



**İLERİ MADDE KAYBI BULUNAN ENDODONTİK TEDAVİLİ SÜT
DİŞLERİNİN RESTORASYONUNDA CAD/CAM UYGULAMASININ
İN –VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

Derya AKAY KOTAN

**DOKTORA TEZİ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

AĞUSTOS 2017

Derya AKAY KOTAN tarafından hazırlanan "İleri Madde Kaybı Bulunan Endodontik Tedavili Süt Dişlerinin Restorasyonunda CAD/CAM Uygulamasının İn-Vitro Değerlendirilmesi" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi PEDODONTİ Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

Pedodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

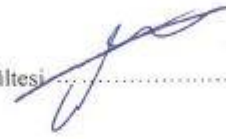
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Başkan : Prof. Dr. Nurhan ÖZALP

Pedodonti Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

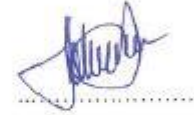
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye : Prof. Dr. Haluk BODUR

Pedodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye : Doç. Dr. Resmiye Ebru TİRALİ

Pedodonti Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye : Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR

Pedodonti Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Tez Savunma Tarihi: 14/08/2017

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Derya AKAY KOTAN

14/08/2017



İLERİ MADDE KAYBI BULUNAN ENDODONTİK TEDAVİLİ SÜT DİŞLERİNİN
RESTORASYONUNDA CAD/CAM UYGULAMASININ İN –VİTRO
DEĞERLENDİRİLMESİ
(Doktora Tezi)

Derya AKAY KOTAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağustos 2017

ÖZET

Bu in vitro çalışmada aşırı madde kaybı bulunan endodontik tedavi sütün dişlerine rezin hibrit seramik yapıda olan Cerasmart (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ve Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) CAD/CAM blokları ile CEREC SW 4.2 CAD/CAM sistemi kullanılarak hazırlanan endokronların, marjinal ve internal aralıkları, kırılmaya karşı dirençleri ve mikrosızıntı testlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Otuz altı adet çekilmiş insan sütün molar dişi Grup 1:Cerasmart ve Grup 2:Enamic olmak üzere 2 gruba ayrılmıştır ve CEREC SW 4.2 sistemi ile endokron restorasyonlar hazırlanmıştır. Simantasyon öncesinde restorasyonların marjinal ve internal aralık ölçümleri, alınan silikon replika örnekleri üzerinde, mikroskop altında X40 büyütmede 48 noktadan yapılarak hesaplanmıştır. Restorasyonlar dual-cure rezin siman Panavia F 2.0 (Panavia, Kuraray, Japonya) kullanılarak dişlere simante edilmiş ve örnekler distile suda 37°C'de 24 saat süreyle bekletilmiştir. Daha sonra tüm örnekler 5°C ve 55°C arasında 500 döngülük termal siklus işlemine tabi tutulmuştur ve tüm örneklerde restorasyonun etrafındaki 1 mm'lik alan dışında kalan bölgeler iki kat tırnak cilası ile kaplanarak, 24 saat süreyle % 0,5'lik bazik fuksin solüsyonunda bekletilmiştir. Örneklerle universal test cihazında (AG-IS Autograph, Shimadzu Scientific Instruments, Columbia, MD) kırılma dayanıklılığı testi 0,5 mm/dk hızla yükleme yapılarak uygulanmıştır. Restorasyonların maksimum kırılma dayanıklılığı (Newton) değerleri kaydedilmiştir. Örneklerin kırılma tipleri incelenip, fotoğraflanmıştır. Mikrosızıntı değerlendirmesi için bukko-lingual yönde longitudinal olarak 2 kesit alınmıştır. Boya geçiş derecelerinin fotoğrafları bilgisayarda X40 büyütmede kaydedilerek, ölçümler yapılmıştır. Elde edilen veriler p<0,05 anlamlılık düzeyi ile analiz edilmiştir. Internal aralık ölçümleri ile elde edilen bulgulara göre, gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı en düşük değerlerin ise restorasyonların duvar bölgesinde bulunduğu belirlenmiştir. Marjinal aralık değerlendirmesinde ise gruplar arası bir fark bulunmamıştır. Kırılma dirençleri açısından iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte Cerasmart grubunda değerler daha yüksek bulunmuştur. Mikrosızıntı testi sonucunda iki grup arasında farklılığın anlamsız olması ile birlikte Cerasmart grubunda değerler daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışma sınırları içerisinde, rezin hibrit seramikler ile üretilen endokron restorasyonların aşırı madde kayıplı sütün dişlerinde adeziv rezin simanlar ile kullanılabileceği düşünülmektedir.

Bilim Kodu : 1047
Anahtar Kelimeler : CAD/CAM, Endokron, Sütün dişi, CEREC SW 4.2
Sayfa Adedi : 129
Danışman : Doç. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

IN-VITRO EVALUATION OF CAD/CAM APPLICATION FOR THE RESTORATIONS OF ENDODONTICALLY TREATED SEVERELY DAMAGED PRIMARY TEETH

(Ph. D. Thesis)

Derya AKAY KOTAN

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

August 2017

ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate and compare the fracture resistance, marginal- internal adaptation and microleakage tests of endocrowns that were prepared for endodontically treated severely damaged primary teeth using either resin hibrid ceramic Cerasmart or Enamic blocks designed by CEREC SW 4.2 CAD/CAM system. Thirty-six human mandibular primary molars were divided into two groups Group 1: Cerasmart and Group 2: Enamic and endocrowns restorations were produced with CEREC SW 4.2 system. Before cementation, marginal and internal adaptation measurements were calculated from silicon replika at 48 points with a microscope at X40 magnification. Restorations were cemented with Panavia F 2.0 dual-cure cement and stored in distilled water at 37°C for 24 hours. All samples were subjected to thermocycling for 500 cycles in water baths between 5°C and 55°C and samples, except around 1 mm of the restoration margin was coated with two layers of nail varnish and was suspended in a 0,5% basic fuchsin solution for 24 hours. The fracture strength of specimens was determined at a 0,5 mm/min crosshead speed until fracture with universal test machine (AG-IS Autograph, Shimadzu Scientific Instruments, Columbia, MD). The maximum fracture strengths of restorations were recorded. Fracture modes were determined and photographed. To evaluate the microleakage, bucco-lingual direction, the teeth were cut longitudinally. Photos of dye penetration scores were recorded at X40 magnification and measurements were calculated. The obtained data was analysed with the confidence interval $p \leq 0,05$. According to the marginal and internal adaptation results, no statistically significant differences were found among the groups and internal adaptation values were lower at axial surface region in both group. In terms of fracture resistances, there was no significant difference between the two groups, but values were higher in the Cerasmart group. As a result of microleakage test, the difference between the two groups was not statistically different and the values were higher in the Cerasmart group. Within the limitations of this study, endocrown restorations produced by using resin hibrid ceramics, can be used with adhesive resin cements in severely damaged primary teeth restoration.

Science Code : 1047
Key Words : CAD/CAM, Endocrown, Primary tooth, CEREC SW 4.2
Page Number : 129
Advisor : Assoc. Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

TEŞEKKÜR

Sadece tez danışmanım olarak kalmayıp, hayatımın her alanında desteğini her zaman hissettiğim, fikirleri ve hayat görüşü ile bana yol gösterici olan, hayatımın geri kalanının da her daim bir parçası olmasını temenni ettiğim saygıdeğer hocam, sevgili abim Doç. Dr. Mesut Enes ODABAŞ'a,

Bu bölümde geçirdiğim süre içerisinde hayat görüşleri ve bilgileri ile gelişimimde büyük katkısı olan, yakından tanımaktan büyük mutluluk duyduğum Prof. Dr. Tezer ULUSU ve Doç. Dr. Çağdaş ÇINAR'a,

Doktora eğitimimde benim üzerimde emeği olan tüm saygıdeğer hocalarıma,

Tezimin oluşumu ve deneyleri aşamasında katkıları ile yardımcı olan Öğr. Gör. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR, Doç. Dr. Suat ÖZCAN ve tüm enerjisi ve sabrı ile her soruma cevap veren Doç. Dr. Emre BARIŞ'a,

Tanıdığım günden beri hep yan yana yürüdüğümüz, mutluluk ve üzüntüleri beraber yaşadığım; dostum, küçük kız kardeşim Dr. Dt. Gizem İNAN'a,

Bölümde geçirdiğim süre boyunca arkadaşlıkları ile hayatımın daha dolu ve daha eğlenceli hale gelmesini sağlayan arkadaşlarım Dr. Dt. Zeliha HATİPOĞLU, Uzm. Dt. Esra KARAALIOĞLU, Dr. Dt. Cansu OĞAN, Dr. Dt. Yasemin AKIN, Uzm. Dt. Büşra AYAN, Dr. Dt. Esin EKİZ, Uzm. Dt. Ali Affan KURT, Dt. Melek YILDIRIM'a ve tüm pedodonti asistanlarına,

Parçaları olmaktan onur duyduğum, hep üzerimde hissettiğim sonsuz sevgileri ile yaşam kaynağım olan, varlıklarına şükrettiğim canım anneme ve canım babama,

Hayat yolumda karşıma çıkan en büyük şansım, sevgilim, hayat arkadaşım Emrullah KOTAN'a

SONSUZ TEŞEKKÜRLER

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİ.....	3
2.1. Süt Dişi Kök Kanal Tedavileri	3
2.2. Kök Kanal Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Biyolojik ve Mekanik Değişiklikler.....	5
2.3. Aşırı Madde Kaybı Bulunan Süt Molar Dişlerinde Kullanılan Restorasyon Yöntemleri	7
2.3.1. Paslanmaz çelik kuron (PÇK)	8
2.3.2. Strip kuronlar	11
2.3.3. Biyolojik kuronlar	11
2.3.4. Işınla polimerize olan (VLC) kuron-köprü materyalleri ile yapılan kuronlar	12
2.3.5. Zirkonya kuronlar	12
2.3.6. İndirekt inleyler/onleyler.....	13
2.4. Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)	14
2.4.1. Günümüzde kullanılan CAD/CAM sistemleri.....	16
2.4.2. CAD/CAM ile kullanılan materyaller	17
2.4.3. Endokron restorasyonlar	18

	Sayfa
2.5. Simantasyon	21
2.5.1. Rezin simanlar.....	22
2.6. Test Materyallerini Değerlendirmek İçin Uygulanan İn-vitro Testler	25
2.6.1. Marjinal-internal aralık değerlendirmesi	25
2.6.2. Kırılma testleri	27
2.6.3. Mikrosızıntı testi	28
2.6.4. Termal siklus.....	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Kullanılan Süt Dişlerin Endodontik İşlem Öncesi Hazırlanması.....	33
3.2. Süt Dişlerine Uygulanan Endodontik İşlemler	34
3.3. Endokron Preparasyonu	36
3.4. Endokron Üretimi.....	37
3.5. Test Örneklerinin Marjinal ve İnternal Aralıklarının Ölçülmesi	44
3.5.1. Silikon replikaların elde edilmesi	44
3.6. Endokron Simantasyonu	48
3.6.1. Yüzeylerinin hazırlanması	48
3.6.2. Simantasyon prosedürü	49
3.7. Termal Siklus Uygulamaları	50
3.8. Kırılma Direnci Testi Uygulaması	52
3.9. Mikrosızıntı Testi	53
3.10. İstatistiksel Analiz	55
4. BULGULAR	57
4.1. Marjinal ve İnternal Aralık Testlerine Ait Bulgular	57
4.1.1. Marjinal aralık testlerine ait bulgular.....	57
4.1.2. İnternal aralık testlerine ait bulgular	60
4.2. Kırılma Direncine Ait Bulgular	64

	Sayfa
4.2.1. Kırılma direnci kuvvetinin değeriendirilmesi	64
4.2.2. Kırılma tiplerinin değeriendirilmesi.....	65
4.3. Mikrosızıntı Testine Ait Bulgular	66
5. TARTIŞMA	69
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	93
KAYNAKLAR	95
EKLER.....	123
EK-1. Etik Kurul Yazısı.....	125
ÖZGEÇMİŞ	129

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Cerec sisteminde kullanılan örnek bloklar ve bilgileri	18
Çizelge 3.1. Kullanılan materyaller ve özellikleri	33
Çizelge 3.2. Kırılma tiplerinin sınıflandırılması	55
Çizelge 4.1. Marjinal aralık değerlerinin dış yüzeyleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları.....	57
Çizelge 4.2. Ortalama marjinal aralık değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları.....	58
Çizelge 4.3. Gruplarda marjinal aralık değerleri bakımından grup içi farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi Sonuçları.....	59
Çizelge 4.4. İnternal aralık ortalaması değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları	60
Çizelge 4.5. Yüzeyler arasında internal aralık değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları	61
Çizelge 4.6. Gruplarda internal aralık değerleri bakımından grup içi farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları	62
Çizelge 4.7. Kırılma direnci değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları.....	64
Çizelge 4.8. Gruplara göre kırılma tipleri yönünden örnek dağılımı.....	65
Çizelge 4.9. Mikrosızıntı değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları.....	66
Çizelge 4.10. Mikrosızıntı ortalama değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları	67

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Holmes ve diğerlerine göre uyumsuzluk terminolojisi.....	25
Şekil 4.1. Yüzeylere göre gruplar arasındaki marjinal aralık ortalama değerleri	58
Şekil 4.2. Ortalama marjinal aralık değerleri.....	58
Şekil 4.3. Vita Enamic grubu yüzeylere göre ortalama marjinal aralık değerleri	59
Şekil 4.4. GC Cerasmart grubu yüzeylere göre ortalama marjinal aralık değerleri.....	60
Şekil 4.5. Gruplara göre ortalama internal aralık değerleri	61
Şekil 4.6. Gruplar arasında yüzeyler bakımından internal aralık ortalama değerleri	62
Şekil 4.7. Vita Enamic grubu yüzeylere göre ortalama internal aralık değerleri	63
Şekil 4.8. GC Cerasmart grubu yüzeylere göre ortalama internal aralık değerleri	63
Şekil 4.9. Gruplara göre ortalama kırılma direnci maksimum kuvveti.....	64
Şekil 4.10. Bukkal ve lingual mikrosızıntı değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin grafik	67
Şekil 4.11. Mikrosızıntı ortalama değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin grafik.....	68

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Standart olarak giriş kavitesi açılması	34
Resim 3.2. Kök kanallarında endodontik alet kullanımı ve iyodoform patı ile kanal dolumlarının gerçekleştirilmesi	35
Resim 3.3. Akışkan kompozit rezinin uygulanması	35
Resim 3.4. LED ışık cihazı	36
Resim 3.5. Her iki grubun plastik boru içerisine akrilik rezin yardımı ile gömülmesi.....	36
Resim 3.6. Hazırlanmış bir endokron preparasyonu.....	37
Resim 3.7. Vita Enamic bloklar	37
Resim 3.8. Gc Cerasmart bloklar	37
Resim 3.9. Alt süt II. azı dişi kuronları için diş numarası, restorasyon tipi ve biyojenerik tasarım yönteminin seçilmesi	39
Resim 3.10. Optik ölçü elde etme aşaması	40
Resim 3.11. Gingival marjın çizimi.....	41
Resim 3.12. Modelin çene arkı üzerinde yerleştirilmesi.....	41
Resim 3.13. Okluzal kalınlığı değerlendirilerek hazırlanan endokron dizaynı	42
Resim 3.14. Restorasyonun blok içerisindeki konumu ve tij yolu	43
Resim 3.15. Restorasyonun frezleme ünitesindeki konumu.....	43
Resim 3.16. Frezleme işlemi bitmiş bir örnek	44
Resim 3.17. Polisaj işlemi uygulanmamış örnekler	44
Resim 3.18. Akıcı kıvamlı 1. ölçü maddesi ile alınan replika örneği.....	45
Resim 3.19. Koyu kıvamlı 2. ölçü maddesi ile elde edilen replika örneği	46
Resim 3.20. Kesit elde edilmesinin şematik görüntüsü	46
Resim 3.21. Lam üzerine yerleştirilmiş kesitler	47
Resim 3.22. Aralık değerlerinin belirlenmesinde kullanılan mikroskop ve büyütme sistemi	48

Resim	Sayfa
Resim 3.23. Bilgisayar ekranına aktarılarak yapılan ölçüm	48
Resim 3.24. Kumlama cihazı	49
Resim 3.25. Panavia F 2.0 dual-cure siman.....	50
Resim 3.26. Simantasyon işlemi aşamaları.....	50
Resim 3.27. Termal siklus cihazı	51
Resim 3.28. Testler için 2 kat tırnak cilası uygulanan örnek.....	51
Resim 3.29. %0,5'lik bazik fuksin solüsyonundan çıkarılan örneğin görüntüsü.....	52
Resim 3.30. Kırılma direnci için kullanılan test cihazı.....	52
Resim 3.31. Şeffaf akrilik içerisine gömülmüş bir örnek	53
Resim 3.32. Hassas kesit alma cihazı	54
Resim 3.33. Kesit alınan bir örnek.....	54
Resim 3.34. Bilgisayar ekranında ölçüm yapılan örnek görüntüler.....	55
Resim 4.1. Tip 2 kırılmaya ait örnekler	65
Resim 4.2. Tip 3 kırılmaya ait örnek	65
Resim 4.3. Tip 4 kırılmaya ait örnek	65

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
μm	Mikron
$^{\circ}\text{C}$	Celcius
3D	Üç boyutlu
Al_2O_3	Aluminyum oksit
m^2	Metrekare
N	Newton
pH	Ortamdaki hidrojen iyonları

Kısaltmalar	Açıklamalar
BIS GMA	Bisfenol-A-glisidil metakrilat
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
Cerec	Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics
cm	Santimetre
dk	Dakika
ISO	International Organization for Standardization
LED	Light emitting diode
mm	Milimetre
MO	Meziyo-okluzal
MOB	Meziyo-okluzo-bukkal
MOD	Meziyo-okluzo-distal
PÇK	Paslanmaz çelik kuron
sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
UDMA	Üretan dimetakrilat
VLC	Işınla polimerize olan kuron

1. GİRİŞ

Aşırı madde kaybına uğramış süt dişlerinde fonksiyonel bir restorasyonun yapılamayacağı ve mikrosızıntıya engel olunamayacağı görüşünün yaygın olması sebebi ile kök kanal tedavisinin endike olmadığı savunulmaktadır [1,2]. Buna karşın, süt azı dişlerinin erken kaybı; karşıt dişin supraerüpsiyonuna, yer kaybına, görünüş bozukluklarına ve çene ilişkilerinde bozulmaya sebep olmaktadır [3]. Bu nedenlerden dolayı, çocuk diş hekimliğinde güncel teknolojik yöntemler kullanılarak aşırı madde kayıplı süt azı dişlerinin kök kanal tedavisi sonrası restore edilebilmesi ile çekim endikasyonu konan bu dişlerin fizyolojik düşme sürecine kadar ağızda tutulabilmesi sağlanmaktadır [4-6].

Kök kanal tedavisi sırasında meydana gelen doku kayıpları dental yapıyı zayıflatmak ile beraber dişin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerinde değişimlere sebep olmaktadır. Bu nedenle, kök kanal tedavisi sonrasında dişlerin estetik ve fonksiyonlarının restorasyonlar ile yeniden sağlanması gerekmektedir [7].

Aşırı madde kaybı olan endodontik tedavi görmüş arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılacak restoratif materyalin ve restorasyon tekniğinin seçimi bu dişlerin kırılmaya karşı dayanıklılıklarını arttırmak için oldukça önemlidir.

İn-vitro bir çalışmaya göre sadece endodontik giriş kavitesinin dişi %5, okluzal kavitenin %20, meziyo-okluzo-distal kavitenin ise %63 oranında gelen kuvvetlere karşı zayıflattığı ve dolayısıyla marjinal sırtları içine alan kavite preparasyonlarının dişin kırılmaya direncini azalttığı bildirilmiştir [8]. Bu nedenle kalan diş dokusunu korumak için en uygun restoratif tekniği ve materyali seçmek önemlidir.

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler ile, pulpa odasını içine alan ve monoblok yapıda üretilen endokron restorasyonu geleneksel restorasyon yöntemlerine alternatif olarak gösterilebilmektedir.

Günümüzde endokron restorasyonlar, CAD/CAM (*Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing*) sistemlerinde fabrikasyon blokların şekillendirilmesi ile teknik bir hassasiyetle üretilmektedir. Bu uygulamada estetik ve mekanik özelliklere sahip zirkonya, rezin hibrit seramik gibi materyaller kullanılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, aşırı madde kaybı bulunan endodontik tedavili süt azı dişlerinde CAD/CAM sistemleriyle farklı hibrit seramik bloklardan üretilen endokron restorasyonların marjinal ve kenar uyumları, kırılma dirençleri ve mikrosızıntı değerdendirmelerinin araştırılmasıdır.



2. GENEL BİLGİ

Pulpa dokusu, çürük, ısısal hasar, travma gibi fiziksel ve biyolojik etkenlerden dolayı canlılığını kaybetmektedir. Bu durumda; pulpa hasarı, kök kanal sistemi boyunca yayılan pulpa nekrozu ve bakteriyel inflamasyon sebebi ile periapikal dokulara ilerleme göstermektedir. Bu ilerleme sonucunda, pulpal dokularda geri dönüşümsüz pulpitis ve dental pulpanın nekrozu gibi durumlar ortaya çıkması nedeni ile bu dişlere kök kanal tedavisi yapılmaktadır [9].

2.1. Süt Dişi Kök Kanal Tedavileri

Kök kanal tedavisi; kuren ve kök içerisindeki pulpa dokusunun çıkartılmasının ardından, kök kanallarının mekanik olarak genişletilip, mikroorganizmalar ve toksinlerinden arındırılmaya çalışılması, sonrasında ise radyografik olarak tespit edilen bölgeye kadar tamamen doldurulması işlemidir [10].

Süt dişlerinde kök kanal tedavisi [11,12];

- Radiküler pulpanın akut ya da kronik iltihabi durumlarında,
- Spontan ya da süregelen ağrı şikayetlerinde,
- Apse ya da fistül varlığında,
- Koyu kırmızı ve kontrol edilemeyen pulpa kanaması olduğunda,
- Pulpada pü varlığı ya da nekroz bulunduğunda,
- Çok az mobilitate bulunduğunda ve kökler arası kemik kaybı 1/3'ü aşmadığında,
- Altında daimi diş germi olmayan süt dişlerinde endikedir.

Kontrendike olduğu durumlar ise [11,12];

- Dişteki harabiyetin restore edilemeyecek boyutlarda olması,
- Periodontal ataşman kaybı yanında kemik desteğinin büyük bölümünün patolojik olarak kaybının bulunması,
- Enfeksiyonun 1/3'ü aşması,
- Pulpa odası tabanının çürükle ya da mekanik olarak perforasyonun bulunması,
- Radyografik olarak görülen internal ve eksternal rezorpsiyon varlığı,

- Dentigeröz ya da foliküler kist mevcudiyetidir.

Kök kanal tedavisinin başarısı endikasyonun doğru konulması ile başlamaktadır. Yeterli miktarda kök kanal preparasyonu ve uygun bir solüsyon ile yeterli miktarda irrigasyon yaparak kök kanallarındaki enfeksiyonun giderilmesi, ideal bir kök kanal dolgu maddesi ile ve doğru teknik ile tam olarak doldurulması ve uygun bir koronal restorasyonun uygulanması ile devam etmektedir [11,13-16].

Süt dişi kök kanal tedavilerinin başarılı olarak tanımlanabilmesi için tedaviden sonra ağrı olmaması, fizyolojik rezorpsiyonunun normal olarak devam etmesi, daimi dişin oluşum ve erüpsiyonunun etkilenmemesi gerekmektedir. Ayrıca furkasyon bölgesinde ve/veya periapikal bölgede enfeksiyon gelişmemeli ya da tedavi öncesi var olan enfeksiyona dair radyografik bulgular kaybolmalıdır. Genel olarak tedavi öncesinde radyografik olarak belirlenen radyolusent alanların küçülmesi veya yok olması gerektiği belirtildi bazı klinisyenlere göre klinik olarak herhangi bir patolojik bulgu olmaması koşulu ile mevcut lezyonların ilerlemeyerek olduğu gibi kalması durumunda da tedavinin başarılı olarak kabul edilebileceği belirtilmiştir [17-20]. Klinik olarak ise kök kanal tedavisi uygulanan süt dişlerinde mobilité, perküsyon duyarlılığı, ağrı gibi enfeksiyon belirtilerinin olmaması, yumuşak dokularda ödem, fistül bulunmaması başarı olarak değerlendirilmektedir [21].

Süt dişlerinin kök kanal tedavilerinde dikkat edilmesi gereken konular bulunmaktadır. Bunlar [22-26]:

- Süt dişlerinin kuren ve kök anatomisi hakkında bilgi sahibi olunması gerekmektedir.
- Kök kanalların genişletilmesinde minimum 30-35, maksimum 40-45 nolu eğeler kullanılmalıdır. Süt dişlerinde kök kanallarının buko-lingual yönde geniş ve orta bölümde dar (kum saati) olması nedeni ile, perforasyon olasılığı göz önünde bulundurularak preparasyonun dikkatli bir şekilde yapılması gerekmektedir.
- Taşkın preperasyondan kaçınılmalıdır.
- Süt dişi kök kanal tedavisinde, altta yer alan sürekli diş jerminin varlığı nedeni ile kök kanal boyu, radyografik apekten 1-2 mm kısa olacak şekilde tespit edilmelidir.
- Süt dişlerinde kök kanalların genişletilmesi ile birlikte kullanılan irrigasyon solüsyonları, kök kanal aletlerinin ulaşamadığı yan kök kanallara ulaşarak, bu bölgelere yerleşen bakterilerin yok edilmesinde etkili olmaktadır.

- Kök kanalları süt dişleri için uygun olan bir pat ile hermetik bir şekilde tıkanmalıdır.

Süt dişi kök kanal tedavisinde kullanılan kök kanal patları; süt dişi rezorpsiyonuna uyumlu olarak rezorbe olmalı, periapikal doku ve diş germine zarar vermemeli, apikale taşıdığında süratle rezorbe olabilmeli, kolay uygulanabilir olmalı, antiseptik ve kök kanal duvarlarına iyi uyumlu, radyopak ve dişi renklendirmeyen ve kolaylıkla uzaklaştırılabilen özellikte olmalıdır [11,27].

Bunlara ek olarak süt dişi kök kanal dolgu patları [11,27];

- Periapikal dokuları irrite etmemeli, immün cevap oluşturmamalı ya da kök kanal içerisinde herhangi bir organik kalıntıyı pıhtılaştırmamalı,
- Yeterli çalışma süresi tanınmalı,
- Doldurulmadan önce sıvı ya da yarı katı olmalı, fakat daha sonra kök kanal içinde genleşerek yavaşça sertleşmeli,
- Bozulmadan uzun süre saklanabilmeli,
- Steril olmalı veya steril edilebilmeli,
- İçeriklerindeki metaller (çinko, baryum, bizmut, vs.) toksik sınır seviyesini aşmamalı,
- Mutajenik ve karsinojenik olmamalıdır.

Süt dişi kök kanal dolgusu için en çok kullanılan materyaller, çinko oksit ojenol, kalsiyum hidroksit ve iyodoform esaslı patlardır [28-30].

2.2. Kök Kanal Tedavili Dişlerde Meydana Gelen Biyolojik ve Mekanik Değişiklikler

Kök kanal tedavisi sırasında uygulanan aşamalardan kaynaklı olarak işlem sonrasında dişlerde biyolojik ve mekanik değişiklikler meydana gelmektedir [31,32].

Geçmiş yıllarda, kök kanal tedavili dişlerin zaman içerisinde nemini kaybettiği ve kollajen çapraz bağlarının değiştiği, bu sebeple de vital dişlere oranla kırılmaya daha yatkın olduğu varsayılmıştır [31,32].

Dişin canlılığını kaybetmesi ile kollojene bağlı su miktarının %10 oranında azaldığı belirtilmiştir [33]. Bununla birlikte su içeriğindeki miktar değişikliği ile gerilme direnci

değerlerindeki düşüşler ilişkilendirilememiştir. Stanford ve diğerleri, vital ve devital dişlerin dentin yapısının çeşitli özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında; dentin yapısındaki değişikliklerin dişlerin elastikiyet modülü, kırılma direnci gibi fiziksel özelliklerinde herhangi bir değişiklik yaratmadığını belirtmişlerdir [34]. Ayrıca yapılan başka bir çalışmada, vital ve kök kanal tedavili dişler arasında kollojen çapraz bağları yapısında da bir farklılık olmadığı da belirtilmiştir [35].

Yapılan çalışmalarda endodontik olarak tedavi görmüş dişlerin vital dişlere göre daha kırılma direnci düşük olması doğrudan madde kaybı ile ilişkilendirilmiştir [36,37]. Bunun temel nedeni ise dişlerde mevcut bulunan çürüğün temizlenmesi ve endodontik giriş kavitesi hazırlanması esnasında meydana gelen madde kaybıdır. Preparasyon esnasında, özellikle okluzal bölgedeki marjinal sırtların uzaklaştırılması, endodontik tedavi gören dişlerin kırılma direncini olumsuz yönde etkilemektedir [38].

Meziyo-okluzo-bukkal (MOB) preparasyonu ile kombine edilmiş endodontik bir giriş kavitesinin maksimum diş kırılmasına neden olduğu; ayrıca kavite derinliğinin, isthmus genişliğinin ve konfigürasyonunun, diş sertliğinde azalma ve kırılma riski açısından kritik durumları oluşturduğu belirtilmiştir [35].

Reeh ve diğerleri yaptıkları çalışmada, diş dokusundaki fazla madde kaybı nedeniyle devital dişlerin kırılmaya daha yatkın olduğunu ve vital diş yapısının devital diş yapısından nem kaybına bağlı olarak sadece %5 daha sert olduklarını gözlemlemişlerdir [39].

Kavite boyutları genişledikçe kasp bükülmesi de artmaktadır. Özellikle endodontik genişletmeyi takiben kasp bükülmesi en yüksek değere ulaşmaktadır. Panitvisai ve Messer yaptıkları in vitro çalışmada, mandibular molar dişlere kök kanal tedavisi uygulamasını takiben, meziyo-okluzal (MO) ve meziyo-okluzo-distal (MOD) kavite preparasyonu oluşturmuşlardır. Ardından dişlere 100 newton (N) kuvvet uygulanarak 1 mikron (μm) hassasiyette linear ölçüm cihazıyla kasplar arası esneme miktarı ölçmüşlerdir. Çalışmada sonuç olarak 10 μm 'den daha fazla kasp bükülmesi olduğu belirtilmiş ve kök kanal tedavili dişlerde kasp kırığı riskini en aza indirmek için kasp kaplaması yapılmasının önemi vurgulanmıştır [40].

Ayrıca, endodontik tedavili dişlerde önemli noktalardan biri de dişlerin hemen restore edilmediği durumlarda, endodontik tedavinin başarısızlığına ve tedavinin yenilenmesine sebep olabilecek koronal mikrosızıntı ve bakteri kontaminasyonudur [10]. Yapılan çalışmalarda kök kanal tedavisinin uzun dönem başarı gösterebilmesi için apikal tıkama kadar koronal tıkamanın da önemli olduğu belirtilmiştir [41,42]. Timpawat ve diğerlerinin yaptığı in vitro çalışmada da yetersiz koronal tıkamanın bakteriyel sızıntıya neden olabileceği gösterilmiştir [43]. Endodontik tedavili dişlerde mikrosızıntıyı önlemek için adeziv restorasyonların kullanılması önerilmektedir [44].

Zayıf veya eksik yapıdaki restorasyonların, endodontik olarak tedavi edilen dişlerin ağız içerisinde idame etmesinde büyük etkisi olduğu göz önüne alındığında, restorasyonun aslında endodontik tedavinin son basamağı olduğu düşünülmektedir [35].

Endodontik tedavi sonrası yapılan restorasyonların üç temel görevi vardır [45,46];

1. Endodontik tedavi sonrası kalan diş dokularının kırılmasını önlemek,
2. Koronal sızıntıyı önleyerek kök kanal sisteminin kontamine olmasını engellemek,
3. Kaybedilen diş dokularının yerini alarak, dişin fonksiyon görmesini sağlamaktır.

2.3. Aşırı Madde Kaybı Bulunan Süt Molar Dişlerinde Kullanılan Restorasyon Yöntemleri

Endodontik tedaviden sonra oluşabilecek koronal mikrosızıntının mikroorganizma geçişine bağlı olarak tedavinin başarısızlığına yol açan önemli bir etken olduğu gösterilmiş hatta apikal dokuların sağlığı açısından koronal restorasyonun niteliğinin endodontik tedavinin niteliğinden daha önemli olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle endodontik tedavi yapılan süt dişlerinde tedaviden sonra gerek dişin kırılabilirliğinin artması gerekse aşırı madde kaybı nedeniyle meydana gelebilecek post-operatif kron fraktürlerinin ve özellikle mikrosızıntının engellenebilmesi için dişin dayanıklı ve tutuculuğu iyi bir materyalle restore edilmesi önerilmektedir. Amalgam, kompozit rezin, kompomer veya cam iyonmer simanların bu amaçla kullanılabileceği belirtilse de dayanıklılıkları nedeniyle paslanmaz çelik kronların genellikle diğerlerine tercih edildiği görülmektedir. Dişin tüm yüzeyini kapladıkları için diğer restoratif materyallere oranla marjinal sızıntıyı daha etkin bir şekilde engelleyebildikleri ve pulpa amputasyonu ya da kök kanal tedavisi tamamlandıktan sonra

aynı seansta uygulandıkları takdirde tedavinin başarısını önemli oranda arttırdıkları belirtilmektedir [47].

2.3.1. Paslanmaz çelik kuron (PÇK)

Süt molar dişleri için paslanmaz çelik kuronlar ilk defa 1950’li yıllarda Engel tarafından tanımlanmıştır. İlerleyen zamanlarda kuronların süt molar dişlerin anatomisine olan uyumunu arttırmak ve yerleştirme kolaylığı sağlamak için kuron morfolojilerinde çeşitli değişiklikler yapılmıştır [48].

Paslanmaz çelik kuronların süt molar dişlerinde kullanım alanları ise [48];

- Pulpa tedavilerinden sonra,
- Çok yüzlü çürüklerin restorasyonunda ve yüksek çürük riski bulunan bireyler,
- Gelişimsel defektli süt dişleri,
- Amalgam restorasyonların başarısız olduğu durumlar,
- Çeşitli sebepler ile meydana gelen diş kırıkları,
- Dişlerde atrizyon, abrazyon ya da erozyon nedeni ile meydana gelen aşırı madde kayıpları,
- Yer tutucularda destek dişlerin restorasyonudur.

Dawson yapmış olduğu bir çalışmada iki seneden daha uzun süre takip ettiği ortalama 5,5 yaşında olan hastaların süt molar dişlerine uygulanan sınıf I ve sınıf II amalgam restorasyonlar ile paslanmaz çelik kuron restorasyonlarını karşılaştırmıştır ve sınıf I amalgam restorasyonların %37’sinin, sınıf II amalgam restorasyonların %71’inin çalışma süresince değiştirilmesi gerektiğini belirtmiştir. Bu oran paslanmaz çelik kuron restorasyonlarında %13 olarak bulunmuştur. Çalışma sonucunda, 8 yaş altı çocuklarda süt birinci azı dişlerin çok yüzlü restorasyonlarında paslanmaz çelik kuronların uygun bir tedavi seçeneği olduğu belirtilmiştir [49].

Paslanmaz çelik kuron ve sınıf II amalgam restorasyonların karşılaştırılmasının değerlendirildiği bir derlemede, süt azı dişlerinin çok yüzlü restorasyonlarında paslanmaz çelik kuronun amalgama oranla daha iyi bir seçenek olduğu belirtilmiştir [48].

Yapılan farklı çalışmalarda da, süt molar dişlerde uygulanan PÇK uygulamalarının sınıf II amalgam dolgulara oranla ağızda kalma sürelerinin ve başarı oranlarının daha yüksek olduğu bildirilmiştir [50,51].

