisine izin vermeyen metal altyapılı restorasyonlarda hem ışıkla hem de otopolimerizan olarak (dual-cure) sertleşebilirler (102). Geleneksel rezin simanlar (Örn: Panavia F 2.0 (Kuraray,Osaka, Japan), Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan,Liechtenstein) diş dokularına etkin olarak bağlanmanın yanısıra oldukça iyi bir marjinal adaptasyon göstermektedirler (103,104,105). Rezin siman ve diş dokusu arasında mikro-retantif bir bağlanma elde etmek için birkaç aşamalı uygulama gereklidir (105): (1) Diş dokusunun asitle pürüzlendirilmesi (selektif ya da total) (2) Primer uygulanması (3) Bonding uygulanması. Literatürde bu üç aşamalı uygulama için son derece yüksek klinik başarı rapor edilmiştir (105,106). Öte yandan bu aşamalar zaman almakta ve tekniği özellikle aşırı nemli ya da aşırı kuru diş yüzeylerinde hassas hale getirmektedir (107).

Son yıllarda, diş dokusuna bağlanmak için herhangi bir ön-işlem ya da dentin bağlayıcı sisteme gerek duymayan yeni nesil adeziv rezinler geliştirilmiştir. Bu rezinler literatürde all-in-one simanlar, universal simanlar ya da self-adeziv simanlar olarak isimlendirilmektedir (108).

2.1.6.4.1. Rezin Simanın İçeriği

Rezin simanlar temel olarak metakrilat, dimetakrilat ve polimetakrilat gibi polimerize olabilen monomerlerden oluşmaktadır. Self-adeziv rezin simanlara yüksek derecede asidik rezin monomerler, monometakrilat, multifonksiyonel

metakrilat ya da 4-metakriloksietiltrimellitik asit ilave edilmiştir. Bu tip simanların ilki 2001 yılında piyasaya sürülen RelyX Unicem (3M ESPE, Seefeld, G) dir (109).

Bu tez çalışmasında kullanılan self-adeziv simanın organik matriksi diş dokusuna adezyona katkıda bulunan multifonksiyonel asidik metakrilattan oluşmaktadır. Siman ağırlıkça yaklaşık %72 oranında inorganik doldurucu ve reaktif cam partiküller içermektedir (110).

Rezin simanlar yapıldığı maddelere göre 3 gruba ayrılır:

- a) Akrilik rezin simanlar
- b) Modifiye akrilik rezin simanlar
- c) Kompozit rezin simanlar (102)

2.1.6.4.2. Rezin Simanın Sertleşme Reaksiyonu

Simanın yapısında bulunan bazik yapıdaki inorganik doldurucular fonksiyonel monomerlerin asit grupları ile reaksiyona girdiklerinde simanın sertleşme reaksiyonu başlar ve simanın pH'ı 1 den 6'ya yükselir. Temel sertleşme reaksiyonu bir ışık kaynağı ya da redox reaksiyonu ile başlayabilen serbest radikal polimerizasyonu ile başlamaktadır. Bu reaksiyon dual-cure kompozit materyallerin sertleşme reaksiyonuna benzer. Bu başlangıç reaksiyona ilave olarak, monomer karışımı içerisinde bulunan fosforik asit metakrilat, inorganik kısımdaki bazik doldurucular ve diş dokusundaki hidroksiapatit ile reaksiyona girmektedir. Bu reaksiyon sırasında nötralizasyon reaksiyonunu hızlandıran su açığa çıkmaktadır (111).

Behr ve ark. full seramik kronları in vitro ortamda insan dişlerine asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv aşamaları uygulanan üç aşamalı geleneksel rezin siman, smear tabakası çözülerek uygulanan kompomer siman ve ön muamele yapılarak ve yapılmayarak uygulanan self adeziv siman kullanarak yapıştırmışlar ve örneklerin mikrosızıntı dirençleri ile marjial uyumlarını değerlendirmişlerdir. Sonuçta, ön muamele yapılmadan uygulana self-adeziv rezin simanın test edilen diğer yapıştırma ajanları ile eşdeğer düzeyde mikrosızıntı direnci ve marjinal uyum gösterdiğini bildirmişlerdir (108).

2.1.6.4.3. Rezin Simanın Diş Dokularına Bağlanma Mekanizması

Self-adeziv rezin simanlarda, tüm materyal tiplerinin farklı komponentlerinin başarıyla entegrasyonu sonucu geleneksel ve adeziv yapıştırma tekniklerinin avantajları bir araya getirilmiştir. Bu komponentlerin basitçe bir araya getirilmesi bu simanın oluşturulmasında yetersiz kalmıştır. Bu nedenle tamamen yeni monomer, doldurucu ve reaksiyon başlatıcı teknoloji oluşturulmuştur. Prensipten olarak fosforlanmış metakrilatlar self-adezyon meydana getirebilirler. Fosforlanmış metakrilatların asidik yapısı diş yüzeyinin demineralizasyonuna yol açarak simanın diş yüzeyine penetrasyonunu sağlar. Bu moleküller polimerize olunca siman ve diş arasında mikromekanik retansiyon sağlanır. Fakat yüksek mekanik direnç, estetik kalite ve minimum genleşmenin elde edilebilmesi ancak multifonksiyonel monomerler ve monomer sistemlerin optimum hale getirilmesiyle mümkündür (111).

Tipik self-adeziv rezin siman monomerleri en az iki fosforik asit grubu ve her molekülde minimum 2 çift karbon bağı içerir. Bu durum, yüksek reaktivite ve sonucunda yüksek derecede matriks çapraz bağlanmasını sağlar. Yüksek derecede matriks çapraz bağlanması mükemmel mekanik özelliklerin elde edilmesi sonucunu getirir. Böylece ön işlem gereksizdir, adeziv bağlanma özelliği sağlanır ve sistemin uzun dönem stabilitesi artmış olur (112).

Başlangıçtaki asidik sistemin uzun dönem stabilitesinin sağlanması için aşırı hidrolizin önlenmesine yönelik olarak sertleşme sırasında nötralizasyonun olması gereklidir. Bu amaç; cam iyonomer teknolojisi konseptinin kullanılmasıyla sağlanır. Asidik fonksiyoneller çözünebilir florid tuzlarından çok alkalin doldurucu moleküllerle nötralize olarak pH'nın artmasına ve flor iyonlarının salınımına yol açar (111).

Self-adeziv rezin siman, bazik tuzlarla ve diş apatite ile fosforik asitle modifiye olan fonksiyonel gruplar yoluyla reaksiyon yapar. Bu aşama hidrofiliği artırır ve nem toleransı ile simanın diş adaptasyonunu geliştirir. Neme tolerans, rutin uygulamalarda subgingival vakalarda önemli bir avantajdır. İyon salınımını doldurucularla simanın reaksiyonu esnasında ve asidik fonksiyonel gruplarla olan reaksiyonda su tekrar kullanılır. Bu durum, simana hidrofobik matrikse dönüşüm ve flor iyonu salınımı şeklinde iki farklı avantajın eklenmesini sağlar (111,112).

Diş yüzeyindeki kalsiyum iyonları ve self-adeziv simandaki fosforik asit metakrilatları arasında cam iyonomerlerdeki gibi bir kompleks reaksiyonu meydana geldiği düşünülmektedir. Fosforik asidin dentini hafifçe asitlemesi de mümkündür. Nötralizasyon sırasında açığa çıkan su, simanın diş yüzeyini ıslatmasını sağlayabilmektedir. Resin monomerin smear tabakaya inter difüzyonu da bağlanmayı güçlendirebilmektedir. Bu varsayımlara dayanarak bağlanmayı olumsuz etkileyeceği için dentinin asitlendirilmesinden self-adeziv rezin simanın kullanımında kaçınılması gerektiği vurgulanmaktadır (108).

2.1.6.5. Simantasyon Materyallerinin Mikrosızıntı Yönünden Değerlendirilmesi

Paslanmaz çelik kronlar, klinik olarak yüksek başarı gösterebilirler de simantasyonla ilgili hatalar PÇK'ların klinik performansını önemli derecede etkileyebilmektedir (12,15,113).

Hem non-adeziv simanlar (çinko-oksit ojenol siman, çinko fosfat siman ve polikarboksilat siman) hem de adeziv simanlar (cam iyonomer siman, rezinle modifiye cam iyonomer siman ve rezin siman) PÇK'ların simantasyonu amacıyla uzun yıllardır kullanılmaktadır (13,15,17,49,113). Yapıştırma amacıyla kullanılan bu simanların iyi bir marjinal sızdırmazlık göstermesi ve retantif kuvvete sahip olması önemlidir. Marjinal açıklık, marjinal bölgeden siman kaybı nedeniyle oral sıvıların geçişine sebep olarak koronal mikrosızıntının oluşmasına yol açabilir (11).

1997 yılında Shiflett ve ark. tarafından (12) paslanmaz çelik kron altında kullanılan adeziv ya da nonadeziv simanların mikrosızıntısını karşılaştıran bir çalışmada 35 adet maksiller ve mandibuler süt anterior diş çinkofosfat siman, polikarboksilat siman, cam iyonomer siman, rezinle modifiye cam iyonomer siman, dentin bonding ajanıyla birlikte rezinle modifiye cam iyonomer siman, adeziv kompozit rezin ve çinko oksit ojenol siman kullanılarak 7 gruba ayrılmış, preparasyon işleminden sonra seçilen siman ve paslanmaz çelik kron uygulanmıştır. Sonuç olarak en az mikrosızıntının görüldüğü grup rezinle modifiye cam iyonomer siman ve dentin bonding ajanının beraber uygulandığı grup olmak üzere, 4 adeziv siman grubunun 3 nonadeziv siman grubuyla karşılaştırıldığında mikrosızıntıyı ciddi anlamda azalttığı görülmüştür.

1997 yılında Karatoprak ve ark. yaptığı bir çalışmada (13), paslanmaz çelik kronların yapıştırılmasında kullanılan çinkofosfat , polikarboksilat ve cam iyonomer simanların tutuculuk özellikleri ve kısa süreli mikrosızıntı değerleri ile mikrosızıntının başlangıç yeri araştırılmıştır. Sonuç olarak cam iyonomer siman grubunun % 70'inde, çinkofosfat grubunun % 55'inde, polikarboksilat grubunun % 40'ında hiç sızıntı gözlenmezken, cam iyonomer grubunun %10'unda, polikarboksilat ve çinkofosfat grubunun %25'inde sızıntı diş-siman aralığında görülmüştür. Polikarboksilat grubunda kron-siman aralığında sızıntı gözlenmezken, cam iyonomer grubunun % 15'inde , çinkofosfat grubunun % 10'unda sızıntı gözlenmiştir. Cam iyonomer simanla yapıştırılan grupta siman içinde sızıntı % 5 iken, bu oran çinkofosfat grubunda %10, polikarboksilat grubunda % 35 olarak izlenmiştir.

Sonuç olarak, kötü marjinal tıkama, bakteri ve toksik metabolik artıklarının mikrosızıntı nedeniyle diş dokusuna ulaşmasına sebep olabilir (114). Bu durum; sekonder çürüğe, vital pulpanın inflamasyonuna veya tedavi edilmiş kanalların mikrosızıntı nedeniyle reenfeksiyonuna yol açabilir (114,115,116). Bu nedenle kullanılacak simantasyon materyali ile kron marjinlerinin sızdırmazlığını sağlamak oldukça önemlidir. Fakat Smith'in (98) ifade ettiği gibi "Henüz ideal özelliklere sahip bir dental siman yoktur". Her dental materyal kendine has özelliklere sahiptir. İyi bir klinisyen vakayı göz önünde bulundurarak klinik ihtiyaçlar doğrultusunda materyal seçimi yapmalıdır.

3. MATERYAL VE METOD

Bu araştırma, Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu'nun onayı ve desteği ile yürütülmüştür (Proje No: D-DA 09/04).

Bu çalışmada iki farklı paslanmaz çelik kron uygulama tekniği ve üç farklı simantasyon materyalinin ve kenar açıklığı ve mikrosızıntı üzerindeki etkileri görüntü analizi ile kantitatif olarak değerlendirilmiş; servikal marjinal uyum düzeyleri tarama elektron mikroskobu (SEM) ile morfolojik olarak incelenmiştir.

3.1. Dişlerin seçimi

Bu çalışmada Başkent Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda ortodontik amaçla çekilmiş insan süt 2.azı dişleri kullanılmıştır. Seçilen dişlerde fizyolojik kök rezorpsiyonunun kökün yarısını geçmemiş olmasına dikkat edilmiştir. Hipoplastik ve çürük dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Çekilen dişler, deneyler yürütülene dek haftada bir kez yenilenen distile su içerisinde, oda sıcaklığında bekletilmiştir.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Dişlerin apeksleri pembe mumla kapatıldıktan sonra, izolasyonu sağlamak amacıyla kron marjinlerinin 1 mm uzağından itibaren tüm kök yüzeyleri iki kat oje ile kaplanmıştır. Ojenin kurummasını takiben dişler kök yüzeyinin 2 mm'lik kısmı açıkta kalacak şekilde otopolimerizan şeffaf akril blok (Steady-Resin; Scheu-Dental, Iserlohn, Almanya) içerisine yerleştirilmiştir (**Şekil 3.2.1**). Önceden konturlanmış paslanmaz çelik kronlar (3M ESPE, St.Paul, Almanya), dişlere aynı araştırmacı tarafından Hall ve Konvansiyonel teknikle, üç farklı simantasyon ajanı kullanılarak uygulanmıştır (**Tablo 3.2.1**). Çalışmada test edilen simantasyon materyallerinin içerikleri, uygulama şekilleri ve üretici firmaları **Tablo 3.2.2**'de yer almaktadır.

Diş örnekleri, rastgele iki gruba ayrılarak (n=39/Grup) aşağıdaki paslanmaz çelik kron uygulama yöntemleri ile restore edilmiştir:

Grup A (Hall Tekniği): Dişin meziodistal boyutu bir periodontal sond yardımı ile ölçülmüş ve uygun boyuttaki paslanmaz çelik kron seçilmiştir. Hall tekniğinde dişlere preparasyon yapılmadığından, okluzo-gingival adaptasyonsuzluk durumunda bir büyük boy kron seçilerek uyum sağlanmıştır. Klinik durumu simüle etmek amacıyla, bu gruptaki kronlara gingival uyumlama yapılmamıştır.

Grup B (Konvansiyonel Teknik): Kron boyutu seçiminde mümkün olan en küçük kron uyumlanmıştır. Bu amaçla dişin meziodistal boyutu bir periodontal sond yardımı ile ölçülmüş ve uygun boyuttaki paslanmaz çelik kron seçilmiştir. Kron seçimini takiben 836R nolu frezle dişin mezial ve distal kenarları basamaksız olarak prepare edilmiştir. Okluzal yüzeylerde anatomik forma uygun olarak 1,5 mm'lik redüksiyon yapılmıştır. Dişin bukkal yüzeyinden kesim yapılmamıştır. Kronlar üst azılarda bukkalden palatine, alt azılarda ise lingualden bukkale doğru dişlere oturtulmuştur. Kenar uyumları dikkatlice incelendikten sonra Johnson Pensi (Dentaurum Inc., Springen, Almanya) ile gingival konturlar ayarlanmıştır.

Her iki kron grubu kendi içinde rastgele 3 eşit alt gruba (n=13/Grup) ayrılarak aşağıdaki materyallerle simante edilmiştir (**Şekil 3.2.2**):

Grup A1 (Hall tekniği + Geleneksel Cam İyonomer Siman): Hall tekniği ile uyumlanan kron, üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan konvansiyonel cam iyonomer siman (Ionofil/VOCO, Almanya) ile simante edilmiş, sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra, artık simanlar bir sond yardımıyla temizlenmiştir.