Moskovitz ve diğerleri, kök kanal tedavili süt dişlerinin restorasyonunda kullanılan restoratif materyaller ve paslanmaz çelik kuronları değerlendirdikleri çalışmalarında, klinik olarak paslanmaz çelik kuronları anlamlı olarak başarılı bulmuşlardır [52].

Paslanmaz çelik kuronların restorasyonundaki önemli konulardan biri de marjinal adaptasyondur. Paslanmaz çelik kuronlarda yetersiz marjinal adaptasyonun bulunması ilgili periodontal dokuların etkilenmesine sebep olacaktır [53].

Hazır metal kuronların diş destek dokuları üzerine etkilerinin incelendiği çeşitli klinik çalışmalarda, kuronların marjinal uyumunun iyi olmamasının ve/veya hastaların ağız hijyeninin iyi olmamasının gingivitis, spontan dişeti kanamaları ve alveolar kemik kaybı ile sonuçlanabileceği belirtilmiştir [54,55].

Sharaf ve Farsi yaptıkları çalışmada, paslanmaz çelik kuron ile oluşacak periodontal bölgedeki hasarın kötü oral hijyen ile arttığını bildirmişlerdir [56]. Bununla birlikte, Bimstein ve diğerleri ise dişeti inflamasyonu ve alveolar kemik kaybının preforme kuronların kıvrım, kontur ve pozisyonlarıyla ilişkili olduğu belirtmişlerdir [57].

Durr ve diğerleri, paslanmaz çelik kuronların dişe uygulanması aşamasında, gingival şekillendirmeden dolayı en yaygın hataların yapıldığını belirtmişlerdir [58]. Uygulanan paslanmaz çelik kuron kadar, hekimin deneyiminin de başarılı sonuçlar elde edilmesinde önemli olduğu belirtilmiştir [59].

Marjinal mikrosızıntının azaltılması, çoğunlukla paslanmaz çelik kuronlarla restore edilen kök kanal tedavili süt dişlerinin prognozunu arttıran önemli bir faktördür [50,60]. Seraj ve diğerleri ileri ve az derecede çürüklü süt azı dişlerinde paslanmaz çelik kuronları mikrosızıntı açısından değerlendirdikleri çalışma sonucunda her iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığını belirlemiştir [3]. Yapılan başka bir çalışmada çekilmiş dişler üzerine uygun olarak uyumlanan paslanmaz çelik kuronlarda önemli seviyede servikal mikrosızıntı meydana geldiği gösterilmiştir [61].

Paslanmaz çelik kuronlar, retantif oluşları, yerleştirme kolaylığı ve dayanıklı olmalarına rağmen, metalik görüntüleri sebebi ile ebeveynler ve çocuklar tarafından uygun bulunmamaktadır [5].

Paslanmaz çelik kuronların estetik olarak görüntüsünü arttırmak için yapılan yöntemlerden biri, simante edilen kuronun bukkal duvarına diş yapısını korumak amaçlı siman tabakasının bırakılarak bir pencere açılması ve bölgenin kompozit rezin ile restore edilmesidir. Bu uygulama estetiği arttırmakla beraber tam olarak estetiği sağlayamamaktadır. Ayrıca kompozit rezinin yerleştirilmesinde gözlenebilen gingival kanama sebebi ile uygulama başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir [53,62]. Bununla birlikte işlemin uzun sürmesi ve farklı birçok materyalin kullanılması bu restorasyonların diğer dezavantajlarıdır [5].

Paslanmaz çelik kuronların estetik özelliklerini iyileştirmek için geliştirilen yöntemlerden bir diğeri ise venere edilmiş paslanmaz çelik kuronlardır. Üreticiler süt dişlerinin estetik şekilde restore edilebilmesi için, paslanmaz çelik kuronların rezinlere bağlanmasını sağlayarak piyasaya veneerli paslanmaz çelik kuronları sürmüşlerdir. Bu kuronların kolay yerleştirme, dayanıklılık, retansiyon, birden fazla seans gerektirmemesi ve tükürük gibi sıvılardan etkilenmemesi avantajlarıdır [5,63]. Bunun yanı sıra; renk seçeneğinin kısıtlı olması, dişlerde aşırı kesim gerektirmesi, maliyetinin fazla olması, tamir işlemlerinin zor olması gibi dezavantajlara sahiptir [64].

Roberts ve diğerleri, rezin veneerli paslanmaz çelik kuronların klinik başarısı ve ebeveyn tatminini değerlendirdikleri çalışmalarında, restorasyonların %32'sinde fasiyal yüzeyde rezin kaybı yaşandığını, ebeveynlerin ise kuronları genel olarak başarılı bulduğunu belirtmişlerdir [5].

Raslan ve diğerleri, paslanmaz çelik kuron ve nano kompozit ile yapılmış veneer paslanmaz çelik kuronları değerlendirdikleri çalışmalarında, nano kompozitin arka grup dişlerde paslanmaz çelik kuron uygulamasının estetik hale getirilebilmesi için iyi bir yöntem olabileceğini ve bu kuronların ebeveynler tarafından kabul edilebilirliğinin daha iyi olduğunu bildirmişlerdir [65].

Estetik bir paslanmaz çelik kuronun kırılması, alan kaybına sebep olmakla birlikte, plak retansiyonunun artmasına da sebep olmaktadır [66].

Yapılan bir çalışmada, estetik olan paslanmaz çelik kuronların estetik özelliklerinin geri dönüşümlü olabileceği ve parçalanma, renklenme veya kaplamanın kaybedilmesi ile sonuçlanabileceği belirtilmiştir [5]. Başka bir çalışmada ise, 4 yılın sonunda, yapılan bütün estetik kaplama materyallerinin hepsinin parçalandığı ya da tamamen koptuğu belirtilmiştir [67].

Paslanmaz çelik kuronlar, endodontik tedavili süt dişlerinde ideal bir restoratif materyal olmalarına karşın, herhangi bir retantif alanı olmayan ileri derecede madde kaybı bulunan süt dişlerde kullanılamamaktadır.

2.3.2. Strip kuronlar

Strip kuronlar süt dişlerinin restorasyonunda uzun yıllardır kullanılan, çeşitli boyutlarda üretilmiş şeffaf plastik kuronlardır. Strip kuronlar, estetik olmaları, çok az preparasyon gerektirmeleri, mineye bonding uygulanarak retansiyonun artırılabilmesi gibi avantajlara sahiptir [68].

Strip kuronların klinik başarısının değerlendirildiği bir çalışmada, 20 ay sonra başarı oranı %82,77 olarak bulunmuştur. Yapılan retrospektif bir çalışmada strip kuronların estetik özelliklerinin ebeveynler tarafından oldukça kabul edilebilir olduğu gösterilmiştir [69,70].

Strip kuronların yapım tekniği paslanmaz çelik kuronlara ve diğer prefabrike kuronlara göre oldukça hassastır. Ayrıca uygulamasının uzun zaman gerektirmesi, izolasyonun iyi sağlanması gerekliliği gibi olumsuz durumlardan dolayı küçük çocuklarda uygulaması oldukça güçtür. Özellikle preparasyonun dişeti altına uzandığı durumlarda izolasyon ve kanama kontrolü sağlama güçlüğü sebebi ile uygulama daha da zorlaşmaktadır [64].

Bu kuronlarda retansiyonun kalan mine ve dentin miktarı ile alakalı olması, aşırı madde kaybı bulunan dişlerde kullanımını kısıtlamaktadır [71].

2.3.3. Biyolojik kuronlar

Bu teknik 1991 yılında, aşırı madde kaybı bulunan dişlerde, dental kırık parçaların dişe adeziv yöntemler kullanılarak bağlanması şeklinde oluşturulmuştur ve estetik alternatifler

arasında yer almaktadır. Bu tekniğin ilk kullanımı kırık dişin kendi kırılan parçasının restorasyon için kullanılması ile olmuştur [72].

Kırık bölge için gerekli diş dokuları genellikle diş bankalarından seçilmektedir. Bu tekniğin en önemli avantajları estetiğin iyi olması, fonksiyon ve çiğneme etkinliği ve uygulama sırasında çok çeşitli materyallere ihtiyaç olmamasıdır [73]. Ancak uygulamanın uzun sürmesi, laboratuvar işlemleri gerektirmesi, pahalı bir yöntem olması, tamire ihtiyaç duyma olasılığı bulunması ve hasta tarafından kabul edilebilirliğinin zor olması gibi dezavantajlara da sahiptir [72].

Grewal ve Reeshu, 5 yaşındaki hastanın üst kesici dişlerine uyguladıkları biyolojik kuron restorasyonlarında, bir yıl sonra restorasyonun herhangi bir renk değişikliği, çürük veya kırık olmaksızın sağlıklı bir şekilde ağız içerisinde bulunduğunu belirtmişlerdir [74].

2.3.4. Işınla polimerize olan (VLC) kuron-köprü materyalleri ile yapılan kuronlar

VLC doldurucu kompozit yapısındaki bu materyaller daimi dişlerde uzun süreli geçici amaçlı kuron-köprü restorasyonlarında başarı ile kullanılmaktadır. Bu materyalin direkt ve indirekt kullanımının yanı sıra, dişlere uyumlarının, estetik özelliklerinin, karşıt dişlerle ilişkilerinin ve okluzal stabilitelerinin üstün olduğu ileri sürülmektedir. Ayrıca, cilalama ve bitirme işlemlerine bağlı olarak dişeti ile uyumlu oldukları da bildirilmektedir [75].

Bu materyallerin bir diğer avantajı da, polimerizasyondan önce ve sonra ışınli kompozitlerle gerekli görülen düzeltmelerin yapılabilmesidir [75].

Çetiner ve diğerleri yaptıkları çalışmalarında geçici kuron köprü materyallerinin altı-on yaş arasındaki bireylerde arka grup dişlerde çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek düzeyde olduğunu belirtmişlerdir [75].

2.3.5. Zirkonya kuronlar

Hansen ve Fisher tarafından 2010 yılında üretilen zirkonya kuronlar süt dişlerinin restorasyonunda da kullanım alanı bulmuştur. Hem ön hem de arka bölgede kullanıma uygundur [76]. Zirkonya, zirkonyumun kristalin dioksitidir ve bu metallerin mekanik

özelliklerine benzer özellikler gösteren, aynı zamanda rengi diş rengine benzer özellikte olan bir materyaldir [77].

Bu kuronların mekanik dayanıklılığı paslanmaz çelik kuronlar ile benzerdir. Zirkonya kuronların, minimal invaziv teknikle uygulanarak hastaya doğal gülüşünü yeniden kazandırdığı ve estetik açıdan tatmin edici sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Ashima, 4 yaşında erkek hastada üst ön kesici dişinde uyguladığı zirkonya kuronun, özellikle aşırı madde kaybı bulunan ön grup dişlerin tedavisinde umut verici bir alternatif olduğunu bildirmiştir [78].

Zirkonya kuronlar ile yapılan bir çalışmada ebeveynlerin estetik açıdan kuronları tatmin edici bulduğu ve kuronların, 18 ay sonra başarılı bir şekilde retansiyonunun devam ettiği gözlenmiştir [79].

Salami ve diğerleri, ön grup süt dişlerinde, rezin kompozit strip kuron, veneer paslanmaz çelik kuron ve prefabrike zirkonya kuronların ebeveynler açısından kabul edilebilirliğini değerlendirdikleri çalışmalarında; bütün kuron tiplerinin ebeveynler açısından tatmin edici olduğunu belirtmişlerdir [80].

2.3.6. İndirekt inleyler/onleyler

Aşırı kuron harabiyeti olan arka grup süt dişlerinin tedavisinde rezin malzemelerin direkt yöntemle kullanımı, izolasyon yetersizliği, uzun çalışma süreleri ve ağız içi uygulamalarda diş formunun uygun şekilde sağlanmasının zor olması gibi problemleri ortaya çıkarmakla beraber polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan problemler esas konudur [81]. Bu sebeple, çeşitli restorasyon teknikleri polimerizasyon büzülmesini azaltmak veya durdurmak için tasarlanmıştır ve bu yöntemlerden biri de indirekt restorasyon tekniğidir [82].

Arka grup dişlerin bir veya birden fazla tüberkülünü içine alan, kuronun bir kısmını ya da tamamını kapsayan indirekt inley ve onley restorasyonlar, metal, rezin materyaller veya seramik malzemeden yapılabilir [83].

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler ile hastaların artan estetik beklentileri seramik inley/onleyleri popüler hale getirmiştir. Seramik inley/onleylerin estetik görünüme sahip olmaları, dayanıklı olmaları, aşınmaya karşı dirençli olmaları, biyouyumlu olmaları ve dişe benzer termal davranış göstermeleri gibi önemli avantajları bulunmaktadır. Bununla birlikte

derin preparasyon gerektirmeleri, karşıt dişte aşınmaya neden olmaları, maliyetlerinin yüksek olması, detaylı laboratuvar işlemleri gerektirmeleri, kontrol sırasında kırılabilmesi ve tamire izin vermemeleri gibi dezavantajları bulunmaktadır [84,85].

Mittal ve diğerleri, PÇK ile kompozit onleyleri karşılaştırdıkları çalışmalarında kompozit onleylerin ebeveynler ve çocuklar tarafından daha kabul edilebilir olduğunu ve yapım süresinin daha kısa olduğunu belirtmişlerdir [86].

Rezin materyaller ile yapılan indirekt restorasyonlarda ışınlama işlemi ağız dışarısında yapılmakta ve daha sonra diş yapısına bağlanmaktadır. Polimerizasyonun ağız dışında sağlanması ile büzülme ve mikrosızıntının azalması sağlanmaktadır [87].

İndirekt restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemi restorasyon ana hatlarının daha iyi görüntülenmesi sebebi ile daha kolaydır. Ayrıca bu sayede restorasyondaki taşkın kısımlar kolaylıkla uzaklaştırılabilmektedir ve restorasyon yüzeyinde daha iyi bir polisaj işlemi yapılabilmektedir. Bununla birlikte indirekt tekniğin yürütülebilmesi için çok daha fazla teknik basamak bulunmaktadır. Laboratuvar aşaması profesyonel tarafından klinikte yapılabilmektedir ve doğrudan teknik için belirtilen materyal ile gerçekleştirilebilmektedir. Bu durum daha hızlı bir şekilde ve daha kısa seanslar ile özellikle daha küçük yaşta olan ve koopere olmayan hastalar ele alındığında avantajlı bir tedaviyi sağlamaktadır [87].

Çürükle veya çeşitli sebeplerle etkilenmiş endodontik tedavili süt dişlerinde, indirekt teknik, proksimal yüzeylerin ve serviko-okluzal yüksekliğin yeniden düzenlenmesine imkan tanıyarak, fonksiyonun yeniden kazanılmasını sağlamaktadır. İndirekt yöntem, restoratif tedaviye ihtiyaç duyan çok küçük çocuklarda, ağız dışında uygulamaların gerçekleştiriliyor olması sebebi ile hasta ve hekime daha az stresli bir uygulama imkanı sağlamaktadır [87].

2.4. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim)

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte indirekt yöntemlerde kullanılan önemli yeniliklerden biri de CAD/CAM uygulamalarıdır. Özellikle aşırı madde kayıplı dişlerde CAD/CAM yolu ile uygulanan endokronlar geleneksel yöntemlere göre bir alternatif oluşturmuştur [88].

CAD/CAM, '*Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing*' kelimelerinin kısaltılmış hali olup bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim anlamına

gelmektedir. Üretilcek ürünün bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak tasarlandığı, daha çok makine teknolojisinde kullanılan bir yöntemdir ve CAD/CAM teknolojisi ilk kez mühendislikte kullanılmaya başlanılmıştır [88].

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemi ilk defa 1971 yılında Duret tarafından geliştirilmiş ve optik ölçü alınarak kuron üretimi yapılmıştır [89]. Duret, dişin ağız içerisinden optik ölçüsünü alma işlemi ile başlayan, fonksiyonel hareketlere uygun olarak tasarlama ve bir frezleme cihazında kesim işlemiyle birlikte kuronun hazırlanmasıyla sonlanan bir dizi sistem kullanmıştır. Ayrıca kuronların okluzal yüzeylerinin fonksiyona katılmasını sağlayacak şekilde üretmeyi bu sistem ile başarmıştır. 1980'lerde ise Moermann tarafından Cerec (*Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics*) sistemi geliştirilmiştir [90].

Diş hekimliğinde kullanılmaya başladığı tarihten bugüne kadar CAD/CAM teknolojisi iki şekilde ilerleme göstermiştir. Birincisi, görüntülemenin hasta başında yapıldığı ve prefabrike bloklar kullanılarak restorasyonun klinikte tek seansta hazırlandığı hasta başı sistemlerdir. İkincisi ise; kullanılan materyallerin ve restorasyon çeşitliliğinin artmasına olanak tanıyan, modelleme ve restorasyon üretiminin yapıldığı üretim merkezleri ve dental laboratuvarların kurulmasıdır [91].

Günümüzde CAD/CAM yöntemi kullanılarak inley, onley, laminat veneer, tek kuron, sabit bölümlü protezler, hareketli bölümlü protez altyapıları, implant üstü restorasyon ve abutmentlar gibi çok çeşitli protetik restorasyonlar yapmak mümkündür [92-96].

CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaçlar [97];

- Geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek,
- Yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak,
- Restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi),
- Hasta başında tek seansta restorasyonu üretebilmek veya masa başında restorasyonu üretebilmek,
- Daha iyi estetik sağlamaktır.

CAD/CAM sistemlerin avantajları şu şekilde sıralanabilir [89,97,98];

- Konvansiyonel laboratuvar aşamaları ortadan kalktığı için işlem tek seansta tamamlanabilmektedir.
- Tek seansta uygulamalar tamamlandığı için hasta tekrarlayan anesteziye maruz kalmamaktadır.
- Yüksek kalitede materyal kullanımına olanak sağlamaktadır (dayanıklı restorasyon).
- Tabaka kalınlığı, prepare edilen kavite şekli, siman aralığı gibi farklı parametreleri kontrol etmek kolaydır.
- Dijital arşivlemeye imkan verdiği için üretimde süreklilik sağlamaktadır.
- Detaylar ağız içi kamera ile net bir şekilde tespit edilebildiğinden ve siman aralığı ile kenar bitim sınırı μm düzeyinde belirlenebildiğinden mükemmel uyuma sahip restorasyonlar elde edilmektedir.
- Tek seans uygulamaları sayesinde geçici restorasyon gerektirmemektedir.
- Model elde etme gereksinimi yoktur.

Sistemin çeşitli dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlar [89,99];

- Sistem ve ekipmanların pahalı olması,
- Bazı sistemlerin uzman kullanıcı gerektirmesi,
- Prefabrike blok kullanımı nedeni ile renk seçiminin kısıtlı olması ve özellikle anterior bölgede monokromatik bloklar ile arzu edilen estetiğin sağlanamaması.
- Subgingival bölgelerde optik tarama uygulamasının zor olması,
- Restorasyonun uyumlanması, polisajı gibi aşamaların geleneksel yöntemle göre daha fazla zaman almasıdır.

2.4.1. Günümüzde kullanılan CAD/CAM sistemleri

Günümüzde kullanılan CAD/CAM sistemleri kendi içlerinde, direkt klinikte kullanılan sistemler, laboratuvar da kullanılan sistemler ve üretim merkezli CAD/CAM sistemleri olarak ayrılmakla beraber [100] genel olarak birçok sistem bulunmaktadır. Bunlar DCS Precident Sistemi (Digitizing Computer System -DCS- Precident), Procera Sistemi, Lava Sistemi, Everest Sistemi, E4D DENTIST, Cercon Sistemi, Celay Sistemi, Zirkonzahn Sistemidir [101,102].

CEREC Sistem

“*Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics*” kelimelerinin ilk harflerinden oluşan Cerec sistemi, ilk olarak 1985 yılında kullanılmaya başlanmış olup, geliştirilen ilk CAD/CAM sistemidir. Siemens firması tarafından 1992 yılında CEREC 1 ve 1994 yılında CEREC 2 üretilerek dijital diş hekimliğinin gelişmesine büyük katkıda bulunulmuştur [103], 2000 yılında ise CEREC 3 piyasaya sürülmüştür [104]. CEREC 3D ile ağız içi kameranın ağızda sabit tutulmasıyla ayak pedalı yardımıyla görüntünün yakalanmasını sağlarken, CEREC AC ile bu işlem daha da geliştirilerek kamera ağızda sabit olarak tutulduğunda sistemin otomatik olarak görüntüyü yakalaması sağlanmıştır. CEREC AC ile preperasyonun dijital ölçüsü, ağız içi tarayıcı kamerayla direkt olarak hasta ağzından alınarak, görüntü dosyaları direkt kameranın bağlı olduğu bilgisayara transfer edilmektedir. CEREC ile prepare edilmiş diş üzerine ağız içerisindeki diğer dişlerin anatomisine uygun olarak tasarım yapılabilmektedir. Bu şekilde kişiye özel restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu aşamanın ardından, hekim, karşıt dişlerle veya komşu dişlerle olan kontakt noktalarını kontrol etme, sanal olarak aşındırma, ekleme, kontür düzenlemesi gibi çeşitli değişiklikler yapabilmektedir. Tasarım bittikten sonra, uygun renk ve boyutta seçilen blok MC XL freze cihazıyla freze edilerek, tek seansta restorasyon bitirilmektedir. CEREC sisteminde, feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikat gibi yüksek dirence sahip seramikler, nano seramikler ve geçici amaçla kullanılan bloklar kullanılabilmektedir [102].

2.4.2. CAD/CAM ile kullanılan materyaller

CAD/CAM sistemindeki gelişmeler ile üretici firmaların restorasyon tipi ve kişilerin ihtiyaçlarını göz önünde bulundurarak ürettikleri çeşitli yapıdaki materyaller CAD/CAM sistemleri ile kullanılmaktadır.

Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılmaktadır [91];

- Feldspatik seramikler
- Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
- Oksit seramikler
- Cam infiltre oksit seramikler

- Sinterlenen oksit seramikler
- Nanoseramikler
- Hibrit seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler
- Kompozitler
- Polimerler
- Metaller

Lityum disilikat, lösit cam seramik, feldspatik seramik, hibrit seramik, rezin, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler CEREC sistemleri ile yaygın olarak kullanılmaktadır [105].

Cerec sisteminde farklı içerikte, farklı boyutlarda, farklı renk seçeneklerine sahip bloklar kullanılabilmektedir. Cerec sistemi ile kullanılan materyaller için çeşitli blok örnekleri ve ticari isimleri Çizelge 2.1’de görülmektedir.

Çizelge 2.1. Cerec sisteminde kullanılan örnek bloklar ve bilgileri

MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK	ÜRETİM
Enamic	Vita Zahnfabrik	Seramik rezin hibrit	2013
Empress CAD	Ivoclar Vivadent	Lösit ile güçlendirilmiş porselen	2006
Lava Ultimate	3M Espe	Nano seramik rezin	2012
Paradigm MZ100	3M Espe	Kompozit rezin	2000
Celtra Duo	Dentsply	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat	2013
Suprinity	Vita Zahnfabrik	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat	2013
Cerec Blocks	Vita Zahnfabrik	Feldspatik porselen	2007
Cerasmart	GC	Hibrit seramik rezin	2014
E.max	Ivoclar Vivadent	Lityum disilikat	2006

2.4.3. Endokron restorasyonlar

Adeziv diş hekimliği ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler, endodontik tedavili dişler için endokronlar gibi kök kuron kısmı tek parçadan oluşan, materyalin retansiyonunu sağlamak amacıyla daha fazla doku kaybı yaratmaya gerek kalmadan kalan diş dokusu için daha konservatif olan tedavi yaklaşımlarını gündeme getirmiştir.

Endokron uygulamaları, Pissis tarafından geliştirilmiştir ve bu tekniği ‘monoblok porselen teknik’ olarak tanımlamıştır. 1999 yılında ise, Bindl ve Mörmann tarafından endokron tanımı yapılmıştır ve endokronlar “kök ve kuron kısmı tek parçadan oluşan, diş dokusu ile

servikal hattın üzerinde birleşim yapan ve adeziv simanlar ile diş dokusuna tutunan seramik restorasyonlar” olarak tanımlanabilmektedir [106,107].

Endokronlar, özellikle kısa, oblitere, dilasere veya kırılğan köklere sahip arka grup dişlerde uygulanmaktadır. Ayrıca koronal diş dokusunun aşırı derecede kaybolduğu, interokluzal aralığın yetersiz olduğu durumlarda; metal veya seramik alt yapılarda seramik kaplamanın yeterli kalınlığının elde edilememesi sebebi ile ve diş eti çekilmesi bulunan olgularda endokronların kullanımı uygundur [108].

Bununla birlikte; estetik, konservatif, biyolojik olarak uyumlu, subgingival preparasyon gerektirmediği için periodontal dokularla dost olan endokronlar, alerjen veya toksik özellik göstermemeleri ve kök perforasyonu, kök kırığı, kökü zayıflatma riski oluşturmama gibi avantajları bulunmaktadır [109].

Endokronlar kök kanalı yerine pulpa odasına yerleşerek pulpa odasının dikey duvarlarından makro mekanik tutuculuk ve adeziv simantasyon uygulaması ile de mikro mekanik tutuculuk sağlamanın yanı sıra, çiğneme kuvvetleri sırasında oluşan streslerin pulpa odası tarafından karşılanarak pulpa duvarlarına dağıtılmasını sağlamaktadır [104,110]. Böylece, doku kaybına bağlı dayanıklılığın azalması nedeniyle oluşabilecek başarısızlık elimine edilebileceği gibi, dişin restorasyonu için gereken işlem basamakları, maliyet ve hasta başında geçen süre de azalmaktadır [111]. Bununla birlikte, minimal invaziv preparasyon sayesinde diş dokusunun korunması, CAD/CAM sisteminin kullanılması gibi avantajları da içeren bir yöntemdir [112,113].

Biacchi ve Basting, fiber postlar ve endokronlar ile restore edilen mandibular posterior dişlerde, kırılma dayanımlarını ve kırık tiplerini karşılaştırmışlardır. Endokronların kırılma dayanımlarının, fiber post uygulanmış gruba oranla anlamlı olarak daha yüksek olduğu bulunurken, endokronlarda meydana gelen kırık tipinin endokronun kırılması değil, dişin kırılması şeklinde olduğunu belirtmişlerdir [108].

Endokronların yapımında metal bir alt yapıyla desteklenmesi gerekmeyen feldspatik porselen veya güçlendirilmiş cam seramik ve zirkonyalar ile beraber, hibrit kompozitler, rezin nano seramik materyalleri ve kompozit bloklar gibi çeşitli materyaller kullanılabilmektedir. Bu tip bir restorasyon uygulamasında araştırmacılar, hibrit kompozit

rezinlerin, stres emilim özelliği, yüzey tamirinin ve değişikliklerin kolaylıkla yapılabilmesi gibi özelliklerinden dolayı uygun olabileceğini belirtmişlerdir [112].

Ramirez ve diğerleri, endodontik olarak tedavi edilen anterior dişlerin seramik bloklar veya kompozit bloklar ile yapılan endokron restorasyonların kırılma dirençleri ve başarısızlık tiplerini değerlendirdikleri çalışmalarında, her iki grup arasında anlamlı olarak herhangi bir farklılık gözlenmediğini belirtmişlerdir. Kompozit ve seramik CAD/CAM bloklarının benzer esneme değerlerine sahip olmasının bu sonuçlar üzerinde etkisinin olabileceğini bildirmişlerdir [114].

Aktaş ve diğerleri yaptıkları çalışmada, endokron yapımı için kullanılan farklı seramik materyallerin kırılma dirençleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir [115].

Mörmann ve diğerleri, endokron ve geleneksel kuronlar arasında benzer kırılma dayanımı bulunduğunu gözlemlemişlerdir. 5 yıl takip süreli klinik bir çalışmada, feldspatik molar endokronlar ve geleneksel kuronların başarı oranlarının benzer olduğu ve endokronların başarısızlık sebeplerinin genel olarak adeziv simantasyondaki başarısızlıktan kaynaklandığı bildirilmiştir [106].

Yapılan bir çalışmada CEREC 3D CAD/CAM ünitesinde lösitle güçlendirilmiş seramik blok kullanılarak üretilen endokronların kırılma direncinin geleneksel kuronlara kıyasla daha yüksek olduğu gösterilmiştir [116].

Endokron restorasyonları ile post-core sistemleri üzerine kuron restorasyonlarının karşılaştırıldığı çalışmalarda ise; endokron restorasyonlarının daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir [108,110].

Fiber post, lityum disilikat seramik tam kuron, endokron, onley ve inley uygulamaları ile restore edilen dişlerin kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada ise en yüksek kırılma dirençleri tam kuron ve endokronlarda bulunmuştur [117].

Endokron ve fiber post uygulaması ile restore edilen molar dişlerin çiğneme simülasyonu sırasındaki üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar analizinin yapıldığı bir çalışmada, endokronlar

ile restore edilen dişlerin fiber ile güçlendirilmiş post uygulaması yapılan dişlere oranla kırılmaya karşı daha dirençli olduğu belirtilmiştir [118].

Son yıllarda kompozit ve porselenin olumlu özelliklerini bir araya getirdiği söylenen CAD/CAM rezin nano-seramik materyal tanıtılmıştır.

Rezin nano seramik ve lityum disilikat cam seramik endokronlar, post içermeyen kompozit kor üzerine yapılan geleneksel kuronların yorulma ve kırılma yönlerinden değerlendirildiği iki farklı çalışmada, her iki grubunda yeterli seviyede başarılı olduğu belirtilmiştir [119,120].

2.5. Simantasyon

Simantasyon, diş ile restorasyon arasındaki aralığı kapatmak ve bağlantı oluşturarak restorasyonun ağızda kalmasını sağlamak amacıyla yapılan işlemlerdir. Yapılan restorasyonun retansiyonu, marjinal sızdırmazlığı ve devamlılığı simantasyonun başarısı ile yakından ilişkilidir. Bir dental yapıştırma simanı, diş ile restorasyon aralığını tamamen doldurmalı, mikrosızıntıya karşı bariyer görevi görmeli ve mekanik, kimyasal veya her ikisinin birlikte olduğu bir bağlantı sayesinde diş ve restorasyonu bir arada tutmalıdır. Yapıştırma simanının çözünmesine bağlı olarak oluşan marjinal açıklık periodontal hastalıklara, sekonder çürüklere, pulpa hassasiyetine, marjinal renklemelerin meydana getirdiği estetik problemlere sebep olmaktadır. Bu durumların ortaya çıkması restorasyonun ve tedavinin başarısız olmasına neden olmaktadır [121].

Yapıştırma ajanı olarak kullanılacak ideal bir siman [122,123];

- İnce bir tabaka oluştururken, kesme kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeli,
- Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı,
- Yeterli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalı,
- Yeterli kırılma direnci göstermeli,
- Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,
- Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı,
- Ağız içinde çözünmemeli,
- Biyouyumlu olmalı,
- Çürük önleyici özelliğe sahip olmalı,

- Isısal galvanik izolasyonu sağlamalı,
- Yeterli sertleşme ve çalışma süresine sahip olmalıdır.

Donovan ve diğerleri simantasyonu basitçe iki başlık altında toplamışlardır [124];

1. Geleneksel simantasyon

- Çinko fosfat siman
- Polikarboksilat siman
- Cam iyonomer siman

2. Adeziv simantasyon

- Rezin siman
- Rezin-modifiye cam iyonomer siman

2.5.1. Rezin simanlar

Rezin simanların, restoratif amaçlı kullanılan kompozitlerden farklı olarak düşük miktarda bulunan doldurucu içeriğine sahip olmaları nedeni ile daha az visköz yapıları bulunmaktadır. Rezin simanlar neredeyse hiç çözünmemektedirler ve geleneksel simanlara kıyasla oldukça dayanıklıdırlar. Rezin simanlar da kompozit rezinler gibi üç ana bileşenden oluşmaktadır [125].

Kompozit rezin esaslı simanların yapısı 3 temel fazdan oluşmaktadır [125]:

- Organik polimer matriks fazı
- İnorganik faz
- Ara faz

Organik Polimer Matriks Fazı: Bis-GMA (*bisfenol-A-glisidil metakrilat*) veya UDMA (*üretan dimetakrilat*)’dan oluşmaktadır. UDMA daha iyi adezyon sağlamaktadır ve renklenmelere karşı daha dayanıklıdır [126].

İnorganik Faz: Rezin simanlarda doldurucu olarak %20-75 oranında çeşitli şekil ve büyüklükte kuartz (kristalin silika), stronsiyum alüminyum silikat, baryum alüminum silikat

gibi partiküller bulunmaktadır. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı rezin simanların fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyen en önemli faktörlerdir [127].

Ara faz: Organik matriks ile inorganik faz arasında doldurucu taneciklerin yüzeyinin silan ile kaplı olmasına bağlı olarak, sıkı bir adezyon sağlayan fazdır. Silan molekülü, bir ucu ile polimer matrikse bağlanırken, diğer ucuyla da doldurucuya bağlanmaktadır [127].

Rezin simanların avantajları

Bu simanların avantajları [128,129];

- Mineye, dentine ve hazırlanan restorasyonun iç yüzüne bağlanma özellikleri vardır.
- Yüksek mekanik ve fiziksel dayanıklılığa sahiptirler.
- Ağız içi sıvılarında çözünürlükleri düşüktür.
- Farklı renk ve opasite seçeneklerine sahiptirler.
- Bazı rezin simanların “iterbiyum triflorid” içeriklerine bağlı olarak florür serbestleştirme özellikleri vardır.

Rezin simanların dezavantajları

Bu simanların dezavantajları [128,129];

- Pulpa hassasiyetine neden olabilmektedirler.
- Diş ve restorasyon iç yüzeyine ilave işlemlere gerek vardır. Bağlanma için, adeziv sistem uygulaması gerektirmektedirler.
- Hassas çalışma gerektirmektedirler. Kontaminasyon olmaması için çok dikkatli çalışılmalıdır.
- Taşkın simanları temizlemek daha zordur.

Rezin simanların polimerizasyonlarına göre sınıflandırılması

1. Kimyasal yolla polimerize (*self-cure*) olan kompozit rezin simanlar: Genellikle ikili pat halinde üretilmektedirler ve kimyasal aktivasyonda komponentlerden biri başlatıcıyı, diğeri ise aktivatörü içermektedir [130].

2. Işıkla polimerize (*light-cure*) olan kompozit rezin simanlar: Işık ile polimerize olan kompozit restoratif materyallerden türetilmiş rezin simanlarda, reaksiyon başlatıcı olarak ışığa duyarlı ‘kamforokinon’ bulunmaktadır. Işık ile polimerize olan rezin simanların içerisinde porselen yüzeyini ıslatabilmesi ve penetre olabilmesi için düşük viskoziteli, doldurucu içermeyen Bis-GMA rezin bulunmaktadır [131].
3. Hem kimyasal hem ışıkla polimerize (*dual-cure*) olan kompozit rezin simanlar: Bu sistemler, iki pat (ana madde katalizör) veya toz-likit şeklinde üretilir ve içeriklerinde bir polimerizasyon başlatıcı (kamforokinon) ile birlikte kimyasal aktivatör komponentleri (peroksitamin) bulunmaktadır [130]. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen durumlarda kullanılması önerilmektedir [130,131]. Panavia F 2.0 (Kuraray), RelyX U200 (3M ESPE) ve Variolink N (Ivoclar Vivadent) bu rezin simanlara örnek gösterilebilir.

İndirekt restorasyonların simantasyonunda restorasyonun ağız içerisindeki konumu ve kalınlığı önemli kriterler olmakla birlikte, indirekt seramik restorasyonların simantasyonunda, hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanların kullanımı altın standart olarak kabul edilmektedir [132,133].

Konvansiyonel aşamalı rezin simanlarla simantasyon yapılırken restorasyon ve siman arasındaki bağlantıyı güçlendirmek amacı ile hem diş yüzeyinde hem de restorasyon yüzeyinde bazı hazırlıklar yapılmalıdır [134].

Diş yüzeyinde yapılan hazırlıklar [134];

- Mine ve dentinin %30-40 ortofosforik asit ile pürüzlendirilmesi,
- Asit artığı kalmayacak şekilde yüzeyin yıkanması,
- Aşırı olmamak koşuluyla diş yüzeyinin kurutulması,
- Firmanın önerileri doğrultusunda primer ve bond uygulanması şeklindedir.

Restorasyon yüzeyinde yapılan hazırlıklar ise [134];

- Kumlama ile restorasyon iç yüzeyinin pürüzlendirilmesi (zirkonya seramiklerde),
- Hidroflorik asit uygulanarak yüzeyin pürüzlendirilmesi,
- Resin ile restorasyon arasında kimyasal bağlantının sağlanması amacıyla silan uygulanması şeklindedir.

2.6. Test Materyallerini Değerlendirmek İçin Uygulanan İn-vitro Testler

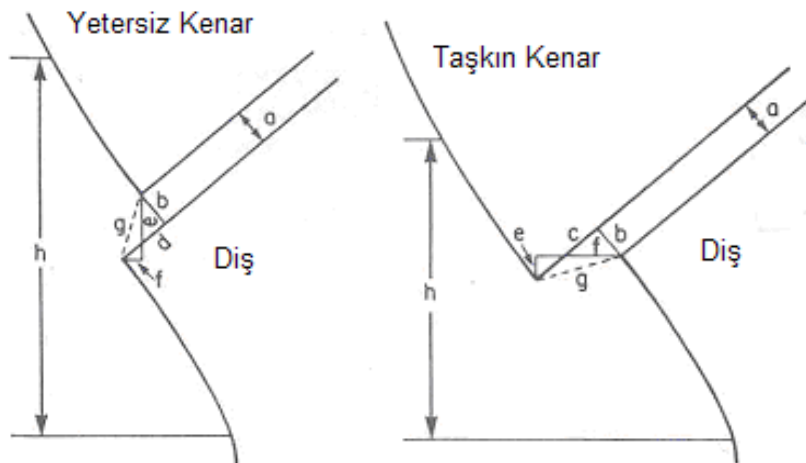
2.6.1. Marjinal-internal aralık değerlendirme

Marjinal aralık, restorasyon kenarları ile preparasyon kenarları arasındaki morfolojik uyum olarak tanımlanmaktadır. Dental restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi için iyi bir kenar uyumunun olması çok önemlidir [135]. Prepare edilen dişin ve restorasyonun uzun dönemdeki başarısında yüksek kırık direncine sahip materyallerin kullanılması ve iyi marjinal aralık en önemli iki faktördür [136,137].

Restorasyon ve prepare edilen diş yüzeyi arasında oluşan boşluk bakteriyel plağın oluşmasına zemin hazırlamaktadır ve oluşan bakteriyel plak ise ilerleyen dönemlerde periodontal inflamasyona neden olabilmektedir [138,139].

Başarılı bir kuron uygulamasında, uygun marjinal aralık ve kenar bitim şekli, siman ajanlarının çözünmesini engellemesi ile bulunması gereken özellikler arasında yer almaktadır [140].

Restorasyonların uyumunu değerlendirmek için var olan parametreler konusunda araştırmacılar arasında tam bir fikir birliği bulunmamaktadır. Bu karmaşayı azaltmak ve iyi bir marjinal aralık değerlendirmesi için Holmes ve diğerleri sık kullanılan terimleri detaylı olarak açıklamışlardır [141] (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Holmes ve diğerlerine göre uyumsuzluk terminolojisi [141]; (a) internal aralık (b) marjinal aralık (c) taşkın kenar (d) yetersiz kenar (e) vertikal marjinal açıklık (f) horizontal marjinal açıklık (g) mutlak marjinal açıklık (h) oturma uyumsuzluğu

Restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dikey yöndeki ölçüm internal aralık olarak belirtilmektedir. Aynı ölçümün marjinalde uygulanması ise marjinal aralık olarak tanımlanmaktadır [141].

‘Taşkın kenar’ ve ‘yetersiz kenar’, kuron kenarı ile preparasyon bitim kenarı arasındaki mesafe olarak belirlenmektedir. ‘Mutlak marjinal aralık’ değeri ise taşkın kenar veya yetersiz kenar miktarının, marjinal aralık ile açılal kombinasyonu olarak belirtilmiştir. Kuron kenarında yetersizlik veya taşkınlık bulunmaması durumunda mutlak marjinal açıklık marjinal aralık değeri ile aynıdır [141].

‘Vertikal marjinal açıklık’, dişteki preparasyon bitim köşesinden kuron bitim kenarına çizilen paralel çizgi ile kuron bitim kenarı arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Bu durum ‘vertikal marjinal uyumsuzluğu’ belirlemektedir. ‘Horizontal marjinal açıklık’ ise preparasyon bitim köşesinden kuron bitim kenarına çizilen dik çizginin ölçülmesi ile ‘horizontal marjinal uyumsuzluk’ belirlenmektedir. Kuronun oturmaması durumunda kuronun dış yüzeyi ve preparasyon üzerinde aynı doğrultuda belirlenen iki nokta arasındaki uzaklığın, noktaların kuron kenarına olan uzaklıkları toplamından farkı ise ‘oturma uyumsuzluğu’ olarak adlandırılmaktadır [141].

Marjinal ve internal aralık ölçümü için kullanılan yöntemler şu şekilde sıralanabilmektedir [142-145]:

- Direkt güdük üzerinden ölçmek
- Rezin replika tekniği
- Siman aralığı-silikon replika tekniği [146]
- Kesit alarak ölçüm tekniği
- Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler

Veya başka bir sınıflamaya göre [147]:

- Direkt yöntem
- Kesit alma
- Ölçü alma (silikon replika tekniği) ve rezin replika tekniği
- Sondla ve gözle değerlendirme

Ölçülen değerler genellikle μm olarak belirtilmektedir ve ölçümlerin yapılmasında sıklıkla taramalı elektron mikroskobu ya da ışık mikroskobu kullanılabilmektedir [141,147,148].

2.6.2. Kırılma testleri

Dayanıklılık, materyalde kırılma veya plastik deformasyonu sağlamak için gereken maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Aynı zamanda yapıyı kırmak için gerekli olan maksimum stres olarak da tanımlanabilmektedir [149]. Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır [150].

Tam seramik restorasyonların kırılma direnci, bu materyallerin klinik uygulamalar için en çok şüphe çeken yanıdır. Zaman alan ve maliyetli in vivo çalışmalar yerine, dişlerin anatomik yapılarına uygun olarak hazırlanan seramik örneklerde uygulanan kırılma testleri, materyalin in vivo kullanılabilirliği hakkında tahmin yürütmeye yardımcı olmaktadır [151,152]. Bununla birlikte şekilleri belirli disk veya bar şeklinde hazırlanan örneklerde yapılan kırılma testleri, materyallerin yapısal performansları ile ilgili bilgi edinmede sıklıkla kullanılmaktadır [153].

Kırılma direnci testlerinde hazırlanan diş örnekleri, yerleştirilecekleri yuvanın şekline uygun olarak otopolimerizan akrilik rezin kalıp içerisine gömülmektedir. Bu işlemin ardından test cihazına yerleştirilen örneğe belirlenmiş bir ekseninde kontrollü bir hızda künt, bıçak sırtı veya keski şeklindeki bir uç yardımıyla kuvvet uygulanmaktadır [154].

Stampalia ve diğerleri, yaptıkları bir çalışmada okluzal yüklemde kullanılan kürenin diş değim noktalarının ve küre boyutlarının nasıl olması gerektiğini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda kürenin lingual ya da palatinal tüberküllerde tüberkül tepesi ile restorasyon arasındaki mesafenin 1/2'sine uyacak şekilde olması gerektiği bildirilmiştir ve uygun küre büyüklüğünün 3,9-5 mm arasında değiştiğini belirtmişlerdir [155].

Burke ve diğerleri ise okluzal kuvvet uyguladıkları çalışmalarında küre büyüklüğünü 4 mm' de sabit tutmuşlardır [156].

Kırılma dayanıklılığının incelendiği in vitro çalışmalarda, dişlerin boyutları, hangi çenede yer aldıkları ve hangi tip dişler oldukları, çalışmanın standardizasyonu açısından önem teşkil etmektedir [157-159]. Batalha- Silva ve diğerleri de yapmış oldukları kırılma direnci

çalışmalarında kullandıkları dişlerin benzer boyut ve şekillerde olmasına dikkat etmişlerdir [160].

Kırılgan materyallerin, dayanıklılıklarının tespit edilmesinde örneklerin yapımı, boyutları ve ortam standardizasyonunun yanı sıra, seçilecek olan yükleme hızı da oldukça önemlidir. Yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı hatalı veriler elde edilmesine neden olmaktadır [161,162]. Seçilecek yükleme hızının oldukça düşük olması gerekmektedir [163-165]. Bu test için International Organization for Standardization (ISO) yükleme hızını $1\pm 0,5$ milimetre (mm)/dakika (dk) olarak belirlemiştir [166].

2.6.3. Mikrosızıntı testi

Uzun yıllardır çeşitli araştırmalara konu olan mikrosızıntı, bakteri, oral sıvılar, moleküller veya iyonlar gibi maddelerin restoratif materyal ile diş dokuları arasından difüzyonu olarak tanımlanmaktadır [167-169].

Restoratif materyalin dental dokulara zayıf bağlantısı, restoratif materyallerin polimerizasyon büzölmeleri, diş ve restoratif madde arasındaki ısısal genleşme katsayısının farklılığı, mine ve dentin arasındaki termal genleşme kat sayısı farklılığı, zamanla dolgu yüzeyinin aşınması, dolgunun okluzal kuvvetler ile elastik deformasyona uğraması, dolgu yerleştirilmesi esnasında gerekli kurallara uyulmaması ve hekimin dikkatsizliği mikrosızıntının oluşumunda etkili faktörlerdir [170].

Mikrosızıntı, zamanla restorasyonda kenar renklenmelerine ve kırıklara, hassasiyete, sekonder çürük oluşumuna daha da ilerleyen durumlarda ise pulpada patolojik değişimlere neden olabilmektedir [171,172]

Günümüzde kullanılan restoratif materyal ve tekniklerin hiç biri kenar aralığını tamamen kapatmamakta ve dolayısıyla uzun vadede mikrosızıntıya neden olabilmektedirler [171,172].

Restoratif materyalin örtme kapasitesini değerlendirmek için in vivo ve in vitro olarak pek çok teknik geliştirilmiştir. Mikrosızıntının in vivo olarak değerlendirilmesi ağız ortamında bulunan restorasyon kenarlarının gözle görünür durumu, renk değişiklikleri, radyolojik görüntü ve sivri uçlu bir sond yardımıyla bölgenin kontrol edilmesi ile elde edilen verilerin

farklı değerlendirme kriterleri kullanılarak karşılaştırılması şeklinde yapılabilmektedir. İn vitro olarak mikrosızıntısının belirlenebilmesi amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmaktadır.

İn vitro mikrosızıntı yöntemleri [172-175]

- Bakteriyel sızıntı inceleme yöntemi
- Elektrokimyasal yöntem
- Nötron aktivasyon analiz yöntemi
- Radyoaktif izotoplar yöntemi (Ca^{45} , C^{14} , I^{131} , S^{35} , Na^{22})
- Sıvı filtrasyon yöntemi
- Taramalı elektron mikroskobu analizleri
- İnsan serumu sızıntı yöntemi
- Gaz kromatografi yöntemi
- Boya penetrasyon yöntemi (bazik fuksin, floresan boyalar, metilen mavisi)
- Basınçlı hava kullanımı
- Kimyasal ajanların kullanılması gibi teknikleri kapsamaktadır.

Boya penetrasyon yöntemi

Organik boyaların, mikrosızıntının değerlendirilmesi için kullanımı en yaygın ve en eski metotlardan biridir. Sızıntı çalışmalarında 1874'de King, mavi mürekkep ve 1875'de Tomas, kumaş mürekkebi kullanmışlardır. Bu yöntemde, kenar sızıntısının tespit edilebilmesi için özel boyalar kullanılmaktadır [176,177].

Mikrosızıntı çalışmalarında sıklıkla kullanılan boyalar; metilen mavisi (%0,2-2), bazik fuksin (%0,5-2), floresan (%2-20), kristal viyole (%0,05), anilin mavisi (%2), gümüş nitrat (%50), toluidin mavisi (%0,25), eritrosin (%2) rodamin B (%0,2), fosforikasit (%37) ve akridin turuncusu (%0,1)'dur [173,174,178,179]. Pek çok yazar penetrasyon ajanı olarak %0,5'lik bazik fuksin kullandıklarını bildirmişlerdir [180,181]. Genellikle kullanılan boyaların konsantrasyonlarının %0,5-%10 arasında olduğu ve modellerin solüsyonda bekletilme süresinin 4-72 saat arasında ya da daha fazla olduğu belirtilmektedir [176].

Kullanılan boyalar, diş dokusuna ve restoratif materyale bağlanma eğilimi gösterebileceğinden kavite duvarları ve restorasyon arasındaki boşluğun olduğundan daha

geniş görünmesine neden olabilmektedirler [182]. Boyaların partikül boyutlarının da mikrosızıntı sonuçlarını önemli oranda etkilediği bilinmektedir. Boya penetrasyon yönteminin avantajları, sulu solüsyonlarının kullanılabilmesi, görünen ışık altında kolaylıkla saptanabilmeleri, hızlı ve direk ölçüm sağlamaları, sert dokularla reaksiyona girmemeleri, ucuz ve nontoksik olmalarıdır [173].

Ancak, boya penetrasyon tekniğinin birtakım dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar; sızıntı miktarının sadece tek yönlü olarak değerlendirilmesi, incelenecek örneklerin deney sonunda zarar görmesi nedeniyle tekrarlanan ölçümlerin yapılamaması ve dentin tübüllerinin çapından daha büyük boyutta partikül içeren boyaların kullanımı ile doğru değerlendirme yapılmasının engellenmesidir [183-185].

Boya sızıntı seviyesinin belirlenmesi için farklı yöntemler kullanılabilmektedir.

Bunlar; kesit alma yöntemi, şeffaflaştırma yöntemi ve volümetrik ölçüm yöntemidir. Kesit alma yönteminde, örneklerden belirli sayıda kesitler elde edilerek, ilgili bölgelerden penetre olan boya miktarı mikroskop altında bakılarak değerlendirilmektedir. Şeffaflaştırma yönteminde ise dişler çeşitli kimyasal işlemlerden geçirilerek şeffaf hale getirilmektedir ve böylece boya penetrasyonu görünür hale getirilerek ölçümler yapılmaktadır. Volümetrik ölçüm yönteminde ise boyama işleminin ardından dişler nitrik asit solüsyonu içerisinde bekletilmektedir. Ardından spektrofotometre ile asit içerisindeki boya konsantrasyonu değerlendirilerek kantitatif olarak sızıntı belirlenmektedir [172-174,186,187].

2.6.4. Termal siklus

Son zamanlardaki pek çok sızıntı çalışması termal siklus uygulamalarını da kapsamaktadır. Bu işlem, oral kavitede meydana gelen sıcaklık değişimlerine uygun olarak, in vitro koşullarda restorasyonun 0°C-68°C arasında farklı sıcaklık değerlerine maruz bırakılması ile gerçekleştirilmektedir [172,182]. En çok tercih edilen maksimum ve minimum sıcaklıkların 5°C-55°C arasında iken, tercih edilen siklus sayısı ise 1-1 000 000 arasında değişmektedir. Modellerin soğuk ve sıcak solüsyonlarda bekletilmesi için kullanılan süreler 10 saniye (sn), 15 sn, 30 sn, 60 sn, 120 sn değerleri arasında değişmektedir. Bununla birlikte daha kısa bekletme sürelerinin kullanılmasının klinik olarak daha gerçekçi olduğu belirtilmiştir [176,188].

ISO'ya göre yaşlandırma testi için 5-55°C sıcaklıktaki sularda 500 siklus uygun görülmektedir [165].

Kırılma direnci tespitinde klinik durumun mümkün olduğunca yansıtılması önem taşımaktadır. Bu sebeple yapılan bir çalışmada kuron biçimli ve simante edilmiş örnekler 5°C -55°C derecede 500 defa termal siklus uygulanmış ve örnekler 37°C derecedeki su banyosunda 24 saat boyunca bekletilmiştir [189].

Chen ve diğerleri yaptıkları çalışmalarında örneklerini kırma testi öncesi 37°C'de 7 gün distile su içinde bekletmişlerdir [190].

Lindemuth ve diğerleri ise yaptıkları araştırmalarında örnekleri aynı ortamda 24 saat bekletmişlerdir [191]. Örneklerin 37°C'de 3 aydan fazla bekletilmesinin bağlayıcı sistemlerin etkinliğini azalttığı bilinmektedir [192].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması için gerekli olan etik kurul onayı, 6/2 karar no ve 36290600/30 sayılı etik kurul raporu ile Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'ndan 16/03/2016 tarihinde alındı (Bkz. Ek-1).

Bu çalışmada yürütülen laboratuvar işlemleri, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ve Patoloji Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ile Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Merkez Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Çalışmamızda kullanılan materyaller ve özellikleri Çizelge 3.1'de görülmektedir.

Çizelge 3.1. Kullanılan materyaller ve özellikleri

MATERYAL	ÖZELLİKLER	İÇERİK	ÜRETİCİ FIRMA
Vita Enamic	Rezin hibrit seramik	%86 (ağırlıkça) ince yapılı feldspatik seramik	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Gc Cerasmart	Rezin hibrit seramik	%71 (ağırlıkça) silika ve cam nano partiküller	GC Corp, Tokyo, Japonya
Panavia F2.0	Dual-cure self adeziv	Pat A: BPEDMA, MDP, DMA, silika, baryum sülfat, dibenzolperoksit Pat B: N,N-dietanol-p-toluidin, silika Sodyumfluorid	Panavia, Kuraray, Japonya

3.1. Kullanılan Süt Dişlerin Endodontik İşlem Öncesi Hazırlanması

Dişlerin hazırlanmasından önce örnekleme hacminin belirlenebilmesi amacıyla güç analizi gerçekleştirildi. Çalışmada HM El-Damanhoury ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışma örnek alınarak [112], karşılaşılabilecek teknik kısıtlamalar dikkate alındığında; 0,05 anlamlılık düzeyi, %95 güvenilirlik ve %90 teorik güç ile çalışmanın her grupta en az 18 örnek olmak üzere toplam 36 örnek ile yürütülmesi planlandı.

Çalışmamızda Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Kliniği'ne başvuran hastaların ebeveyn veya yasal temsilcilerine yapılacak işleme yönelik bilgilerin verilmesinin ardından, gerekli onamlar alınarak enfeksiyon sebebi, sürme zamanı

veya ortodontik sebepler ile çekim endikasyonu konulan alt ikinci süt azı dişleri toplandı. Toplanan dişlerin arasından sadece okluzal yüzeyde çürük kavitesi bulunan dişler çalışmaya dahil edildi. Dişlerin seçiminde; kök yüzeyine ilerlemiş çürük bulunmaması, restorasyon olmaması, internal ya da eksternal rezorbsiyon olmaması, fizyolojik kök rezorpsiyonunun kök boyunun 1/3'ünü geçmeyecek şekilde olması ve boyutsal açıdan yakınlıkları göz önünde bulunduruldu.

Dişler üzerindeki plak ve yumuşak doku artıkları ultrasonik olarak temizlenerek arındırıldı. Ardından dişler dezenfeksiyon sağlamak amacıyla %0,1 timol solüsyonu içerisinde 1 hafta bekletildikten sonra, kullanım zamanına kadar +4°C'de distile su içerisinde saklanarak en fazla 1 ay içerisinde kullanıldı. Toplanan dişler marjinal ve internal aralık, kırılma direnci ve mikrosızıntı testleri için eşit sayıda iki gruba ayrıldı ve marjinal–internal aralık, kırılma direnci ve mikrosızıntı deneyleri için bütün dişler kullanıldı.

3.2. Süt Dişlerine Uygulanan Endodontik İşlemler

Dişlerdeki bütün çürük dokusunun hızlı devirli su soğutmalı bir el aleti yardımı ile düz uçlu bir frez ile (Diatech, Heerbrugg, İsviçre) uzaklaştırılmasının ardından, dişler mine sement birleşiminin 2 mm üzerinden okluzal yüzeye paralel olacak şekilde prepare edildi ve dişlere standart bir endodontik giriş kavitesi açıldı (Resim 3.1).



Resim 3.1. Standart olarak giriş kavitesi açılması

Pulpa dokusunun çıkarılması, endodontik bir reamer ile yapıldı ve kök kanal boyutları kök kanalları içerisine endodontik aletlerin yerleştirilerek radyografik olarak belirlenmesi ile sağlandı. Dişlerin kanal tedavileri '*crown-down*' tekniği kullanılarak yapıldı ve her bir kanal için endodontik alet kullanımı arasında %1'lik sodyum hipoklorit çözeltisi kullanılarak 10 saniye süre ile irrigasyon işlemi gerçekleştirildi. Kök kanal dolumları ise kanal patı üretici

firmasının önerileri doğrultusunda iyodoform içerikli kalsiyum hidroksit kanal dolgu materyali (TgDent Technical & General Ltd., Londra, İngiltere) ile her kanal için belirlenen boyutlarda uygulandı (Resim 3.2).



Resim 3.2. Kök kanallarda endodontik alet kullanımı ve iyodoform patı ile kanal dolularının gerçekleştirilmesi

Kök kanal dolum işleminin kanal ağzlarından 1 mm kısa olacak şekilde gerçekleştirilmesinin ardından kanal ağzları cam iyonomer siman (Kavitan PRO, Pentron Spofa Dental, Çek Cumhuriyeti) ile kapatıldı ve üzerine, bir self etch adeziv (Clearfil SE Bond-Kuraray Co, Ltd, Osaka, Japonya) sistem üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulandı. Bu işlemten sonra kavite tabanının ve kanal ağzlarının düz bir yüzey haline getirilmesi için 1 mm yüksekliğinde akışkan kompozit rezin (I- Flow, i-Dental, Siauliai, Litvanya) 40 saniye süre ile LED ışık cihazıyla (Woodpecker LED-G, Guilin Woodpecker Medical Instrument, Çin) polimerize edilerek kaviteye yerleştirildi (Resim 3.3 ve Resim 3.4).



Resim 3.3. Akışkan kompozit rezinin uygulanması



Resim 3.4. LED ışık cihazı

Endodontik işlemin ardından bütün dişler teker teker 2 cm (santimetre) çapında 5 cm uzunluğunda olan plastik silindir bir boruya, otopolimerizan akrilik rezin (Imicryl, Konya, Türkiye) içerisinde mine sement birleşiminin 2 mm altında olacak şekilde gömüldü (Resim 3.5).



Resim 3.5. Her iki gruba ait örneklerin plastik boru içerisine akrilik rezin yardımı ile gömülmesi

3.3. Endokron Preparasyonu

Kök kanal tedavisine başlamadan önce horizontal yönde kesilen dişlerin intrakoronel yüksekliği, 2 mm olacak şekilde internal kavite marjininin pulpa odası tabanına kadar olan mesafenin periodontal bir sond yardımı ile ölçülmesiyle belirlendi. Çalışmada kullanılan bütün dişlerde basamak tipi olarak shoulder basamak tipi kullanımı tercih edildi. Standart bir kavite preparasyonu için bütün dişler pulpa odasında undercut olmayacak şekilde ve 8-10 derecelik bir açı ile pulpa tabanına dik olacak şekilde prepare edildi. Aksiyal duvarlar ise, standart bir kavite duvar kalınlığı olacak şekilde prepare edildi (Resim 3.6).



Resim 3.6. Hazırlanmış bir endokron preparasyonu

3.4. Endokron Üretimi

CAD/CAM endokronlar, Cerec SW 4.2 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile hazırlandı. Bu sistem ile bütün endokronların aynı yüksekliğe sahip olacak şekilde ve benzer okluzal anatomide üretilmesine özen gösterildi.

Dişler iki farklı grup olacak şekilde rastgele olarak ikiye ayrıldı:

1. Grup: Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) hibrit seramik blok (Resim 3.7)
2. Grup: GC Cerasmart (GC Corp, Tokyo, Japonya) hibrit seramik blok (Resim 3.8)



Resim 3.7. Vita Enamic bloklar



Resim 3.8. Gc Cerasmart bloklar

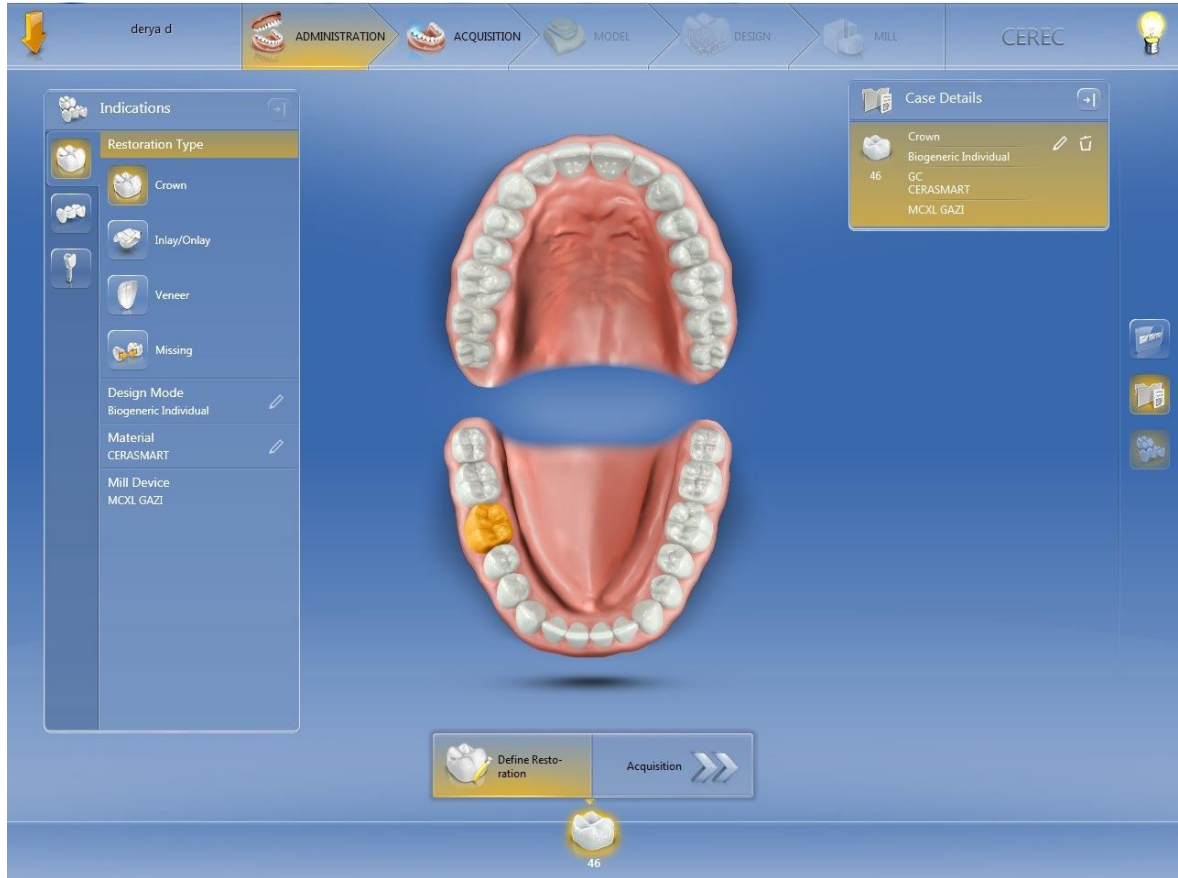
Cerec SW 4.2 yazılımı ile restorasyon dizaynı

Öncelikle programın ‘sistem menüsü’ kısmından yeni kayıt oluşturuldu. Kayıt işleminin ardından restorasyon dizaynına başlandı. Bu kısımda ekranda boş olarak çıkan kimlik kartına ‘Surname (Soyisim)’, ‘Name (İsim)’ ve ‘Patient ID (Hasta kimlik numarası)’ kısımlarına, örneğin grubundaki blok adı ve numarası yazıldı.

Çalışmamızda kullanılan Cerec SW 4.2 sistemi üzerinde aşamalara şu şekilde devam edildi:

- Yönetme (*Administration*) Aşaması
- Görüntü Elde Etme (*Acquisition*) Aşaması
- Model (*Model*) Aşaması
- Dizayn (*Design*) Aşaması
- Frezleme (*Mill*) Aşaması

Öncelikli olarak restorasyon için diş numaraları belirlendi. CAD/CAM sistemi daimi dişler üzerine uyarlanan bir sistem olduğu için, CEREC 4.2® yazılım programında süt dişlerinin yer almamasından dolayı, alt süt II. azı dişi kuronları için 36 ve 46 numaralı dişler referans alındı. Biyojenerik tasarım yöntemi seçilerek, restorasyon tipi tek kuron olarak belirlendi (Resim 3.9).



Resim 3.9. Alt süt II. azı dişi kuronları için diş numarası, restorasyon tipi ve biyojenerik tasarım yönteminin seçilmesi

Bu işlemlerin ardından bir sonraki basamak olan görüntü elde etme aşamasına geçildi. Görüntü alabilmek için Cerec Omnicam® (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) tarayıcı kamera aktive edildi. Ölçüm yapılacak bölge ile mercek arasındaki ideal olarak belirlenen 5 mm'lik mesafeden, 3 boyutlu optik ölçü elde etme işlemi sırasıyla; okluzal, bukkal, lingual bölgelerinden mezial ve distal yüzeylerinde görüntüsünün aktarılmasına dikkat edilerek yapıldı ve elde edilen görüntü anlık olarak monitör üzerinde belirdi (Resim 3.10).



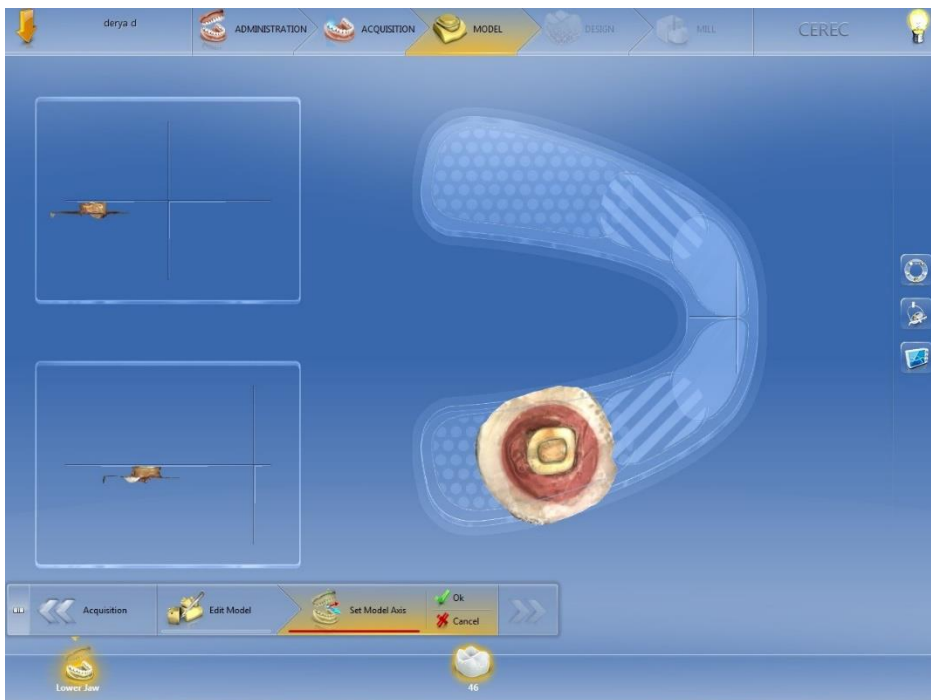
Resim 3.10. Optik ölçü elde etme aşaması

Görüntü elde edildikten sonra yazılımda bir sonraki aşama olan ‘*Model*’ bölümüne geçildi. Bu kısımda diş çenedeki yerine yerleştirildi ve uygun görülen model eksenleri belirlendi. Ekranın alt kısmında ‘*Restoration Parameters*’ bölümüne tıklanarak çeşitli parametreler görüntülendi. Yazılımın otomatik olarak tasarladığı restorasyon kontrol edildi ve eğer restorasyonda çok ince kısımlar oluşmuşsa ya da düzeltilmesi gereken bölgeler varsa, sağ taraftaki ‘*Tools*’ kısmından gingival marjin, adeziv siman boşluğu, restorasyonun minimal çevresel kalınlığı ve okluzal bölgenin minimal çevresel kalınlığı için gerekli düzeltmeler yapıldı. Çalışmada yapılacak olan restorasyonlara ait adeziv siman boşluğu 40 μm olacak şekilde sistem üzerinde işaretlendi ve gingival marjinler sanal model üzerinde belirlendi (Resim 3.11).



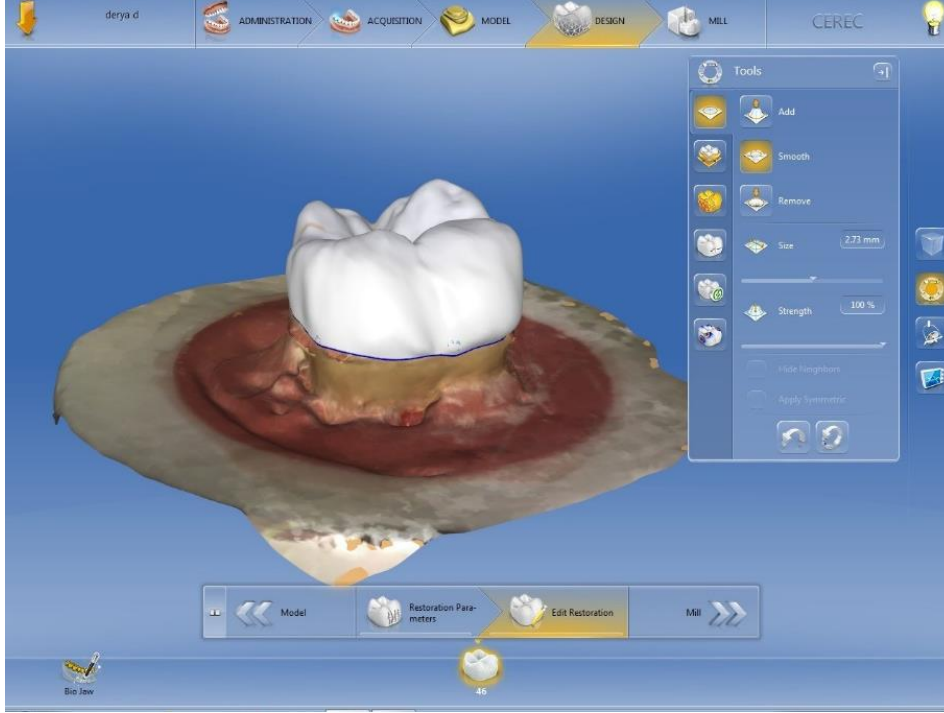
Resim 3.11. Gingival marjın çizimi

Bu işlemlerin ardından sol kısımdaki ekranda okluzal tablaya göre seviyeleri ve bukkolingual aksları belirlendi ve son olarak sol alt kısımdaki ekranda dişin yine hem okluzal tablaya göre seviyesi hem de mezio-distal aksları tespit edildi (Resim 3.12).



Resim 3.12. Modelin çene arkı üzerinde yerleştirilmesi

Restorasyon kalınlıkları, sağ tarafta en alttaki ‘*Analyzing Tools*’ simgesine tıklandığında çıkan ‘*Cursor Details*’ bölümü ile restorasyonların okluzal kalınlıkları standardizasyonu sağlamak için kontrol edildi ve okluzal kalınlıklarının benzer olduğundan emin olundu (Resim 3.13).