Grup A2 (Hall Tekniği + Çinko Polikarboksilat Siman) : Hall tekniği ile uyumlanan kron, üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan çinko polikarboksilat siman (Adhesor Carbofine, SpofaDental, Çek Cumhuriyeti) ile simante edilmiş, sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra artık simanlar bir sond yardımıyla temizlenmiştir.

Grup A3 (Hall Tekniği + Dual-Cure Rezin Siman): Hall tekniği ile uyumlanan kron, üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan dual-cure rezin siman (RelyX U/3M

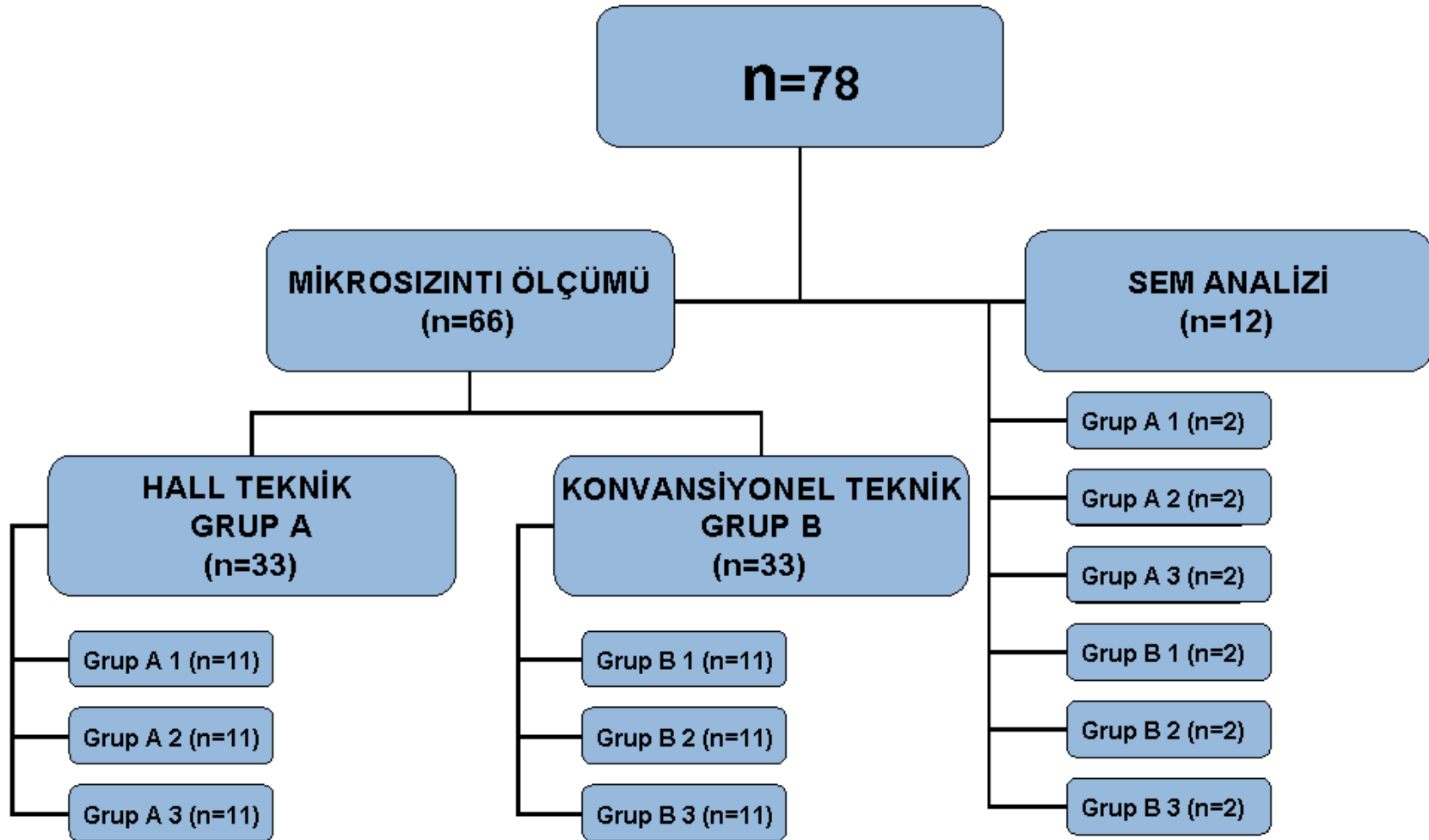
ESPE, Seefeld, Almanya) ile simante edilmiş, sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra artık simanlar bir sond yardımıyla temizlenmiştir.

Grup B1 (Konvansiyonel Teknik + Geleneksel Cam İyonomer Siman): Konvansiyonel teknikle hazırlanan kron, A1 grubunda uygulanan protokol uyarınca geleneksel cam iyonomer simanla yapıştırılmıştır.

Grup B2 (Konvansiyonel Teknik + Çinko Polikarboksilat Siman): Konvansiyonel teknikle hazırlanan kron, A2 grubunda uygulanan protokol uyarınca çinko polikarboksilat simanla yapıştırılmıştır.

Grup B3 (Konvansiyonel Teknik + Dual-Cure Rezin Siman): Konvansiyonel teknikle hazırlanan kron, A3 grubunda uygulanan protokol uyarınca dual-cure rezin simanla yapıştırılmıştır.

Tablo 3.2.1. Çalışma gruplarının şematik dağılımı.



ÜRÜN ADI	ÜRETİCİ FİRMA	KİMYASAL İÇERİĞİ	LOT NO	UYGULAMA ŞEKLİ
IONOFIL U	Voco, Cuxhaven, Almanya	Toz: Na-Ca-florosilikat cam, poliakrilik asit ve pHB-ester Likit: Distile su	0835397	<ul style="list-style-type: none"> Toz ve likit 1/1 oranında 1 dk'dan az sürede karıştırılır. Sertleşme süresi yaklaşık 2-3 dk'dır.
ADHESOR CARBOFINE	Spofa Dental, Jitin, Çek Cumhuriyeti	Toz: Çinko oksit, magnezyum oksit Likit: Poliakrilik asit	1974055	<ul style="list-style-type: none"> 3 kaşık toz, 5 damla likitle 30 sn karıştırılır. Sertleşme süresi 5-8 dk'dır.
RELY X U 100	3M Espe Seefeld, Almanya	Toz: Reaktif Cam doldurucu, dimetakrilat, silanlanmış silika, sodyum p-toluenesülfonat, kalsiyum hidroksit, self-cure inisiyatorler Likit: fosforik esterler, asetat, self-cure inisiyatorler	392563	<ul style="list-style-type: none"> Toz ve likit eşit miktarlarda 20 sn. karıştırılır. Karıştırma başlangıcından itibaren çalışma süresi 2 dk, sertleşme süresi 5 dk'dır.

Tablo 3.2.2. Çalışmada kullanılan simantasyon materyalleri.



Şekil 3.2.1. Kök yüzeyleri izole edilmiş bir diş örneğinin akrilik blok içindeki görüntüsü.



Şekil 3.2.2. Kron simantasyonunda kullanılan materyaller. **A.** Rezin Siman, **B.** Geleneksel Cam İyonomer Siman, **C.** Çinko Polikarboksilat Siman.

Simantasyonu takiben, paslanmaz çelik kronlara uygulanan ısırma kuvvetinin simülasyonu ve standardizasyonunu sağlamak amacıyla özel bir aparat kullanılarak, simanların sertleşme reaksiyonu tamamlanana kadar (Ionofil: 4 dakika, Adhesor carbofine: 8 dakika, Rely X U: 5 dakika) kronlara okluzal yönden 20 kg'lık statik yük uygulanmıştır (**Şekil 3.2.3**). Uygulanan kuvvetin belirlenmesinde, çocuklardaki en düşük ısırma kuvveti esas alınmıştır (117,118,119).

Kron simantasyonunu takiben örneklere $5-55\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de, bekleme süresi 15 sn. ve transfer zamanı 10 sn. olacak şekilde 1000 kez termal siklus uygulanmıştır. Termal siklus prosedürü, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Eğitim ve Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan cihazda gerçekleştirilmiştir (Nüve Sanayi Malzemeleri, Ankara, Türkiye; **Şekil 3.2.4**).

3.3. Mikrosızıntı Deneyi

Termosiklus işlemini takiben örnekler bazik fuksin (Wako Pure Chemical Industry, Osaka, Japonya)'in sudaki %0.5'lik çözeltisinde 24 saat bekletilmiştir. Solüsyondan çıkarılan örnekler, akan musluk suyu altında suyun rengi değişmeyene kadar durulanmıştır. Örnekler kağıt havlu üzerinde oda ısısında kurumaya bırakılmıştır. Ardından, kron kısımları köklerinden su soğutmalı elmas separe frez yardımıyla ayrılmıştır. Kesit alınabilmesi amacıyla dişlerin kron kısımları 1x2x1 cm boyutlarındaki şeffaf akrilik rezin kalıplara gömülmüştür. Otopolimerizasyonu takiben, aynı laboratuvarda bulunan hassas kesme cihazında (Metkon, Bursa, Türkiye, **Şekil 3.3.1**) 250 rpm devir ve su soğutması altında her örnekten bukkolingual yönde 4 adet kesit alınmıştır.

Alınan kesitlerde okluzal ve gingival marjinlerde meydana gelen boya penetrasyonu, bir ışık mikroskobu (Leica, Wetzlar, Almanya, **Şekil 3.3.2**)'na bağlı dijital kamera aracılığıyla 20X büyütmede fotoğraflanmıştır. Yüksek çözünürlüklü TIFF formatında kaydedilen fotoğraflar, IBM uyumlu bir bilgisayara aktarılmıştır.

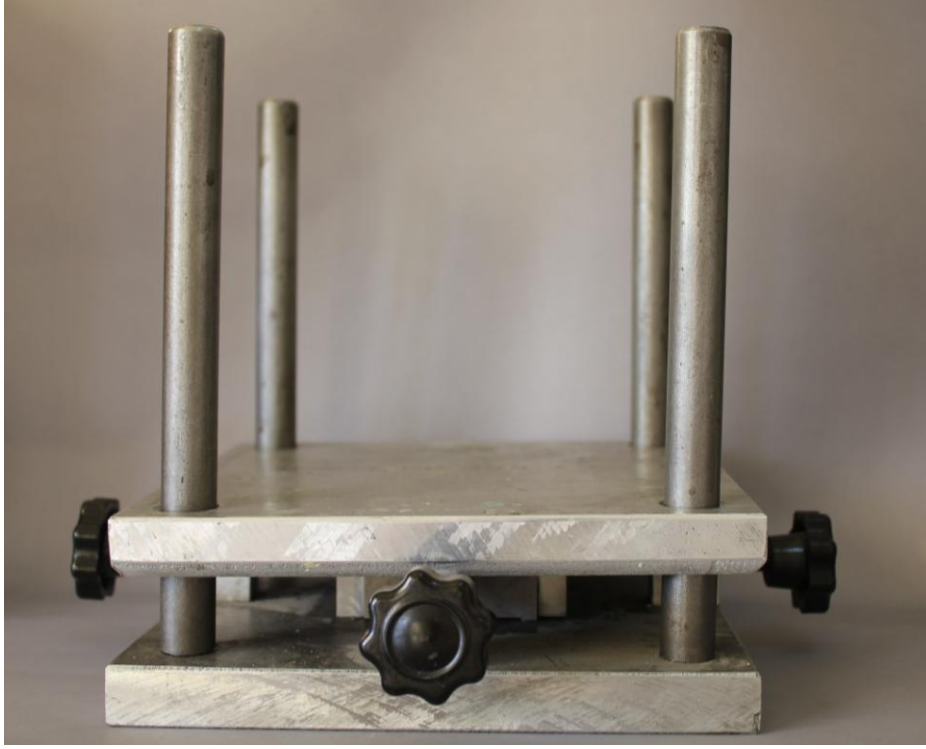
Her kesitte okluzal ve gingival yüzeyler boyunca meydana gelen boyanma ve kron ile diş arasındaki marjinal açıklık miktarları bir açık kaynaklı görüntü analiz yazılımı (ImageJ V.134, National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, A.B.D)

kullanılarak mm cinsinden ölçülmüştür. Ölçümler, 4 referans parametre üzerinden yapılmıştır:

1. Parametre: Bukkal marjinal mikrosızıntı
2. Parametre: Lingual marjinal mikrosızıntı
3. Parametre: Bukkal kron açıklığı
4. Parametre: Lingual kron açıklığı

3.4. Tarama Elektron Mikroskopisi (SEM) İncelemesi

Termal siklusu takiben her gruptan ikişer adet örnek tarama elektron mikroskopunda incelenmek üzere ayrılmıştır. Örnekler vakum koşulları altında 20 \AA^0 altınla kaplandıktan sonra (**Şekil 3.4.1**), servikal yüzeylere dik açı teşkil edecek şekilde tarama elektron mikroskopu altında (JEOL 6400, Jeol, Tokyo, Japonya, **Şekil 3.4.2**) 20kV/10X büyütmede TIFF formatında dijital görüntüleri elde edilmiştir.



Şekil 3.2.3. Standart kuvvet uygulamak amacıyla kullanılan aparat.



Şekil 3.2.4. Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı.



Şekil 3.3.1. Örneklerden kesit alınmasında kullanılan hassas kesme cihazı.



Şekil 3.3.2. Mikrosızıntı değerlendirmesi için kullanılan ışık mikroskobu.



Şekil 3.4.1. Elektron mikroskopik inceleme öncesinde altınla kaplanmış örneklerin görüntüsü.



Şekil 3.4.2. Çalışmada kullanılan tarama elektron mikroskobu.

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Mikrosızıntı ve marjinal açıklık ölçümlerinin istatistiksel analizleri, SPSS 11.5 programı (SPSS, Chicago, İllinois, A.B.D) kullanılarak yapılmıştır. Simantasyon materyallerinin mikrosızıntı üzerindeki olası etkileri, İki Yönlü Karma Etki Modeli (Two Way Mixed ANOVA) kullanılarak incelenmiştir ($p=0.05$). Kullanılan kron tekniği ve simantasyon materyallerinin ortak etkileri, bukkal ve lingual marjinlerin ortalama mikrosızıntı değerleri alınarak, İki Yönlü Bağımsız Etki Modeli (Two Way Independent ANOVA) ile incelenmiştir ($p=0.05$). Her bir simantasyon materyali için bukkal ve lingual marjinlerdeki mikrosızıntı düzeyleri İki Yönlü Karma Etki Modeli (Two Way Mixed ANOVA) kullanılarak incelenmiştir ($p=0.05$).

4.BULGULAR

Hall ve Konvansiyonel teknik gruplarında farklı simantasyon materyalleri ile elde edilen mikrosızıntı değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Tablo 4.1.1 ve Tablo 4.1.2'de, marjinal açıklık değerlerine ait tanımayıcı istatistikler ise Tablo 4.1.3 ve Tablo 4.1.4'te yer almaktadır.

4.1. Kullanılan Tekniğin Mikrosızıntı Üzerine Etkisi:

Kullanılan teknik (Hall/Konvansiyonel) bir faktör olarak incelendiğinde, teknikler arasında mikrosızıntı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark bulunmuştur ($p=0.000$). Simantasyon için kullanılan materyalden bağımsız olarak, Hall Teknik ile restore edilen kronlardaki mikrosızıntı değerleri Konvansiyonel teknik grubuna kıyasla anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (Tüm simantasyon materyalleri için $p=0,000$, Grafik 4.1.1).