Resim 3.13. Okluzal kalınlığı değerlendirilerek hazırlanan endokron dizaynı

Bütün bu işlemlerin ardından son aşama olan frezleme aşamasına geçildi. Bu aşamada frezleme işleminde kullanılacak bloğun markası ve tipi seçildi. CAD/CAM zerinde Vita Enamic bloklar için VITA, GC Cerasmart bloklar için GC markası işaretlendi. Her iki grupta da çalışmamız için 14 numaralı blok boyutları seçildi ve GC Cerasmart grubu için A2 HT ve Vita Enamic grubu için 2M2-T renkleri tercih edildi.

Restorasyonun blok içerisindeki konumu kontrol edilerek, tij yolları kuronların bukkal yüzeylerinin ortasına denk gelecek şekilde blok içerisinde ayarlandı. Her bir bloktan bir adet kuron çıkacak şekilde sistem üzerinde konumlar belirlendi (Resim 3.14).



Resim 3.14. Restorasyonun blok içerisindeki konumu ve tij yolu

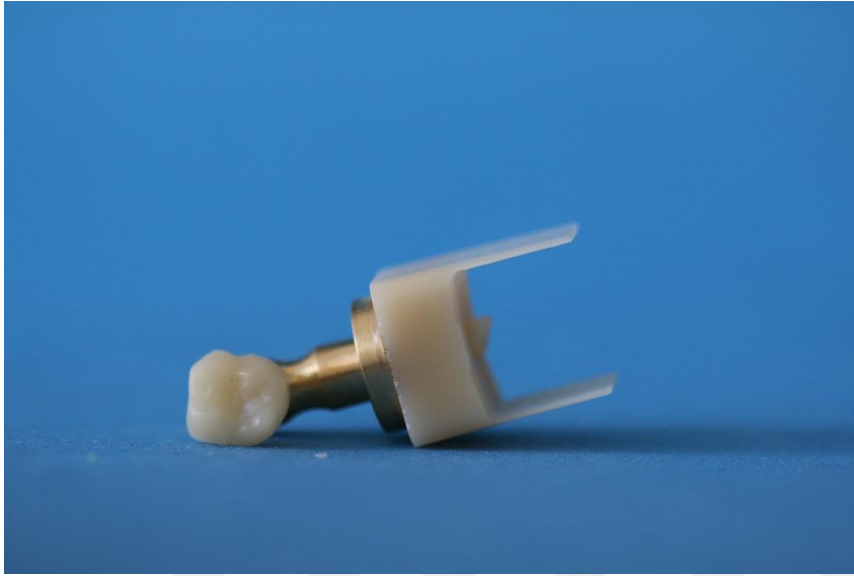
Frezleme seçeneklerinin belirlenmesinin ardından frezleme prosedürü başlatıldı. Bloklar, frezleme işlemi öncesinde, inLab MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) frezleme ünitesine, üniteye ait tornavida yardımı ile yerleştirme boşluğuna yerleştirilerek sıkıştırıldı (Resim 3.15).



Resim 3.15. Restorasyonun frezleme ünitesindeki konumu

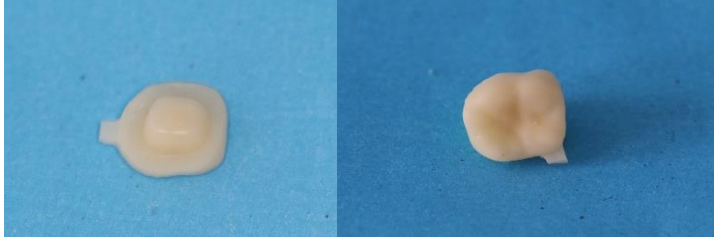
inLab MC XL frezleme ünitesi, frezleme için gerekli olan veriyi, Cerec SW 4.2'den ağ bağlantısı yardımıyla almaktadır. Frezleme süresi, restorasyon tipine ve kullanılan bloğun özelliklerine göre değişmektedir. Cerec SW 4.2 veri toplama ünitesi üzerindeki 'Start Milling' sekmesine basılmaktadır ve böylece frezleme işlemi başlatılmaktadır. Frezleme işlemi sona erdiğinde restorasyonu taşıyan blok, hazneden çıkartılmaktadır ve dişler üzerinde kontrolleri yapılmaktadır [193].

Bu uygulama prosedürü benzer şekilde bu tez çalışmasında da gerçekleştirildi (Resim 3.16).



Resim 3.16. Frezleme işlemi bitmiş bir örnek

Bu çalışmada, Cerec SW 4.2 ile üretilen örneklerde, yapılacak testler üzerinde herhangi bir etkisi bulunmayacağı için, bir polisaj işlemi uygulanmadı (Resim 3.17).



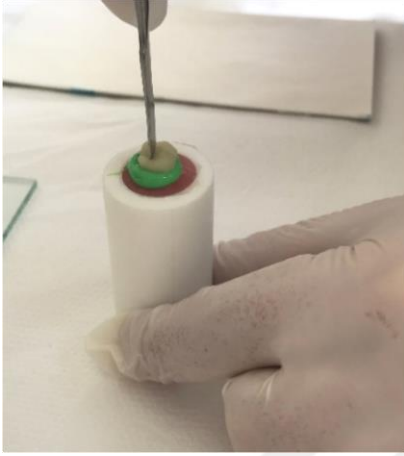
Resim 3.17. Polisaj işlemi uygulanmamış örnekler

3.5. Test Örneklerinin Marjinal ve İnternal Aralıklarının Ölçülmesi

3.5.1. Silikon replikaların elde edilmesi

Hazırlanan örnekler, simantasyon işlemi öncesinde marjinal ve internal aralık açısından değerlendirildi. CEREC SW 4.2 yöntemi ile üretilen örneklerin prepare edilmiş diş ile uyum kontrolünün ardından silikon replika yöntemi ile aralık değerlendirmeleri yapıldı. Replikanın elde edilmesinde kullanılan akıcı kıvamlı polivinil siloksan 1. ölçü malzemesi (Zhermack elite HD light body, Badia Polesine, Rovigo, İtalya) ölçü tabancası yardımıyla restorasyonun iç yüzeyine hava kabarcığı kalmayacak ve tüm yüzeyi kaplayacak şekilde dolduruldu ve hazırlanan endodontik kaviteye ölçü malzemesinin rahatça aradan

kaçabilmesi için hafif rotasyon hareketleriyle yerleştirildi (Resim 3.18). Restorasyon kenarlarından taşan silikon ölçü maddelerinin bir ağız spatülü yardımı ile temizlenmesinin ardından restorasyon sertleşme gerçekleşene kadar parmak basıncı ile sabit olarak bekletildi. Sertleşmenin ardından bütün örnekler 1. silikon ölçü maddesi ile birleşik olacak şekilde dış yüzeyinden ayrıldı ve tek tek kontrol edilerek; yırtık ya da eksiklik varlığında silikon replikalar yenilendi.



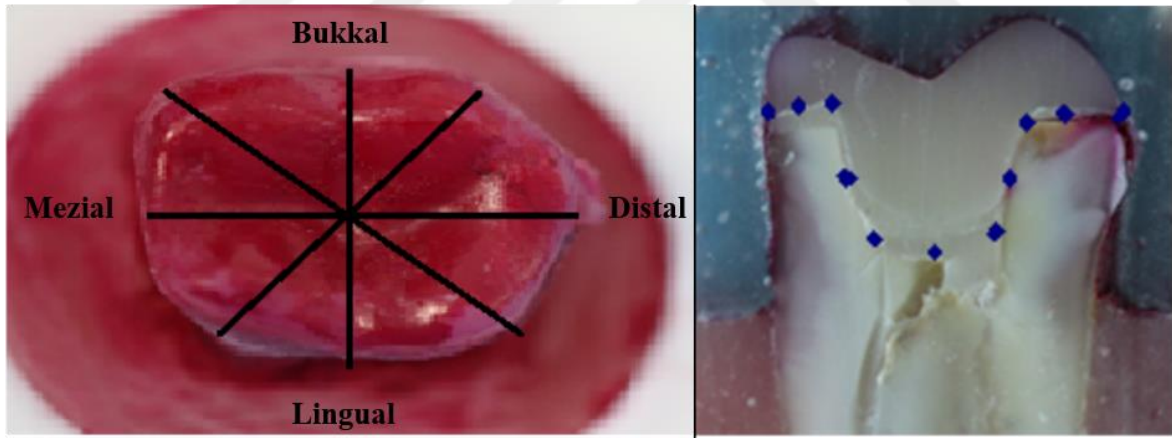
Resim 3.18. Akıcı kıvamlı 1. ölçü maddesi ile alınan replika örneği

Endodontik kaviteden ayrılan akıcı kıvamdaki 1. ölçü maddesinin desteklenmesi ve değerlendirmenin iyi yapılabilmesi için koyu kıvamdaki 2. ölçü maddesi (Zhermack Elite HD heavy body, Badia Polesine, Rovigo, İtalya) karıştırma cihazı ile karıştırılarak bir siman camı üzerine yerleştirildi. Sertleşme gerçekleşmeden önce 1. silikon ölçü maddesi ile birleşik olarak duran endokron örnekleri koyu kıvamlı 2. ölçü maddesi üzerine hafif parmak basısı ile yerleştirildi ve sertleşme gerçekleşene kadar beklenildi. Sertleşmenin sağlanmasından sonra endokron restorasyonlar, silikon yapılar siman camında kalacak şekilde dikkatlice çıkarıldı (Resim 3.19). Çıkarılma sırasında zarar gören silikon örnekler için prosedür en baştan uygulandı. Bütün örnekler siman camına gruplarına göre numaralandırılarak yerleştirildi.



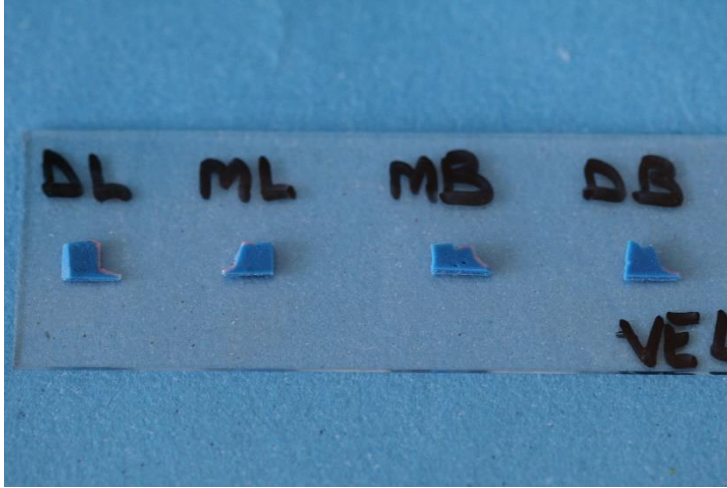
Resim 3.19. Koyu kıvamlı 2. ölçü maddesi ile elde edilen replika örneği

Elde edilen silikon ölçü yüzeyleri yere dik tutulan bir bistüri yardımı ile kuronların orta kısımlarından ve örneklerin tabanlarından geçecek şekilde bukkal-lingual, mezio-distal yönlerde dört kesit alınacak şekilde kesildi. Ayrıca restorasyon köşelerindeki marjinal ve internal uyumu değerlendirmek için, alınan dört kesitten sonra, mezio-bukkal, mezio-lingual, disto-bukkal ve disto-lingual köşelerden de silikon ölçü yüzeylerinin tabanına dik olacak şekilde dört kesit alındı (Resim 3.20).



Resim 3.20. Kesit elde edilmesinin şematik görüntüsü ve örneklerdeki ölçüm noktaları

Her bir silikon ölçü örneğinden alınan 8 kesit, mikroskop altında değerlendirilebilmek için şeffaf bir lam üzerine 4'erli olmak üzere kesit alınan örneğin hangi bölgesi olduğu yazılarak yerleştirildi (Resim 3.21).



Resim 3.21. Lam üzerine yerleştirilmiş kesitler

Lam üzerindeki her kesit için ölçümler mikroskop cihazı (Leica DM 400B, Almanya) ile 40X büyütme altında değerlendirildi (Resim 3.22). Görüntünün mikroskoba bağlı bilgisayar ekranına iletilmesi ile kesitlerde sırası ile marjin bölgesi, basamak, basamak köşesi, aksiyal duvar, taban köşesi ve taban olmak üzere akıcı kıvamlı silikon ölçü maddesi kalınlıkları μm cinsinden ölçülerek kayıt altına alındı (Resim 3.23).

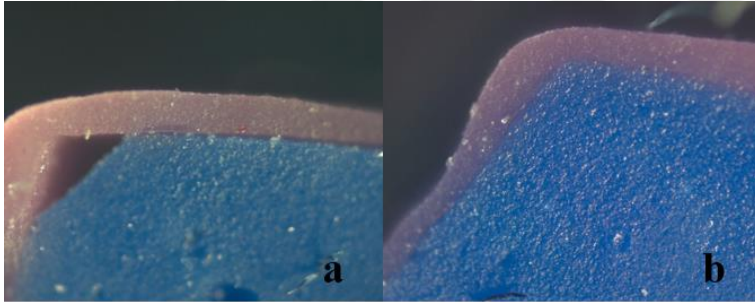
Ölçüm esnasında daha gerçekçi sonuçlar elde etmek adına her bir ölçüm birbirine mümkün olduğunca yakın olacak şekilde alınan 5 değerın ortalaması olarak hesaplandı. Her kesit yüzeyi için yüzeyinin büyütme altında fotoğraflar çekildi. Sonuçta, bir kuron için sekiz ayrı bölgeden ortalamaların alınması ile toplam 48 adet ölçüm elde edildi.

İnternal adaptasyon değerlendirmesinde, her bir örnekten, simantasyon öncesi, internal aralık ölçümü için basamak, basamak köşesi, aksiyal duvar, taban köşesi, taban ve bu grupların ortalamaları alınarak değerler elde edildi. Bu değerler iki deney grubu arasında ve kendi içerisinde basamak, basamak köşesi, aksiyal duvar, taban köşesi ve taban olmak üzere ayrı ayrı da değerlendirildi.

Marjinal aralık değerlendirilmesi ise her bir örnekte bukkal, lingual, mezial, distal bölgelerinin ve bu bölgelerin ortalamasının alınması ile, her bir deney grubu arasında ve grupların kendi arasında belirtilen değerler arasında karşılaştırıldı.



Resim 3.22. Aralık değerlerinin belirlenmesinde kullanılan mikroskop ve büyütme sistemi



Resim 3.23. Bilgisayar ekranına aktarılarak yapılan ölçüm

3.6. Endokron Simantasyonu

3.6.1. Yüzeylerinin hazırlanması

Hazırlanan örneklerin tamamı, gren boyutu 50 μm olan alüminyum oksit partikülleri 2 bar basınç altında 10 mm uzaklıktan olacak şekilde 10 saniye süre ile kumlama cihazı (Korox, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co., Bremen, Almanya) kullanılarak kumlama işlemine tabi tutuldu (Resim 3.24).



Resim 3.24. Kumlama cihazı

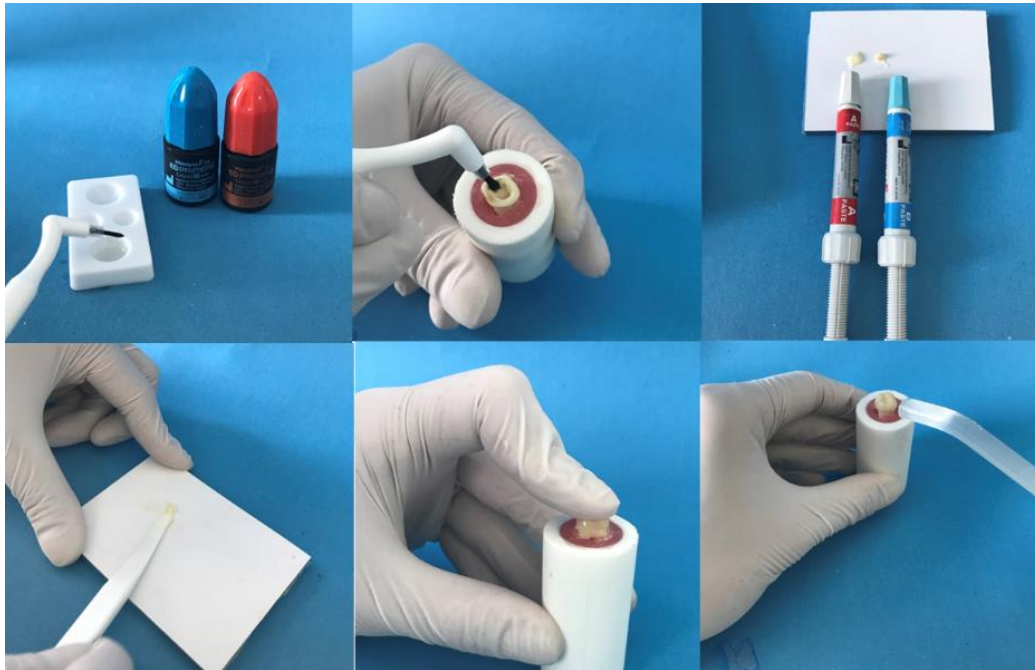
3.6.2. Simantasyon prosedürü

Kumlama işleminin ardından restorasyonlar yüzeylerinde hiç artık kalmayacak şekilde hava-su spreyi yardımı ile yıkandı ve kurutuldu. Restorasyonlarda son aşama olarak Clearfil Ceramic Primer Plus silan (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) restorasyon yüzeyine uygulandı ve hafif kuru hava uygulaması yapılarak kurutuldu.

Diş yüzeylerini restorasyona hazırlamak için ise %40'lık fosforik asit (K Etchant Gel, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) ile 15 saniye süre ile pürüzlendirildi ve yıkanıp, hava basıncı ile kurutuldu. Bu işlemin ardından ED Primer (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) ince bir tabaka olacak şekilde diş yüzeyine uygulanarak 30 saniye beklenilmesinin ardından hafifçe hava ile kurutuldu. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda maksimum 15 saniyede tüpün tam tur çevrilmesiyle eşit miktarda hazırlanan Panavia F 2.0 dual-cure kompozit rezin yapıştırma simanının baz ve katalizör pastaları (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya), özel plastik spatül ile karıştırma kağıdı üzerinde 20 sn karıştırıldıktan sonra kuron iç yüzeyine uygulandı. Ardından restorasyon diş üzerine yerleştirilerek parmak basısı altında simantasyon gerçekleştirildi. Restorasyonlara 5 sn LED ışık kaynağı ile ön ışınlama yapıldıktan sonra taşan siman fazlalıkları sond ve bir pamuk yardımı ile uzaklaştırıldı ve LED ışık kaynağı ile tüm yüzeylerden 40 saniye boyunca polimerize edilerek simantasyon tamamlandı (Resim 3.25) (Resim 3.26).



Resim 3.25. Panavia F 2.0 dual-cure siman



Resim 3.26. Simantasyon işlemi aşamaları

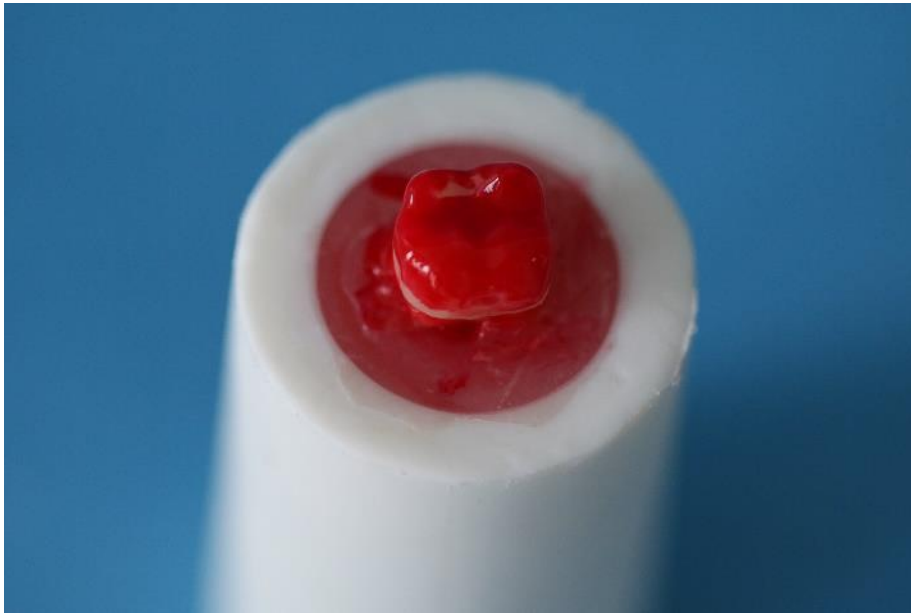
3.7. Termal Siklus Uygulamaları

Endokronların süt dişlerine simantasyon işleminden sonra 24 saat oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletilen örneklere, ağız ortamını taklit edebilmek amacı ile SD Mechatronik Thermocycler (SD Mechatronik GMBH, Felderkirchen-Westerham; Almanya) cihazı ile 5-55°C sıcaklıklarında, banyoda tutulma süresi 30 sn banyolar arası geçiş süresi 10 sn olacak şekilde ISO önerileri doğrultusunda 500 kez tekrarlanan termal siklus yöntemi ile yaşlandırma işlemi uygulandı (Resim 3.27).



Resim 3.27. Termal siklus cihazı

Termal siklus işlemi tamamlanan bütün örneklerin tüm yüzeyleri, kuron marjinine 1 mm'ye varana kadar 2 kat tırnak cilası ile kapatıldı ve hazırlanan dişler 24 saat boyunca 37°C sıcaklıkta %0,5'lik bazik fuksin solüsyonuna yerleştirilerek etüv içerisinde bekletildi (Resim 3.28). Bekletilen sürenin sonunda çıkarılan örnekler boyar maddenin azaltılması amacı ile akan su altında yıkanarak temizlendi (Resim 3.29).



Resim 3.28. Testler için 2 kat tırnak cilası uygulanan örnek



Resim 3.29. %0,5'lik bazik fuksin solüsyonundan çıkarılan örneğin görüntüsü

3.8. Kırılma Direnci Testi Uygulaması

Çalışmada kırılma direnci testi için Shimadzu AG-IS Autograph (Shimadzu Scientific Instruments, Columbia, MD) cihazı kullanıldı (Resim 3.30). Örnekler cihazın alt bölgesinin uygun haznesine yerleştirildikten sonra, cihazın üst bölgesinde çapı 4 mm olacak şekilde hazırlanan küre, örneklerin santral fossa bölgesine dik açı ile gelecek şekilde konumlandırıldı. Test cihazı 1 mm/dk'lık uyguladığı kuvvet ile dişlerde kırılma meydana getirmesiyle uygulama sonlandı. Cihazın kullanılmasını destekleyen bilgisayar ve yazılım ile maksimum kırılma değerleri dijital ortamda Newton değeriyle gösterildi. Bütün örnekler için belirlenen değerler Excel programında kaydedildi.



Resim 3.30. Kırılma direnci için kullanılan test cihazı

3.9. Mikrosızıntı Testi

Örneklerin hepsinde, mikrosızıntı testi öncesinde kırılma direnci testinde kullanılmalarından dolayı kırılmalar yaşandı. Bu sebeple, örnekler mikrosızıntı testi öncesinde kırık parçaların yapıştırıcı bir madde ile yerlerine yapıştırılmasının ardından, pembe akrile gömülü olmayan kısımları, yani kuronların okluzal hizalarından mine-sement sınırının 1 mm altına kadar ilerleyen bölge plastik bir boru yardımı ile şeffaf otopolimerizan akriliğe gömüldü. (Orthocryl EQ, Dentaaurum GmbH & Co, Ispringen, Almanya). Bu sayede mikrosızıntı testi için kesitlerin alınması işlemi sırasında örnek kayıplarının yaşanmasının önüne geçildi (Resim 3.31).



Resim 3.31. Şeffaf akrilik içerisine gömülmüş bir örnek

Mikrosızıntı testi için akrilik blok içerisindeki bütün örnekler hassas kesit alma cihazı ATM BRILLANT 210 Cutter (ATM GmbH, Mammelzen, Almanya) yardımıyla bukkal-lingual doğrultuda her örnekten 3 kesit elde edilecek şekilde ayrıldı (Resim 3.32) (Resim 3.33).

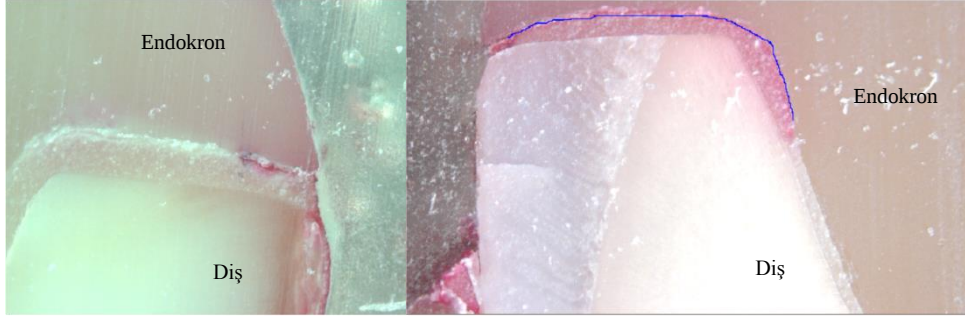


Resim 3.32. Hassas kesit alma cihazı



Resim 3.33. Kesit alınan bir örnek

Kesim işleminin hemen ardından tüm örnekler ait kesitler örneklerin mezial bölgelerinden distal bölgelerine göre sırası ile yerleştirildikleri lam üzerinde mikroskopta 40X büyütme altında incelenerek, mikroskop ile uyumlu bilgisayar ekranındaki programa aktarıldı. Burada sızıntı ölçümleri μm cinsinden yapıldı (Resim 3.34).



Resim 3.34. Bilgisayar ekranında ölçüm yapılan örnek görüntüler

Ayrıca, örneklerde meydana gelen kırık tipleri de mikrosızıntı değerlendirmesi sırasında mikroskop altında değerlendirilerek belirlendi. Kırılma tiplerinin değerlendirilmesinde kullanılan yöntem Çizelge 3.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2. Kırılma tiplerinin sınıflandırılması

KIRILMA TIPLERİ SINIFLAMASI	
Tip 1	Endokron restorasyonunda herhangi bir kırık olmadan, endokronun bütün veya parsiyel desimante olması (Uygun başarısızlık tipi)
Tip 2	Dişte herhangi bir kırılma olmadan endokronun kırılması (Uygun başarısızlık tipi)
Tip 3	Endokron-diş kompleksinin kemik seviyesi simülasyonunun üstündeki seviyede kırılması (Kabul edilebilir başarısızlık tipi)
Tip 4	Endokron-diş kompleksinin kemik seviyesi simülasyonunun altındaki seviyede kırılması (Katastrofik başarısızlık tipi)

3.10. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) Statistics Version 20 paket programı ile analiz edildi.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk’s’den yararlanıldı. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği, $p > 0,05$ olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımdan geldikleri belirtildi.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle Mann Whitney U Testinden yararlanıldı.

İkiden çok bağımlı değişkenlerin analizlerinde normal dağılımdan gelmemeleri nedeniyle Friedman’s Two-Way ANOVA kullanıldı; anlamlı farklılıkların çıkması durumunda Çoklu

Karşılaştırma Testleri'nden yararlanılarak birbiriyle farklılık gösteren değişkenler tespit edildi.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtildi.



4. BULGULAR

Gc Cerasmart ve Vita Enamic nano hibrit seramik bloklar kullanılarak hazırlanan endokronların marjinal ve internal aralık, kırılma direnci ve mikrosızıntı testleri gerçekleştirilmiştir. Bu değerlere ait bulgular sırasıyla bölüm 4.1, 4.2, 4.3'te verilmektedir.

4.1. Marjinal ve İnternal Aralık Testlerine Ait Bulgular

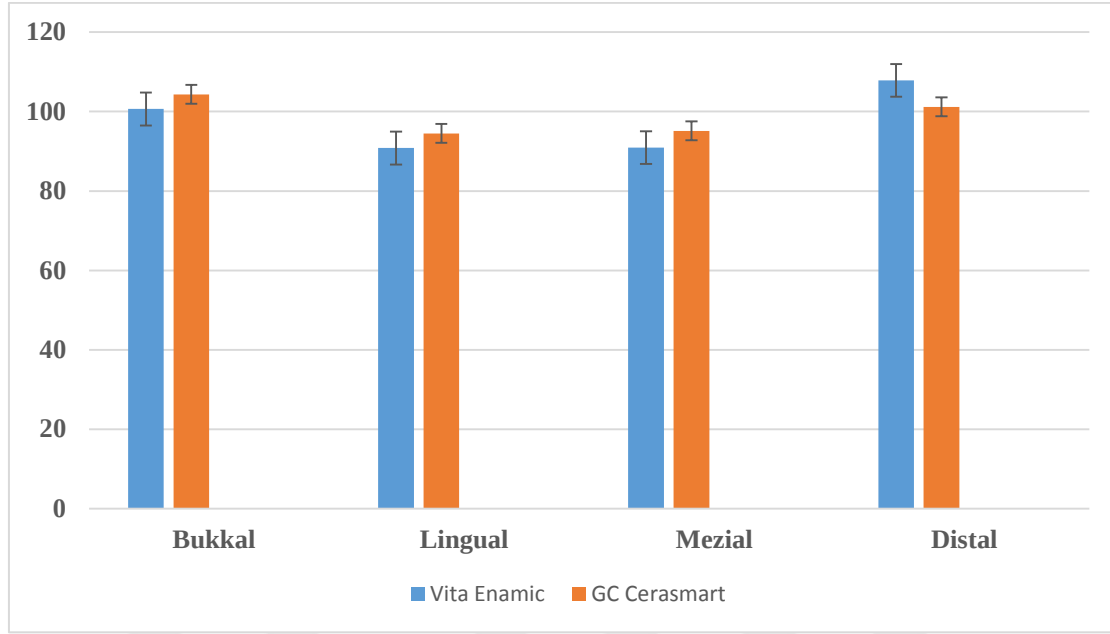
4.1.1. Marjinal aralık testlerine ait bulgular

Marjinal aralık değerlerine ilişkin istatistiksel bulgular Çizelge 4.1, 4.2 ve 4.3, Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve Şekil 4.4'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Marjinal aralık değerlerinin diş yüzeyleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları

		Grup (µm)						Mann Whitney U Testi		
		N	Ort.	Medyan	Min.	Maks.	SS	Sıra Ort.	Z	P
BUKKAL	Vita Enamic	18	100,66	101,52	66,77	119,9	17,11	17,89		
	GC Cerasmart	18	104,32	103,87	84,69	119,3	12,09	19,11	-0,348	0,728
	Toplam	36	102,49	103,87	66,77	119,9	14,72			
LİNGUAL	Vita Enamic	18	90,82	89,67	52,57	119,74	20,89	17,5		
	GC Cerasmart	18	94,49	96,13	56,32	118,93	18,07	19,5	-0,57	0,569
	Toplam	36	92,65	94,05	52,57	119,74	19,34			
MEZİAL	Vita Enamic	18	90,94	98,66	39,01	117,48	23,47	17,56		
	GC Cerasmart	18	95,13	100,68	58,97	119,96	20	19,44	-0,538	0,591
	Toplam	36	93,03	99,86	39,01	119,96	21,6			
DİSTAL	Vita Enamic	18	107,86	98,03	42,31	117,2	50,98	19		
	GC Cerasmart	18	101,19	105,66	61,9	116,88	15,3	18	-0,285	0,776
	Toplam	36	104,52	100,58	42,31	117,2	37,25			

Örneklerin bukkal, lingual, mezial ve distal yüzeylerindeki marjinal aralık değerleri bakımından, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Vita Enamic grubunda bu değerler 39,01-119,9 µm arasında değişmekte iken, GC Cerasmart grubunda 56,32-119,96 µm arasında değişmektedir. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GC Cerasmart grubunun bukkal, lingual, mezial değeri, Vita Enamic grubunun ise distal değeri daha yüksektir.

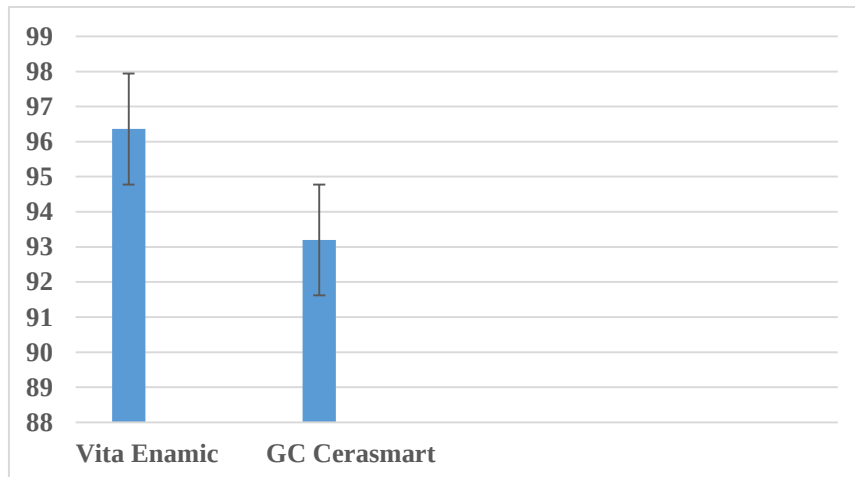


Şekil 4.1. Yüzeyle göre gruplar arasındaki marjinal aralık ortalama değerleri (µm)

Çizelge 4.2. Ortalama marjinal aralık değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları

	Grup (µm)							Mann Whitney U Testi	
	N	Ort.	Medyan	Min.	Maks.	SS	Sıra Ort.	Z	P
Vita Enamic	18	96,36	95,66	71,99	119,4	14,25	19,56		
GC cerasmart	18	93,2	87,68	74,93	118,14	16,15	17,44	-0,601	0,548
Toplam	36	94,78	94,82	71,99	119,4	15,1			

Ortalama marjinal aralık değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GC Cerasmart grubunun ortalama marjinal aralık değeri daha düşüktür.

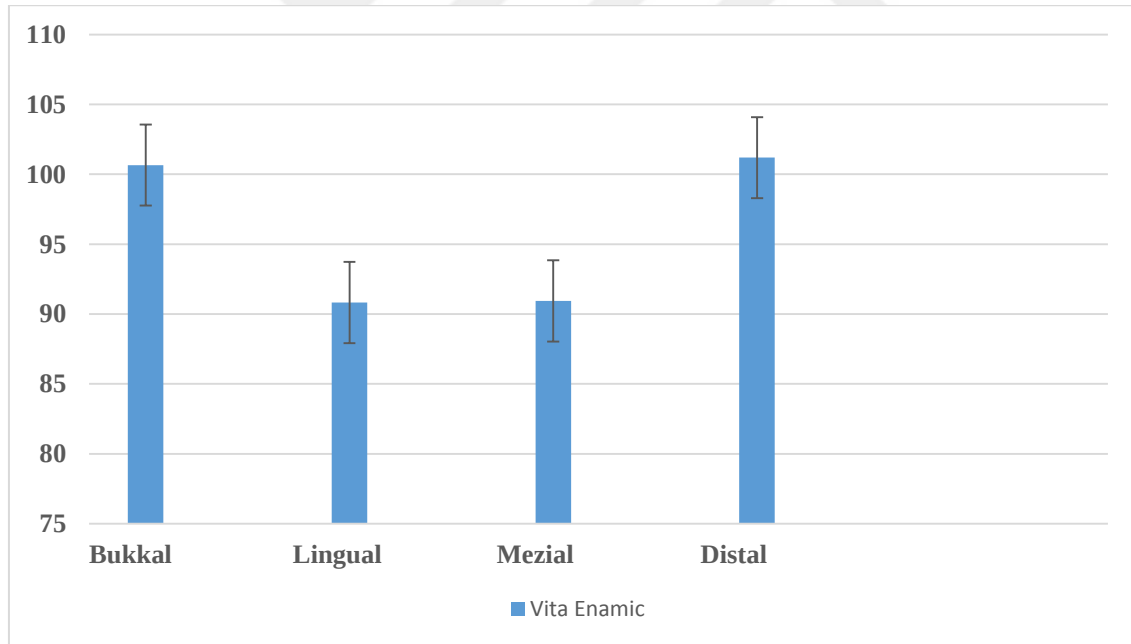


Şekil 4.2. Ortalama marjinal aralık değerleri (µm)

Çizelge 4.3. Gruplarda marjinal aralık değerleri bakımından grup içi farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi Sonuçları

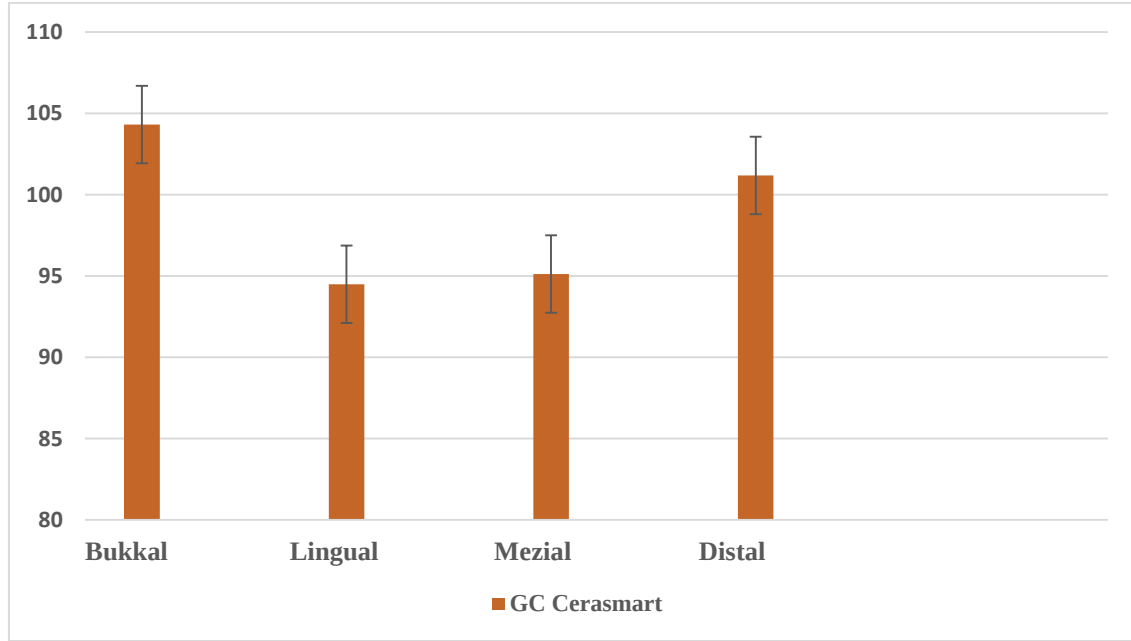
		Grup (µm)						Friedman 's Two Way Anova		
		<u>N</u>	<u>Ort.</u>	<u>Medy.</u>	<u>Min.</u>	<u>Maks.</u>	<u>SS</u>	<u>Sıra Ort.</u>	<u>Ki Kare</u>	<u>P</u>
Vita Enamic	BUKKAL	18	100,66	101,52	66,77	119,9	17,11	2,69	2,229	0,526
	LİNGUAL	18	90,82	89,67	52,57	119,74	20,89	2,22		
	MEZİAL	18	90,94	98,66	39,01	117,48	23,47	2,33		
	DİSTAL	18	107,86	98,03	42,31	199,87	50,98	2,75		
GC Cerasmart	BUKKAL	18	104,32	103,87	84,69	119,3	12,09	2,89	4,867	0,182
	LİNGUAL	18	94,49	96,13	56,32	118,93	18,07	2,17		
	MEZİAL	18	95,13	100,68	58,97	119,96	20	2,17		
	DİSTAL	18	101,19	105,66	61,9	116,88	15,3	2,78		

Vita Enamic grubunda yüzeyler arasında marjinal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte distal yüzey değeri daha yüksek (107,86 µm) bulunmuştur.



Şekil 4.3. Vita Enamic grubu yüzeylere göre ortalama marjinal aralık değerleri (µm)

GC Cerasmart grubunda yüzeyler arasında marjinal aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte bukkal yüzey değeri (104,32 µm) daha yüksek bulunmuştur.



Şekil 4.4. GC Cerasmart grubu yüzeylere göre ortalama marjinal aralık değerleri (µm)

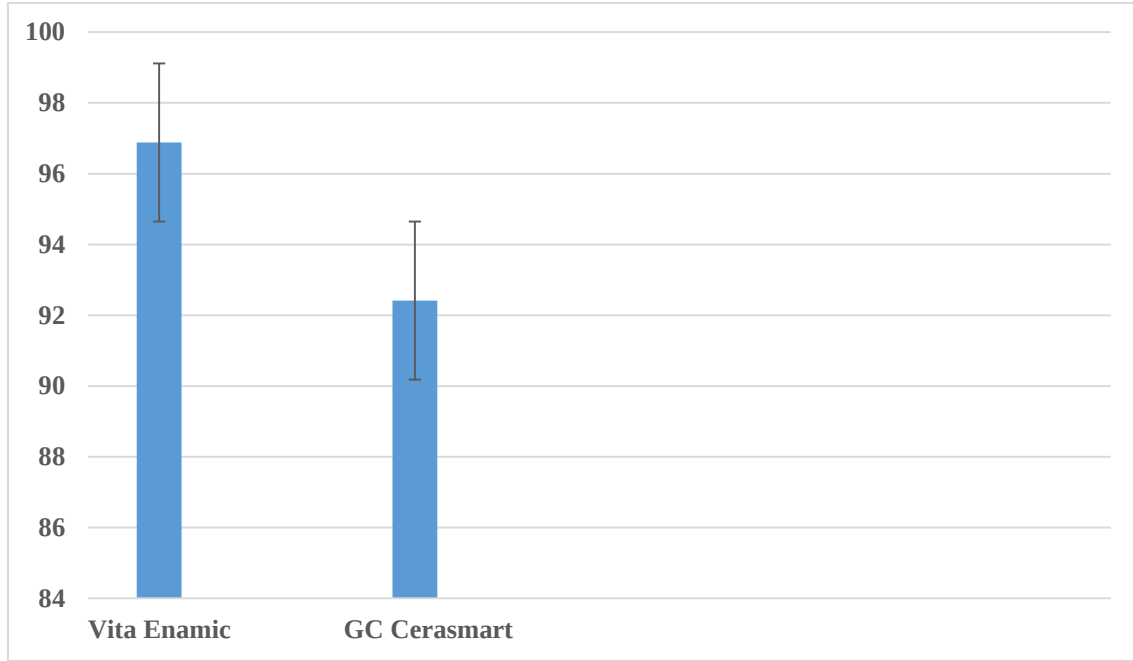
4.1.2. İnternal aralık testlerine ait bulgular

İnternal aralık değerlerine ilişkin istatistiksel bulgular Çizelge 4.4, 4.5 ve 4.6, Şekil 4.5, 4.6, 4.7 ve 4.8’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.4. İnternal aralık ortalaması değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları

	Grup (µm)					Mann Whitney U Testi			
	<u>N.</u>	<u>Ort.</u>	<u>Medyan</u>	<u>Min.</u>	<u>Maks.</u>	<u>SS</u>	<u>Sıra Ort.</u>	<u>Z</u>	<u>P</u>
Vita Enamic	18	96,88	99,82	78,88	112,44	8,81	20,89		
GC Cerasmart	18	92,41	89,13	78,62	112,71	10,03	16,11	-1,36	0,174
Toplam	36	94,65	96,15	78,62	112,71	9,58			

Ortalama internal aralık değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Vita Enamic grubunun ortalama internal aralık değeri (96,88 µm) daha yüksektir.

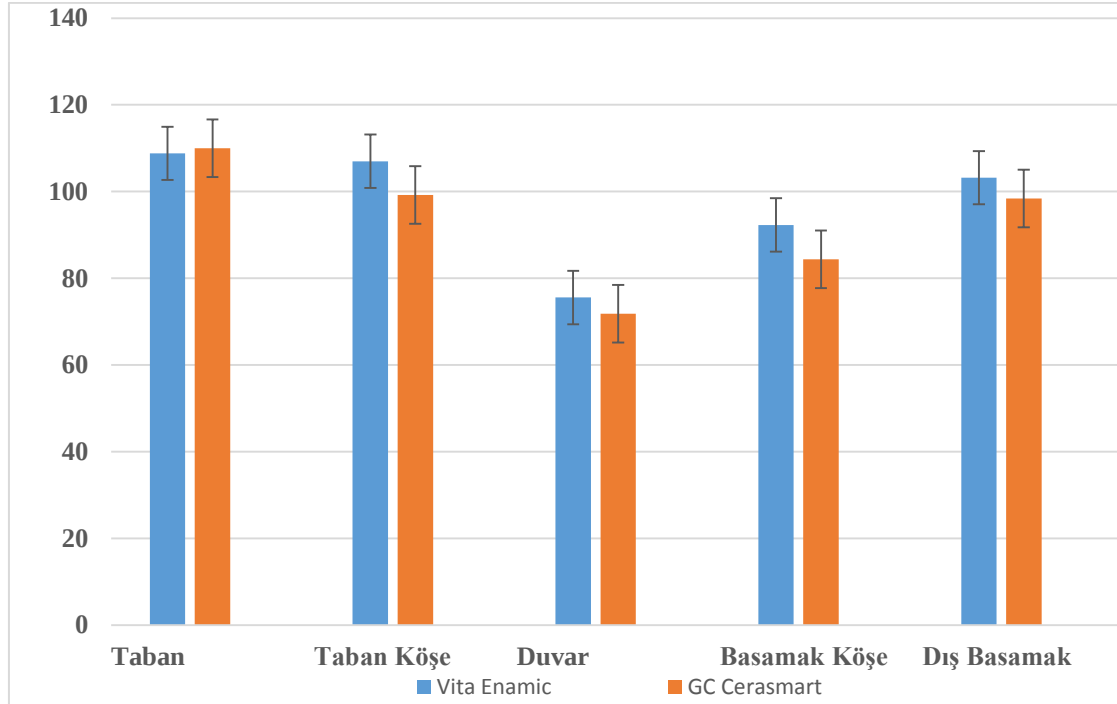


Şekil 4.5. Gruplara göre ortalama internal aralık değerleri (µm)

Çizelge 4.5. Yüzeyler arasında internal aralık değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları

		Grup (µm)						Mann Whitney U Testi		
		N	Ort.	Medyan	Min.	Maks.	SS	Sıra Ort.	Z	P
TABAN	Vita Enamic	18	108,81	112,63	76,33	119,87	12,73	18,11		
	GC Cerasmart	18	110	112,7	80,7	119,84	10,96	18,89	-0,221	0,825
	Toplam	36	109,4	112,67	76,33	119,87	11,72			
TABAN KÖŞE	Vita Enamic	18	106,97	111,35	65,24	119,57	14,29	21,17		
	GC Cerasmart	18	99,2	102,31	52,12	118,6	18,11	15,83	-1,519	0,129
	Toplam	36	103,09	108,82	52,12	119,57	16,55			
DUVAR	Vita Enamic	18	75,55	72,93	52,62	110,42	15,05	19,61		
	GC Cerasmart	18	71,83	73,9	51,63	103,36	12,1	17,39	-0,633	0,527
	Toplam	36	73,69	73,9	51,63	110,42	13,59			
BASAMAK KÖŞE	Vita Enamic	18	92,29	88,91	48,54	119,49	19,46	21,06		
	GC Cerasmart	18	84,35	77,47	58,41	115,64	17,86	15,94	-1,455	0,146
	Toplam	36	88,32	86,58	48,54	119,49	18,84			
DIŞ BASAMAK	Vita Enamic	18	103,2	103,51	64,64	119,09	13,85	19,94		
	GC Cerasmart	18	98,4	98,88	55,05	119,41	17,58	17,06	-0,823	0,411
	Toplam	36	100,8	101,6	55,05	119,41	15,79			

Yüzeylere göre internal aralık değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GC Cerasmart grubunun taban değeri, Vita Enamic grubunun ise taban köşe, duvar, basamak köşe ve dış basamak değeri daha yüksektir.

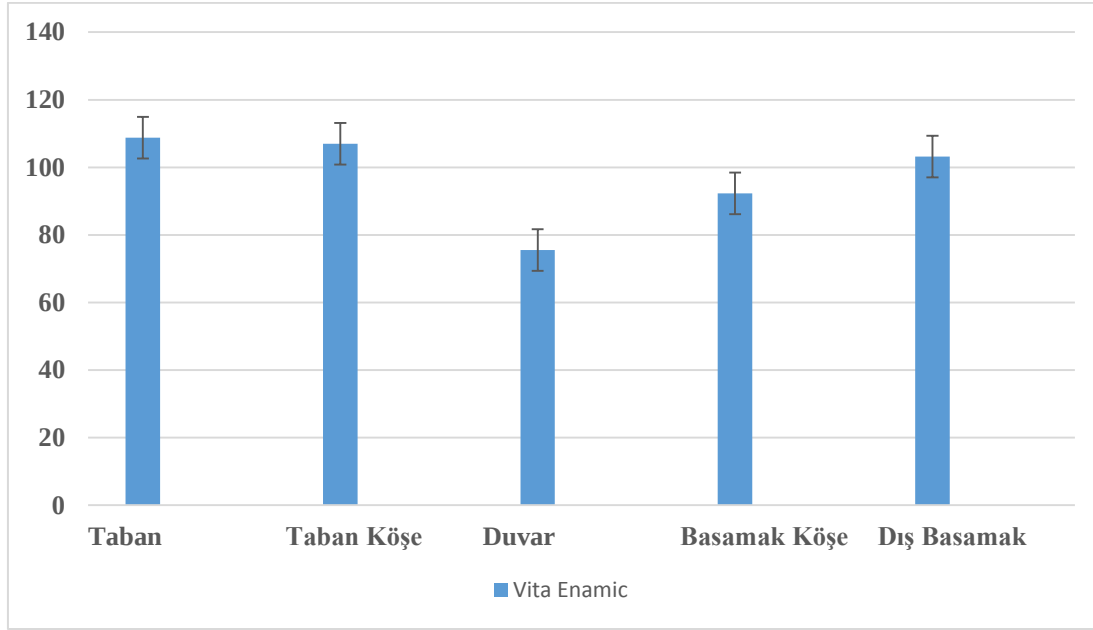


Şekil 4.6. Gruplar arasında yüzeyler bakımından internal aralık ortalama değerleri (µm)

Çizelge 4.6. Gruplarda internal aralık değerleri bakımından grup içi farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları

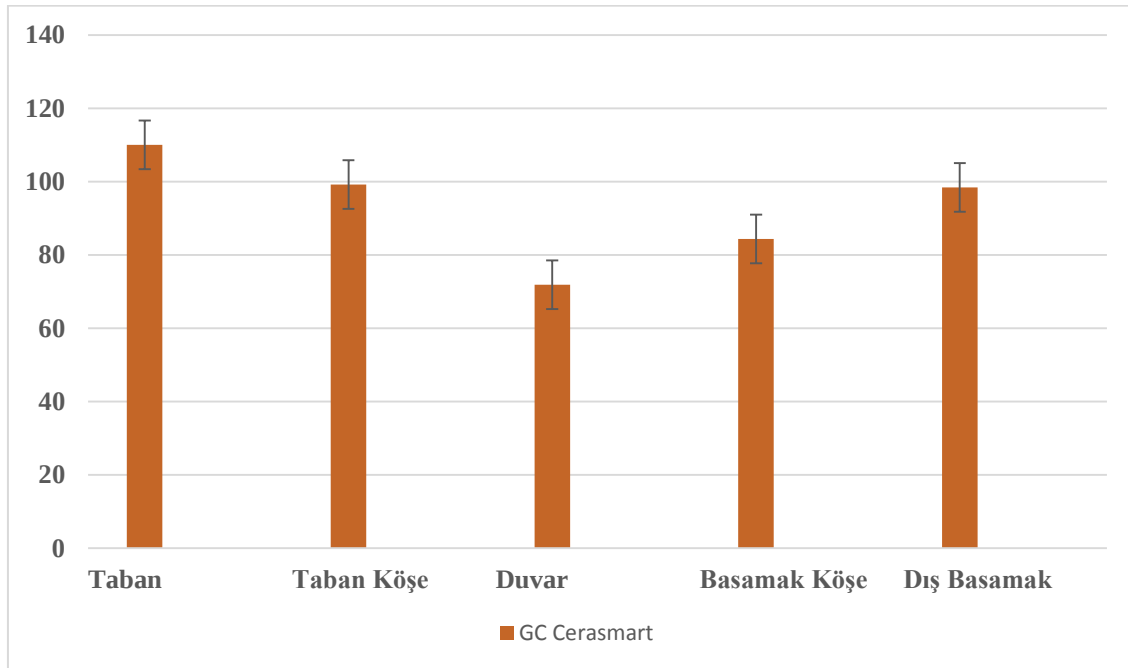
		Grup (µm)							Friedman 's Two Way Anova	
		N	Ort.	Medyan	Min.	Maks.	SS	Sıra Ort.	Ki Kare	P
Vita Enamic	TABAN	18	108,81	112,63	76,33	119,87	12,73	3,94	30,756	0,001
	TABAN KÖŞE	18	106,97	111,35	65,24	119,57	14,29	3,61		
	DUVAR	18	75,55	72,93	52,62	110,42	15,05	1,33		
	BASAMAK KÖŞE	18	92,29	88,91	48,54	119,49	19,46	2,72		
	DIŞ BASAMAK	18	103,2	103,51	64,64	119,09	13,85	3,39		
GC Cerasmart	TABAN	18	110	112,7	80,7	119,84	10,96	4,56	45,733	0,001
	TABAN KÖŞE	18	99,2	102,31	52,12	118,6	18,11	3,39		
	DUVAR	18	71,83	73,9	51,63	103,36	12,1	1,33		
	BASAMAK KÖŞE	18	84,35	77,47	58,41	115,64	17,86	2,17		
	DIŞ BASAMAK	18	98,4	98,88	55,05	119,41	17,58	3,56		

Vita Enamic grubunda yüzeylerin internal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Duvar değeri, taban değerine, taban köşe değerine ve dış basamak değerine göre anlamlı derecede düşüktür.



Şekil 4.7. Vita Enamic grubu yüzeylere göre ortalama internal aralık değerleri (µm)

GC Cerasmart grubunda yüzeyler arasında internal aralık değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Bununla birlikte, duvar değeri, taban değerine, taban köşe değerine ve dış basamak değerine göre; basamak köşe değeri ise taban değerine göre anlamlı derecede düşüktür.



Şekil 4.8. GC Cerasmart grubu yüzeylere göre ortalama internal aralık değerleri (µm)

4.2. Kırılma Direncine Ait Bulgular

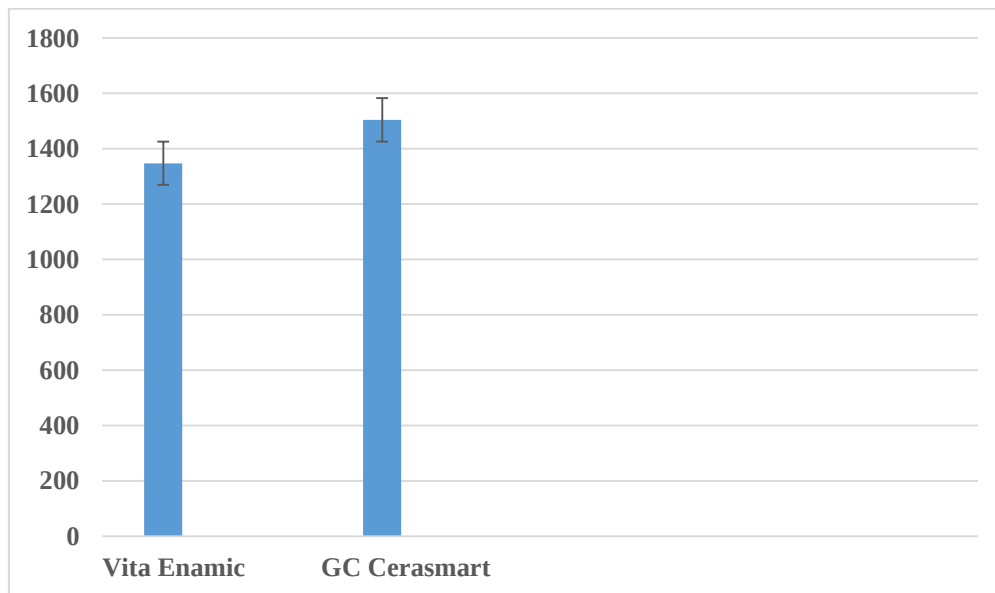
4.2.1. Kırılma direnci kuvvetinin değerlendirilmesi

Kırılma direnci kuvvetine ilişkin gruplar arasındaki farklılıkları gösteren bulgular Çizelge 4.7 ve Şekil 4.9’te gösterilmiştir.

Çizelge 4.7. Kırılma direnci değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları

	Grup (N)						Mann Whitney U Testi		
	<u>N</u>	<u>Ort.</u>	<u>Medyan</u>	<u>Min.</u>	<u>Maks.</u>	<u>SS</u>	<u>Sıra Ort.</u>	<u>Z</u>	<u>P</u>
Vita Enamic	18	1342,67	1358,81	703	1841,41	301,74	16,56	-	
GC Cerasmart	18	1504,86	1560,42	1023,48	2333,75	367,58	20,44	1,10	0,268
Toplam	36	1423,76	1438,53	703	2333,75	341,48		7	

Maksimum kuvvet değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Maksimum kırılma kuvveti bakımından örnekler değerlendirildiğinde Vita Enamic grubunda en yüksek kırılma kuvveti 1841 N, en düşük kırılma kuvveti değeri 703 N, ortalama kırılma kuvveti değeri ise 1342 N olarak bulunmuştur. Gc Cerasmart grubunda ise en yüksek değer 2333 N, en düşük değer 1023 N, ortalama ise 1504 N olarak bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte GC Cerasmart grubunun maksimum kuvvet değerlerinin Vita Enamic grubuna oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.9. Gruplara göre ortalama kırılma direnci maksimum kuvveti (N)

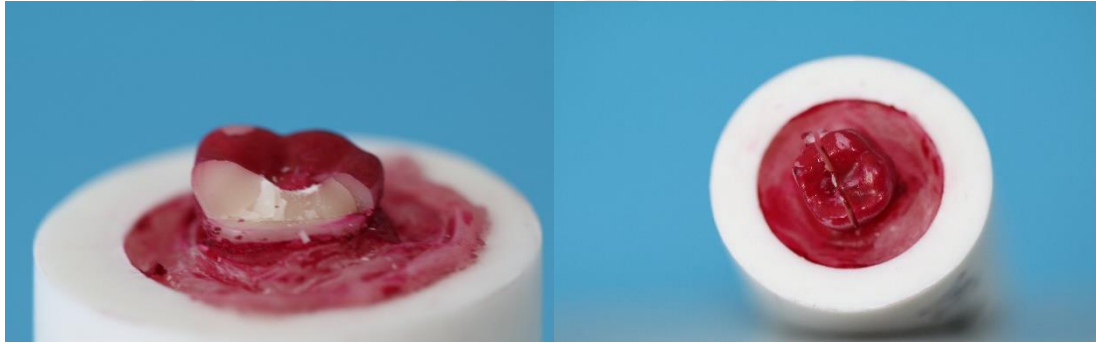
4.2.2. Kırılma tiplerinin değerlendirilmesi

Kırılma tiplerine ait değerlendirme Çizelge 4.8’te gösterilmiştir.

Kırılma tiplerine bakıldığında ise, her iki grupta da 13’er örnekte tip 2 kırılma gözlenirken, tip 1 kırılma tipi çalışmada herhangi bir örnekte gözlenmemiştir (Resim 4.1) (Resim 4.2) (Resim 4.3).

Çizelge 4.8. Gruplara göre kırılma tipleri yönünden örnek dağılımı

	Kırılma tiplerine göre örnek sayıları ve yüzdeleri			
	TİP 1	TİP 2	TİP 3	TİP 4
Gc Cerasmart	-	13 (%72,2)	4 (%22,2)	1 (%5,6)
Vita Enamic	-	13 (%72,2)	4 (%22,2)	1 (%5,6)



Resim 4.1. Tip 2 kırılmaya ait örnekler



Resim 4.2. Tip 3 kırılmaya ait örnek



Resim 4.3. Tip 4 kırılmaya ait örnek

Her iki grupta da Tip 2 (uygun başarısızlık tip) kırık gözlenen örnek sayısı 13 bulunmuştur. İki grupta da tip 3 kırık gözlenen örnek sayısı 4, tip 4 kırık tipi gözlenen örnek sayısı 1'dir. İki grupta da Tip 2 kırılma tipi istatistiksel olarak diğer gruplara oranla yüksek bulunmakla beraber, gruplar arasında da benzerlik söz konusudur.

4.3. Mikrosızıntı Testine Ait Bulgular

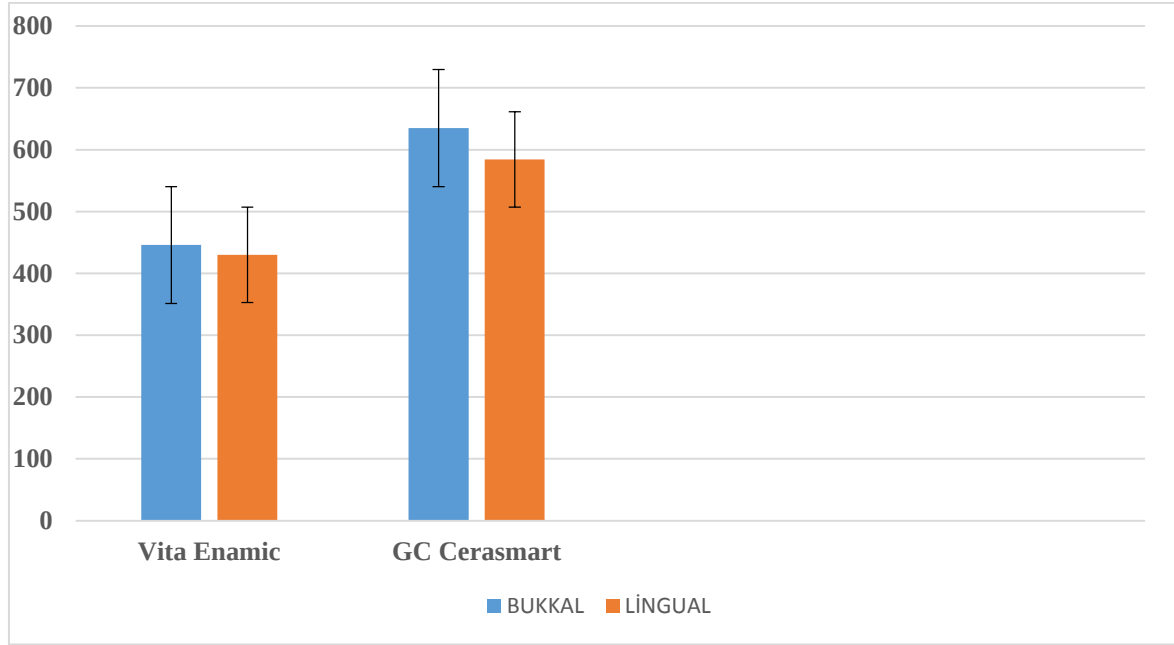
Test edilen materyallerin mikrosızıntı açısından değerlendirilmeleri Çizelge 4.9 ve 4.10, Şekil 4.10 ve 4.11'de gösterilmiştir.

Örneklerin bukkal mikrosızıntı değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Vita Enamic grundaki örneklerin bukkal mikrosızıntı değerleri ölçüldüğünde en yüksek değer 1088 μm , en düşük değer 0 μm , ortalama değer ise 445 μm olarak bulunmuştur. Gc Cerasmart grubunda ise, en yüksek değer 1839 μm , en düşük değer 0 μm , ortalama değer ise 635 μm olarak bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Vita Enamic grubunun bukkal mikrosızıntı değerlerinin GC Cerasmart grubuna oranla daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

Örneklerin lingual mikrosızıntı değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Vita Enamic grubundaki örneklerin lingual mikrosızıntı değerleri ölçüldüğünde en yüksek değer 1002 μm , en düşük değer 0 μm , ortalama değer ise 430 μm olarak bulunmuştur. Gc Cerasmart grubunda ise, en yüksek değer 1332 μm , en düşük değer 0 μm , ortalama değer ise 584 μm olarak bulunmuştur (Şekil 4.10). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Vita Enamic grubunun lingual mikrosızıntı değerlerinin GC Cerasmart grubuna oranla daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Örneklerin mikrosızıntı değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları Çizelge 4.9'te görülmektedir.

Çizelge 4.9. Mikrosızıntı değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları

		Grup (μm)						Mann Whitney U Testi		
		N	Ort.	Medyan	Min.	Maks.	SS	Sıra Ort.	Z	P
BUKKAL	Vita Enamic	18	445,89	315,06	0	1088,08	333,65	16,83		
	GC Cerasmart	18	635,06	498,1	0	1839,84	529,08	20,17	-0,95	0,342
	Toplam	36	540,47	418,08	0	1839,84	446,36			
LINGUAL	Vita Enamic	18	430	429,97	0	1002,35	312,43	16,33		
	GC Cerasmart	18	584,25	611,17	0	1332,02	392,76	20,67	-1,236	0,217
	Toplam	36	507,13	540,71	0	1332,02	358,41			

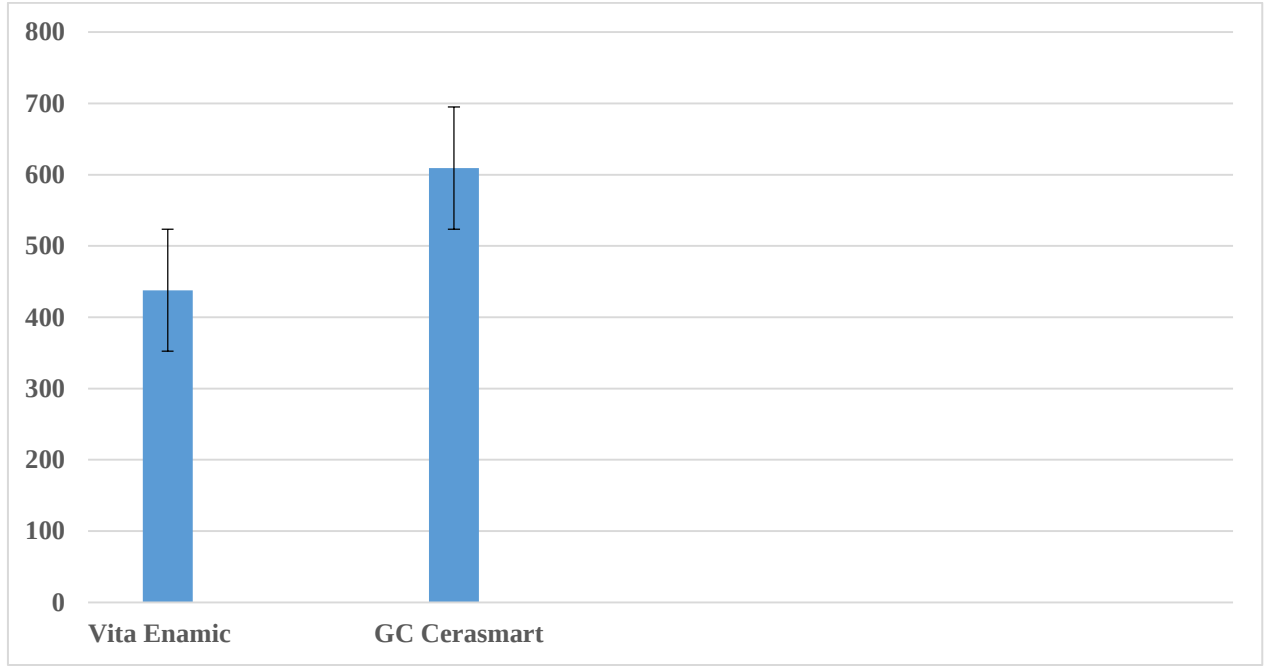


Şekil 4.10. Bukkal ve lingual mikrosızıntı değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin grafik (µm)

Çizelge 4.10. Mikrosızıntı ortalama değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları

	Grup (µm)						Mann Whitney U Testi		
	<u>N</u>	<u>Ort</u>	<u>Medyan</u>	<u>Min</u>	<u>Maks</u>	<u>SS</u>	<u>Sıra Ort.</u>	<u>Z</u>	<u>P</u>
Vita Enamic	18	437,94	337,78	0	960,79	279,01	16,08		
GC Cerasmart	18	609,37	591,4	124,96	1411,12	333,87	20,92	-1,376	0,169
Toplam	36	523,66	505,65	0	1411,12	315,45			

Mikrosızıntı ortalama değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Vita Enamic grubunda ortalama değerler açısından en yüksek değer 960 µm, en düşük değer 0 µm, ortalama değer ise 437 µm olarak bulunmuştur. Gc Cerasmart grubunda ise en yüksek değer 1411 µm, en düşük değer 124 µm, ortalama değer ise 609 µm olarak bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte Vita Enamic grubunun mikrosızıntı ortalama değeri GC Cerasmart grubuna oranla daha düşüktür.



Şekil 4.11. Mikrosızıntı ortalama değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin grafik (µm)

5. TARTIŞMA

İn vivo klinik çalışmalar, çeşitli materyallerin özelliklerini değerlendirmek için en etkili yöntem olmasına karşın uzun zaman alması ve zorluğu ile araştırmacıları güç durumda bırakmaktadır [194]. Bu nedenle, aşırı madde kaybı bulunan endodontik tedavili süt dişlerinde endokron uygulamasının değerlendirildiği bu tez çalışması in vitro koşullarda yürütülmüştür [195].

İn vitro değerlendirilen kuron çalışmalarında klinik şartların mümkün olabildiğince taklit edilmesi gerekmektedir. Araştırmalarda test edilecek olan kuronları desteklemek amacıyla poliüretan veya epoksi rezin gibi yapılardan [196,197], doğal dişlerden [198] veya metal alaşımlardan [199] faydalanılmaktadır.

Rosentritt ve diğerleri doğal dişlerin, metalden hazırlanmış destek dişlerin ve polimerden hazırlanmış destek dişlerin üzerine hazırladıkları seramik kuronlarda marjinal aralık ve kırılma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda doğal dişlerde, marjinal aralık ve kırılma direnci değerlerinin diğer gruplara oranla daha düşük gözlemlendiğini ve bundan dolayı da doğal dişlerle yapılan çalışmaların daha gerçekçi sonuçlar vereceğini belirtmişlerdir [200].

Diş hekimliğinde yapılan çeşitli in vitro çalışmalarla ilgili literatürler incelendiğinde, in vitro çalışmalarda çoğunlukla çekilmiş insan dişlerinin kullanıldığı gözlenmiştir [201-203]. Bu sebeple bu çalışmada çekilmiş süt insan azı dişleri kullanılmıştır.

Dişlerin çekim işleminden, kullanılacağı ana kadar geçen sürede, dehidrate olmasını önlemek amacıyla ve laboratuvar ortamında bu dişlerin kullanımı esnasında patojen kaynaklı kontaminasyonun kontrol altına alınmasını sağlamak amacı ile saklama solüsyonları içerisinde tutulması gerekmektedir [204,205].

Distile su, salin, etanol, formol, timol, sodyum hipoklorit, glutaraldehit, kloramin T gibi antimikrobiyal kimyasal maddeler bu amaçla kullanılabilir. Ancak araştırmacılar saklama ortamındaki kimyasal maddelerin, diş dokuları ve kullanılan materyalin özelliklerini değiştirebileceğini belirtmişlerdir [206-208].