4.2. Kullanılan Simantasyon Materyallerinin Mikrosızıntı Üzerine Etkisi:

Kullanılan simantasyon materyali bir faktör olarak değerlendirildiğinde, mikrosızıntı değerlerinin farklı simantasyon materyallerinden anlamlı düzeyde etkilendiği bulunmuştur ($p= 0.000$). Hall ve Konvansiyonel teknik ile uygulanan paslanmaz çelik kronlarda en yüksek mikrosızıntı değerleri Adhesor ile simante edilen gruplarda izlenirken ($p<0.05$), bu grubu Ionofil ile simante edilen grup takip etmiştir ($p=0.000$). Her iki kron uygulama tekniğinde de, en düşük mikrosızıntı değerleri Rely X U ile simante edilen örneklerde elde edilmiştir ($p<0.05$). Test edilen simantasyon materyallerinin mikrosızıntı üzerine etkisi Grafik 4.1.1'de yer almaktadır.

4.3. Marjinal Açıklık Değerlerinin İncelenmesi

Hall ve Konvansiyonel teknikle uygulanan kronların marjinal açıklık değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p=0.015$, Tablo 4.1.3 ve Tablo 4.1.4). Buna göre, Hall Teknik ile uygulanan kronlarda marjinal açıklık değerleri Konvansiyonel teknik grubuna kıyasla anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (Grafik 4.1.2, $p=0.000$).

4.4. Mikrosızıntı Değerlerinin Marjin Lokalizasyonuna Göre Değerlendirilmesi

Her iki teknikle uygulanan kronlarda mikrosızıntı değerleri ölçüm bölgelerine göre (bukkal ve lingual marjinler) karşılaştırıldığında, tüm gruplarda bukkal bölgede anlamlı düzeyde yüksek mikrosızıntı değerleri elde edilmiştir ($p= 0.000$, Tablo 4.1.3). Hall teknikle uygulanan kronların bukkal ve lingual lokalizasyona göre marjinal açıklık değerleri Grafik 4.1.3'te, Konvansiyonel teknikle uygulanan kronların bukkal ve lingual lokalizasyona göre marjinal açıklık değerleri ise Grafik 4.1.4'te yer almaktadır.

4.5. SEM İncelemesi

SEM altında yapılan ultramorfolojik inceleme sonuçlarının kantitatif ölçüm sonuçlarını desteklediği gözlemiştir. Buna göre, hem Hall, hem de Konvansiyonel teknikle uyumlanan kronların tümünde marjinal açıklık net bir şekilde izlenmiştir. Hall teknikle uyumlanan ve farklı simantasyon materyalleri ile simante edilen kronlara ait SEM görüntüleri Şekil 4.2.1'de, Konvansiyonel teknikle uyumlanan ve farklı simantasyon materyalleri ile simante edilen kronlara ait SEM görüntüleri ise Şekil 4.2.2'de yer almaktadır. Ultramorfolojik inceleme sonrasında, kullanılan simantasyon materyallerinin marjinal örtümü sağlamada yetersiz kaldığı da gözlemiştir. Ayrıca kron uyumunun çeşitli bölgelerde farklılık göstermesi nedeniyle, kullanılan hiçbir simantasyon

materyalinin uniform marjinal kalınlık göstermediği tespit edilmiştir (şekil 4.2.1 ve şekil 4.2.2). Marjinal açıklığın fazla olduğu bölgelerde simantasyon materyallerinde örnek hazırlama artefaktlarından bağımsız olduğu düşünülen çatlak ve kopmalara da rastlanılmıştır.

Tablo 4.1.1. Mikrosızıntı değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.

	Hall Teknik		Konvansiyonel Teknik	
	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual
RELY X	0.99 ± 0.14	0.97 ± 0.11	0.89 ± 0.10	0.75 ± 0.09
IONOFIL	2.38 ± 0.94	1.89 ± 0.15	1.84 ± 0.11	1.63 ± 0.09
ADHESOR	3.25 ± 0.14	3.01 ± 0.08	2.89 ± 0.11	2.39 ± 0.09

Tablo 4.1.2. Ortalama (Bukkal + Lingual) mikrosızıntı değerleri.

	Hall Teknik	Konvansiyonel Teknik
IONOFIL	2.14 ± 0.09	1.74 ± 0.08
RELY X	0.98 ± 0.09	0.83 ± 0.08
ADHESOR	3.13 ± 0.08	2.64 ± 0.07

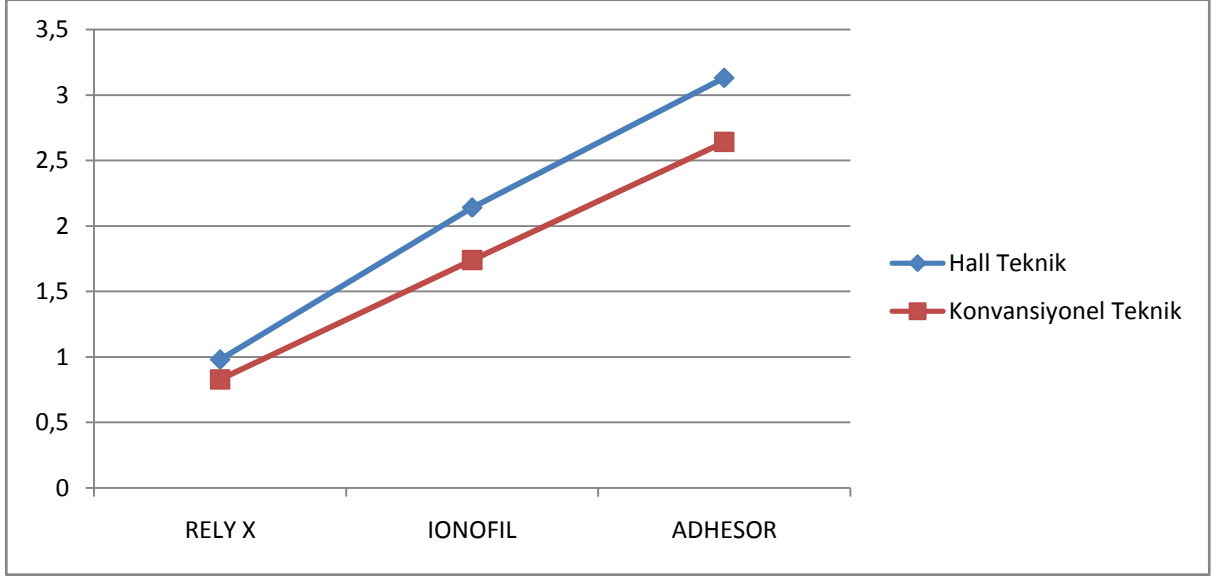
Tablo 4.1.3. Marjinal açıklık değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.

	Hall Teknik		Konvansiyonel Teknik	
	Bukkal	Lingual	Bukkal	Lingual
RELY X	0.45 ± 0.09	0.32 ± 0.04	0.31 ± 0.08	0.22 ± 0.04
IONOFIL	0.45 ± 0.03	0.32 ± 0.02	0.28 ± 0.02	0.19 ± 0.02
ADHESOR	0.45 ± 0.05	0.33 ± 0.02	0.32 ± 0.07	0.20 ± 0.02

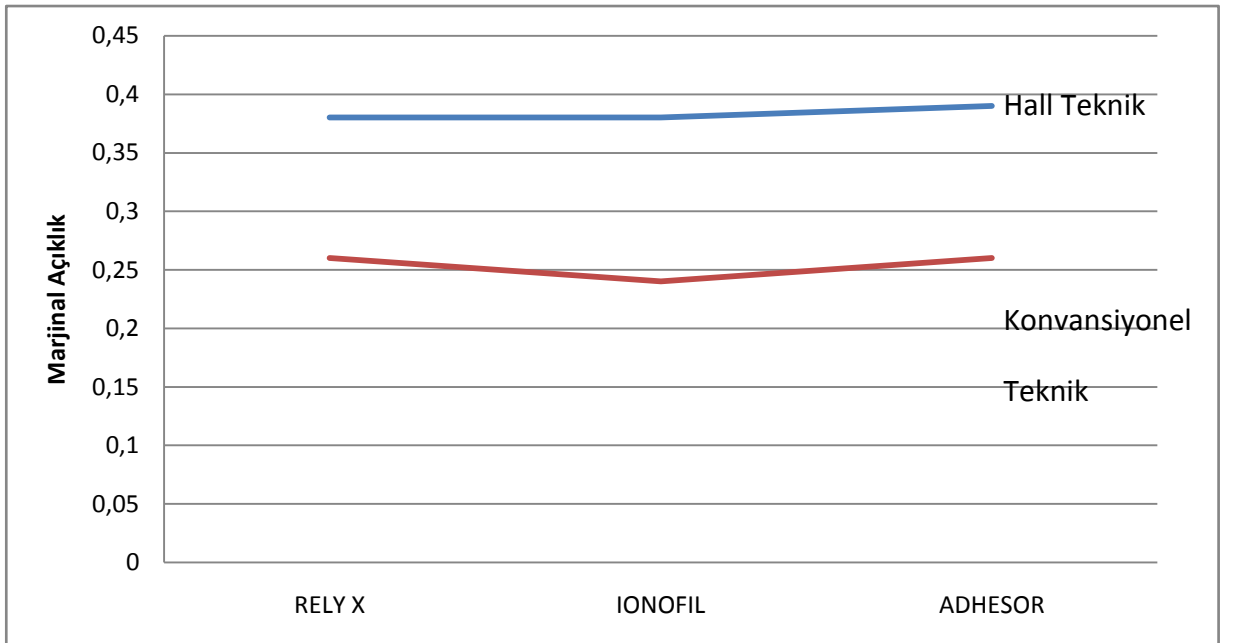
Tablo 4.1.4. Ortalama (Bukkal + Lingual) marjinal açıklık değerleri

	Hall Teknik	Konvansiyonel Teknik
RELY X	0.38 ± 0.06	0.26 ± 0.05
INONOFIL	0.38 ± 0.02	0.24 ± 0.02
ADHESOR	0.39 ± 0.02	0.26 ± 0.04

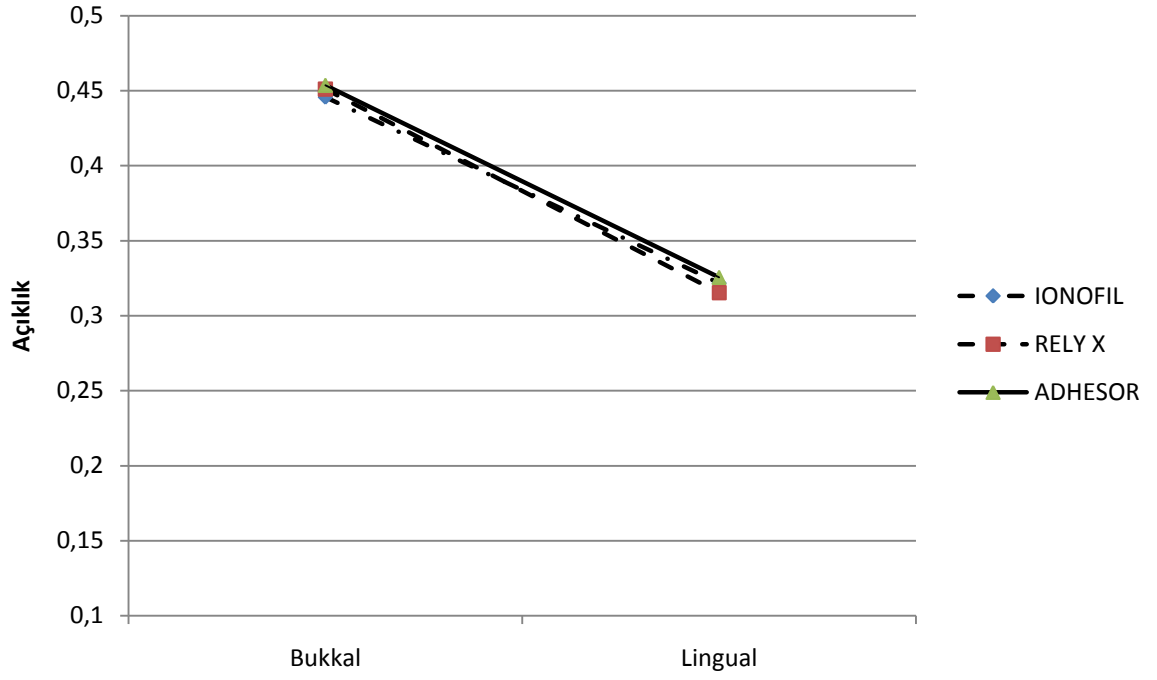
Grafik 4.1.1. Kullanılan tekniğin ve simantasyon materyallerinin mikrosızıntı değerleri üzerine etkisi.



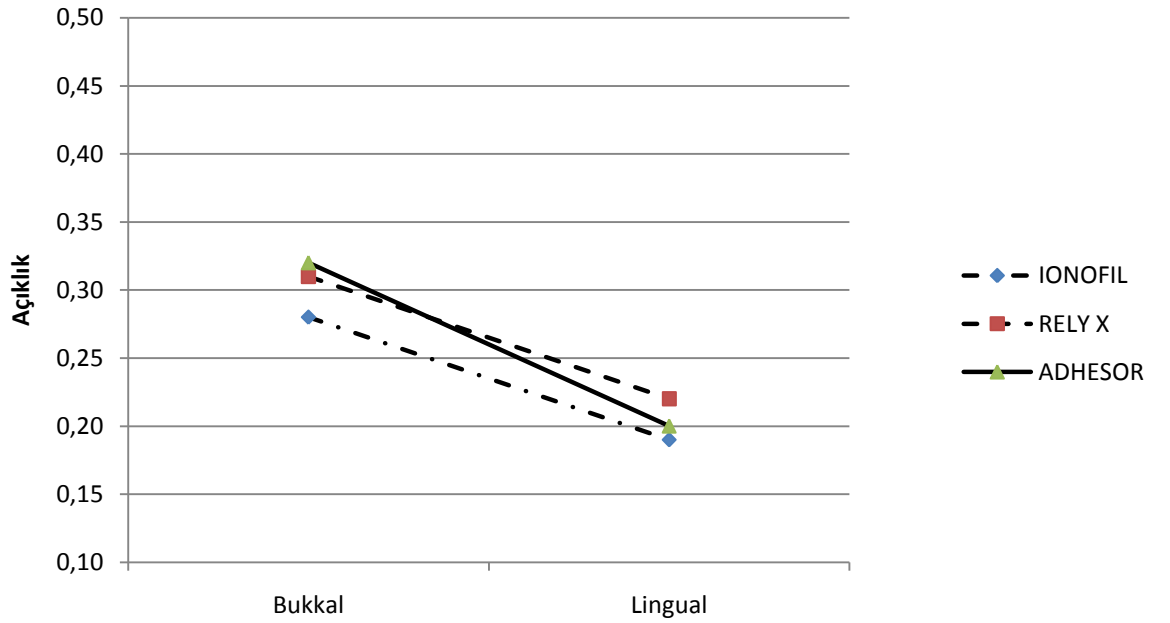
Grafik 4.1.2. Kullanılan tekniğin marjinal açıklık değerleri üzerine etkisi.

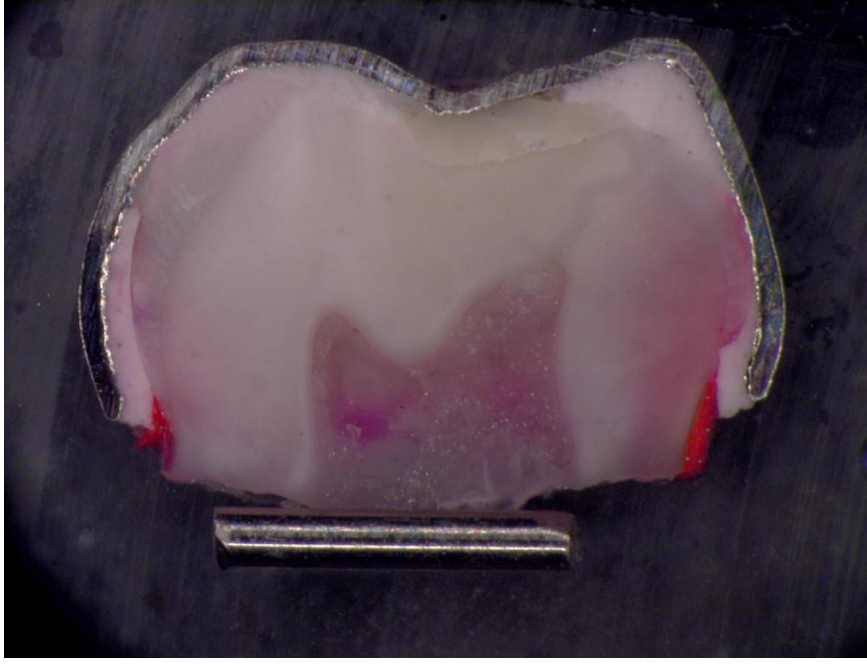


Grafik 4.1.3. Hall teknikle uygulanan kronlar için marjinal açıklık değerleri.

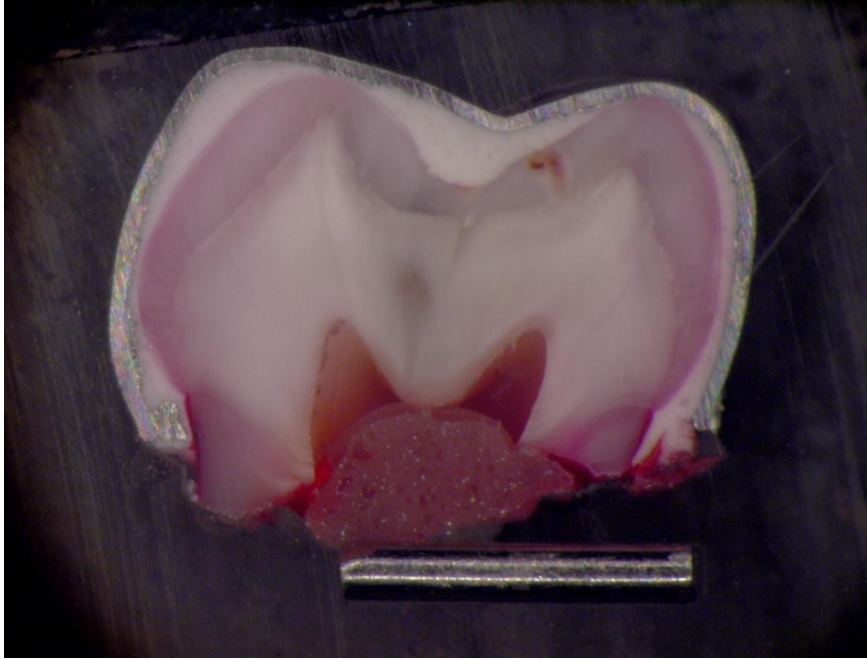


Grafik 4.1.4: Konvansiyonel teknikle uygulanan kronlar için marjinal açıklık değerleri.

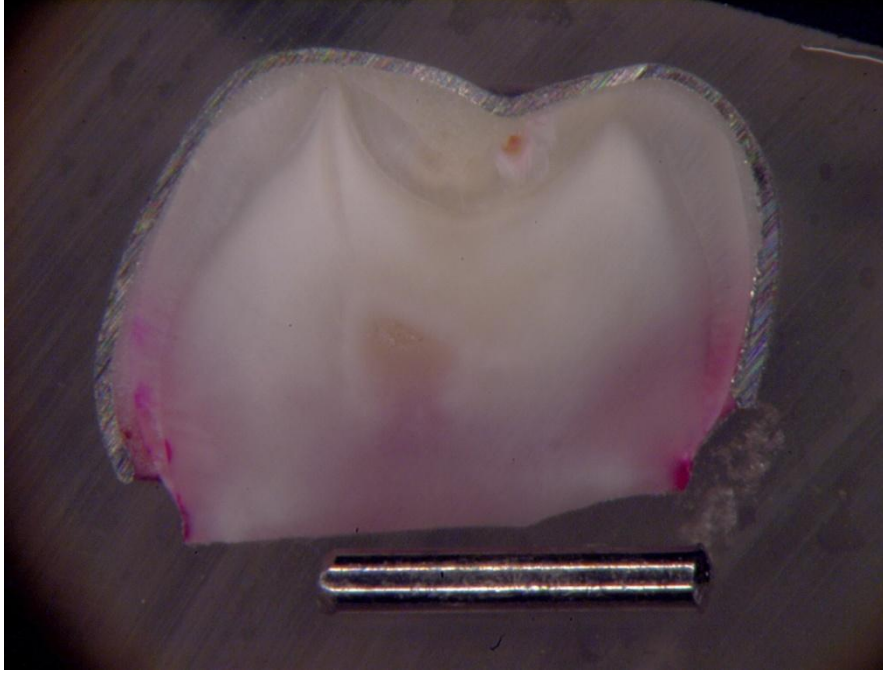




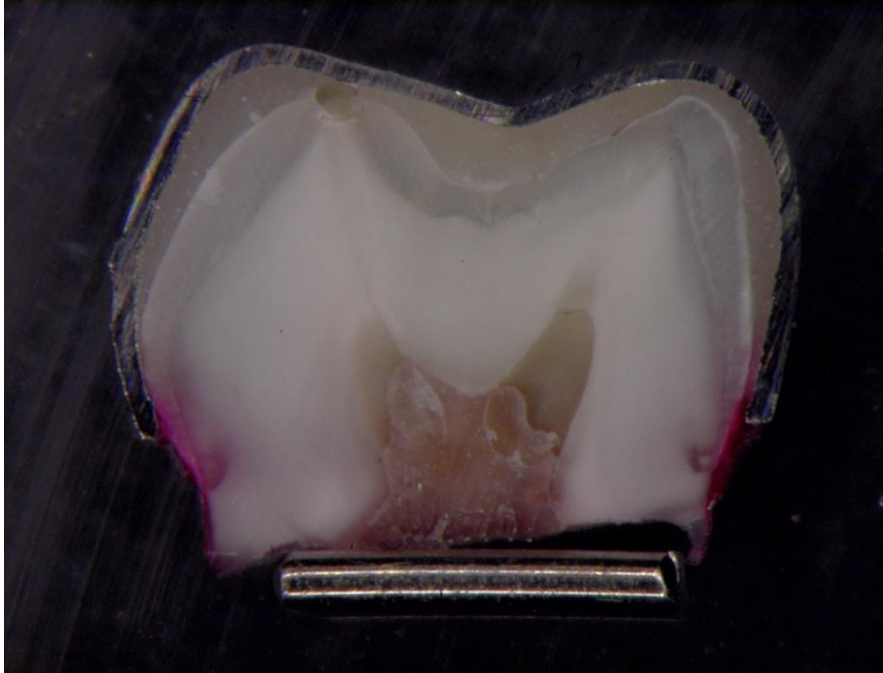
Şekil 4.1.1. Konvansiyonel teknikle uygulanan ve Adhesor ile simante edilen bir kron örneğinde izlenen marjinal başarısızlıklar.



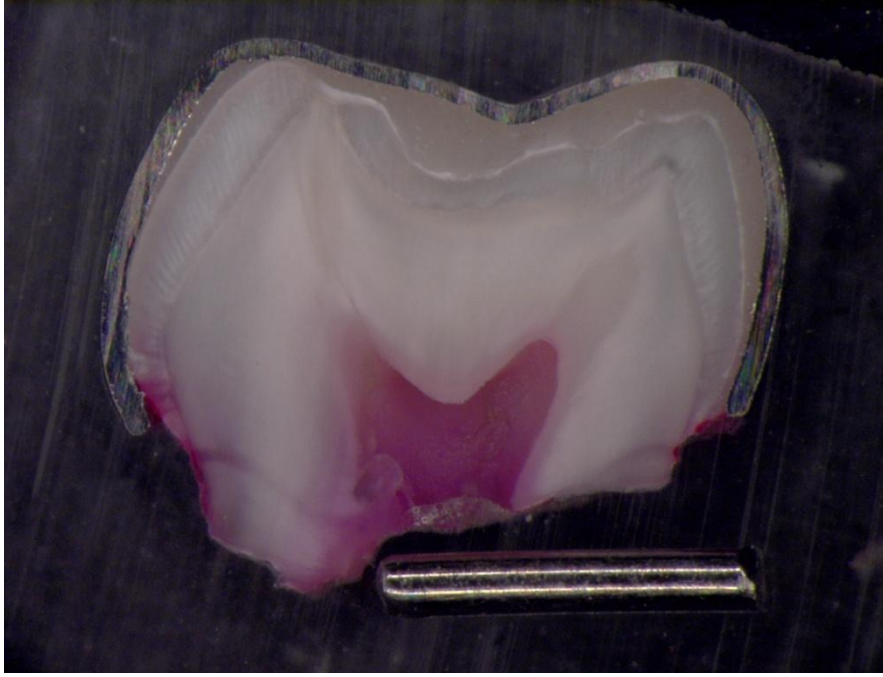
Şekil 4.1.2. Hall teknik grubunda, Adhesor ile simante edilen bir kron örneğinde izlenen marjinal başarısızlıklar.



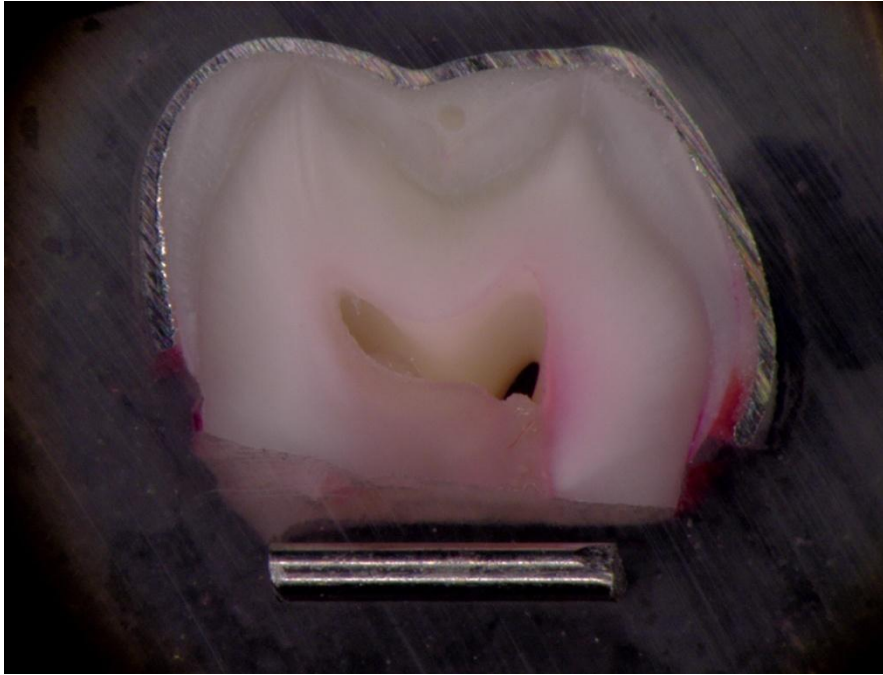
Şekil 4.1.3. Konvansiyonel teknikle uygulanan, Ionofil ile simante edilen bir kron örneğinde mikrosızıntı ve marjinal uyumsuzluğun görüntüsü.



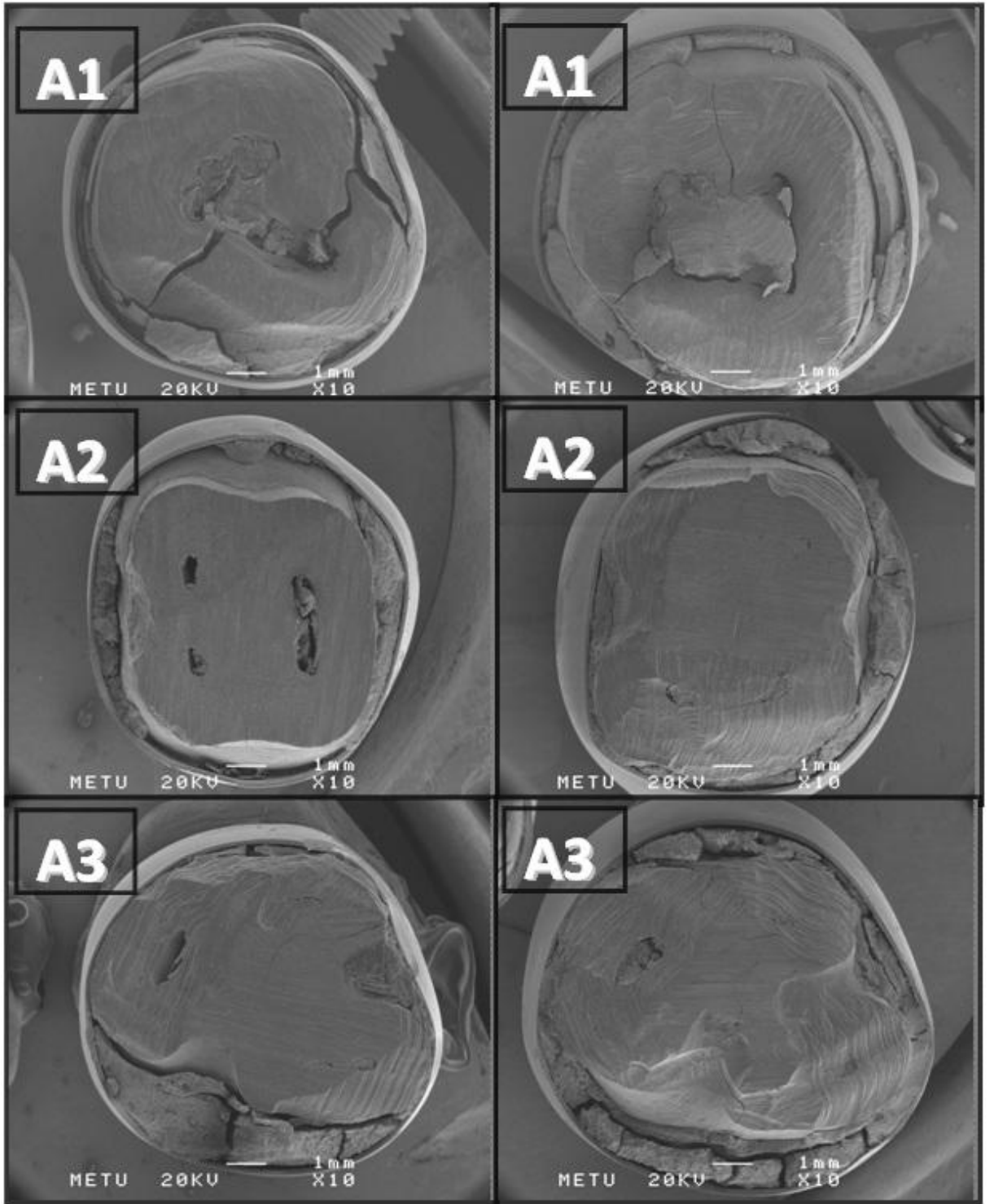
Şekil 4.1.4. Hall teknik grubunda, Ionofil ile simante edilen bir kronta mikrosızıntı ve marjinal uyum düzeyleri.