Yapılan çeşitli çalışmalarda, çekilmiş dişler timol solüsyonu içerisinde bekletilerek, dişlerin kurumasını ve kırılğan hale gelmesini engellemenin yanında; mikrobiyal aktiviteyi baskılamak ve dezenfeksiyon sağlamak amaçlanmıştır [209,210]. Bu nedenle bu tez çalışmasında da çekim sonrası temizlenen dişler, oda sıcaklığında %0,1'lik timol solüsyonu içerisinde bir hafta süre ile bekletilerek dezenfekte edilmiştir ve dezenfekte edilen dişler çalışma süresince + 4⁰C'de distile suda bekletilmiştir.

Yapılan restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde çeşitli test yöntemlerinin yanısıra marjinal uyumun değerlendirilmesi de oldukça önem arz etmektedir [211]. Bu çalışmada da endokronlarda marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi de amaçlanmıştır.

Tam seramik kuronların uzun dönem başarısını etkileyen önemli kriterlerden biri de marjinal aralıktır [135]. Restorasyonlarda meydana gelen marjinal uyumsuzluklar, simanın çözünmesinde artış [135] ile plak birikimi, periodontal hastalıklar [212] ve estetik problemlere [213] sebep olabilmektedir.

Beschnidt ve diğerleri marjinal açıklık ölçümü için yaptıkları çalışmalarda, istatistiksel değerlendirme için örnek sayısını her grup için 2-10 arasında belirlemişlerdir [198]. Araştırmacıların bir kısmı ise örnek sayılarını her grup için 5, 6, 8 veya 12 olarak belirlemiştir [214-217].

İstatistiksel olarak güvenilir bir sonuç elde etmek amacıyla bu tez çalışmasında grup başına güç analizi değerlendirme sonucunda 18'er örnek kullanılmıştır.

Marjinal ve internal uyumu tespit etmek için in-vivo ve in-vitro çalışmalar yapılmaktadır. Literatürde birçok çalışmada kenar aralığı için farklı ölçüm yöntemlerinin kullanıldığı gözlenmektedir. Doğrudan day üzerinden ölçüm, silikon replika tekniği, rezin replika tekniği, kesit alarak ölçüm tekniği veya üç boyutlu tarama tekniği kullanılarak yapılan kenar aralığı ölçümleri bunlardan birkaçıdır [146,216,218-220]. İn-vivo yöntemle yapılan çalışmaların dezavantajları standardizasyonun sağlanamaması ve uygulamanın zor olmasıdır [221]. İn vivo yöntemler kullanılarak belirlenen kenar uyumu değerleri, in vitro yöntemler ile elde edilen kenar uyumu değerleri ile tam olarak örtüşmemektedir. Ancak elde edilen bu değerler, klinik uygulamalar için rehber olabilecek bilgileri sağlayabilmektedir [221]. Bununla birlikte her yöntemin kendine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur.

Silikon replika tekniğinin ilk aşamasında restorasyonun içine akıcı kıvamlı silikon ölçü materyali yerleştirilerek, restorasyon dişin üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak oturtulmaktadır. Akıcı kıvamlı silikon ölçü materyalinin sertleşmesinden sonra restorasyon diş yüzeyinden çıkartılmaktadır. Daha sonra restorasyon, akıcı kıvamlı silikon ölçü materyaline destek sağlayabilmek amacı ile hazırlanan orta akıcı kıvamlı silikon ölçü materyali üzerine yerleştirilmektedir. Orta akıcı kıvamlı silikonun sertleşmesinin ardından, birleşik halde bulunan silikon ölçü materyalleri restorasyondan ayrılmaktadır. Sonuçta oluşan yapıda akıcı kıvamlı silikon kalınlığı, siman aralığı ya da internal ve marjinal aralığı gösterirken; orta-akıcı kıvamlı silikonun bulunduğu bölge, prepare edilmiş diş temsil etmektedir ve bu bileşik yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılmaktadır. [146,219,220].

Silikon replika tekniği, silikonda düzensizlikler veya büzülmelere sebep olmamak için hassas bir çalışma gerektirmekle beraber, dikkat edilmemesi durumunda doğru olmayan sonuçlara yol açabilmektedir [146,216,218-220].

Kuronların diş dokusuna aralığını belirlemek için kullanılan, invaziv olmayan ve in vitro örneklerde kullanılabilecek geçerli bir yöntem olarak uygulanabilmesi sebebiyle bu çalışmada silikon replika tekniği kullanılmıştır. Bu işlem sırasında kuronların hasta ağızında simante edilirken parmak basıncı ile yerine yerleştirildiği göz önünde bulundurularak silikon replika yöntemi ile elde edilen örnekler de parmak basıncı uygulanarak elde edilmiştir. Weaver ve diğerleri yaptıkları çalışma sonucunda kuronu oturtma kuvvetinin marjinal uyumsuzluğu etkilemediğini bildirmişlerdir [148].

Marjinal aralığın değerlendirilmesinde yapılan ölçümlerin lokalizasyonu çalışmalarda çeşitlilik göstermektedir ve bu durum aralık ölçüm sonuçlarını etkilemektedir [222,223]. Ayrıca silikonda oluşan yırtılma ve kopmalar nedeniyle ölçüm sırasında, marjinal açıklığın ölçüleceği noktaların belirlenmesinde güçlük yaşanabilmektedir. Marjinal aralık değerlendirilmesinde ölçüm noktası sayısı ile ilgili belirlenmiş standart bir kural yoktur [138,196,198,218,224].

Groten ve diğerleri yaptıkları çalışmada her bir diş için marjinal aralık ölçümünü en az 50 noktadan yapmanın gerçeğe en yakın değerleri veren minimum ölçüm sayısı olduğunu ve ölçüm noktalarının belirli aralıklarla ya da rastgele seçilmiş olmasının sonucu

değiştirmedini belirtmişlerdir [225]. Yeo ve diğerleri ise çalışmalarında kuron kenarında yaklaşık 400 μm 'luk aralıklarla rastgele olarak belirlenen 50 noktadan yaptıkları ölçümlerin ortalamasını alarak kenar aralığı miktarını belirlemişlerdir [222]. Ural ve diğerleri, kuron kenarında çevresel olarak 30 nokta belirleyerek, kenar aralığı ölçümlerini bu noktalardan yapmışlardır [223].

Bu tez çalışmasında kullanılan silikon replikalar, endokron formu dikkate alınarak bukkal, lingual, mezial, distal yüzeylerin ortalarından ve silikon replikaların köşelerinden geçirilerek 8 eşit parçaya ayrılmıştır ve ardından her bir örneğe ait parçalardan 6'sar ölçüm olacak şekilde bütün örnekler için minimum 48 ölçüm yapılmıştır.

Marjinal uyumun tanımlanması araştırmacıya bağlı olarak oldukça değişmektedir ve genellikle farklı ölçümler için aynı terimler ya da aynı ölçümler için farklı terimler kullanılabilmektedir [226]. Bu tez çalışmasında Holmes ve diğerleri tarafından tanımlanan terminolojiye göre marjinal ve internal aralık değerlendirme yapılmıştır. Bu terminolojiye göre marjinal aralık değerlendirilmesi için en uygun ölçüm yöntemi, kuronun vertikal ve horizontal uyumsuzluğunun açısız kombinasyonu olması sebebi ile tüm uyumsuzluğu yansıtacağı belirtilen mutlak marjinal aralıktır. Bunun nedeni bu aralığın marjindeki hatalar için en büyük ölçüm değerine sahip olması olarak belirtilmiştir [141]. Bu tez çalışmasında marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesi sırasında, endokron kenarlarındaki taşkın veya yetersiz konturlar dikkate alınmamıştır. Ayrıca silikon replika yönteminde marjinal uyum belirlenmesinde mutlak marjinal aralık değerlendirilmesinin başarılı bir şekilde yapılması sağlanamayacağı için yalnızca marjinal aralık ölçümleri değerlendirme için uygun görülmüş ve yalnızca dikey yöndeki kenar aralığı ölçümleri yapılmıştır.

Kabul edilebilir kenar aralık değerleri konusunda birçok farklı görüş bulunmaktadır. Bjorn ve diğerlerine göre marjinal aralık değeri en fazla 200 μm olmalıdır [227]. Moldovan, marjinal aralık değerlerinin iyi olarak belirtilebilmesi için 100 μm 'nin altında olması gerektiğini belirtse de 200-300 μm arasındaki değerlerinde kabul edilebilir olduğu belirtmiştir [228]. McLean ve Von Fraunhofer'e göre ise, klinik olarak kabul edilebilir kenar aralığı miktarının 120 μm olduğu ve bunun üst sınır olarak değerlendirilmesi gerektiği belirtilmiştir [229]. Benzer şekilde literatürde marjinal uyum geniş olarak araştırılmış, klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin 50-120 μm arasında olduğu bildirilmiştir [146].

Beschnidt ve Strub marjinal aralık değerlendirmesi amacı ile yaptıkları çalışmalarında In Ceram, Empress, Celay ve Celay Inceram restorasyonları incelemişlerdir ve klinik koşullar altında kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin 20-100 μm olarak belirleyen çalışmaların bulunduğunu ancak bu aralıkta değerlerin çok nadiren tespit edildiğini belirtmişlerdir [198].

Endokron restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının değerlendirildiği sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Cook ve Fasbinder premolar dişler üzerine CAD/CAM IPS Empress yöntemi ile ürettikleri endokronların marjinal bölgelerinde marjinal uyum değerlerini farklı preparasyon şekilleri uygulayarak değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada marjinal aralık değerlerinin 49 μm ile 102 μm arasında değiştiği bildirilmiştir. Bununla birlikte çalışmada internal aralık değerleri ise 139-229 μm arasında bulunmuştur [230].

Bu tez çalışmasında ise, aralık değerleri kabul edilebilir sınırlar içerisinde belirlenmiştir ve marjinal aralık değerleri 39,01-119,96 μm arasında, internal aralık değerleri ise 48,54-119,87 μm arasında değişmektedir.

Endokron restorasyonların üretilmesinde kullanılan materyallerin tipi restorasyon başarısı üzerinde etkili olabilmektedir. Cerec sistemi ile üretilen kompozit ve seramik endokronlar arasında, kompozit endokronların uyumlarının daha iyi olduğu belirlenmiştir [231].

Ramirez Sebastia ve diğerleri CAD/CAM yöntemini kullanarak ürettikleri kısa post-kompozit kor-seramik kuron, kısa post-kompozit kor-kompozit kuron, uzun post-kompozit kor seramik kuron, uzun post-kompozit kor-kompozit kuron, seramik endokron ve kompozit endokron restorasyonların yükleme işlemi öncesi ve sonrası marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmada, kompozit gruplarını seramik gruplarına oranla daha başarılı bulmuşlardır [231].

Aynı materyaller ile benzer şekilde yapılan farklı çalışmalarda ölçülen marjinal aralık değerleri birbirinden farklılık gösterebilmektedir. In-Ceram alümina kullanılarak yapılan bir çalışmada ölçülen ortalama marjinal aralık değeri $23 \pm 3,13 \mu\text{m}$ iken [196], benzer bir çalışmada bu değer $160 \pm 45,98 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur [224]. Elde edilen değerlerin birbirinden farklı belirlenmesinin altında birden çok faktör yer almaktadır. Bunlar; simante edilmiş ya da simante edilmemiş kuronlardan yapılan ölçümler, simantasyon sonrasında yapılacak ölçümler öncesinde örnekleri saklama şekli ve zamanı, çalışmada kullanılan

dayanak tipi, ölçüm sırasında kullanılan mikroskop tipi ve büyütme oranı ile yapılan tekil ölçümlerin lokalizasyonu gibi faktörlerdir [198].

Rocca ve diğerleri, fiberle güçlendirilmiş kompozit ile desteklenen ve desteklenmeyen CAD/CAM kompozit rezin endokronların yükleme yapılmadan önce ve yükleme yapıldıktan sonraki marjinal uyumlarını araştırdıkları çalışmalarında, yükleme sonrasındaki marjinal aralık değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğunu, bununla birlikte, her iki ölçümün de kabul gören sınırlar içerisinde gözlemlendiğini ve gruplar arasında istatistiksel bir fark olmadığını bildirmişlerdir [232].

Tsitrou ve diğerleri CEREC 3 sisteminde rezin kompozit blok kullanarak farklı basamak tiplerinde ürettikleri kuronların replika yöntemi ve rezin kompozit siman yöntemi ile marjinal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Çalışmada, basamak tipinin ve uygulanan aralık değerlendirme yöntemlerinin sonuçlar üzerinde istatistiksel bir fark yaratmadığını ve değerlerin 75 µm ile 105 µm arasında değiştiği belirtmişlerdir [226].

Pera ve diğerleri ise chamfer basamak tipi ile gerçekleştirilen tam seramik restorasyonların marjinal aralık değerlerinin, shoulder basamak tipine göre daha az olduğunu belirtirken [196], Rinke ve diğerleri bu görüşün tersini savunmaktadır [233]. Lin ve diğerleri de chamfer basamağın gerekli olmadığını belirtmişlerdir [234].

Abo-Elmagd ve Abdel-Aziz yaptıkları çalışmada, fiber post destekli seramik kuron, butt marjin şeklinde hazırlanan endokron ve shoulder basamak ile hazırlanan endokronların marjinal aralıklarını ve mikrosızıntılarını değerlendirmişlerdir. Fiber post grubunda marjinal aralık değeri istatistiksel olarak fazla bulunmakla birlikte endokron grupları arasında istatistiksel bir fark bulunmamaktadır. Mikrosızıntı değerleri ise shoulder basamak ile üretilen endokron gruplarında istatistiksel olarak diğer gruplara oranla yüksek bulunmakla beraber en düşük değerler buttt marjin uygulanan endokron grubunda belirlenmiştir [235].

Bu tez çalışmasında da daha önce yapılan çalışmalar değerlendirilmiş ve kullanılan dişlerin boyutları da göz önünde bulundurularak shoulder basamak tipi tercih edilmiştir.

Marjinal aralığın belirlenmesi için yapılan çalışmalarda restorasyonların simante ediliş edilmemesi önemli bir tartışma konusu olmuştur. Birçok çalışmada simante edilmemiş restorasyonlar değerlendirilmiştir [236,237]. Bununla birlikte bazı araştırmacılar simantasyon sonrası da değerlendirme yapmıştır [147].

Dalloul ve diğerleri, IPS e.max Press materyalinden hazırladıkları kompozit kor üzerine yapılan geleneksel kuron restorasyon ile endokron restorasyonların dual cure rezin ile simantasyonları sonrası marjinal aralıklarını değerlendirmişlerdir [238]. Çalışmada her kuronun bukkal, lingual, mezial ve distal yüzeylerinden 13'er ölçüm olacak şekilde Groten'in önerilerine uygun olarak toplam 52 ölçüm yapılmıştır [225]. Bu ölçümler sonrası, endokron grubunda marjinal aralık değerleri daha düşük çıkmakla beraber; her iki grupta da mezial ve distal yüzeylerde marjinal aralık değerlerinin, bukkal ve lingual yüzeylere göre daha düşük olduğunu belirlemişlerdir [238].

Llácer ve diğerleri, iki farklı yöntem ile hazırlanan onley restorasyonların marjinal aralıklarını değerlendirmişlerdir. Çalışmada, silikon ile alınan ölçü üzerine laboratuvar ortamında kompozit onley yapılan örnekler ile, bir tarayıcı aracılığıyla ölçüden CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen kompozit onley örnekler değerlendirilmiştir. Simantasyon öncesi ve sonrasında marjinal aralık değerleri örneklerin vestibul, lingual, mezial ve distal yüzeylerinden ölçülmüştür. Simantasyon öncesinde her iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmazken (190,89 μm ve 169,76 μm), simantasyon sonrasında değerler silikon ile ölçü yöntemi grubunda anlamlı olarak daha yüksek (187,47 μm ve 145,16 μm) bulunmuştur. Ayrıca genel olarak bakıldığında en yüksek değerler gingival köşeden ve ardından gingival tabandan alınan ölçümlerde elde edilmiştir [239].

Bu tez çalışmasında, simantasyon işlemi basamağının gerçekleştirilmesinin ardından, kesit alma işleminden önce kırılma direnci değerlerine bakıldığı için, simantasyon işlemi öncesinde marjinal ve internal aralık değerlendirilmesi yapılmıştır. Ortalama marjinal aralık değerleri Vita Enamic grubunda en yüksek distal yüzeyde (ortalama 107,86 μm) ve GC Cerasmart grubunda en yüksek bukkal yüzeyde (ortalama 104,32 μm) belirlenmekle birlikte, değerler kabul edilen sınırlar içerisinde bulunmuştur.

Zaman içerisinde, yapılan çalışmaların amacının, siman film kalınlığının belirlenmesi olduğu konusunda hemfikir olunmuştur [240]. Chung ve diğerleri, siman film kalınlığının, kullanılan siman tipinden daha önemli olduğunu belirtmişlerdir [241].

Yapıştırma simanlarında film kalınlığının 20 - 40 µm aralığında olması gerektiği ve bu kalınlığının artması veya azalması ile internal uyumla beraber marjinal uyumu etkilediği bildirilmiştir [242,243]. Bu sebeple bu çalışmada yapıştırıcı siman aralığı Cerec SW 4.2 sisteminde 40 µm olarak seçilmiştir.

Birçok çalışmada restorasyonun yapım yönteminin, kenar uyumuna etkisi değerlendirilmiştir [197,211,244-247]. Yapılan çeşitli çalışmalarda CAD/CAM yöntemi ile üretilen restorasyonların daha iyi kenar uyumuna sahip olduğu belirtilmiştir [106,223,245].

Tek seansta klinikte CAD/CAM sistemlerle hazırlanan restorasyonlarda uyumu etkileyen birçok sayıda ek faktör bulunmaktadır [248]. Restorasyonun dizaynı sırasında kullanılan yazılım sisteminin özellikleri, kullanılan kamera, tarayıcı ekipman ve kazıma makinasının donanım sisteminin özellikleri bunlardan bazılarıdır. Persson ve diğerleri yaptıkları çalışmada sadece tarayıcı ünitenin hassasiyetinin 10 µm olduğunu bildirmişlerdir [249].

Reich ve diğerleri, CAD/CAM sistemi ile elde ettikleri seramik restorasyonların yapımı sırasında kazıma frezinin çapının prepare edilen dişin bazı bölgelerinden daha geniş oluşunun bir problem olabileceğini bu sebeple de CAD/CAM sistemi ile hazırlanan seramik restorasyonlarda diğer fabrikasyon yöntemlere göre daha yüksek internal aralık değerlerinin gözlemlendiğini belirtmişlerdir [220].

Hamza ve diğerleri, Kavo Everest ve Cerec inLab CAD/CAM sistemleriyle ürettikleri kuronların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında elde ettikleri sonuçlara göre, seramik tipine bakılmaksızın, Everest sistemi ile üretilen kuronların kenar uyumlarının Cerec sistemi ile üretilenlerden daha iyi olduğunu belirlemişlerdir. Buna neden olarak çalışmada kullanılan Cerec sisteminin üç eksenli frezeleme ünitesine sahipken, Everest sisteminin beş eksenli frezeleme ünitesine sahip olması olabileceğini ve bu sebeple üretimde kullanılan yöntemin kenar uyumunu etkilediğini vurgulamaktadırlar [244].

Öte yandan, ilk CAD/CAM restorasyonlar daha zayıf uyuma sahip olmakla birlikte marjinal aralık değerleri 270 μm 'den az olarak bulunmuştur [250]. Yapılan farklı bir çalışmada CAD/CAM restorasyonların marjinal uyumsuzluğu simantasyon öncesi, 85-247 μm arasında bulunmuştur [219]. CAD/CAM teknolojisindeki ilerleme ile birlikte restorasyonların marjinal uyumları daha kabul edilebilir hale gelmiştir [251].

CAD/CAM sistemleri kullanılarak yapılan kenar uyumu çalışmalarında elde edilen değerler kabul edilebilir kenar açıklığı sınırı olan 100 μm 'un altındadır [252,253]

Nakamura ve diğerleri, CEREC 3 cihazını kullanarak elde ettikleri CAD/CAM kuronların internal ve marjinal aralıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında, internal aralıkları 116-162 μm arasında, marjinal aralıkları ise 53-108 μm arasında bulmuşlardır [243].

Koçak ve diğerleri, CAD/CAM uygulamaları kullanarak yaptıkları bir çalışmada kenar uyumunu okluzal bölgede $163,16 \pm 57,15$ μm , restorasyon bitim sınırında ise $115,59 \pm 43,38$ μm olarak bulmuşlardır. Restorasyondan elde edilen değerlerin bölgelere göre farklılık göstermesinin sebebinin, okuyucu lazer ucunun eğimli yüzeyleri net bir şekilde okuyamamasından kaynaklı olabileceğini bildirmiştir [254].

Kavite derinliği endokronlarda, kavitenin yüzey alanı ile marjinal ve internal uyumunu da etkileyebilmektedir [255]. Gaintantzopoulou ve El-Damanhoury CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan endokronların preparasyon derinliklerinin marjinal aralık üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada 2 mm, 3 mm ve 4 mm intrakoronal derinlikte hazırlanan seramik endokronlarda, 2 mm intrakoronal preparasyon derinliğine sahip restorasyonların diğer gruplara oranla anlamlı olarak daha düşük marjinal aralık değerleri gösterdiğini bildirmiştir. Internal aralık değerlerini ise 89,5 μm ile 155,2 μm arasında bulmuşlardır [256].

Shin ve diğerleri, iki farklı CAD/CAM sistemi ile 2 mm ve 4 mm olacak şekilde iki farklı kavite derinliği ile hazırladıkları endokronlar içerisinde, 4 mm'lik kavite derinliği ile hazırlanan endokronlarda marjinal ve internal uyumsuzlukların daha fazla görüldüğünü, CAD/CAM tipleri arasında ise anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir [255]. Bununla birlikte, endokron restorasyonlarda en fazla uyumsuzluğun pulpal yüzey bölgesinde olduğunu ve bu çalışmada elde edilen marjinal uyumsuzluk değerlerinin 99 μm ve 278 μm

arasında değişmekte olduğu belirtilmiştir [255]. Bu çalışmada elde edilen veriler Kim ve diğerleri tarafından belirlenen değerler ile benzer bulunmuştur [257].

Bu tez çalışmasında da, önceki çalışmalar dikkate alınarak 2 mm derinliğinde endokron kaviteleri hazırlanmıştır. Ayrıca, maksimum internal aralık değerleri, Vita Enamic grubunda 119,87 µm ve GC Cerasmart grubunda 119,84 µm olmak üzere pulpal taban bölgelerinde ölçülmüştür.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda, rezin simanlar ideal estetik özelliklere, düşük çözünürlük oranına, minimal film kalınlığına, biyouyumluluğa, yüksek bağlanma kuvvetine ve seramik restorasyonu güçlendiren üstün mekanik özelliklere sahip olmaları sebebi ile tercih edilmektedirler [258-261].

Madde kaybının fazla olduğu dişlerde, simantasyon için yeterli yüzey alanının bulunmaması restorasyonun tutuculuğu için adeziv bağlanmanın önemini arttırmaktadır. Adeziv simantasyon, mikrosızıntının azalmasını ve bağlanma dayanımının artmasını sağlamaktadır. Bu sebeple kullanılan adeziv rezin simanlar, diş ile restorasyon arasında güçlü bir bağ sağlayarak restorasyonların desimante olmasına engel olmaktadır. Bu özellikleri sayesinde restorasyonun başarısı üzerinde etkilidirler [122].

Thompson ve diğerleri, seramik restorasyonların simantasyonunda asitleme işleminden sonra rezin siman kullanımının geleneksel simanlara oranla klinik olarak daha yüksek başarı gösterdiğini belirtmişlerdir [262].

Yapılan çeşitli çalışmalarda preparasyon işleminden sonra zayıflamış olan diş yapısını güçlendirmek amacıyla adeziv materyaller ile rezin siman kullanımının önemli bir faktör olduğu belirtilmiştir [263-268].

Mitchell ve diğerleri konvansiyonel simanlar ile karşılaştırıldığında, rezin bazlı yapıştırma ajanları ile yapılan restorasyonların kırılma direnci değerlerinin anlamlı olarak daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir [269]. Bunun nedeni seramiğin iyi fiziksel özellikleri olan bir materyal ile desteklenmesi ve dentine adeziv bağlanmanın sağlanması olarak açıklanmaktadır [269,270].

Magne ve diğerleri CAD/CAM yöntemi ile üreterek adeziv olarak simantasyonlarını gerçekleştirdikleri rezin nano seramik yapıdaki endokron ve farklı kalınlıktaki kompozit kor üzerine yaptıkları geleneksel kuronların, ağız içerisindeki çiğneme kuvvetleri sınırları içerisinde başarılı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir [271].

Carvalho ve diğerleri, lityum disilikat kullanarak CAD/CAM ile 1,5 mm, 2,5 mm kalınlığında ürettikleri kuronlar ile 5-5,5 mm arasında kalınlığa sahip olarak ürettikleri endokron restorasyonların self adeziv rezin simantasyon sonrasında mekanik özelliklerini değerlendirmişlerdir ve grupların arasında istatistiksel bir fark olmadan hepsinin başarılı olduğunu bildirmişlerdir [119].

Simanların sertleşmesi sırasında meydana gelen polimerizasyon çeşitleri bağlanma başarısı üzerinde etkilidir [272]. Rezin simanlar polimerizasyon tiplerine göre kimyasal, ışıkla ve hem ışıkla hem de kimyasal (dual-cure) olmak üzere üç çeşit bulunmaktadır. Tam seramik restorasyonlarda kullanılan rezin simanın polimerizasyonunun tam anlamıyla gerçekleşmesi ile simanın fiziksel ve mekanik özelliklerinin ideal bir şekilde gözlemlenmesi restorasyonun başarısını önemli ölçüde etkilemektedir [273,274].

Işıkla sertleşen rezin simanlar, ışığın ulaşabileceği kalınlıktaki seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmakta iken, kimyasal olarak polimerize olan simanlar özellikle ışığın ulaşamayacağı restorasyonlarda kullanılmaktadır [272]. Hem ışıkla hem de kimyasal polimerize olabilen rezin simanlar, polimerizasyon derinliğini arttırarak ve süresinin kısaltılmasını sağlayarak tam seramik restorasyon uygulamalarında başarı ile kullanılmaktadır [272,275-278].

Gregor ve diğerleri kompozit rezin blok ve 4 farklı fedspatik seramik blok ile CEREC-3 sistemi ile 7 mm kalınlığında ürettikleri endokronların simantasyonu için dual-cure polimerize ve ışıkla polimerize olan simanların her ikisinin de yeterli düzeyde polimerizasyon sağladığını belirtmişlerdir [279].

Polimerizasyon tiplerine göre rezin simanların özelliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda, dual-cure polimerize olabilen sistemlerin, fiziksel ve mekanik özelliklerinin diğer tip polimerize olan sistemlere göre çok daha başarılı olduğu bildirilmiştir [277,280].

Seramik yüzey ile rezin siman arasında uygun bağlantıyı sağlamak amacı ile Al_2O_3 tozları ile kumlama yöntemi uygulanmaktadır. Kumlama ile materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi ve yüzey alanlarının artırılması sağlanmaktadır [281]. Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama sonrasında kontamine olan yüzey tabakası uzaklaştırılmaktadır ve rezin siman ile restorasyon arasında mikromekanik retansiyon sağlanmak amacı ile yüzey pürüzlendirilmesi sağlanarak, yüzey alanı ve ıslanabilirlik artırılmaktadır [282-284]. Kumlama işlemi genellikle, 4–6 atm basınçlı cihazlarda 50–250 μm 'lik alumina tozları kullanılarak gerçekleştirilmektedir [282].

Madani ve diğerleri kumlama sonrasında Panavia F rezin siman kullanılması ile, alümina içerikli tam seramik restorasyonlarında (In Ceram) etkili bir bağlanma sağlandığını bildirmişlerdir [285].

Tam seramik restorasyonlarda iç yüzeyin pürüzlendirilmesi ile siman ile güçlü bir mekanik bağ oluşturulması göz önünde bulundurularak bu tez çalışmasında üretici firmanın talimatları doğrultusunda simantasyon öncesinde restorasyonların kumlanmasında 50 μm 'lik Al_2O_3 tozu tercih edilmiştir.

Quaas ve diğerleri, Panavia F 2.0 ile zirkonyum arasındaki bağlanmayı, farklı yüzey uygulamaları yaparak değerlendirdikleri çalışmalarında kumlama ile rezinin bağlanmasının arttığını belirtmişlerdir [286]. Palacios ve diğerleri Procera AllZirkon kuronlarla yaptıkları in vitro çalışmada, 50 μm alüminöz oksit tozları ile kumlama işleminden sonra Rely X Unicem, Rely X Luting ve Panavia F 2.0'ın yeterli tutuculuk değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir [287].

Yüzey düzenleme işlemi ardından seramik yapıya silan uygulanması, hidrojen, kimyasal ve kovalent bağların [288] oluşumunu sağlamaktadır ve seramik yüzeyinin ıslanabilirliği ile düşük viskoziteli rezinlerin akışkanlığını arttırmaktadır [288-293]. Bu sebeple, silika esaslı seramiklere rezinin güçlü bağlanması için silan önemli bir etkidir [288,290,292,293].

Bu sebeple bu çalışmada hazırlanan seramik örnekler Al_2O_3 partikül ile kumlamanın ardından siman sistemine ait silan uygulaması tercih edilmiştir ve iki farklı marka hibrit seramikten üretilen restorasyonların simantasyonu için dual-cure rezin siman Panavia F 2.0 tercih edilmiştir.

Panavia F (Kuraray, Japonya), dual-cure sertleşen ve florid salınımı yapan bir kompozit rezin simandır. İçeriğinde adeziv fosfat monomeri (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) (MDP) bulunmaktadır [294].

Lüthy ve diğerleri, Panavia F, Panavia 21 ve farklı tipteki simanların zirkonya seramiklere bağlantılarını değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında, en yüksek bağlantı kuvvetinin Panavia 21'e ait olduğunu ve sonrasında Panavia F rezin simanın en yüksek bağlantı kuvvetine sahip olduğunu belirlemişlerdir [295].

Trajtenberg ve diğerleri, RelyX Unicem, Panavia F 2.0 ve Multilink rezin simanların, seramik kuronların marjinal mikrosızıntısı açısından istatistiksel olarak önemli farkları olduğunu bildirmişlerdir [168].

Kassem ve diğerleri, CEREC yöntemi ile üretilen 16 fedspatik seramik kuron ile 16 rezin kompozit kuronu Panavia F 2.0 ve RelyX Unicem ile simante ederek mikrosızıntı değerlerini incelemişlerdir. Panavia F 2.0 ile simante edilen kuronlar RelyX Unicem ile simante edilen kuronlara göre ve kompozit kuronlara göre fedspatik kuronlar mikrosızıntı açısından daha düşük değerlere sahiptir. Ayrıca mikrosızıntı skorları, anlamlı derecede daha düşük olacak şekilde Panavia F 2.0 ile simante edilen fedspatik seramik kuronlarda bulunmuştur [296].

Ghazy ve diğerleri CEREC 3D cihazını kullanarak, kompozit ve porselen bloklarından üretilen kuronların farklı tipteki yapıştırma ajanları ile simante edilmesinden sonra mikrosızıntı değerlerini incelemişlerdir. Bu çalışmada her iki tip kuron Panavia 2.0 ve RelyX ile simante edilmiştir. Çalışma sonucunda kuron yapımında kullanılan blok tiplerinin mikrosızıntı üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını fakat; kullanılan yapıştırıcı siman tipleri arasında Pavana F 2.0 ile simante edilen kuronların RelyX ile simante edilen kuronlara oranla anlamlı olarak daha düşük değerler gösterdiklerini bildirmişlerdir. Çalışmacılar, kuron yapımının aynı cihaz ile gerçekleştirilmesi sebebi ile blok tipleri arasında mikrosızıntı açısından bir farkın olmayabileceğini belirtmişlerdir [297].

Komine ve diğerleri, Panavia F, RelyX ile kontrol grubu olarak belirlenen Super-Bond C&B adeziv simanları kullanarak simantasyonlarını gerçekleştirdikleri posterior seramik kuronların kırılma dirençlerini değerlendirdikleri çalışma sonucunda, Panavia F grubundaki

kırılma direnci değerlerinin Super-Bond C&B grubuna oranla anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmişlerdir [298].

Kuronların simantasyonu için standart bir yöntem bulunmamakla beraber farklı yöntemler kullanılmaktadır. Etman ve Woolford rezin siman ile gerçekleştirdikleri simantasyon uygulamasını 10 N kuvvet altında yapmışlardır [247]. Ural ve diğerleri ise örneklerin simantasyonunu gerçekleştirmek için, 10 dakika boyunca 8 kilogram kuvvet altında bekletmişlerdir [223]. Romão ve diğerleri yaptıkları çalışmada simantasyon sırasında bir düzenek yardımı ile örnekler dik yönde 1 kg'lık kuvvet uygulamışlardır [299]. Weaver ve diğerleri kenar aralığı miktarının simantasyon işlemi sırasında uygulanan kuvvetin artırılması ile etkilenmediğini bildirmişlerdir [148]. Bu sebeple farklı görüşler değerlendirilerek bu çalışmada in vivo şartları taklit etmek amacı ile endokronların simantasyon işlemi parmak basısı uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Dental materyallerle ilgili in vitro deneylerde ağız içi ortamını taklit eden deney düzenekleri oluşturularak [300], ağız ortamında kendiliğinden ve aynı zamanda stres oluşturan faktörler [301], termal siklus, suda bekletme ve yük uygulaması gibi yaşlandırma yöntemleri kullanılarak gerçekleştirilmektedir [302].

Bitter ve diğerleri farklı adeziv simanlar (PanaviaF 2.0, Variolink II ve RelyX Unicem) kullanarak gerçekleştirdikleri çalışmada, termomekanik yaşlandırma sonrası klinik başarının etkilendiğini bildirmişlerdir [303].

Trowbridge, soğuk ya da sıcak yiyeceklerin dişlere sadece birkaç saniye süre ile temas etmesi kaynaklı uygulanacak olan su banyolarındaki bekleme sürelerinin ve devir sayılarının da buna uygun olarak belirlenmesinin daha gerçekçi sonuçlar açığa çıkaracağını bildirmiştir [304].

Türkün ve diğerleri yaptıkları çalışmalarında, termal siklus uygulamasının en sık tercih edilen yapay yaşlandırma yöntemi olduğunu, bu uygulama sırasındaki banyo sıcaklıklarının genellikle 5°C ile 55°C olarak tercih edildiğini, sıcaklık derecelerinde bekleme sürelerinin genellikle 30 sn olduğunu ve tercih edilen siklus sayısının 250 ile 500 arasında olduğunu belirtmişlerdir [305].

Crim ve diğerleri, döngü sayısının da uygulanan sıcaklık değerleri kadar önemli olduğunu belirtmiştir [306]. Yapılan çeşitli çalışmalarda farklı döngü sayıları kullanılmıştır [294,300,307].

ISO'ya göre yaşlandırma testi için 5-55°C sıcaklıktaki sularda 500 siklus uygun görülmektedir [166]. Bu sebeple bu çalışmada, ISO dikkate alınarak her sıcaklık derecesinde 30 sn süre ile bekletilerek tüm örneklerle 5°C'de ve 55°C'de 500 kez termal siklus işlemi uygulanmıştır.

Dental restorasyonlar oral kavite içerisinde çiğneme fonksiyonu sırasında meydana gelen gerilme, sıkışma, eğilme ve makaslama kuvvetlerine maruz kalmaktadırlar. Bunların yanında yiyecekler ve oral kavite içerisindeki mikroorganizmalar da restorasyon üzerinde bir etki yaratmaktadır. Kırılma dayanıklılığı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak çekme dayanıklılığı, basma dayanıklılığı, makaslama dayanıklılığı olarak isimlendirilmektedir [258,308].