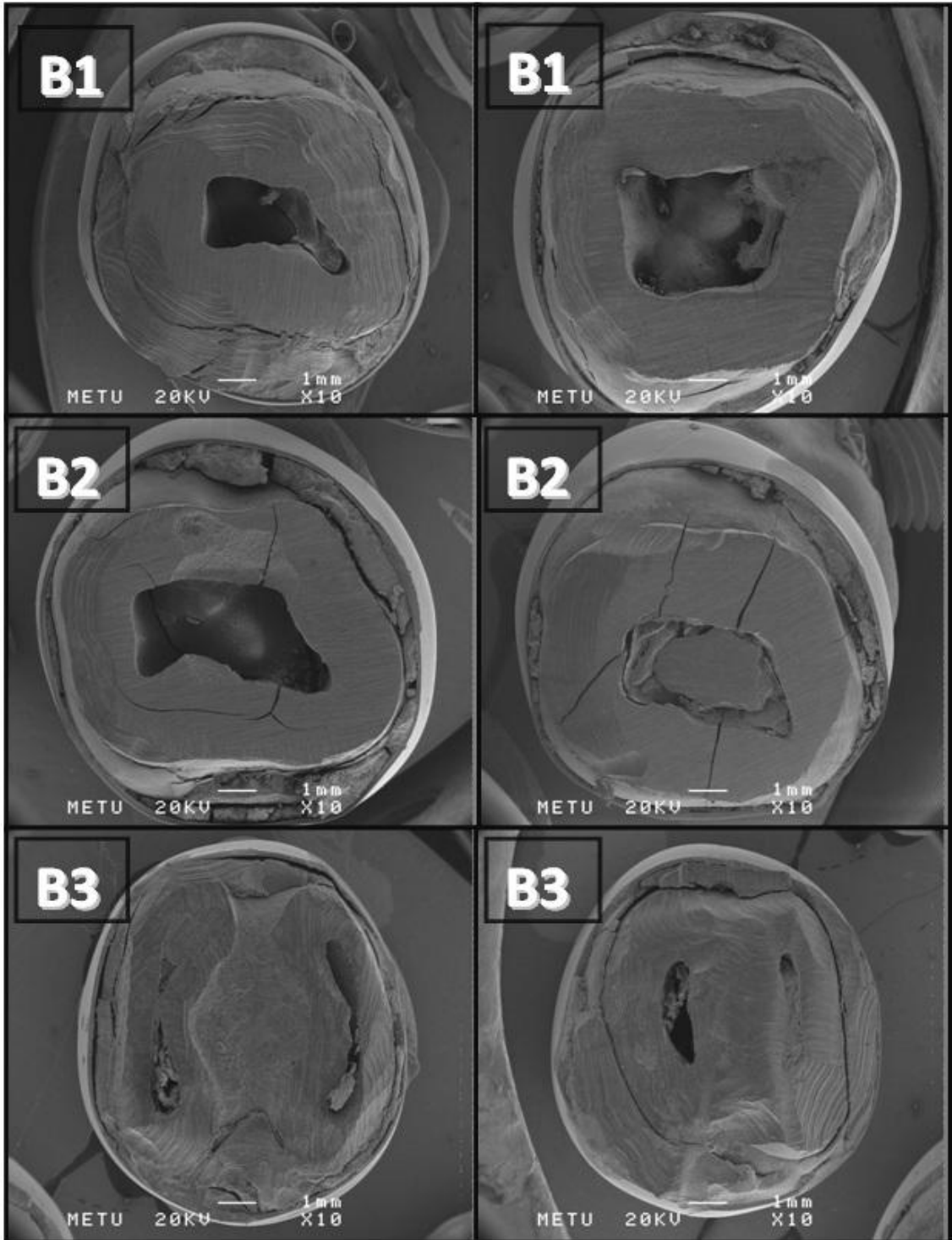
Şekil 4.1.5. Konvansiyonel teknik uygulanan ve Rely X U ile simante edilen bir krona marjinal uyum ve mikrosızıntı düzeyleri.



Şekil 4.1.6. Hall teknik grubunda, Rely X U ile simante edilen bir kron örneğinde izlenen marjial uyum ve mikrosızıntı düzeyleri



Şekil 4.2.1. Hall teknik grubunda marjinal uyum düzeylerinin SEM görüntüleri.
A1a ve A1b= Geleneksel Cam iyonomer siman; A2a ve A2b= Polikarboksilat siman; A3a ve A3b= Rezin siman.



Şekil 4.2.2. Konvansiyonel teknik grubunda marjinal uyum düzeylerinin SEM görüntüleri. B1a ve B1b= Geleneksel Cam iyonomer siman; B2a ve B2b= Polikarboksilat siman; B3a ve B3b= Rezin siman.

5.TARTIŞMA

Diş sert dokuları ile restoratif materyal arasından bakteri, sıvı, molekül ve iyonların klinik olarak tespit edilemeyen geçişi şeklinde tanımlanan mikrosızıntı, birçok faktörün dahil olduğu kompleks bir problemdir (120). Mikrosızıntıya neden olan faktörler arasında restoratif materyalin dental dokulara zayıf bağlantısı, diş ve restoratif materyal arasındaki ısıl genleşme düzeylerinin farklılığı ve rezin kompozitlerin polimerizasyon sırasında büzülmesi önemli yer tutmaktadır (121,122).

Diş ile restorasyon arasındaki mikrosızıntı, dental restorasyonun ömrünü önemli ölçüde etkilemektedir. Mikrosızıntı, restorasyon marjinlerinin renklenmesine, restorasyonun marjinal kenarlarındaki bozulmanın hızlanmasına, diş-restorasyon birleşiminde ikincil çürüklerin gelişimine, postoperatif hassasiyete ve pulpal patolojilerin gelişimine neden olabilmektedir (122). Günümüzde kullanılan materyallerin hiçbirinin mikrosızıntıyı tam olarak engelleyemediği ve çeşitli derecelerde sızıntı gösterdikleri, bilinen bir gerçektir (123). Mikrosızıntı nedeniyle dişte oluşan hasar genellikle yavaş ilerlemekte ve sonuçları geç ortaya çıkmaktadır (124). Restorasyon yenilenmelerinin yaklaşık %30' unun mikrosızıntıya bağlı olduğu bildirilmiştir (122). Bu nedenlerle mikrosızıntı, bir restoratif materyalin klinik ömrünü belirleyen en önemli etkenlerden biri olarak kabul edilmektedir (18,47,120,121,122).

In vitro mikrosızıntı testleri, restoratif materyallerin klinik sızdırmazlık potansiyeli hakkında klinik bilgi verebilecek önemli prelinik değerlendirme yöntemlerindedir (57,125,126). Bu testlerde ağız ortamı veya bireye özgü değişkenlerin birçoğu elimine edildiğinden, standardizasyonun düzeyi önemli

ölçüde arttırılabilmektedir (123,127). Öte yandan örnekler uygulanan yaşlandırma teknikleri, seçilen kavite dizaynı, restoratif materyallerin uygulanma şekli, kullanılan boyanın tipi ve seçilen mikrosızıntı değerlendirme kriterleri gibi yöntem farklılıkları nedeniyle çalışmalar arasında kıyaslama yapılması güç hale gelebilmektedir (126).

In vitro ortamda mikrosızıntının tespit edilebilmesi amacıyla boya penetrasyonu, hava ve sıvı filtrasyonu, bakteriyel sızıntı, radyoaktif izotop penetrasyonu, kimyasal işaretleyiciler, nötron aktivasyon analizi, elektrokimyasal boyama, ve ultramorfolojik analiz gibi kendine özgü avantaj ve dezavantajları olan birçok farklı yöntem kullanılmıştır (128). Ancak dental literatür incelendiğinde, diş-materyal arayüzüne zarar vermeyen sudaki (aköz) solusyonlarının kullanılabilmesi, görünen ışık altında kolaylıkla saptanabilmeleri, hızlı ve direkt ölçüm sağlamaları, sert dokularla reaksiyona girmemeleri, ucuz ve nontoksik olmaları nedeniyle, boya penetrasyon yönteminin halen en sık kullanılan yöntem olduğu görülmektedir (13,18,47,129,130,131).

Boya penetrasyon yönteminin en önemli dezavantajı, üç boyutlu olarak meydana gelen mikrosızıntının iki boyutlu olarak ölçülmesidir (128). Mikrosızıntı ara yüz boyunca uniform bir şekilde meydana gelmemekte (132) ve üç boyutlu değerlendirmelerde iki boyutluya göre her zaman klinikle daha uyumlu bir mikrosızıntı görülebilmektedir (132, 133). Diğer yandan üç boyutlu teknikler daha zaman alıcı olup ölçümü pahalı donanımlar gerektirmektedir. Bu nedenle, boya penetrasyon yöntemi ile yapılan çalışmalarda örnek başına alınacak kesit sayısı, çalışmanın güvenilirliğini anlamlı olarak etkilemektedir (134). Örnek başına üç kesitten az alınarak yapılan mikrosızıntı çalışmalarının gerçek marjinal sızdırmazlığı yansıtmadığı ortaya konulmuştur (134). Öte yandan, mikrosızıntının in vitro ortamda incelendiği 144 makaleyi değerlendiren bir literatür derlemesinde; çalışmalardan %47'sinin tek kesit, %20'sinin iki kesit ve

%12' sinin üç kesit alınarak gerçekleştirildiği bildirilmiştir (135). Bu çalışmada ölçümlerin güvenilirliğini arttırmak amacıyla her örnekten 4 kesit alınmıştır (135).

Boya penetrasyon testlerinde örneklerin skorlanarak değerlendirilmesi, bu yöntemi subjektif hale getirmektedir (122). Skorumanın farklı kişiler tarafından yapılması, gözlemciler arası ve gözlemcilerin kendi içinde istatistiksel güvenilirlik testlerine tabi tutulmasını ve kalibrasyonlarını gerektirmektedir. Çalışmamızda görüntü analizi ile kantitatif değerlendirmeler yapılmış ve böylece sonucu etkileyebilecek subjektif verilerin elde edilmesi önlenmiş, örnekleri değerlendirmek için ayrı araştırmacılara, sınırda olan vakalar için ortak bir karara varan araştırmacılar arası güvenilirlik ile ilgili olan istatistiksel işlemlere gerek kalmamıştır (136).

Termal siklus, ağız ortamı içerisindeki ısısal değişimleri taklit ederek diş-restorasyon ara yüzünde gelişen termal streslerin etkilerini başarılı bir şekilde yansıtmaktadır (129). 84 in vitro sızıntı araştırmasının değerlendirildiği bir çalışmada (126), yaşlandırma yöntemi olarak %79,3 oranında termal siklus yönteminin kullanıldığı, termal siklus sonrasında çalışmaların %86,8'inde dişlerin boya solüsyonlarında bekletildiği ve bazik fuksinin % 40,8 sıklıkla tercih edildiği bildirilmiştir. In vitro çalışmalarda, paslanmaz çelik kron uygulanan örneklerin suda bekletilmesi ve termal siklusa maruz bırakılması ile diş-kron arasındaki simanın çözünmesi de taklit edilebilmektedir (137). Çalışmamızda da termal siklus ve bazik fuksin ile boya penetrasyon yöntemi kullanılmıştır.

Dental literatür incelendiğinde, termal siklus çalışmalarında kullanılan ısı aralıklarının 0°C-68°C arasında olduğu görülmektedir. Bu araştırmalarda, in vivo çalışmalarla belirlenen, sıcak-soğuk içeceklerin içilmesi sırasında diş yüzeyinde

oluşan ısısal değişimler temel alınmıştır (122). Dişhekimliği araştırmalarında en çok tercih edilen maksimum ve minimum değerler 5-55°C olup, bu değerler $\pm 5^\circ\text{C}$ değişim marjında normal kabul edilmektedir (126). Örneklerin soğuk ve sıcak haznelerde bekletilmesi için kullanılan süreler 10, 15, 30, 60, ve 120 saniye arasında değişebilmektedir. Bununla birlikte daha kısa bekletme sürelerinin klinik ortamı daha iyi taklit ettiği belirtilmiştir (138). Tjan ve ark. (137) ve Kwamura ve ark. (139) metal kronların marjinlerindeki mikrosızıntının in vitro simülasyonu için için termal siklusun bir önkoşul olduğunu ortaya koymuşlardır. Crim ve ark. (140), termal şokun kenar sızıntısına etkisinin çabuk geliştiğini, ve siklus sayısı ile süresinin sızıntıyı etkilemediğini vurgulamışlardır. Araştırmalarda tercih edilen siklus sayısı da literatürde değişiklik gösterebilmektedir (141). Çalışmamızda $5-55\pm 2^\circ\text{C}$ 'de, bekleme süresi 15 sn ve transfer zamanı 10 sn. olacak şekilde 1000 kez termal siklus uygulanması yapılmıştır.

Hicks ve ark. (142), oral sıvılara geçirgenliğin minimize edildiği paslanmaz çelik kron marjinlerinde, ikincil çürük oluşumunun önemli ölçüde azalabileceğini savunmuşlardır. Marjinal mikrosızıntının azaltılması, çoğunlukla paslanmaz çelik kronlarla restore edilen amputasyonlu ya da kanal tedavili süt dişlerinin prognozunu arttıran önemli bir faktördür (143,144). Çocuk dişhekimliğinde uzun süredir kullanılan paslanmaz çelik kronlar, diğer restorasyon tipleri ile karşılaştırıldığında, dayanıklılık, dişin çürük olmayan yüzeylerinin korunması, tedavi zamanının kısa ve restorasyonun uzun ömürlü oluşu, vertikal boyut ve ark uzunluğunun korunması, ve dişin morfolojik şeklini taklit ederek dişeti dokularıyla uyum sağlaması gibi önemli avantajlara sahiptir (7,9,24). Bu avantajlara ek olarak, paslanmaz çelik kronlar, yerleştirilme ve simantasyonları sırasında ağız koşullarına diğer restoratif materyallerden daha az hassasiyet göstermektedirler (24,145).

Süt dişlerinde paslanmaz çelik kronların çok yüzlü amalgam restorasyonlarla karşılaştırıldığı çalışmalarda, kronla restore edilen dişlerin ileri tedaviye daha az ihtiyaç gösterdiği ve paslanmaz çelik kron uygulamasının daha ekonomik olduğu bildirilmiştir (9,10). Klinik veriler, amalgam restorasyonların paslanmaz çelik kronlara kıyasla 1,5-9 kat daha fazla başarısızlık gösterdiğini ortaya koymaktadır (9). Buna göre, paslanmaz çelik kronlardaki temel başarısızlık nedeni kronun düşmesi iken, amalgam restorasyonlarda en sık olarak ikincil çürük ve kırıktır (9). Paslanmaz çelik kronlar, sahip oldukları birçok avantaja rağmen, hazır okluzal anatomi ve konturlarının varlığı nedeniyle ideal olarak dişe uyumlanamamaktadırlar (7,145,146). Çekilmiş dişler üzerine mükemmel bir şekilde uyumlanan paslanmaz çelik kronlarda bile ciddi miktarda servikal mikrosızıntı meydana geldiği in vitro olarak kanıtlanmıştır (47).

Paslanmaz çelik kronların preparasyonları konusunda da farklı görüşler mevcuttur. El-Kalla ve Garcia-Godoy (147), kron preparasyonunun küçük bir hacme sahip süt dişlerinde dişi oldukça zayıflattığını ileri sürmüşlerdir. Kron preparasyonu sırasında marjinal sırt bütünlüğünün bozulması ile bu zayıflamanın daha da artabileceği vurgulanmıştır (148,149). Çalışmamızda örneklerin yarısı kron preparasyonunun yapıldığı konvansiyonel teknikle, diğer yarısı ise paslanmaz çelik kronların diş preparasyonu yapılmaksızın uygulandığı Hall teknikle restore edilmiştir. Teorik olarak Hall teknik, diş dokularının önemli oranda kaybedilmediği, dolayısıyla da dayanım kaybının olmadığı bir tekniktir. Ancak bu varsayım, biyomekanik deneylerle desteklenmemiştir.

Döküm ve hazır kronlarla yapılan mikrosızıntı çalışmaları, kron kenarlarındaki açıklık ile mikrosızıntı ilişkisini açıkça göstermekle beraber; literatürde klinik olarak önem taşıyan kron boyutu açıklık kazanmamıştır (57,150,151). Genel prensip olarak, kron kenarlarının olabildiğince servikal

bölgeyi kapatması gerekmektedir (152,153). Öte yandan paslanmaz çelik kronlarda ne kadar iyi bir trimleme, polisaj ve uyumlama yapılsa da diş ve kron arasındaki form ve kontur farklılığı nedeniyle süt dişlerinde klinik ya da radyografik enflamasyon bulgularına rastlanıldığını bildirmiştir (7,9,143,146,154).