Kırma testlerinin uygulandığı universal test cihazına örnekleri yerleştirebilmek ve örneklerin sabit kalmasını sağlamak için cihazın örnek yerleştirme bölümüne uygun boyutta olacak özel kalıplara ihtiyaç duyulmaktadır.

Hanning ve diğerleri yaptıkları çalışmada kullanacakları dişleri otopolimerizan akrilik rezin içine yerleştirmişler ve dişlerin kırılma testi uygulanacak olan kuron kısmı ile kök yüzeyinin 2 mm'lik kısmı dışarıda bırakılarak kırık hattının net gözlemlenmesini sağlamışlardır [309]. Bu sebeple bu çalışmada universal test cihazına uygun olarak hazırlanan plastik borulara akrilik rezin içerisine yerleştirilen örnekler mine sement sınırının 2 mm aşağısında olacak şekilde gömülmüştür.

Çalışmalarda, restorasyonu desteklemesi için seçilen materyalin doğal dişlerin periodontal ligamente benzer bir ortam oluşturulması amacı ile kök yüzeyinin çeşitli materyaller ile kaplanması ile ilgili farklı görüşler bulunmaktadır [310,311].

Sirimai ve diğerleri yaptıkları çalışmada örnekleri ince bir tabaka polivinil siloksan ölçü maddesi ile kapladıktan sonra akrilik rezin içerisine gömerek periodontal ligamente benzer bir yapı elde etmeyi amaçlamışlardır. Bu sayede, kök yüzeyinde rijit kuvvetler

bulunmadığından hazırladıkları örneklere de rijit kuvvetlerin gelmesini engellemeyi sağlamışlardır [311].

Castelnuovo ve diğerleri ise dişin koronal kısmında artan bir şekilde uygulanan kuvvetin, diş kökü ve akrilik rezin arasına yerleştirilen bir yapı ile azaltılamayacağını belirtmişlerdir [310]. Ayrıca Chang ve diğerleri yaptıkları çalışmada kökler etrafına silikon bir yapı oluşturarak periodonsiyumu taklit etmenin yanlış sonuçlar doğurabileceğini belirtmişlerdir. Buna sebep olarak silikon kalınlığının normal klinik aralık değerlerine göre daha fazla olması olduğunu bildirmişlerdir [110]. Bu tez çalışmasında benzer şekilde örnekler ve akrilik rezin arasına herhangi bir yumuşak ara yapı yerleştirilmemiştir.

Birçok araştırmacı kırma testinde kullanılan çelik ucun şeklinin, akrilik rezin içerisine yerleştirilen dişin açısının, akrilik rezin dışında kalan dişin yüksekliğinin ve dişlerin kırma testinden önce bekletildiği durumların kırma testi sonuçlarına etki edebilecek faktörler olduğunu belirtmiştir [312,313].

Kırılma direnci değerlerinin belirlenmesinde kullanılan universal test cihazına uygun olarak hazırlanan okluzal kuvvet uygulamada kürenin değim noktalarının ve küre büyüklüğünün araştırıldığı çeşitli çalışmalar sonucunda Stampalia ve diğerleri 3,9-5 mm çapındaki kürelerin, Burke ve diğerleri ise 4 mm çapında kürelerin kullanımının uygun olacağını bildirmişlerdir [155,156]. Bu tez çalışmasında örneklere kuvvet uygulamak için 4 mm büyüklüğünde çelik küre kullanılmıştır.

Birçok çalışmada çelik küre dişe dik kuvvet uygulayacak şekilde yerleştirilmiştir [155,314,315]. Stampalia ve diğerleri yaptıkları çalışmada kuvvet uygulamak için kullanılan çelik kürenin dişe değim noktalarının lingual veya palatinal tüberküllerde tüberkül tepesi ile restorasyon arasındaki mesafenin 1/2'sine denk gelecek şekilde olması gerektiğini bildirmişlerdir [155]. Bu çalışmada çelik küre, endokronların santral fossa bölgesine dik açı ile gelecek şekilde yerleştirilmiştir.

Kırılma direnci testlerinde, hazırlanan örneklere uygulanacak kuvvetin hızının da önemli olduğu belirtilmiştir [316]. Uygulama hızının artması, oluşan çatlağın genişlemesi için yeterli zaman kalmamasına neden olacağından, yanlış sonuçlar elde edilmesine sebep

olabilmektedir. Bu nedenle; yükleme hızının oldukça düşük olması tercih edilmektedir [163-165].

Normal çiğneme fonksiyonuna benzer şekilde kuvvet uygulayabilmek için 1mm/dk'lık hızın yeterli olduğu belirtilmiştir [316]. Yapılan çeşitli çalışmalarda da universal test cihazının kuvvet uygulama hızının 1 mm/dk olması sağlanmıştır [317-319]. ISO ise gereken hızın $1\pm 0,5$ mm/dk olarak belirtmiştir. Bu tez çalışmasında yükleme hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde uygulanmıştır.

Normal fonksiyon esnasında çiğneme kuvvetleri 50 N ile 250 N arasında değişmek ile birlikte, bruksizmlili hastalarda bu değerlerin 500-800 N arasında değişebileceği belirtilmiştir [271]. Yapılan çalışmalarda posterior bölgede maksimum ısırma kuvvetlerinin 200- 880 N arasında değiştiği gösterilmiştir [152,320,321].

Çocuklarda ise bu değerler farklılık göstermektedir. Rentes ve diğerleri yaptıkları çalışmada normal okluzyona sahip süt dişlenme dönemindeki çocuklarda ortalama maksimum ısırma kuvvetinin 213,17 N olduğunu belirtmişlerdir [322]. Kamegai ve diğerleri ise 3-17 yaş arasındaki bireylerde ısırma kuvvetini değerlendirmişlerdir. Buna göre ortalama ısırma kuvveti değerleri 3-5 yaş arasında 196 N, 6-8 yaş arasındaki çocuklarda 296,3 N, 9-11 yaş arasında 393,3 N, 12-14 yaş arasında 480,2 N ve 15-17 yaş arasında 462,3 N olarak belirlenmiştir [323]. Bu çalışmada kullanılan endokronlardan elde edilen kırılma dayanıklılığı değerleri belirtilen çiğneme kuvveti değerlerinin üzerinde bulunmuştur. Bu çalışmada, maksimum kırılma kuvveti değerleri Gc Cerasmart grubunda 1023-2333 N, Vita Enamic grubunda ise 703-1841 N arasında değişiklik göstermektedir. Bu değerler ağız içerisinde gözlenen değerlerin üzerindedir.

Kelly, kırma testleri yapılırken ortamın kuru olmasının gözlenen kırılma direncini değiştirmedikini belirtmekle beraber, ortamın ıslak olmasının porselende oluşan çatlakların ilerlemesini etkilediğini ve kırılma direnci değerlerini düşürdüğünü belirtmiştir [324]. Bu sebeple kırma testi uygulaması sırasında örneklerin ıslak olmasına dikkat edilmiştir.

Restorasyonlar elde edilirken yapılan preparasyon miktarı ve formları kırılma dayanıklılığını etkilemektedir. Sarıdağ ve diğerleri farklı şekilde prepare ettikleri inley ve onley

restorasyonlarda kırılma dayanımları açısından farklı sonuçlar tespit edildiğini belirtmişlerdir [325].

Ferrule, kron preparasyonunun gingivalinde yer alan vertikal diş dokusu bandı olarak tanımlanmaktadır. Kalan diş dokusunu bir arada tutacağı ve bu sayede fonksiyon sırasında kök fraktürünün önlenebileceği düşünülmektedir. Dayanıklılık ile birlikte bir miktar tutuculuk sağladığı belirtilmiştir. Bununla birlikte bu çalışmada birçok çalışmanın aksine gruplarda ferrule oluşturulmamıştır [110,326]. Böylece çalışmada en kötü durum senaryosu değerlendirilmiştir. Çünkü kırılma direncinin ferrule yokluğunda önemli ölçüde azaldığı bilinmektedir. Böylece restorasyon tasarımı ile CAD/CAM malzemelerin etkisi daha kritik hale gelmiştir [327,328].

Beier ve diğerleri, tam seramik inley, onley, veneer ve krun tipi restorasyonların yaklaşık 10 yıllık takip sonrası, restorasyon tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını, başarısızlığın temel nedeninin seramik kırıkları olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle de kullanılacak restoratif materyalin kırılma dayanıklılığının başarı için oldukça önemli olduğu belirtilmiştir [329].

Pissis, çeşitlilik göstermekle birlikte, molar dişler için endokron yapımında 5 mm çapında, 5 mm derinliğinde retansiyon kavitesi önermek ile beraber okluzal kalınlığın genelde 3-5 mm arasında olduğunu belirtmiştir [107]. Bununla birlikte, Tsai ve diğerleri, seramik krunların kırılma dayanımlarının okluzal kalınlığın artması ile arttığını bildirmişlerdir [330].

Watts ve diğerleri yaptıkları çalışmada, preparasyon derinliğinin kırılma direnci üzerindeki etkisi incelemişler ve ideal derinliğin 3-4 mm olması gerektiğini belirtmişlerdir [331].

Mörmann ve diğerleri endokronlar ve geleneksel seramik krunların kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında 5,5 mm kalınlığa sahip endokronların 1,5 mm okluzal kalınlığı olan geleneksel seramik krunlara göre kırılma direncinin 3 kat daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir [113]. Broderson ise standart kalınlığın 2 katı okluzal kalınlıkta olan krunların kırılmalara dört kat daha dayanıklı olduğunu belirlemiştir [332].

Lise ve diğerleri, yaptıkları çalışmada premolar dişlerde, CAD/CAM blok tiplerinin ve restorasyon dizaynının başarısızlık ile ilişkisini değerlendirmişlerdir. Blok tipi olarak lityum disilikat blok (IPS e.Max CAD) ve kompozit blok (GC Cerasmart), restorasyon tipi olarak ise 2,5 mm derinliğinde hazırlanan, 5 mm derinliğinde hazırlanan endokron restorasyonlar ile, 5 mm derinliğinde hazırlanan post uygulamaları üzerine yapılan geleneksel tip kuronlar çalışmada değerlendirilmiştir. 2,5 mm derinliğinde kompozit blok ile hazırlanan endokron restorasyon grubunda, 2,5 mm derinliğinde lityum disilikat blok kullanılarak hazırlanan endokron restorasyonlardan daha yüksek direnç bulgulamışlardır. 5 mm derinliğinde hazırlanan endokron restorasyon gruplarında ve 5 mm derinliğinde hazırlanan geleneksel tip kuron gruplarında blok tipleri arasında başarısızlık açısından istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte, yükleme dayanıklılığı daha yüksek olan gruplarda, daha fazla kök kırığına rastlanmıştır [333]. Bu sonuç Forberger'in çalışması ile benzerlik göstermektedir [334]. Kompozitin dentine daha yakın olacak şekilde daha düşük elastikiyet modülüne sahip olmasının, stresin daha eşit dağılmasına neden olarak daha yüksek kırılma direnci değerlerinin olmasında etkili olmuş olabileceği belirtilmiştir [335].

Literatürde farklı tip materyaller ile yapılan çalışmaların yanında, aynı tip materyallerin kullanıldığı kırılma direnci çalışmaları da bulunmaktadır [110,114,117,334]. Chang ve diğerleri CEREC 3D CAD/CAM sisteminde lüsit ile güçlendirilmiş seramik bloklardan üretilen endokronların, geleneksel kuronlara kıyasla daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir [110]. Endodontik tedavili üst azı dişlerinde, lityum disilikat seramik endokronlar ile, aynı materyalden üretilmiş, inley, onley ve fiber post uygulaması ile yerleştirilmiş geleneksel kuron restorasyonlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, kırılma direnci kuvveti en başarılı tam kuron restorasyonlarda bulunmakla beraber, endokron restorasyonlarla arasında istatistiksel bir fark olmadığı bulgulanmıştır. Bununla beraber kırılma tipleri değerlendirildiğinde ise her iki gruptaki kırılmaların büyük bir oranının tekrar restore edilebilecek tipteki kırıklar olduğu ve en başarısız grubun ise inleyler olduğu bildirilmiştir [117].

Biacchi ve Basting'de yapmış oldukları çalışmada, molar dişlere uyguladıkları fiber post destekli geleneksel kuronlara oranla endokronların daha yüksek kırılma direnci değerleri gösterdiklerini ve en fazla görülen kırılma tipinin dişte kırılma ile beraber, restorasyonların yerinden ayrılarak görülen tip olduğunu belirtmişlerdir [108]. İn vivo yapılan bir çalışmada

da endokronların ağız içerisinde dayanımlarının başarılı bulunduğu ve 1 yılın sonunda herhangi bir kırık ile karşılaşmadığı belirtilmiştir [336].

Ramírez-Sebastià ve diğerleri, üst ön bölge dişlerde çeşitli post boylarında ve çeşitli materyaller ile hazırladıkları geleneksel kuron ve endokron yöntemlerini değerlendirdikleri çalışma sonunda en fazla kırılma direnci değerlerinin endokron gruplarında görüldüğünü bildirmişlerdir. Ayrıca kırılma tipleri değerlendirmesinde kısa post uygulaması ve endokron uygulaması yapılan gruplarda istatistiksel olarak daha yüksek seviyede tamir edilebilir kırıklara sahip olduğu gözlemlenmiştir [114].

Forberger ve Göhring, endokronların seramik, altın veya cam fiberle desteklenerek yapılan post restorasyonlar ile benzer kırılma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir [334].

Aktaş ve diğerleri yaptıkları çalışmada, alümina silikat seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik ve hibrit seramik bloklardan üretilen endokronların kırılma dirençleri arasında istatistiksel olarak bir fark bulmamışlardır. Zirkonya ile güçlendirilmiş gruptaki endokronların kırılma tiplerinin genel olarak restore edilemeyecek durumda iken diğer gruplarda daha fazla oranda restore edilebilecek örnek olduğu da belirtilmiştir. Bu durum zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramiklerin dentin ile karşılaştırıldığında daha yüksek elastikiyet modülü göstermesi kaynaklı olabileceği olarak açıklanmıştır [115].

Bankoğlu Güngör ve diğerleri, yaptıkları çalışmada, ön keser dişlere zirkonya post ve rezin nano seramik kuron, fiber post ve rezin nano seramik kuron, zirkonya post ve lityum disilikat seramik kuron, fiber post ve lityum disilikat seramik kuron, rezin nano seramik endokron ve lityum disilikat seramik endokron uygulayarak kırılma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Buna göre en yüksek kırılma direnci değeri lityum disilikat seramik endokron grubunda bulunmuştur ve bu grubu sırası ile zirkonya post-rezin nano seramik kuron grubu ile rezin nano seramik endokron grubu izlemiştir. Fakat gruplar arasında istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Endokron gruplarında kırılma tipleri değerlendirildiğinde ise rezin nano seramik endokron grubunda örneklerin hepsi dişin kırılması şeklinde iken, lityum disilikat seramik endokron grubunda örneklerin çoğunluğu dişin kırılması, kalan örneklerin ise restorasyonun kırılması şeklindedir [337].

Bu tez çalışmasında, kırılma testinden sonra, her iki grupta da kabul edilebilir kırık tipleri çoğunlukla belirlenmekle beraber, iki grupta da birer örnekte endokron-diş kompleksinin kemik seviyesi simülasyonunun altındaki seviyede kırılması (katastrofik başarısızlık tipi) gözlenmiştir.

Bakteri, likit, molekül ve iyonların kavite duvarı ve restoratif materyal arasındaki boşluktan geçişine mikrosızıntı adı verilmektedir. Mikrosızıntıya yol açan faktörlerden başlıcaları, polimerizasyon büzülmesi, dentine bağlanma dayanımı, diş ve restoratif materyalin termal ekspansiyon katsayıları arasındaki farklılıklar ve fonksiyonel okluzal kuvvetlerdir [175].

Boyanın kolay yayılması ve bakterilerle karşılaştırılması, canlı dişlerde dentinal sıvıların pozitif basınç göstermesi, protein ve kalsifiye debrislerle kapanmış olan marjinlerin örtücülüğü ve moleküler penetrasyona karşı bölünmüş tübüllerdeki fibrinojenlerin karşı etkisi, in vitro ve in vivo sızıntı çalışmalarında farklılıklara sebep olabilmektedir [338].

Mikrosızıntı alanında in vivo çalışmaların sayısı oldukça kısıtlıdır. White ve diğerleri, in vivo çalışmalarında, molar dişlere çeşitli simanlar ile simante edilen kuronların 6 ay sonra çekimini yaparak mikrosızıntı değerlendirmesi yapmışlardır. Bu çalışma sonucunda daha önce yapılan in vitro çalışmalara benzer sonuçlar bulunmuştur [339].

Bununla birlikte, yapılan çeşitli çalışmalarda farklı sızıntı yöntemlerinin aynı sonuçlar göstermediği bu sebeple yöntemlerin karşılaştırılabilir olmadığı belirtilmiştir [340,341].

Ucuz ve basit bir yöntem olan bazik fuksin boya penetrasyon yöntemi birçok kenar sızıntı çalışmasında kullanılmıştır [342-345]. Bazik fuksin boya penetrasyon yöntemi kullanılarak restorasyonlarda mikrosızıntının olup olmadığı ve restorasyonların performansı belirlenebilmektedir ve karşılaştırmalar yapılabilmektedir [346].

Bazik fuksin boya penetrasyon yönteminin en büyük dezavantajı mikrosızıntıda iki boyutlu olarak ölçüm yapılmasıdır. Mikrosızıntının ara yüz boyunca uniform bir şekilde meydana gelmemesi iki boyutlu değerlendirmelerde üç boyutlu değerlendirmelere göre daha az klinik ile uyumlu şekilde mikrosızıntının tespit edilmesine sebep olmaktadır [347,348]. Fakat üç boyutlu teknikler pahalı, donanım gerektiren ve zaman alıcı yöntemlerdir [348].

Çalışmalarda, bazik fuksinin %2'lik gibi yüksek konsantrasyonlarda kullanılmasıyla sızıntının belirlenmesinin daha kolay olacağını belirten çalışmacılara karşın [349], genel olarak %0,5'lik konsantrasyonda bazik fuksin kullanılmaktadır [181,345].

Kolbeck ve diğerleri çeşitli yöntemlerle hazırladıkları köprü restorasyonlarının marjinal aralık ve mikrosızıntısını inceledikleri çalışmalarında mikrosızıntı testi değerlendirmesinde %0,5'lik bazik fuksin solüsyonunu kullanmışlardır [350].

Lewinstein ve diğerleri, preperasyondan sonra uyguladıkları geçici kuronların marjinal sızıntısını değerlendirdikleri çalışmalarında, boyanın marjinlere penetre olabilmesini için örneklerin bitim sınırının 1 mm altına kadar olan tüm bölgeyi 2 kat tırnak cilası ile kaplamanın ardından %0,5'lik bazik fuksin solüsyonunda bekletmişlerdir [351].

Bu sebeple, bu çalışmada mikrosızıntı deneyi için restorasyon marjininin 1 mm altına kadar olan alan tırnak cilası ile kapatılmıştır ve %0,5'lik konsantrasyonda bazik fuksin boya penetrasyon yöntemi uygulanmıştır.

El-Damanhaoury ve diğerleri üç farklı tipte CAD/CAM bloğu olan rezin nano seramik, lityum disilikat cam seramik ve feldspatik porselen kullanarak hazırladıkları endokronları değerlendirdikleri çalışmalarında, mikrosızıntı açısından rezin nano seramik bloklarda diğer gruplara oranla boya penetrasyonunun istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunduğunu ve değerlerin bu grupta 2,51-2,94 mm arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Çalışmacılar bunun sebebinin, diğer gruplara oranla rezin nano seramik blokların içeriğinin %80 oranında nano seramikten oluştuğunu ve içeriği sebebi ile, dentin ve diğer seramik materyallere kıyasla termal siklus uygulamasında genleşme katsayısının farklı olması sebebi ile daha fazla mikrosızıntı ile karşılaşabileceği şeklinde açıklamışlardır [112].

Bu tez çalışmasında mikrosızıntı değerlendirmesinde iki grup arasında anlamlı fark olmamakla birlikte Vita Enamic grubunda değerler 0-960,79 µm, GC Cerasmart grubunda değerler 124,96-1411,12 µm arasında değişmektedir.

Örneklerin bazik fuksin içerisinde 1 saat ile 2 hafta arasında değişen sürelerde bekletilmesinin, mikrosızıntı açısından herhangi bir farklılık oluşturmadığı belirtilmiştir [352].

Örnek yüzeylerinin oluşturulmasında, daha az laboratuvar işlemi gerektirdiği için kesit tekniği tercih edilmektedir [353]. Mikrosızıntının incelendiği bir literatür derlemesinde, çalışmalarda tercih edilen kesit sayılarına bakıldığında, %47'sinin tek kesit, %20'sinin iki kesit ve %12'sinin üç kesit olacak şekilde mikrosızıntı testlerinin gerçekleştirildiği bildirilmiştir [354].

Bu bilgiler ışığında çalışma örnekleri 37°C'de 24 saat bazik fuksin solüsyonunda bekletildikten sonra, süt dişi boyutlarının daimi diş boyutlarına oranla oldukça küçük olması göz önünde bulundurularak, her örnekten buko-lingual yönde 2 eşit kesit alınarak, mikrosızıntı değerlendirmesi için 4 yüzey oluşturulmuştur.

Boya penetrasyonu yönteminde sızıntı miktarını belirlemek için birkaç skorlama yöntemi bulunmakla beraber bu yöntemlerin bilimselliğinin olmadığı belirtilmiştir. Bilgisayarlı görüntü analizinde boya penetrasyonunun uzunluğu nicel olarak ölçülebilmektedir [355]. Bu sebeple de geleneksel skorlama yöntemine göre daha doğru şekilde mikrosızıntı değerleri belirlenmektedir [181,299,356].

Korkut ve diğerleri yaptıkları sızıntı çalışmasında bilgisayarlı stereo mikroskop kullanarak fotoğraflar üzerinden nicel ölçümler yaparak sonuçları belirlemişlerdir [194].

Bu sebeple, kesitlerin incelenmesi için bu çalışmada mikroskop kullanılmıştır. Mikroskoba bağlı bilgisayara görüntüler aktarılarak fotoğraflar üzerinden ölçümler yapılarak nicel değerlendirmeler yapılmıştır.

Daha önceleri marjinal aralık değerlerinin artması ile simanın çözünme hızını ağız sıvıları ile olan temasını ve buna bağlı olarak da mikrosızıntı miktarının artacağı belirtilmiştir [357].

White ve diğerleri yaptıkları çalışmalarında mikrosızıntı ile marjinal açıklık arasında herhangi bir paralelliğin olmadığını bildirmişlerdir. Restorasyonlarla ilgili ortaya çıkan problemlerin sadece mikrosızıntıdan kaynaklı olmadığını, beslenme alışkanlıkları, oral hijyen eksikliği, immünoloji gibi faktörlerin de önemli oranda rol oynadığı belirtilmiştir [358].

Guindy ve diğerleri, Lava Ultimate rezin nano seramik blok ile, e.Max CAD lityum disilikat bloklardan alt molar dişler için benzer olarak üretilen endokron restorasyonların marjinal

aralıklarını ve mikrosızıntı değerlerini karşılaştırmışlardır. Marjinal aralık değerleri Lava Ultimate grubunda $69,51 \pm 7,1 \mu\text{m}$ ve e.Max CAD grubunda ise $76,99 \pm 5,04 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur ve gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığı ve değerlerin kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu belirtilmiştir. Mikrosızıntı değerlendirmesinde ise Lava Ultimate grubunda değerler $1,55 \text{ mm} \pm 0,48 \mu\text{m}$ iken, e.Max CAD grubunda değerler $1,44 \text{ mm} \pm 0,31 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur ve Lava Ultimate değerlerinin daha yüksek olmasına rağmen aradaki farkın istatistiksel olmadığı bildirilmiştir [359].

Bu çalışmada da istatistiksel bir fark bulunmamakla beraber, adaptasyon değerlendirilmesinde Vita Enamic grubu GC Cersasmart grubuna oranla daha yüksek değerler göstermesine karşın, mikrosızıntı deneylerinde GC Cersasmart grubu daha yüksek değerler göstermiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Marjinal aralık değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).
2. Ortalama internal aralık değerleri açısından her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Vita Enamic ve GC Cerasmart grupları kendi içlerinde değerlendirildiğinde en düşük değer duvar değeri olarak bulunmuştur.
3. CAD/CAM sistemi kullanılarak iki farklı rezin hibrit seramik ile hazırlanan endokron restorasyonların kırılma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). Her iki gruptaki değerler süt azı dişlerinin ağızda bulunduğu yaş grubuna ait çiğneme kuvvetleri değerlerinden daha yüksek olarak bulunmuştur.
4. CAD/CAM hibrit seramik bloklardan hazırlanan endokronların kırılma (başarısızlık) şekilleri her iki grupta benzer görülmektedir.
5. Mikrosızıntı değerlendirmesinde her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

İleri madde kaybı bulunan süt dişlerinin CAD/CAM hibrit seramik bloklar kullanılarak hazırlanan endokron restorasyonlar ile ideal şartları sağlaması sayesinde çekim endikasyonu konan bu dişlerin ağızda daha uzun süreli tutulabilmeleri sağlanabilmektedir. Bununla birlikte CAD/CAM hibrit seramik bloklar kullanılarak hazırlanan endokron restorasyonlar estetik olmaları, maliyetlerinin düşük olmaları ve tek seansta hasta başında hazırlanabilmeleri ile de önemli bir restorasyon tipi haline gelmiştir.

Süt dişlerinde endokron restorasyonları ile yapılan in-vitro ve in-vivo çalışma yetersizliği göz önünde bulundurulduğunda, daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmakla beraber, CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan endokron restorasyonlar Pedodonti alanında zaman içerisinde kendine yer bulabilecektir.



KAYNAKLAR

1. Kennedy, D.B. and Kapala, J.T. (1985). The dental pulp: biological considerations of protection and treatment. In: R.L. Braham and E. Morris (Eds.), *Textbook of Pediatric Dentistry*. Baltimore: Williams & Wilkins, pp. 237-261.
2. Carrotte, P. (2005). Endodontic treatment for children. *British Dental Journal*, 198(1), 9-15.
3. Seraj, B., Shahrabi, M., Motahari, P., Ahmadi, R., Ghadimi, S., Mosharafian, S., Mohammadi, K. and Javad Kharazifard, M. (2011). Microleakage of stainless steel crowns placed on intact and extensively destroyed primary first molars: an in vitro study. *Pediatric Dentistry*, 33(7), 525-528.
4. Ramires-Romito, A., Wanderley, M. T., Oliveira, M., Imparato, J. and Correa, M. (2000). Biologic restoration of primary anterior teeth. *Quintessence International*, 31(6), 405-411.
5. Roberts, C., Lee, J. Y. and Wright, J. T. (2001). Clinical evaluation of and parental satisfaction with resin-faced stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 23(1), 28-31.
6. Pinheiro, S. L., Bönecker, S., José, M., Duarte, D. A., Imparato, P., Carlos, J. and Oda, M. (2006). Bond strength analysis of intracanal posts used in anterior primary teeth: an in vitro study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 3(1), 32-34.
7. Ferrari, M. and Scotti, R. (2002). Fiber posts: characteristics and clinical applications. In: Masson (Ed.), *Fibre Post: Clinical and Research Aspects*. Milano, Italy: Masson, pp. 30-31.
8. Tikku, A. P., Chandra, A. and Bharti, R. (2010). Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 246.
9. Figini, L., Lodi, G., Gorni, F. and Gagliani, M. (2008). Single versus multiple visits for endodontic treatment of permanent teeth: a Cochrane systematic review. *Journal of Endodontics*, 34(9), 1041-1047.
10. Alaçam, T. (Editör). (2000). *Endodonti*. Ankara: Barış yayınları, 495-532.
11. Alaçam, A. (2000). *Pedodontide endodontik yaklaşımlar*, T. Alaçam (Editör) *Endodonti*. Ankara. Barış Yayınları, s. 693.
12. Goerig, A. and Camp, J. (1983). Root canal treatment in primary teeth: a review. *Pediatric Dentistry*, 5(1), 33.
13. Ayhan, H., Alaçam, A. and Ölmez, A. (1995). Apical microleakage of primary teeth root canal filling materials by clearing technique. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 20(2), 113-117.

14. Waterhouse, P., Nunn, J. and Whitworth, J. (2000). Paediatric dentistry: An investigation of the relative efficacy of Buckley's Formocresol and calcium hydroxide in primary molar vital pulp therapy. *British Dental Journal*, 188(1), 32-36.
15. Çalışkan, K. (2006). *Endodontik Tanı ve Tedaviler*. Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri, 31-82.
16. Ng, Y. L., Mann, V., Rahbaran, S., Lewsey, J. and Gulabivala, K. (2008). Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature—Part 2. Influence of clinical factors. *International Endodontic Journal*, 41(1), 6-31.
17. John, M. (1991). A retrospective radiographic evaluation of primary molar pulpectomies. *Pediatric Dentistry*, 1(3), 1.
18. Fuks, A. (2002). Current concepts in vital primary pulp therapy. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 3(3), 115-120.
19. Tannure, P. N., Barcelos, R., Portela, M. B., Gleiser, R. and Primo, L. G. (2009). Histopathologic and SEM analysis of primary teeth with pulpectomy failure. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(1), 29-33.
20. Moskovitz, M., Yahav, D., Tickotsky, N. and Holan, G. (2010). Long-term follow up of root canal treated primary molars. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 20(3), 207-213.
21. Hegde, V. (2011). Pediatric endodontics: Endodontist's view. *People's Journal of Scientific Research*, 4(1), 71-75.
22. Fuks, A. B. (2000). Pulp therapy for the primary and young permanent dentitions. *Dental Clinics of North America*, 44(3), 571-596.
23. Camp, J. and Fuks, A. (2006). Pediatric endodontics: endodontic treatment for the primary and young permanent dentition: In S. Cohen and C. Burns (Eds.), *Pathways of the Pulp*. St. Louis, Missouri: Mosby Company, pp. 871.
24. Canoğlu, H., Tekçicek, M. U. and Çehreli, Z. C. (2006). Comparison of conventional, rotary, and ultrasonic preparation, different final irrigation regimens, and 2 sealers in primary molar root canal therapy. *Pediatric Dentistry*, 28(6), 518-523.
25. Bawazir, O. A. and Salama, F. S. (2007). Apical microleakage of primary teeth root canal filling materials. *Journal of Dentistry for Children*, 74(1), 46-51.
26. Dammaschke, T., Witt, M., Ott, K. and Schäfer, E. (2004). Scanning electron microscopic investigation of incidence, location, and size of accessory foramina in primary and permanent molars. *Quintessence International*, 35(9), 699-705.
27. Fuks, A. B. (2008). Vital pulp therapy with new materials for primary teeth: new directions and treatment perspectives. *Journal of Endodontics*, 34(7), S18-S24.

28. Mortazavi, M. and Mesbahi, M. (2004). Comparison of zinc oxide and eugenol, and Vitapex for root canal treatment of necrotic primary teeth. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 14(6), 417-424.
29. Nurko, C., Ranly, D., Garcia-Godoy, F. and Lakshmyya, K. (2000). Resorption of a calcium hydroxide/iodoform paste (Vitapex) in root canal therapy for primary teeth: a case report. *Pediatric Dentistry*, 22(6), 517-520.
30. Özalp, N., Saroğlu, I. and Sönmez, H. (2005). Evaluation of various root canal filling materials in primary molar pulpectomies: an in vivo study. *American Journal of Dentistry*, 18(6), 347-350.
31. Rivera, E. M. and Yamauchi, M. (1993). Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Archives of Oral Biology*, 38(7), 541-546.
32. Carter, J., Sorensen, S., Johnson, R., Teitelbaum, R. and Levine, M. (1983). Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *Journal of Biomechanics*, 16(10), 841-848.
33. Sedgley, C. M. and Messer, H. H. (1992). Are endodontically treated teeth more brittle? *Journal of Endodontics*, 18(7), 332-335.
34. Stanford, J. W., Weigel, K. V., Paffenbarger, G. C. and Sweeney, W. (1960). Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 60(6), 746-756.
35. Gutmann, J. L. and Fan, B. (2002). Tooth Morphology, Isolation, and Access. In S. Cohen and C. Burns (Eds.), *Cohen's Pathways of the Pulp*. St. Louis, Missouri, pp. 130-208.
36. Assif, D. and Gorfil, C. (1994). Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(6), 565-567.
37. González-López, S., De Haro-Gasquet, F., Vilchez-Díaz, M., Ceballos, L. and Bravo, M. (2006). Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Operative Dentistry*, 31(1), 33-38.
38. Oskoe, P. A., Ajami, A. A., Navimipour, E. J., Oskoe, S. S. and Sadjadi, J. (2009). The effect of three composite fiber insertion techniques on fracture resistance of root-filled teeth. *Journal of Endodontics*, 35(3), 413-416.
39. Reeh, E. S., Messer, H. H. and Douglas, W. H. (1989). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*, 15(11), 512-516.
40. Pantvisai, P. and Messer, H. H. (1995). Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *Journal of Endodontics*, 21(2), 57-61.
41. Swanson, K. and Madison, S. (1987). An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. *Journal of Endodontics*, 13(2), 56-59.

42. Madison, S. and Wilcox, L. R. (1988). An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part III. In vivo study. *Journal of Endodontics*, 14(9), 455-458.
43. Timpawat, S., Amornchat, C. and Trisuwan, W. R. (2001). Bacterial coronal leakage after obturation with three root canal sealers. *Journal of Endodontics*, 27(1), 36-39.
44. Faria, A. C. L., Rodrigues, R. C. S., de Almeida Antunes, R. P., de Mattos, M. D. G. C. and Ribeiro, R. F. (2011). Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(2), 69-74.
45. Gillen, B. M., Looney, S. W., Gu, L.S., Loushine, B. A., Weller, R. N., Loushine, R. J., Pashley, D. H. and Tay, F. R. (2011). Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 37(7), 895-902.
46. Tronstad, L., Asbjørnsen, K., Døving, L., Pedersen, I. and Eriksen, H. (2000). Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*, 16(5), 218-221.
47. Chousein, A. K. (2014). *Pedodonti kliniğinde yapılan süt dişi amputasyon ve kanal tedavilerinin prognozu*. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.
48. Randall, R. C. (2002). Preformed metal crowns for primary and permanent molar teeth: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 489-500.
49. Dawson, L., Simon, Jr, J. and Taylor, P. (1980). Use of amalgam and stainless steel restorations for primary molars. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 48(6), 420-422.
50. Roberts, J. and Sherriff, M. (1990). The fate and survival of amalgam and preformed crown molar restorations placed in a specialist paediatric dental practice. *British Dental Journal*, 169(8), 237-244.
51. Holan, G., Fuks, A. and Ketlz, N. (2002). Success rate of formocresol pulpotomy in primary molars restored with stainless steel crown vs amalgam. *Pediatric Dentistry*, 24(3), 212-216.
52. Moskovitz, M., Sammara, E. and Holan, G. (2005). Success rate of root canal treatment in primary molars. *Journal of Dentistry*, 33(1), 41-47.
53. Croll, T., Epstein, D. and Castaldi, C. (2003). Marginal adaptation of stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*, 25(3), 249.
54. Karatoprak, D. O. ve Kirzioğlu, Z. (1998). Paslanmaz çelik kuron yerleştirilmiş dişlerde, dişeti dokularının değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(2), 50-55.
55. Atieh, M. (2008). Stainless steel crown versus modified open-sandwich restorations for primary molars: a 2-year randomized clinical trial. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 18(5), 325-332.