Salama (155), paslanmaz çelik kronlarda teknik komplikasyonların minimale indirgenmesinde klinisyenin tecrübesinin çok önemli bir faktör olduğunu vurgulamıştır. Farklı merkezlerde uygulanan paslanmaz çelik kronlarda defektli ve açık kenarların %42,5 civarında olduğunu bildirilmiştir (155). Durr ve ark. (154), paslanmaz çelik kronların gingival dokulardaki etkilerini araştırdıkları bir çalışmada paslanmaz çelik kron uygulaması sırasında en belirgin hataların gingival kıvrıma ve gingival uzunluğu ayarlama aşamalarında yapıldığını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kron örnekleri, klinik yönden tecrübeli ve önceden kalibre edilmiş bir doktora öğrencisi tarafından hazırlanmış, prefabrike paslanmaz çelik kronlar arasından dişe en uyumlu olan ve en az kenar açıklığı oluşturacak kronlar seçilmeye özen gösterilmiştir. Öte yandan gösterilen tüm dikkate rağmen, kron marjinlerinin hepsinde farklı düzeylerde kenar açıklığına rastlanmıştır. Durr ve ark. (154)'nın çalışmasıyla uyumlu olarak, en büyük güçlük; doğru boyuttaki kronunun uygun gingival uzunlukta uyumlanması aşamasında yaşanmıştır. Özellikle kronların diş preperasyonu ve okluzal redüksiyon yapılmadan uygulandığı Hall Teknik'te bu zorluk daha belirgin olarak yaşanmıştır. Ayrıca kron ve diş arasındaki form ve kontur farkı nedeniyle (153), gerek konvansiyonel, gerekse de Hall teknikte bazı kronların dişe uyumlanması için minimal de olsa rotasyona uğramasının marjinal uyumu etkilediği ileri sürülebilir. Çalışmamızda her iki teknik için kenar açıklığı değerleri bukkal ve lingual ölçüm bölgelerine göre değerlendirildiğinde, iki teknikte de bukkal bölgedeki açıklık değerlerinin lingual bölgeden anlamlı düzeyde daha yüksek çıktığı görülmektedir. Bu durumun her iki teknikte de

kronların lingualden bukkale doğru yerleştirilmiş olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Gerek daimi gerekse de süt dişlenme döneminde, uygun olmayan restorasyonların periodontal sağlığı ve alveolar kemik yıkımını direkt olarak etkiledikleri bilinmektedir (156). Bimstein ve ark. (156), dişeti inflamasyonu ve alveolar kemik kaybının preforme kronların kıvrım, kontur, pozisyonlarıyla, veya siman artıklarını kapsayan kötü restorasyonlarla ilişkili olduğu bildirmiştir (156). Öte yandan aynı araştırmacı diğer çalışmalarında uyumlu olmayan paslanmaz çelik kronların alveolar kemik yıkımı üzerindeki etkisini gösterememiştir (157,158,159). Araştırmamızın in vitro ortamda gerçekleştirilmiş olması, geniş kapsamlı klinik çıkarımlar yapılabilmesini kısıtlamaktadır. Özellikle Hall Teknik'te izlenen anlamlı marjinal açıklık değerlerinin periodontal dokular üzerindeki olası etkileri klinik araştırmalarda ortaya konulmalıdır. Yapılan literatür incelemesinde, bu konunun incelendiği bir klinik çalışmaya rastlanılmamıştır.

Dental restorasyonların önemli başarısızlık nedenlerinden sayılan kenar açıklığı ve mikrosızıntı, paslanmaz çelik kronlarda oldukça fazladır (13,18,47). Özellikle geniş madde kayıplı dişlerde paslanmaz çelik kronlar sıklıkla tercih edilse de, aslında en sızdırmaz restoratif tedavi seçeneğini oluşturmazlar. Guelmann ve ark. (47), amputasyon tedavisi uygulanmış okluzal ve proksimal kavite preparasyonlu çekilmiş süt molarlarda 5 farklı yapıştırma yöntemini marjinal sızdırmazlık açısından değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar, bonding ajanlarının ve rezin bazlı restorasyonların en iyi marjinal örtümü sağlarken, cam iyonomer simanla simante edilen paslanmaz çelik kronların dişi hermetik olarak koruyamadıklarını bildirmişlerdir (47).

Çalışmamızda Hall teknik ve konvansiyonel teknik, kullanılan simantasyon materyallerinden bağımsız olarak mikrosızıntı yönünden

karşılaştırıldığında, Hall teknikte anlamlı düzeyde daha fazla mikrosızıntı görülmüştür. Ayrıca, her iki kron tekniği açıklık değerleri yönünden karşılaştırıldığında, Hall Tekniğin yine anlamlı düzeyde daha fazla açıklık gösterdiği izlenmektedir. Bu durum, konvansiyonel tekniğe ait iki faktörle açıklanabilir: 1. Konvansiyonel teknikte dişte okluzal redüksiyon yapılması, kron adaptasyonu sırasında en küçük kronun bile servikal bölgeyi de örtebilecek şekilde dişe adapte edilebilmesine olanak sağlamıştır. 2. Konvansiyonel teknikte kron kenarları pens yardımıyla uyumlanarak marjinal açıklık azaltılmaktadır.

Paslanmaz çelik kronlar, kenar açıklığı olmaksızın mükemmel şekilde uyumlanamadığından (47), kron simantasyonunda seçilen materyal, restorasyonun mikrosızıntıya direnci yönünden önemli bir katkı sağlamaktadır. Yapıştırma simanının diş dokularına bağlanabilirliği, sertleşme sırasındaki büzülme düzeyi, mekanik ve fiziksel özellikleri de kron marjinlerindeki mikrosızıntı düzeylerinde önemli rol oynamaktadır (160). Ayrıca dentinin yapı ve kompozisyonundaki lokal değişiklikler (yaş, derinlik) de restoratif materyallerin adezyonunu etkileyebilir (18). Çalışmamızda simantasyon materyallerinin mümkün olduğu kadar standart bir substrata bağlanabilmelerini sağlamak amacıyla, aynı yaş gruplarına ait çekilmiş dişler arasından sadece süt 2. molarlar seçilerek kullanılmıştır. 128 adet PÇK'nin Hall teknik ile uygulandığı ve 23 ay takip edildiği klinik çalışmada PÇK uyumlanamayan ya da uyumlansa bile radyolojik olarak başarısız bulunan az sayıdaki dişin süt 1. Molar olduğu bildirilmiştir (21). Araştırmacılar bu başarısızlığın sebebi olarak özellikle süt ikinci molarların distal yüzeyde kavitasyonu bulunan süt birinci molarlara doğru mezialize olarak kronun proksimal bölgede uyumlanamamış olmasını ileri sürmüşlerdir (21). Her ne kadar bu in vitro çalışma düzeneğinde bizim karşılaşmadığımız bir sorunsu da, süt ikinci molarların göreceli olarak daha büyük boyutta olmaları çalışmamızda araştırmacının kronu daha kolay adapte etmesine olanak tanımıştır.

Kullanılan simantasyon materyalleri mikrosızıntı yönünden karşılaştırıldığında, hem Hall, hem de konvansiyonel teknikte çinkopolikarboksilat simanla yapıştırılan kronla en yüksek sızıntı değerlerini izlenirken, bunu azalan bir sıra cam iyonomer siman ve rezin siman grubu takip etmiştir. Polikarboksilat simanların mine, dentin ve paslanmaz çeliğe bağlandığı birçok çalışmada rapor edilmiştir (71,81,101). Ayrıca pulpaya minimal irritasyon gösterme ve mükemmel biyouyumluluk gibi özellikleri mevcuttur. Ancak bu olumlu özelliklerine rağmen, anlamlı derecede yüksek çözünürlük ve hızlı bir bozunma göstermektedirler (71,81,96,97,102). Cam iyonomer simanların da diş yapılarıyla ve diğer baz metallerle güçlü bağlar kurduğu ve oldukça biyouyumlu oldukları bilinmektedir. Ayrıca, polikarboksilat simanlardan farklı olarak çok düşük klinik çözünürlüğe sahiptirler (59,60,61,68). Çalışmamızda kullanılan simantasyon materyallerinden rezin siman,materyaller arasında diş dokularına en iyi adezyon gösterdiği bilinen materyaldir (55,71,136). Çalışmamızda tüm kron gruplarında farklı düzeylerde marjinal açıklık görüldüğü ve örneklerle termalsiklus uygulandığı göz önüne alındığında, polikarboksilat siman grubunda hızlı marjinal çözülmeye bağlı mikrosızıntının, elde edilen boya penetrasyon düzeyleri üzerindeki etkisi açıklanabilmektedir.

Graver ve ark. (161) cam iyonomer simanları yapıştırma ajanı olarak kullandıklarında diş-siman aralığı boyunca boya penetrasyonu olmadığını belirtirken, Crim ve Shay, (140) cam iyonomer simanın, diş-restorasyon aralığında boya penetrasyonunu önlemede etkisiz olduğunu bildirmişlerdir. Öte yandan paslanmaz çelik kronların yapıştırılmasında cam iyonomer ve polikarboksilat siman arasında farklılık olmadığını belirten araştırmacılar da vardır (162,163). 1988 yılında Berg ve ark. (163) tarafından polikarboksilat, cam iyonomer ve çinko fosfat simanla yapıştırılmış paslanmaz çelik kronlarda mikrosızıntının karşılaştırıldığı bir çalışmada 20 adet süt molar diş kullanılarak kron marjinlerinden sızıntı miktarı Ca^{+2} radyoaktif izotopunun geçiş değerine bakılarak değerlendirilmiştir. Sonuç olarak simantasyondan 3 gün sonra sızıntı

miktarı stabilize olmuş ve 8 hafta boyunca değişmeden kalmıştır. Araştırmacılar cam iyonomer simanda görülen sızıntı miktarının çinko fosfat ya da polikarboksilat simandan daha fazla olmadığını bildirmişlerdir.

Goldman ve ark. (164) ise cam iyonomer siman, çinko fosfat siman ve polikarboksilat siman ile yapıştırılan kronların mikrosızıntılarını incelediklerinde hiçbir simanın kenar sızıntısını önlemediğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da, her örnekte değişen derecelerde mikrosızıntıya rastlanmış; kullanılan farklı teknik ve simanlar mikrosızıntıyı tamamen önlemede yetersiz kalmıştır. Öte yandan, farklı simantasyon materyalleri arasında mikrosızıntı direnci açısından fark bulunmuştur.

2004 yılında Yılmaz ve ark. tarafından (11) 3 farklı yapıştırma ajanıyla yapıştırılan paslanmaz çelik kronlarda retantif kuvvetlerin ve mikrosızıntının karşılaştırıldığı bir çalışmada, 63 çekilmiş 1.süt molar dişe cam iyonomer siman, rezinle modifiye cam iyonomer siman ve rezin siman kullanılarak PÇK uygulaması yapılmıştır. Sonuç olarak rezin simanın, rezinle modifiye cam iyonomer simana göre daha az mikrosızıntı değerine sahip olduğu ayrıca cam iyonomer simanın, rezinle modifiye cam iyonomer simana göre mikrosızıntı açısından önemli bir fark göstermediği bulunmuştur.

Akal ve ark. (18) tarafından polikarboksilat ve iki farklı rezin simanla yapıştırılan paslanmaz çelik kronların mikrosızıntısını in vitro değerlendiren bir çalışmada, iki farklı rezin siman ile yapıştırılan paslanmaz çelik kronlar, polikarboksilat ile yapıştırılanlarla karşılaştırıldığında diş-siman ara yüzünde anlamlı olarak daha az sızıntı gözlemlenmiştir. Resin yapıştırma simanlarının üstünlüğünü kompozit rezin uzantılarının açık dentin tübüllerine penetrasyonu ile açıklamışlardır.

Ettinger ve ark. (165) tarafından 3 farklı yapıştırma simanı ile yapıştırılan paslanmaz çelik kronların marjinal uyumunu boya penetrasyon yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada çekilmiş 36 çürüksüz daimi molar üzerinde çinko fosfat siman, cam iyonomer siman, otopolimerizan bis-GMA adeziv ve otopolimerizan kompozit rezin siman kullanılmış, en fazla boya penetrasyonu cam iyonomer simanda görülürken, otopolimerizan kompozit rezin siman en az penetrasyonun görüldüğü grup olmuştur.

Çinkofosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar gibi iyonik olarak reaksiyona giren yapıştırma ajanları, sertleşme esnasında büzülür ve suda erirler. Ağız sıvısında yavaş yavaş erimeleri bu simanların dezavantajlarıdır (13). Erime sonucunda restorasyon kenarlarında toksik ajanlar salınan mikroorganizmalar için elverişli ortamlar oluşturan açıklıklara neden olurlar. Bu bölgelerden oluşan mikrosızıntı sekonder çürük, pulpa iltihabı ve simantasyondan sonra hassasiyet gibi bir çok komplikasyona neden olabilmektedir (57,160,166). White ve ark. (57) kenar açıklığının oluşmasında simanın erirlik özelliğinin yanısıra dişe adezyonundaki yetersizliği, sertleşme sırasında büzülmesi ve mekanik başarısızlığının da rol oynadığını bildirmişlerdir. Yapıştırma simanlarının erime hızının marjinal açıklığın miktarıyla ilgili olduğunu savunan yazarlara göre, marjinal açıklık ne kadar fazla olursa oral sıvıların geçişi o kadar fazla olur ve siman çözünmesi daha hızlı gerçekleşir (167). Buna karşılık, Jacobs ve Windeler, (168) 25,50 ve 75 nanometre marjinal açıklıkları olan dişlerde çinkofosfat simanın çözünme hızında anlamlı bir istatistiksel fark bulunmadığını savunmaktadır. White ve ark da bu görüşü desteklemektedir (57). Öte yandan rezin simanlar, cam iyonomer ve polikarboksilat simanlarla karşılaştırıldığında çözünürlükleri oldukça düşük olan simanlardır (71,81,136,169) .

Bu çalışmada sırasıyla bir rezin siman olan Rely X ve geleneksel cam iyonomer siman olan Ionofil, inkopolikarboksilat simandan daha iyi mikrosızıntı dayanımı göstermişlerdir. Bu bulgu Guelman (47), Ettinger (165) ve Akal'ın (18) rezin simanın başarısını bildirdikleri çalışmalarla uyumludur. Bu bulgu özellikle marjinal açıklığın anlamlı olarak daha fazla bulunduğu Hall teknikte seçilecek yapıştırma simanın gerek mikrosızıntı dayanımı, gerekse simanın ağız sıvılarında erimesi sonucu oluşacak muhtemel antibakteriyel ve sitotoksik etkiler açısından değerlendirilerek seçilmesi gerekliliğini vurgulamaktadır.

In vitro çalışmalar, kullanılan materyallerin potansiyel klinik performansları hakkında yalnızca yorumda bulunulmasına yardımcı olur. In vitro test ortamlarında, ağız içi değerkenlerin tümünü eř zamanlı olarak taklit edebilen bir metod geliştirilememiştir. Dolayısıyla materyallerin gerçek davranışlarının belirlenmesi için in vivo ortamda değerlendirilmeleri gerekmektedir (170). Bu nedenle oldukça zaman alıcı, pahalı ve yürütmesi zor olmasına rağmen daha fazla sayıda ve daha uzun sureli kontrollü klinik çalışmaların yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

6.SONUÇ

Bu in vitro çalışmanın deneysel koşulları içerisinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. Hall teknik grubunda mikrosızıntı ve marjinal açıklık düzeyleri, Konvansiyonel tekniğe kıyasla anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Buna göre, her iki teknik arasında sızdırmazlık dirençleri ve marjinal uyum yönünden bir fark bulunmadığını öngören birinci başlangıç hipotezi reddedilmiştir.
2. Test edilen paslanmaz çelik kron uygulama tekniklerinden bağımsız olarak, kullanılan simantasyon materyali bir faktör olarak değerlendirildiğinde; rezin simanla yapıştırılan örneklerde en düşük mikrosızıntı değerleri gözlenmiş, bunu sırasıyla cam iyonomer ve polikarboksilat simanla yapıştırılan örnekler takip etmiştir. Buna göre, simantasyon materyalinin sızdırmazlık direnci üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmadığını öngören ikinci başlangıç hipotezi reddedilmiştir. Bu sonuca rağmen, hiçbir grupta mikrosızıntı tamamen engellenememiştir.
3. Hem Hall, hem de konvasiyonel teknik gruplarında bukkal marjinde lingual marjine kıyasla anlamlı olarak daha fazla açıklık görülmüştür.

KAYNAKLAR

1. WHO. Oral Health Country-Area Profiles, Caries for 12-year-olds by Country/Area WHO Region (2004). Available from: URL: [http:// www.WHO.org](http://www.WHO.org).
2. TULUNOĞLU, Ö., TORTOP, T.(2009). *Çocuk Diş Hekimliği Bebeklikten Ergenliğe* Eds.: Waggoner WF, s.341-374, 4. Baskı , Atlas Kitapçılık, Ankara.
3. ÇEBİ, S.(1980). 15-16 yaş grubundaki kız ve erkek öğrencilerin çürük sıklığına etki edebilecek etkenlerin incelenmesi. *H.Ü Diş Hek Fak Derg.*;4: 2-7.
4. KIRZIOĞLU, Z., DEMİRÖZ, I.(1983). 7-12 yaş grubu Erzurum çocuklarında sosyo-ekonomik durumun diş çürüklerine etkisinin incelenmesi. *H. Ü Diş Hek Fak Derg.*;3: 195-200.
5. ERONAT N, ERTUĞRUL, F., UĞUR, Z., ÖNÇAY, Ö., KÖSE, T.(1997). İzmir Bornova'da sosyo ekonomik düzey ile ağız-diş sağlığı durumunun 7 ve 12 yaş grubu çocuklarda değerlendirilmesi. *H. Ü Diş Hek Fak Derg.*;2: 46-51 .
6. CAMERON, A.C., WIDMER, R.P.(2003).Handbook of Pediatric Dentistry. Second edition. s, 44-70, The CV Mosby, St. Louis.
7. HUMPHREY, W.P.(1950). Uses of chrome steel in children's dentistry. *Dent Survey*; 26:945-949. İn MARTENS, L.C., DERMAUT, L.R.(1983). The marginal polishing of Ion Ni-Chro crowns: a preliminary report. *J Dent Child.*;51: 417-421.
8. EINWAG, J., DUNNIGGER, P.(1996). Stainless steel crown versus multisurface amalgam restorations: a 8-year longitudinal clinical study. *Quintessence Int.*;27: 321-323.
9. RANDALL, R.C., MATTHIAS, M.A., WILSON, N.(2000). Efficacy of preformed metal crowns vs.amalgam restorations in primary molars:a systematic review.*J Am Dent Assoc.*;131: 337-343.
10. HOLLAND, I.S., WALLS, A.W., WALLWORK, M.A., MURRAY, J.J.(1986). The longevity of amalgam restorations in deciduous molars. *Br Dent J.*;161: 255-258.

11. YILMAZ, Y., DALMIS, A., GURBUZ, T., SIMSEK, S.(2004). Retentive force and microleakage of stainless steel crowns cemented with three different luting agents. *Dent Mater J*;**23**: 577-584.
12. SHIFLETT, K., WHITE, S.N.(1997). Microleakage of cements for stainless steel crowns. *Pediatr Dent*.;**19**: 262-266.
13. KARATOPRAK, O., KIRZIOGLU, Z.(1997). Comparison of the microleakage and cementing characteristics of three different cements used to cement stainless steel crowns. *Atatürk Üniversitesi Dis Hek Fak Derg*.;**1**: 21-27.
14. MYERS, D.R., BELL, R.A., BARENIE, J.T.(1981). The effect of cement type and tooth preparation on the retention of stainless steel crowns. *J Pedod*.;**5**: 275-280.
15. GARCIA-GODOY, F., LANDRY, J.K.(1989). Evaluation of stainless steel crowns luted with a glass ionomer cement. *J Pedod* .;**13**: 328-330.
16. YILMAZ, Y., SIMSEK, S., DALMIS, A., GURBUZ, T., KOCOGULLARI, M.E. (2006). Evaluation of stainless steel crowns cemented with glass-ionomer and resin-modified glass-ionomer luting cements. *Am J Dent*.;**19**: 106-110.
17. NOFFSINGER, D.P., JEDRYCHOWSKI, J.R., CAPUTO, A.A.(1983). Effects of polycarboxylate and glass ionomer cements on stainless steel crown retention. *Pediatr Dent*.;**5**: 68-71.
18. AKAL, N., OZTAŞ, N.(1996). Paslanmaz çelik kronlarda mikrosızıntının in vitro olarak değerlendirilmesi. *Pedodonti Klinik/Araştırma*.;**3**: 114-118.
19. THRELFALL, A.G., PILKINGTON, L., MILSOM, K.M., BLINKHORN, A.S., TICKLE, M.(2005). General dental practitioners'views on the use of stainless steel crowns to restore primary molars. *Br Dent J*.;**199**: 453-455.
20. INNES, N.,EVANS, D.(2008). The hall technique: A child centred approach to managing the carious primary molar : A users Manual. NHS conference.

21. INNES, N.P., EVANS, D.J., STIRRUPS, D.R.(2007). The Hall Technique; a randomized controlled clinical trial of a novel method of managing carious primary molars in general dental practice: Acceptability of the technique and outcomes at 23 months. *BMC Oral Health*.; **20**: 7-18.
22. SEALE, N.S.(2002). The use of stainless steel crowns. *Pediatr Dent*.; **24**: 501-505.
23. MATHEWSON, R.J., PRIMOSCH, R.E, ROBERTSON, D.(1995). *Fundamentals of Pediatric Dentistry*. s.252-266, 3rd ed, Chicago, Illionis: Quintessence Publishing Co.
24. CROLL, T.P.(1987). Permanent molar stainless steel crown restoration. *Quintessence Int*.; **18**: 313-321.
25. HUNTER, W.A.(1971). A clinical study of sulcus depth changes adjacent to teeth restored with stainless steel crowns in children. A master Thesis Faculty of The Graduate Collage in The University of Nebraska. In Karatoprak O, Kırzioğlu Z.(1998). Paslanmaz çelik kron yerleştirilmiş dişlerde dişeti dokularının değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*.; **2**: 50-55.
26. RADCLIFFE, R.M., CULLEN, C.L.(1991). Preservation of future options: Restorative procedures on first permanent molars in children. *J Dent Child*.; **58**: 104-108.
27. CROLL, T.P, HELPIN, M.L.(1996). Preformed resin-venered stainless steel crowns for restoration of primary incisors. *Quintessence Int*.; **27**: 309-313.
28. HELPIN, M.L.(1983). The open-face steel crown restoration in children. *J Dent Child*.; **50**: 34-38.
29. KINDELAN, S.A., DAY, P., NICHOL, R., WILLMOTT, N., FAYLE, S.A.(2008). UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry:stainless steel preformed crowns for primary molars. *Int J Paediatr Dent*.; **18**: 20-28.

30. FUKUYAMA, T., ODA, S., YAMASHITA, H., SEKIGUCHI, H., YAKUSHIJI, M.(2008). Clinical survey on type of restoration in deciduous teeth. *Bull Tokyo Dent Coll.*;49: 41-50.
31. NASH, D.A.(1981). The nickel-chromium crown for restoring posterior primary teeth. *J Am Dent Assoc.*;102: 44-49.
32. ROBERTS, M.W.(1986). Treatment of ectopically erupting maxillary permanent first molars with a distal extended stainless steel crown. *J Dent Child.*;53: 430-432.
33. CRESCENZI, S., MARECHAUX, S.C.(1996). A conservative method for the treatment of undermining resorption of a mandibular primary molar. *J Dent Child.*;63: 101-104.
34. MCDONALD, R.E., AVERY, D.R.(2004). *Dentistry for the Child and Adolescent*. s.365-387, Eight edition, Mosby Elsevier, St.Louis.
35. MORE, F.G., PINK, T.C.J.(1973). The stainless steel crown: a clinical guide. *Mich State Dent Assoc.*;55: 237-242.
36. TICKLE, M., MILSOM, K., KING, D., KEARNEY-MITCHELL, P., BLINKHORN, A.(2002). The fate of the carious primary teeth of children who regularly attend the general dental service. *Br Dent J.*;192: 219-223.
37. INNES, N.P., STIRRUPS, D.R., EVANS, DJ., HALL, N., LEGGATE, M.(2006). A novel technique using preformed metal crowns for managing carious primary molars in general practice-A retrospective analysis. *Br Dent J.*;200: 451-454.
38. INNES, N.,EVANS, D. The Hall Technique:A minimal intervention and child friendly approach to managing the carious primary molar A Users Manual, University of Dundee.

39. VAN DER ZEE, V., VAN AMERONGEN, WE.(2010). Short communication: Influence of preformed metal crowns (Hall technique) on the occlusal vertical dimension in the primary dentition. *Eur Arch Paediatr Dent.*;**11**: 225-227.
40. MCDOWELL, E.H., BAKER, I.M.(1991). The skeletodental adaptations in deep bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;**100**: 370-375.
41. AL-SEHAIBANY, F., WHITE G.(1996). Posterior bite raising effect on the length of the ramus of the mandible in primary anterior crossbite: case report. *J Clin Pediatr Dent.*;**21**: 21-26.
42. LUTHER, F.(2007). TMD and occlusion part II. Damned if we don't? Functional occlusal problems: TMD epidemiology in a wider context. *Br Dent J.*;**202**: 38-39.
43. LEVERING, N.J., MESSER, L.B.(1988). The durability of primary molar restorations: III. Costs associated with placement and replacement. *Pediatr Dent.*;**10**: 86-93.
44. ROBERTS, J.F, ATARI, N., SHERRIFF, M.(2005). The survival of resin modified glass ionomer and stainless steel crown restorations in primary molars,placed in a specialist paediatric dental practice. *Br Dent J.*;**198**: 427-31.
45. SONMEZ, D., DURUTÜRK, L.(2010). Success rate of calcium hydroxide pulpotomy in primary molars restored with amalgam and stainless steel crowns. *Br Dent J.*;**208**: 408-409.
46. GUELMANN, M., MCILWAIN, M.F., PRIMOSCH, R.E.(2005). Radiographic assessment of primary molar pulpotomies with resin-based materials. *Pediatr Dent.*;**27**: 24-27.
47. GUELMANN, M., BOOKMYER, K.L., VILLALTA, P., GARCIA-GODOY, F. (2004). Microleakage of restorative techniques for pulpotomized primary molars. *J Dent Child.*;**71**: 209-211.

48. SAVIDE, N.L., CAPUTO, A.A., LUKE, L.S.(1979). The effect of tooth preparation on the retention of stainless steel crowns. *ASDC J Dent Child.*;46: 385-389.
49. MATHEWSON, R.J., LU, K.H., TALBEI, R.(1974). Dental cement retentive force comparison on stainless steel crowns. *J Calif Dent Assoc.*;2: 42-45.
50. RECTOR, J.A., MITCHELL, R.J., SPEDDING, R.H.(1985). The influence of tooth preparation and crown manipulation on the mechanical retention of stainless steel crowns. *ASDC J Dent Child.*;52: 422-427.
51. TULUNOĞLU, Ö., TORTOP, T.(2009). Çocuk Diş Hekimliği Bebeklikten Ergenliğe Eds.: Donly K J,Segura A, s.325-340, 4. Baskı , Atlas Kitapçılık, Ankara.
52. SMITH, D.C.(1968). A new dental cement. *Br Dent J.*;124:381-384.
53. NICHOLSON, J.W, CROLL, T.P.(1997). Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int .*;28: 705-714.
54. BURKE, F.J., WATTS, D.C.(1994). Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.*;25: 335-340.
55. HANSSON, O.(1994). Clinical results with resin-bonded prostheses and an adhesive cement. *Quintessence Int.*;25: 125-132.
56. TJAN, A.H., DUNN, J.R., GRANT, B.E.(1992). Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. *J Prosthet Dent .*;67: 11-15.
57. WHITE, S.N, YU, Z., TOM, J.F, SANGSURASAK S.(1994). In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent.*;71: 333-338.
58. WILSON, A.D., KENT, B.E.(1972). A new translucent cement for dentistry: The glass-ionomer cement. *Br Dent J.*;132: 133-135.

59. PEREIRA, L.C., NUNES, M.C., DIBB, R.G., POWERS, J.M., ROULET, J.F., NAVARRO, M.F.(2002). Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent.*;**4**: 73-80.
60. WALLS, A.W.(1986). Glass polyalkenoate (glass-ionomer) cements: a review. *J Dent.*;**14**: 231-246.
61. SWIFT, E.J. J.R.(1988). An update on glass ionomer cements. *Quintessence Int.*;**19**: 125-130.
62. VAN DE VOORDE, A., GERDTS, G.J., MURCHISON, D.F.(1988). Clinical use of glass ionomer cement: a literature review. *Quintessence Int.*;**19**: 53-61.
63. MCLEAN, J.W.(1992). The clinical use of glass-ionomer cements. *Dent Clin North Am.*;**36**: 693-711.
64. ADA Council On Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials.(2003). *J Am Dent Assoc.*;**134**: 463-472.
65. DAYANGAC, B.G.(2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. 1.Baskı, s.92-99, Güneş Kitabevi, Ankara.
66. MOUNT, G.J.(1994). Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: past,present and future. *Oper Dent.*;**19**: 82-90.
67. SMITH, D.C.(1998). Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials.*;**19**: 467-478.
68. CRIPS, S., FERNER, A.J., LEWIS, B.G., WILSON, A.D. (1975). Properties of improved glass-ionomer cement formulations. *J Dent .*;**3**: 125-130.
69. WILSON, A.D., CRISP, S., FERNER, A.J.(1976). Reactions in glass-ionomer cements: IV. Effect of chelating comonomers on setting behavior. *J Dent Res.*;**55**: 489-495.
70. WILSON, A.D.(1991). Glass-ionomer cement—origins,development and future.*Clin Materials.*;**7**: 275-282.

71. O'BRIEN, W.J.(2008). *Dental Materials and Their Selection*.Fourth edition, s.134-159, Quintessence Publishing.
72. SWIFT, E.J.(1988). An update on glass ionomer cements. *Quintessence Int.*;**19**: 125-130.
73. WILSON, A.D., PROSSE, H.J., POWIS, D.M.(1983). Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxapatite.*J Dent Res.*;**62**: 590-592.
74. LIN, A., MCINTYRE, N.S., DAVIDSON, R.D.(1992). Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res.*;**71**: 1836-1841.
75. HICKEL, R., DASCH, W., JANDA, R., TYAS, M., ANUSAVICE, K.(1998). New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J.*;**48**: 3-16.
76. BERZINS, D.W., ABEY, S., COSTACHE, M.C., WILKIE, C.A., ROBERTS, HW.(2010). Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res.*;**89**: 82-86.
77. AZILLAH, M.A., ANSTICE, H.M., PEARSON, G.J.(1998). Long-term flexural strength of three direct aesthetic restorative materials. *J Dent.*;**26**: 177-182.
78. OSTLUND, J., MÖLLER, K., KOCH, G.(1992). Amalgam, composite resin and glass ionomer cement in Class II restorations in primary molars--a three year clinical evaluation. *Swed Dent J.*;**16**: 81-86.
79. FRANKENBERGER, R., SINDEL, J., KRAMER, N.(1997). Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence Int.*;**28**: 667-676.
80. ESPELID, I., TVEIT, A.B., TORNES, K.H., ALVHEIM, H.(1999). Clinical behaviour of glass ionomer restorations in primary teeth. *J Dent.*;**27**: 437-442.
81. ANUSAVICE, K.J.(2002). Eds.: Shen C.*Philips' Science of Dental Materials*. Eleventh edition, s.443-494, Saunders.

82. CRAIG, R.G., POWERS, J.M., WATAHA, J.C.(2004). *Dental Materials Properties and Manipulation*. Eight edition, s.132-150, The CV Mosby, St. Louis.
83. ROBERSON, T.M., HEYMANN, H.O.,SWIFT, E.J. Eds.: BAYNE S. C.,THOMPSON J.Y.,TAYLOR D.F.(2002). *Student's Art&Science of Operative Dentistry*.Fourth edition, s.135-234, The CV Mosby, St. Louis.
84. MITRA, S.B.(1991). Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res.*;**70**: 72-74.
85. CHRISTENSEN, G.J.(1997). Compomers vs. resin-reinforced glass ionomers. *J Am Dent Assoc.*;**128**: 479-480.
86. MIYAZAKI, M., IWASAKI, K., SOYAMURA, T., ONOSE, H., MOORE, B.K.(1998). Resin-modified glass ionomers: dentin bond strength versus time. *Oper Dent.*;**23**: 144-149.
87. BARNES, D.M., BLANK, L.W., GINGELL, J.C., GILNER, P.P.(1995). A clinical evaluation of a resin-modified. Glass ionomer restorative material. *J Am Dent Assoc.*;**126**: 1245-1253.
88. LIN, A., MCINTYRE, N.S., DAVIDSON, R.D.(1992). Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res.*;**71**: 1836-1841.
89. MOUNT, G.J.(1999). Glass ionomers: a review of their current status. *Oper Dent.*;**24**: 115-124.
90. LACY, A.M., YOUNG, D.A.(1996). Modern concepts and materials for the pediatric dentist. *Pediatr Dent.*;**18**: 469-478.
91. FRIEDL, K.H.,POWERS, J.M.,HILLER, K.A.(1995). Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers. *Oper Dent.*;**20**: 74-80.
92. FORSS, H.(1993). Release of fluoride and other elements from light-cured glass-ionomers in neutral and acidic conditions. *J Dent Res.*;**72**: 1257-1262.

93. SIDHU, S.K.(2010). Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater.*;**26**: 7-12.
94. BERG, J.H.(1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry--a review for the clinician. *Pediatr Dent.*;20: 93-100.
95. ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., CRISPIN, B.J.(1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.*;**80**: 280-301.
96. DIAZ-ARNOLD, A.M., VARGAS, M.A., HASELTON, D.R.(1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.*;**81**: 135-141.
97. TSUKIBOSHI, M., TANI, Y.(1984). Physical properties of a polycarboxylate cement containing a tannin-fluoride preparation. *J Prosthet Dent.*;**51**: 503-508.
98. SMITH, D.C.(1988). Dental cements. *Adv Dent Res.*;**2**: 134-141.
99. SMITH, D.C.(1971). A review of the zinc polycarboxylate cements. *J Can Dent Assoc.*;**37**: 22-29.
100. SMITH, D.C.(1992). Polyacrylic acid-based cements: adhesion to enamel and dentin. *Oper Dent.*;**5**: 177-183.
101. OILO, G., ESPEVIK, S.(1978). Stress/strain behavior of some dental luting cements. *Acta Odontol Scand.*;**36**: 45-49.
102. O'BRIEN, W.J.(2008). Dental Materials and Their Selection.Fourth edition, s.134-159, Quintessence Publishing.
103. ABO-HAMAR, S.E., HILLER, K.A., JUNG, H., FEDERLIN, M., FRIEDL, K.H., SCHMALZ, G.(2005). Bond strength of a new universal self-adhesiveresin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig*;**9**: 161–167.
104. SCHENKE, F., HILLER, K.A., SCHMALZ, G., FEDERLIN, M.(2008). Marginal integrity partial ceramic crowns within dentin with different techniques and materials. *Oper Dent*;**33**: 516–525.

105. VAN MEERBEEK, B., DE MUNCK, J., YOSHIDA, Y., INOUE, S., VARGAS, M., VÍJAY, P., VAN LANDUYT, K., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G.(2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*; **28**: 215–235.
106. DE MUNCK, J., VAN LANDUYT, K., PEUMANS, M., POÏTEVIN, A., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., VAN MEERBEEK, B.(2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*; **84**: 118–132.
107. GWINNETT, A.J.(1992). Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent*; **5**: 127–129.
108. BEHR, M., ROSENTRITT, M., REGNET, T., LANG, R., HANDEL, G.(2004). Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater*; **20**: 191-197.
109. ASCHENBRENNER, C.M., LANG, R., HANDEL, G., BEHR, M.(2011). Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements. *Clin Oral Investig*; **16**. [Epub ahead of print].
110. HAN, L., OKAMOTO, A., FUKUSHIMA, M., OKIJI, T.(2007). Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dent Mater J*; **26**: 906-914.
111. Technical data sheet: Espertise Rely X Unicem.(2002). 3M Espe AG, Seefeld, Germany.
112. Collection of scientific results: In vivo clinical studies, in vitro research, reviews January 2002-March 2004.(2004). 3M ESPE Research and development service.
113. GARCIA-GODOY, F.(1984). Clinical evaluation of the retention of preformed crowns using two dental cements. *J Pedod*; **8**: 278-281.

114. BRÄNNSTRÖM, M.(1984). Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. *Oper Dent.*;**9**: 57-68.
115. MAGURA, M.E., KAFRAWY, A.H., BROWN, C.E. J.R, NEWTON, C.W.(1991). Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. *J Endod.*;**17**: 324-331.
116. TORABINEJAD, M., UNG, B., KETTERING, J.D.(1990). In vitro bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. *J Endod.*;**16**: 566-569.
117. CASTELO, P.M., PEREIRA, L.J., BONJARDIM, L.R., GAVIÃO, M.B. (2010). Changes in bite force, masticatory muscle thickness, and facial morphology between primary and mixed dentition in preschool children with normal occlusion. *Ann Anat.*;**192**: 23-26.
118. CASTELO, P.M., GAVIÃO, M.B., PEREIRA,L.J., BONJARDIM, L.R. (2010). Evaluation of changes in muscle thickness, bite force and facial asymmetry during early treatment of functional posterior crossbite. *J Clin Pediatr Dent.*;**34**: 369-374.
119. GAVIÃO, M.B., RAYMUNDO, V.G., RENTES, A.M. (2007). Masticatory performance and bite force in children with primary dentition. *Braz Oral Res.*;**21**: 146-52.
120. KIDD, E.A.(1976). Microleakage: a review. *J Dent.*;**4**: 199-206.
121. RETIEF, D.H.(1994). Do adhesive prevent microleakage? *Int Dent J.*; **44**: 19-26.
122. ALANI, A.H., TOH, C.G.(1997). Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* ;**22**: 173-185.
123. PASHLEY, D.H.(1990). Clinical considerations of microleakage. *J Endod* ; **16**: 70-77.

124. PAYNE, J.H.(1999). The marginal seal of Class II restorations: flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. *J Clin Pediatr Dent.*; **23**:123-130.
125. ANDREWS, J.T., HEMBREE, J.H.(1976). In vivo evaluation of marginal leakage of four inlay cements. *J Prosthet Dent.*; **35**: 532-537.
- 126- TÜRKÜN, L.Ş., ERGÜCÜ, Z.(2004). Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerinin karşılaştırılması. *G Ü Dişhek Fak Derg.*; **21**: 143-151.
- 127- BARNES, D.M., THOMPSON, V.P., BLANK, L.W., MCDONALD, N.J.(1993). Microleakage of Class 5 composite resin restorations: a comparison between in vivo and in vitro. *Oper Dent.*; **18**: 237-245.
- 128- TAYLOR, M.J., LYNCH, E.(1992). Microleakage. *J Dent.*; **20**: 3-10.
- 129- CHARLTON, D.G., MOORE, B.K.(1992). In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *J Dent.*; **20**: 55-58.
- 130- ARHUN, N., ARMAN, A., CEHRELI, S.B., ARIKAN, S., KARABULUT, E., GULSAHI, K.(2006). Microleakage beneath ceramic and metal brackets bonded with a conventional and an antibacterial adhesive system. *Angle Orthod.*; **76**: 1028-1034.
- 131- ARIKAN, S., ARHUN, N., ARMAN, A., CEHRELI, S.B.(2006). Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with LED or conventional light curing units. *Angle Orthod.*; **76**: 1035-1040.
- 132- GWINNETT, J.A., TAY, F.R., PANG, K.M., WIE, S.H.(1995). Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interface. *J Prosthet Dent.*; **74**: 575-585.

- 133- GALE, M.S., DARVELL, B.W., CHEUNG, G.S.(1994). Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. *J Dent.*; **22**: 370-375.
- 134) Raskin A, Tassery H, D'hoore W, Gonthier S, Vreven J, Degrange M, Dejaou J. Influence of the number of sections on reliability of in-vitro microleakage evaluations. *Am J Dent* 2003;6:207-210.
- 135) Raskin A, D'hoore W, Gonthier S, Degrange M, Dejou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *J Adhes Dent* 2001;3:295- 308
- 136- KORASLI, D., ZIRAMAN, F., OZYURT, P., CEHRELI, S.B.(2007). Microleakage of self-etch primer/adhesives in endodontically treated teeth. *J Am Dent Assoc.*; **138**: 634-640.
- 137- TJAN, A.H.L., CHIU, J.(1989). Microleakage of core materials for complete cast gold crowns. *J Prosthet Dent.*; **61**: 659-664.
- 138- RETIEF, D.H.(1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent.*; **4**: 231-236.
- 139- KWAMURA, R.M., SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W., DYKEMA, R.W., DAVIS, W.H.(1983). Marginal seal of cast full crowns an invitro study. *Gen Dent.*; **31**:282-284.
- 140- CRİM, G.A., SHAY, J.S.(1987). Microleakage pattern of a resin-veneered cavity liner. *J Prosthet Dent.*; **58**: 273-276.
- 141- GALE, M.S., DARVELL, B.W.(1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.*; **27**: 89-99.
- 142- HICKS, M.J., FLAITSZ, C.M., SILVERSTONE, L.M.(1986). Secondary caries formation in vitro around glass ionomer restorations. *Quintessence Int.*; **17**: 527-532

- 143- ROBERTS, J.F., SHERRIFF, M.(1990). The fate and survival of amalgam and preformed crown molar restorations placed in a specialist pediatric dental practice. *Br Dent J.*; **169**: 237-244.
144. COLL, J.A., JOSELL, S., NASSOF, S., SHELTON, P., RICHARDS, M.A.(1988). An evaluation of pulpal therapy in primary incisors. *Pediatr Dent.*; **10**: 178-84.
145. CROLL, T.P., RIESENBERGER, R.E.(1986). Primary molar stainless steel crown restoration. *Quintessence Int.*; **17**: 221-226.
146. SPEDDING, R.H.(1984). Two principles for improving the adaptation of stainless steel crowns to primary molars. *Dent Clin North America.*; **28**: 157-171.
147. EL-KALLA, I.H., GARCIA-GODOY, F.(1999). Fracture strength of adhesively restored pulpottedomized primary molars. *J Dent Child.*; **66**: 238-242.
148. REEH, E.S., MESSER, H.H., DOUGLAS, W.H.(1989). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.*; **15**: 512-516.
149. MONDELLI, J., STEAGALL, L., ISHIKIRIAMA, A., DE LIMA NAVARRO, M.F., SOARES, F.B.(1980). Fracture strength of human teeth with cavity preparation. *J Prosthet Dent.*; **43**: 419-422
150. SHORTHALL, A.C., FAYYAD, M.A., WILLIAMS, J.D.(1989). Marginal seal of injection molded crowns cemented with three adhesive systems. *J Prosthet Dent.*; **61**: 24-27.
151. WILSON, P.R.(1994). Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J Prosthet Dent.*; **71**: 560-564.
152. WU, J.C., WILSON, P.R.(1994). Optimal cement space for resin luting cements. *Int J Prosthodont.*; **7**: 209-215.

153. HENDERSON, H.Z.(1973). Evaluation of the preformed stainless steel crowns. *ASDC*.; **40**: 353-358.
154. DURR, D.P., ASHRAFI, M.H., DUNCAN, W.K.(1982). A study of plaque accumulation and gingival health surrounding stainless steel crowns. *ASDC J Dent Child*.; **49**: 343-346.
155. SALAMA, F.S.(1996). A study of the stainless steel crown errors: a suggestion for the modification of crown margins extension. *Cairo Dental Journal*.; **12**: 153-161.
156. BIMSTEIN, E., ZAIDENBERG, R., SOSKOLNE, W.A.(1996). Alveolar bone loss and restorative dentistry in the primary molars. *J Clin Pediatr Dent*.; **21**: 51-54.
157. BIMSTEIN, E., DELANEY, J.E., SWEENEY, E.A.(1988). Radiographic assessment of the alveolar bone in children and adolescents. *Pediatr Dent*.; **10**: 199-204.
158. BIMSTEIN, E.(1992). Frequency of alveolar bone loss adjacent to proximal caries in the primary molars and healing due to restoration of the teeth. *Pediatr Dent*.; **14**: 30-33.
159. BIMSTEIN, E., GARCIA-GODOY, F.(1994). The significance of age, proximal caries, gingival inflammation, probing depths and the loss of lamina dura in the diagnosis of alveolar bone loss in the primary molars. *ASDC J Dent Child*.; **61**: 125-128.
160. WHITE, S.N., FURUICHI, R., KYOMEN, S.(1995). Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod*.; **21**: 9-12.
161. GRAVER, H., TROWBRIDGE, H.H., ALPERSTEIN, K.(1990). Microleakage of casting cemented with glass ionomer cements. *Oper Dent*.; **15**: 2-9.

162. CHRISTENSEN, G.J.(1990). Glass ionomer as a luting material. *JADA.*; **120**: 59-62.
163. BERG, J.H., PETTEY, D.E., HUTCHINS, M.O.(1988). Microleakage of three luting agents used with stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry.*;**10**: 195-198
164. GOLDMAN, M., LAOSONTHORN, P., WHITE, R.R.(1992). Microleakage-full crowns and the dental pulp. *J Endod.*; **18**: 473-475.
165. ETTINGER, R.L., KAMBHU, P.P., ASMUSSEN, C.M., DAMIANO, P.C.(1998). An in vitro evaluation of the integrity of stainless steel crown margin. *Special Care Dentistry.*;**18**: 78-83.
166. TJAN, A.H.L., PEACH, K.D., VAN DENBURGH, S.L., ZBARASCHUK, E.R.(1991). Microleakage of crowns cemented with glass ionomer cement: Effects of preparation finish and conditioning with polyacrylic acid. *J Prosthet Dent.*;**66**: 602-606.
167. COOPER, T.M., CHRISTENSEN, G.C., LASWELL, H.R.,BAXTER R. (1971). Effect of venting on cast gold full crowns. *J Prosthet Dent.* ; **26**: 621-625.
168. JACOBS, M.S., WINDELER, A.S.(1991). An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent.*; **65**: 436-442.
169. FERRACANE, J.L., STANSBURY, J.W., BURKE, F.J.T.(2011). Self adhesive resin cements-chemistry,properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil.*;**38**: 295-314.
170. CRISP, R.J., BURKE, F.J.(2000). One-year clinical evaluation of compomer restorations placed in general practice. *Quintessence Int.*;**31**: 181-186.