56. Sharaf, A. A. and Farsi, N. M. (2004). A clinical and radiographic evaluation of stainless steel crowns for primary molars. *Journal of Dentistry*, 32(1), 27-33.
57. Bimstein, E., Zaidenberg, R. and Soskolne, A. (1995). Alveolar bone loss and restorative dentistry in the primary molars. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 21(1), 51-54.
58. Durr, D. P., Ashrafi, M. and Duncan, W. (1981). A study of plaque accumulation and gingival health surrounding stainless steel crowns. *ASDC Journal of Dentistry for Children*, 49(5), 343-346.
59. 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(12), 153-161.
60. Coll, J., Josell, S., Nassof, S., Shelton, P. and Richards, M. (1988). An evaluation of pulpal therapy in primary incisors. *Pediatric Dentistry*, 10(3), 178-184.
61. Guelmann, M., Bookmyer, K. L., Villalta, P. and García-Godoy, F. (2004). Microleakage of restorative techniques for pulpotomized primary molars. *Journal of Dentistry for Children*, 71(3), 209-211.
62. Waggoner, W. and Cohen, H. (1994). Failure strength of 4 veneered primary stainless-steel crowns. *Journal of Dental Research*, 17(1), 298-325.
63. Romero, M., Saez, M. and Cabrerizo, C. (2001). Restoration of a fractured primary incisor. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 25(4), 255-258.
64. Croll, T. P. and Helpin, M. L. (1996). Preformed resin-veneered stainless steel crowns for restoration of primary incisors. *Quintessence International*, 27(5), 309-313.
65. Raslan, N., Nourallah, A. W. and Maroof, H. (2014). Comparison between conventional and nano-composite veneered stainless steel crowns: a pilot study. *International Arab Journal of Dentistry*, 5(3), 108-116.
66. Beattie, S., Taskonak, B., Jones, J., Chin, J., Sanders, B., Tomlin, A. and Weddell, J. (2011). Fracture resistance of 3 types of primary esthetic stainless steel crowns. *Journal of the Canadian Dental Association*, 77:b90.
67. Ram, D., Fuks, A. B. and Eidelman, E. (2003). Long-term clinical performance of esthetic primary molar crowns. *Pediatric Dentistry*, 25(6), 582-584.
68. Lee, J. K. (2002). Restoration of primary anterior teeth: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 506-510.
69. Kupietzky, A. and Waggoner, W. F. (2004). Parental satisfaction with bonded resin composite strip crowns for primary incisors. *Pediatric Dentistry*, 26(4), 337-340.
70. Radu, F., Leon, A. and Luca, R. (2015). Clinical performance of strip crowns in restoring primary incisors: preliminary study. *Proceedings of the Romanian Academy, Series B*(1), 190-193.

71. Carranza, F. and Garcia-Godoy, F. (1999). Esthetic restoration of primary incisors. *American Journal of Dentistry*, 12(2), 55-58.
72. Barcelos, R., Neves, A., Primo, L. and Ribeiro de Souza, I. P. (2003). Biological restorations as an alternative treatment for primary posterior teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 27(4), 305-310.
73. Mathur, S., Chopra, R., Pandit, I., Srivastava, N. and Gugnani, N. (2012). Biological Restoration of a Grossly Decayed Deciduous Mandibular Molar. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 6(1), 139-141.
74. Grewal, N. and Reeshu, S. (2008). Biological restorations: an alternative esthetic treatment for restoration of severely mutilated primary anterior teeth. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 1(1), 42-47.
75. Çetiner, S., Oray, G. O. ve Üçtaşlı, S. (1998). İki farklı materyalden hazırlanmış ön grup kronların kırılma dirençlerinin araştırılması. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 4(2), 106-109.
76. Anuradha, K., Bargale, S., Shah, S. and Ardesana, A. (2015). Esthetic crowns in primary dentition-Reestablishing the innocent smile. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*, 3(3), 46.
77. Planells del Pozo, P. and Fuks, A. (2014). Zirconia crowns-an esthetic and resistant restorative alternative for ECC affected primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(3), 193-195.
78. Ashima, G., Sarabjot, K. B., Gauba, K. and Mittal, H. (2014). Zirconia crowns for rehabilitation of decayed primary incisors: an esthetic alternative. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(1), 18-22.
79. An, S.Y., Shim, Y.S. and Park, S.Y. (2015). Aesthetic rehabilitation in maxillary anterior tooth with early childhood caries using ZIRKIZ® Crown: Long-term follow-up. *Indian Journal of Science and Technology*, 8(25), 1-5.
80. Salami, A., Walia, T. and Bashiri, R. (2015). Comparison of parental satisfaction with three tooth-colored full-coronal restorations in primary maxillary incisors. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(5), 423-428.
81. Ramanathan, G. and White, G. (1990). Direct composite onlay technique for primary molars using a light/heat curing system. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 15(1), 13.
82. Ferreira, M. and Vieira, R. (2008). Marginal leakage in direct and indirect composite resin restorations in primary teeth: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 36(5), 322-325.
83. Morimoto, S., Vieira, G. F., Agra, C. M., Sesma, N. and Gil, C. (2009). Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Brazilian Dental Journal*, 20(2), 143-148.

84. Bergman, M. A. (1999). The clinical performance of ceramic inlays: a review. *Australian Dental Journal*, 44(3), 157-168.
85. Desai, P. D. and Das, U. K. (2011). Comparison of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlay and resin composite: An in vitro study. *Indian Journal of Dental Research*, 22(6), 877.
86. Mittal, H. C., Goyal, A., Gauba, K. and Kapur, A. (2016). Clinical performance of indirect composite onlays as esthetic alternative to stainless steel crowns for rehabilitation of a large carious primary molar. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 40(5), 345-352.
87. Serra Rabêlo, R. T., Caldo-Teixeira, A. S. and Puppim-Rontani, R. M. (2005). An alternative aesthetic restoration for extensive coronal destruction in primary molars: indirect restorative technique with composite resin. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 29(4), 277-281.
88. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S. and Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International Journal of Computerized Dentistry*, 7(1), 25-45.
89. Davidowitz, G. and Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559-570.
90. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44-56.
91. Karataşlı, B., Bultan, Ö. ve Yağmur, Ö. (2015). Dental CAD/CAM materyalleri. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, 1(1), 1-7.
92. Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A. and Kremers, L. (1997). CAD/CAM–Fillings of the future? *International Dental Journal*, 47(5), 247-258.
93. Martin, N. and Jedynakiewicz, N. (1999). Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dental Materials*, 15(1), 54-61.
94. Kwon, T.-K., Pak, H.-S., Yang, J.-H., Han, J.-S., Lee, J.-B., Kim, S.-H. and Yeo, I.-S. (2013). Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 92-97.
95. Beuer, F., Schweiger, J. and Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505-511.
96. Strub, J. R., Rekow, E. D. and Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289-1296.
97. Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301-1303.

98. Mehl, A. and Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2(1), 9-35.
99. Boitelle, P., Mawussi, B., Tapie, L. and Fromentin, O. (2014). A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41(11), 853-874.
100. Liu, P.R. and Essig, M. E. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29(8), 482-488.
101. Karaaloğlu, O. F. ve Duymuş, Z. Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18(1), 25-32.
102. Çelik, G., Sarı, T. ve Üşümez, A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74-82.
103. Mörmann, W. H. and Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 405-426.
104. Mörmann, W. H. and Brandestini, M. (2006). The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. *State of the art of CAD/CAM restorations*, 137(9), 7-13.
105. Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C. and Barlattani, A. (2014). Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral & Implantology*, 7(3), 57.
106. Bindl, A. and Mormann, W. H. (1999). Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(3), 255-266.
107. Pissis, P. (1994). Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 7(5), 83-94.
108. Biacchi, G. and Basting, R. (2012). Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative Dentistry*, 37(2), 130-136.
109. Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I. and Sadan, A. (2007). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-Part 1. Composition and micro-and macrostructure alterations. *Quintessence International*, 38(9), 733-743.
110. Chang, C.Y., Kuo, J.S., Lin, Y.S. and Chang, Y.H. (2009). Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences*, 4(3), 110-117.
111. Lander, E. and Dietschi, D. (2008). Endocrowns: a clinical report. *Quintessence International*, 39(2), 99-106.

112. El-Damanhoury, H., Haj-Ali, R. and Platt, J. (2015). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative Dentistry*, 40(2), 201-210.
113. Mörmann, W. H., Bindl, A., Lüthy, H. and Rathke, A. (1998). Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 11(4), 333-339.
114. Ramírez-Sebastià, A., Bortolotto, T., Cattani-Lorente, M., Giner, L., Roig, M. and Krejci, I. (2014). Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clinical Oral Investigations*, 18(2), 545-554.
115. Aktaş, G., Yerlikaya, H. and Akça, K. (2016). Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *Journal of Prosthodontics*, 00(2016), 1-7.
116. Kirkevang, L. L., Ørstavik, D., Hörsted-Bindslev, P. and Wenzel, A. (2000). Periapical status and quality of root fillings and coronal restorations in a Danish population. *International Endodontic Journal*, 33(6), 509-515.
117. Hamdy, A. (2015). Effect of full Coverage. endocrowns, onlays, inlays restorations on fracture resistance of endodontically treated molars, *Journal of Dental and Oral Health*, 1(5), 1-5.
118. Dejak, B. and Młotkowski, A. (2013). 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dental Materials*, 29(12), 309-317.
119. Carvalho, A., Bruzi, G., Anderson, R., Maia, H., Giannini, M. and Magne, P. (2016). Influence of adhesive core buildup designs on the resistance of endodontically treated molars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Operative Dentistry*, 41(1), 76-82.
120. Magne, P. (2014). IDS: Immediate dentin sealing (IDS) for tooth preparations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 594.
121. Stamatacos, C. and Simon, J. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(1), 42-44.
122. Tsukakoshi, M., Shinya, A., Harunori, G., Lassila, L. V., Vallittu, P. K. and Shinya, A. (2008). Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics. *Dental Materials Journal*, 27(2), 159-171.
123. Wilcox, L. R. and Diaz-Arnold, A. (1989). Coronal microleakage of permanent lingual access restorations in endodontically treated anterior teeth. *Journal of Endodontics*, 15(12), 584-587.
124. Donovan, T. E. and Cho, G. (1999). Contemporary evaluation of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 20(3), 197-199, 202-198, 210.

125. Christensen, G. J. (1997). Cements used for full crown restorations: a survey of the American academy of esthetic dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 9(1), 20-26.
126. Jose, C. and Pradiés, G. (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clinical Oral Investigations*, 6(4), 198-204.
127. De la Macorra García, J. C. and Ramiro, G. P. (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clinical Oral Investigations*, 6(4), 198-204.
128. Attar, N., Tam, L. E. and McComb, D. (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(2), 127-134.
129. Burke, F. (2005). Trends in indirect dentistry: 3. luting materials. *Dental Update*, 32(5), 251-254, 257-258, 260.
130. Zaimoğlu, A. and Can, G. (2004). Sabit Protezler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 24, 183-189.
131. McComb, D. (1996). Adhesive luting cements-classes, criteria, and usage. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 17(8), 759-762.
132. Ferrari, M., Dagostin, A. and Fabianelli, A. (2003). Marginal integrity of ceramic inlays luted with a self-curing resin system. *Dental Materials*, 19(4), 270-276.
133. Krämer, N., Ebert, J., Petschelt, A. and Frankenberger, R. (2006). Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. *Dental Materials*, 22(1), 13-21.
134. Koizumi, H., Nakayama, D., Ishii, T., Akazawa, N. and Matsumura, H. (2014). Effect of silane and phosphate primers on the adhesive performance of atri-n-butylborane initiated luting agent bonded to zirconia. *Dental Materials Journal*, 33(2), 226-232.
135. Suárez, M. J., De Villaumbrosia, P. G., Pradies, G. and Lozano, J. F. (2003). Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *International Journal of Prosthodontics*, 16(3), 229-232.
136. Goldin, E. B., Boyd, N. W., Goldstein, G. R., Hittelman, E. L. and Thompson, V. P. (2005). Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 143-147.
137. Cho, L., Song, H., Koak, J. and Heo, S. (2002). Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(4), 388-395.
138. Abbate, M. F., Tjan, A. H. and Fox, W. M. (1989). Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(5), 527-531.
139. Loe, H. (1968). Reactions to marginal periodontal tissues to restorative procedures. *International Dental Journal*, 18(4), 759.

140. Lopes, M. B., Consani, S., Sinhoret, M. A. and Correr-Sobrinho, L. (2005). Influence of recasting palladium-silver alloy on the fit of crowns with different marginal configurations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 430-434.
141. Holmes, J. R., Bayne, S. C., Holland, G. A. and Sulik, W. D. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(4), 405-408.
142. Lang, B. R., Gemalmaz, D. and Alkumru, H. N. (1995). Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(1), 49-54.
143. Stappert, C., Dai, M., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T. and Strub, J. (2004). Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal*, 196(12), 766-770.
144. Luthardt, R. G., Bornemann, G., Lemelson, S., Walter, M. H. and Hüls, A. (2004). An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *International Journal of Prosthodontics*, 17(6), 680-685.
145. Ender, A. and Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(2), 121-128.
146. Boening, K. W., Wolf, B. H., Schmidt, A. E., Kästner, K. and Walter, M. H. (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(4), 419-424.
147. Sorensen, J. A. (1990). A standardized method for determination of crown margin fidelity. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(1), 18-24.
148. Weaver, J. D., Johnson, G. H. and Bales, D. J. (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(6), 747-753.
149. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M. and Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9-18.
150. Anusavice, K. and Brantley, W. (2003). Physical properties of dental materials. In K. J. Anusavice (Eds.), *Phillips' Science of Dental Materials*. Saunders Co, St. Louis, pp. 57.
151. Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R. and Anusavice, K. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28(7), 529-535.
152. Claus, H. (1989). The structure and microstructure of dental porcelain in relationship to the firing conditions. *International Journal of Prosthodontics*, 2(4), 376-384.
153. Rosentritt, M., Furer, C., Behr, M., Lang, R. and Handel, G. (2000). Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(7), 595-601.

154. Carvalho, C., Valera, M., Oliveira, L. and Camargo, C. (2005). Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dental Traumatology*, 21(3), 155-159.
155. Stampalia, L., Nicholls, J., Brudvik, J. and Jones, D. (1986). Fracture resistance of teeth with. resin-bonded restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(6), 694-698.
156. Burke, F., Wilson, N. and Watts, D. (1992). The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Operative Dentistry*, 18(6), 230-236.
157. Akbarian, G., Ameri, H., Chasteen, J. E. and Ghavamnasiri, M. (2014). Fracture Resistance of Premolar Teeth Restored with Silorane-Based or Dimethacrylate-Based Composite Resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(3), 200-207.
158. Shafiei, F., Tavangar, M. S., Ghahramani, Y. and Fattah, Z. (2014). Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored by silorane-based composite with or without fiber or nano-ionomer. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(3), 200-206.
159. Taha, N., Palamara, J. and Messer, H. (2011). Fracture strength and fracture patterns of root filled teeth restored with direct resin restorations. *Journal of Dentistry*, 39(8), 527-535.
160. Batalha-Silva, S., de Andrada, M. A. C., Maia, H. P. and Magne, P. (2013). Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dental Materials*, 29(3), 324-331.
161. Ban, S. and Anusavice, K. (1990). Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, 69(12), 1791-1799.
162. Baker, P. S. and Clark, Jr, A. E. (1993). Compositional influence on the strength of dental porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 6(3), 291-297.
163. Dérand, P. and Dérand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 13(2), 131-135.
164. Zeng, K., Odén, A. and Rowcliffe, D. (1998). Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *International Journal of Prosthodontics*, 11(2), 183-189.
165. Esquivel, J. F., Chai, J. and Wozniak, W. T. (1996). The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *International Journal of Prosthodontics*, 9(6), 563-571.
166. International Organization for Standardization. (2003) *Dental materials — Testing of adhesion to tooth structure. (No: ISO/TS 11405:2003)*. Geneva: International Organization for Standardization., 1-15.
167. De Munck, J. D., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. and Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118-132.

168. Trajtenberg, C., Caram, S. and Kiat-Amnuay, S. (2008). Microleakage of all-ceramic crowns using self-etching resin luting agents. *Operative Dentistry*, 33(4), 392-399.
169. Abd El Halim, S. and Zaki, D. (2011). Comparative evaluation of microleakage among three different glass ionomer types. *Operative Dentistry*, 36(1), 36-42.
170. Retief, D. (1994). Do adhesives prevent microleakage? *International Dental Journal*, 44(1), 19-26.
171. Kanca J. (1996). Wet bonding: effect of drying time and distance. *American Journal of Dentistry*, 9(6), 273-276.
172. Tiritoğlu, M. (1994). Kenar sızıntısı belirleme yöntemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15, 132-138.
173. Karadağ, S. (2005). Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15(2), 80-87.
174. Ayyıldız, S., Uyar, A. ve Yüzügüllü, B. (2009). Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19(3), 219-226.
175. Taylor, M. and Lynch, E. (1992). Microleakage. *Journal of Dentistry*, 20(1), 3-10.
176. Alani, A. H. and Toh, C. G. (1997). Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Operative Dentistry*, 22(4), 173-185.
177. Johnson, W. T. and Zakariasen, K. L. (1983). Spectrophotometric analysis of microleakage in the fine curved canals found in the mesial roots of mandibular molars. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 56(3), 305-309.
178. Piva, E., Meinhardt, L., Demarco, F. F. and Powers, J. M. (2002). Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clinical Oral Investigations*, 6(4), 244-248.
179. Loguercio, A. D., de Oliveira Bauer, P. R., Reis, D. A. and Grande, P. H. M. (2004). In vitro mieroleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence International*, 35, 29-34.
180. Schmalz, G., Federlin, M. and Reich, E. (1995). Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(4), 392-399.
181. Uludağ, B., Öztürk, O. and Öztürk, A. N. (2009). Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(4), 235-241.
182. Tanrıverdi, F., Belli, S. ve Alptekin, T. (1995). ki dentin bonding sistemin marjinal sızıntısının incelenmesinde iki farklı yöntemin karşılaştırılması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22, 1-6.

183. Hansen, S. R. and Montgomery, S. (1993). Effect of restoration thickness on the sealing ability of TERM. *Journal of Endodontics*, 19(9), 448-452.
184. Torabinejad, M., Rastegar, A. F., Kettering, J. D. and Ford, T. R. P. (1995). Bacterial leakage of mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 21(3), 109-112.
185. WU, M. K., Wesselink, P. and Boersma, J. (1995). A 1-year follow-up study on leakage of four root canal sealers at different thicknesses. *International Endodontic Journal*, 28(4), 185-189.
186. Borem, L. M. and Feigal, R. J. (1994). Reducing microleakage of sealants under salivary contamination: digital-image analysis evaluation. *Quintessence International*, 25(4), 283-289.
187. Xalabardé i Guàrdia, A., Espasa Suárez de Deza, E., Fernández Bozal, J., Nogués Mora, M., García Valoria, A., and Boj Quesada, J. (1998). Actualización en odontopediatría 1997. *Archivos de Odontoestomatología Abstract*, 14(6), 360-373.
188. Retief, D. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *American Journal of Dentistry*, 4(5), 231-236.
189. Groten, M. and Pröbster, L. (1997). The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 10(2), 169-177.
190. Chen, R., Liu, C., Cheng, M. and Lin, C. (2000). Bonded amalgam restorations: using a glass-ionomer as an adhesive liner. *Operative Dentistry*, 25(5), 411-417.
191. Lindemuth, J., Hagge, M. and Broome, J. (2000). Effect of restoration size on fracture resistance of bonded amalgam restorations. *Operative Dentistry*, 25(3), 177-181.
192. Nakabayashi, N., Watanabe, A. and Gendusa, N. (1992). Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dental Materials*, 8(4), 259-264.
193. Sirona Dental Company. (2014). Sirona Dental CAD/CAM System Cerec MC XL, Operating Instruction. Almanyà, pp, 34-40.
194. Korkut, L., Cotert, H. and Kurtulmuş, H. (2011). Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Operative Dentistry*, 36(1), 72-79.
195. Pashley, D. H. (1991). In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *American Journal of Dentistry*, 4(5), 237-240.
196. Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F. and Carossa, S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(6), 585-590.

197. Witkowski, S., Komine, F. and Gerds, T. (2006). Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(1), 47-52.
198. Beschmidt, S. and Strub, J. (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(7), 582-593.
199. Sundh, A. and Sjögren, G. (2004). A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(7), 682-688.
200. Rosentritt, M., Plein, T., Kolbeck, C., Behr, M. and Handel, G. (2000). In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *International Journal of Prosthodontics*, 13(5), 387-391.
201. Miranda, R., Santos, E., Souto, R., Gusman, H. and Colombo, A. (2013). Ex vivo antimicrobial efficacy of the EndoVac® system plus photodynamic therapy associated with calcium hydroxide against intracanal *Enterococcus faecalis*. *International Endodontic Journal*, 46(6), 499-505.
202. Kuvvetli, S. S., Sandallı, N., Topçuoğlu, N., and Külekçi, G. (2009). Antibacterial efficacy of diode and Er: YAG laser irradiation in experimentally contaminated primary molar root canals. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(1), 43-48.
203. Queiroz, A. M. d., Nelson Filho, P., Silva, L. A. B. d., Assed, S., Silva, R. A. B. D. and Ito, I. Y. (2009). Antibacterial activity of root canal filling materials for primary teeth: zinc oxide and eugenol cement, Calen paste thickened with zinc oxide, Sealapex and EndoREZ. *Brazilian Dental Journal*, 20(4), 290-296.
204. Ziskind, D., Venezia, E., Kreisman, I. and Mass, E. (2003). Amalgam type, adhesive system, and storage period as influencing factors on microleakage of amalgam restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(3), 255-260.
205. DeWald, J. P. (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dental Materials*, 13(2), 74-81.
206. Retief, D. and Denys, F. (1989). Adhesion to enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 2, 133-144.
207. Fujisawa, S. and Kadoma, Y. (1992). Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. *Dental Materials*, 8(5), 324-326.
208. Tosun, G., Şener, Y. ve Şengün, A. (2005). Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Haccetepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 2-6.
209. Sparrius, O. and Grossman, E. (1989). Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(6), 678-684.

210. Pilo, R., Lewinstein, I., Ratzon, T., Cardash, H. S. and Brosh, T. (2008). The influence of dentin and/or metal surface treatment on the retention of cemented crowns in teeth with an increased taper. *Dental Materials*, 24(8), 1058-1064.
211. Rinke, S. and Huls, A. (1995). Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 8(4), 303-310.
212. Sorensen, J. A. (1989). A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(3), 264-269.
213. Gu, X.H. and Kern, M. (2003). Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 109-116.
214. Karlsson, S. (1993). The fit of Procera titanium crowns: an in vitro and clinical study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(3), 129-134.
215. Leong, D., Chai, J., Lautenschlager, E. and Gilbert, J. (1994). Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 7(5), 440-447.
216. May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E. and Lang, B. R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(4), 394-404.
217. Oruç, S. and Tulunoglu, Ý. (2000). Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(3), 314-318.
218. Wolfart, S., Wegner, S. M., Al-Halabi, A. and Kern, M. (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International Journal of Prosthodontics*, 16(6), 587-592.
219. Mou, S.H., Chai, T., Wang, J.S. and Shiau, Y.Y. (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(3), 248-255.
220. Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E. and Proeschel, P. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European Journal of Oral Sciences*, 113(2), 174-179.
221. Gemalmaz, D., Özcan, M. and Alkumru, H. N. (2001). A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *Journal of Adhesive Dentistry*, 3(3), 273-283.
222. Yeo, I.S., Yang, J.H., and Lee, J.B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 459-464.
223. Ural, Ç., Burgaz, Y. and Saraç, D. (2010). In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence International*, 41(7), 585-590.

224. Sulaiman, F., Chai, J. and Wozniak, W. T. (1997). A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5), 478-484.
225. Groten, M., Axmann, D., Pröbster, L. and Weber, H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(1), 40-49.
226. Tsitrou, E. A., Northeast, S. E. and van Noort, R. (2007). Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *Journal of Dentistry*, 35(1), 68-73.
227. Björn, A.L., Björn, H. and Grkovic, B. (1968). Marginal fit of restorations and its relation to peridontal bone level. I. Metal fillings. *Odontologisk Revy*, 20(3), 311-321.
228. Moldovan, O., Rudolph, H., Quaas, S., Bornemann, G. and Luthardt, R. (2006). Internal and external fit of CAM-made zirconia bridge frameworks-a pilotstudy. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 61(1), 38.
229. McLean, J. and Von Fraunhofer, J. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, 131(3), 107-111.
230. Cook, K.T., Fasbinder, D.J. (2012). Marginal and internal adaptation of CAD/CAM endocrown preparation designs. *Journal of Dental Research*, 91(Iss A), 1022.
231. Ramirez-Sebastia, A., Bortolotto, T., Roig, M. and Krejci, I. (2013). Composite vs ceramic computer-aided design/computer-assisted manufacturing crowns in endodontically treated teeth: analysis of marginal adaptation. *Operative Dentistry*, 38(6), 663-673.
232. Rocca, G. T., Bonnafous, F., Rizcalla, N. and Krejci, I. (2010). A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 273-275.
233. Rinke, S., Margraf, G., Jahn, L. and Hüls, A. (1993). The quality appraisal of copy-milled complete-ceramic crown structures (Celay/In-Ceram). *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin Abstract*, 104(12), 1495-1499.
234. Lin, M.T., Sy-Muñoz, J., Muñoz, C. A., Goodacre, C. J. and Naylor, W. P. (1998). The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *International Journal of Prosthodontics*, 11(6), 580-590.
235. Abo-Elmagd, A. A. A. and Abdel-Aziz, M. (2015). Influence of marginal preparation design on microleakage and marginal gap of endocrown cemented with adhesive resin cement. *Dental Journal*, 61, 5481-5489.
236. Holmes, J. R., Sulik, W. D., Holland, G. A. and Bayne, S. C. (1992). Marginal fit of castable ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(5), 594-599.
237. Schaerer, P., Sato, T. and Wohlwend, A. (1988). A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 59(5), 534-542.

238. Dalloul, R., Nassar, J. A. and Al-Houri, N. (2016). A Comparative Study of Marginal Fit between IPS e. max press crown and endocrown after cementation (In Vitro). *Clinical Medicine and Diagnostics*, 6(5), 122-125.
239. Llácer, V. J. F., Cuesta, C. G., Torres, R. B., Matoses, I. F., Domingo, T. A. and Faus, V. (2016). Marginal adaptation of composite overlays based on two methods of impressions; Conventional technique and digital scanner. An in vitro Study. *Dental, Oral and Craniofacial Research*, 2(5), 340-343.
240. Groten, M., Girthofer, S. and Pröbster, L. (1997). Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(12), 871-881.
241. Chung, K. and Duh, J. (1996). Properties of glass–ceramic materials for fixed partial denture construction. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(9), 590-598.
242. Levine, W. A. (1989). An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(2), 175-178.
243. Nakamura, T., Dei, N., Kojima, T. and Wakabayashi, K. (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 16(3), 244-248.
244. Hamza, T. A., Ezzat, H. A., El-Hossary, M. M. K., Katamish, H. A. E. M., Shokry, T. E. and Rosenstiel, S. F. (2013). Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(2), 83-87.
245. Quintas, A. F., Oliveira, F. and Bottino, M. A. (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(3), 250-257.
246. Borges, G., Faria, J., Agarwal, P., Spohr, A., Correr-Sobrinho, L. and Miranzi, B. (2012). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Operative Dentistry*, 37(6), 641-649.
247. Etman, M. K. and Woolford, M. (2010). Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(2), 80-90.
248. Conrad, H. J., Seong, W.J. and Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.
249. Persson, M., Andersson, M. and Bergman, B. (1995). The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(3), 223-229.
250. Samet, N., Resheff, B., Gelbard, S. and Stern, N. (1995). A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(5), 457-463.

251. Seo, D., Yi, Y. and Roh, B. (2009). The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37(5), 374-382.
252. Hunter, A. and Hunter, A. (1990). Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: terminology and widths. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(5), 548-552.
253. Sorensen, J. A., Okamoto, S. K., Seghi, R. R. and Yarovesky, U. (1992). Marginal fidelity of four methods of swaged metal matrix crown fabrication. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(2), 162-173.
254. Koçak, A. (2006). *Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi*. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, İstanbul.
255. Shin, Y., Park, S., Park, J.W., Kim, K.M., Park, Y.B. and Roh, B.D. (2017). Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 109-115.
256. Gaintantzopoulou, M. and El-Damanhoury, H. (2016). Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Operative Dentistry*, 41(6), 607-616.
257. Kim, J.H., Cho, B.H., Lee, J.H., Kwon, S.J., Yi, Y.A., Shin, Y., Roh, B.D. and Seo, D.G. (2015). Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(2), 107-113.
258. Anusavice, K. J., Shen, C. and Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials*. (twelfth Edition), St. Louis: Elsevier Health Sciences, 290.
259. Junge, T., Nicholls, J. I., Phillips, K. M. and Libman, W. J. (1998). Load fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. *International Journal of Prosthodontics*, 11(6), 558-564.
260. Piwowarczyk, A., Bender, R., Ottl, P. and Lauer, H.C. (2007). Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dental Materials*, 23(2), 211-217.
261. Piwowarczyk, A., Lauer, H.C. and Sorensen, J. A. (2005). Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dental Materials*, 21(5), 445-453.
262. Thompson, J. (1998). Microscopic and energy dispersive x-ray analysis of surface adaptation of dental cements to dental ceramic surfaces. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(4), 378-383.
263. St-Georges, A. J., Sturdevant, J. R., Swift, E. J. and Thompson, J. Y. (2003). Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(6), 551-557.

264. Brunton, P. A., Cattell, P., Burke, F. T. and Wilson, N. H. (1999). Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(2), 167-171.
265. Scheibenbogen, A., Manhart, J., Kunzelmann, K.H. and Hickel, R. (1998). One-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(4), 410-416.
266. Bremer, B. and Geurtsen, W. (2001). Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *American Journal of Dentistry*, 14(4), 216-220.
267. ER, R. F., Sindel, J., Kramer, N. and Petschelt, A. (1999). Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Operaitve Dentistry*, 24, 147-155.
268. Shor, A., Nicholls, J. I., Phillips, K. M. and Libman, W. J. (2003). Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations. *International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 64-69.
269. Mitchell, C., Douglas, W. and Cheng, Y.S. (1999). Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements. *Dental Materials*, 15(1), 7-13.
270. Burke, F. and Watts, D. (1994). Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence International*, 25(5), 335-340.
271. Magne, P., Carvalho, A., Bruzi, G., Anderson, R., Maia, H. and Giannini, M. (2014). Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Operative Dentistry*, 39(6), 595-602.
272. Santos, G., El-Mowafy, O., Rubo, J. H. and Santos, M. (2004). Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *Journal-Canadian Dental Association*, 70(5), 323-327.
273. Tanoue, N., Koishi, Y., Atsuta, M. and Matsumura, H. (2003). Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(10), 1015-1021.
274. Pegoraro, T. A., da Silva, N. R. and Carvalho, R. M. (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 453-471.
275. Noie, F., O'Keefe, K. L. and Powers, J. M. (1995). Color stability of resin cements after accelerated aging. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1), 51-55.
276. Caughman, W. F., Chan, D. C. and Rueggeberg, F. A. (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(5), 479-484.
277. Hofmann, N., Papsthart, G., Hugo, B. and Klaiber, B. (2001). Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding

- flexural strength, modulus and surface hardness. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(11), 1022-1028.
278. Ozyesil, A. G., Usumez, A. ve Gunduz, B. (2004). The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 151-157.
 279. Gregor, L., Bouillaguet, S., Onisor, I., Ardu, S., Krejci, I. and Rocca, G. T. (2014). Microhardness of light-and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 942-948.
 280. El-Mowafy, O., Rubo, M. and El-Badrawy, W. (1999). Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Operative Dentistry*, 24, 38-44.
 281. Kern, M. and Thompson, V. (1993). Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dental Materials*, 9(3), 155-161.
 282. Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Baybek, B. ve Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica*, 22(1), 49.
 283. Chai, J., Chu, F. and Chow, T. W. (2011). Effect of surface treatment on shear bond strength of zirconia to human dentin. *Journal of Prosthodontics*, 20(3), 173-179.
 284. Kern, M. and Wegner, S. M. (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*, 14(1), 64-71.
 285. Madani, M., Chu, F. C., McDonald, A. V. and Smales, R. J. (2000). Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(6), 644-647.
 286. Quaas, A., Yang, B. and Kern, M. (2007). Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dental Materials*, 23(4), 506-512.
 287. Palacios, R. P., Johnson, G. H., Phillips, K. M. and Raigrodski, A. J. (2006). Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(2), 104-114.
 288. Blatz, M. B., Sadan, A. and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268-274.
 289. Shahverdi, S., Canay, S., Şahin, E. and Bilge, A. (1998). Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(9), 699-705.
 290. Barghi, N. (2000). To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 21(8), 659-662.
 291. Bona, A. D., Anusavice, K. J. and Shen, C. (2000). Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2(4), 305-311.

292. Kato, H., Matsumura, H. and Atsuta, M. (2000). Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(2), 103-110.
293. Frankenberger, R., Kramer, N. and Sindel, J. (2000). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Operative Dentistry*, 25(3), 209-215.
294. Blatz, M. B., Sadan, A., Martin, J. and Lang, B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 356-362.
295. Lüthy, H., Loeffel, O. and Hammerle, C. H. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 22(2), 195-200.
296. Kassem, A. S., Atta, O. and El-Mowafy, O. (2012). Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of Prosthodontics*, 21(1), 28-32.
297. Ghazy, M., El-Mowafy, O. and Roperto, R. (2010). Microleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self-adhesive or conventional resin cement. *Journal of Prosthodontics*, 19(7), 523-530.
298. Komine, F., Tomic, M., Gerds, T. and Strub, J. R. (2004). Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(4), 359-364.
299. Romao, W., Miranda, W., Cesar, P. and Braga, R. (2004). Correlation between microleakage and cement thickness in three Class II inlay ceramic systems. *Operative Dentistry*, 29(2), 212-218.
300. Gale, M. and Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
301. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. and De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100-121.
302. Arcoria, C., Vitasek, B. and Ferracane, J. (1989). Microleakage of composite resin restorations following thermocycling and instrumentation. *General Dentistry*, 38(2), 129-131.
303. Bitter, K., Perdigão, J., Hartwig, C., Neumann, K. and Kielbassa, A. M. (2011). Nanoleakage of luting agents for bonding fiber posts after thermomechanical fatigue. *Journal of Adhesive Dentistry*, 13(1), 397-405.
304. Trowbridge, H. O. (1986). Model systems for determining biologic effects of microleakage. *Operative Dentistry*, 12(4), 164-172.

305. Türkün, Ş. ve Ergücü, Z. (2004). Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*, 21(2), 143.
306. Crim, G. A. and Garcia-Godoy, F. (1987). Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 57(5), 574-576.
307. Rossomando, K. J. and Wendt, S. L. (1995). Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dental Materials*, 11(1), 47-51.
308. Craig, R. G., Welker, D., Rothaut, J., Krumbholz, K. G., Stefan, K. P., Dermann, K., Rehberg, H. J., Franz, G., Lehmann, K. M. and Borchert, M. (2003). *Dental Materials. Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry (Sixth edition)*. Weinheim: Wiley-VCH, 304-307.
309. Hannig, C., Westphal, C., Becker, K. and Attin, T. (2005). Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 342-349.
310. Castelnovo, J., Tjan, A. H., Phillips, K., Nicholls, J. I., Kois, J. C., of Washington, U. and of Dentistry, S. (2000). Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2), 171-180.
311. Sirimai, S., Riis, D. N. and Morgano, S. M. (1999). An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(3), 262-269.
312. Ulusoy, Ö. İ. A., Genç, Ö., Arslan, S., Alaçam, T. and Görgül, G. (2007). Fracture resistance of roots obturated with three different materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104(5), 705-708.
313. Apicella, M., Loushine, R., West, L. and Runyan, D. (1999). A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *International endodontic journal*, 32(5), 376-380.
314. Lertchirakarn, V., Palamara, J. E. and Messer, H. H. (1999). Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *Journal of Endodontics*, 25(2), 99-104.
315. Soros, C., Zinelis, S., Lambrianidis, T. and Palaghias, G. (2008). Spreader load required for vertical root fracture during lateral compaction ex vivo: evaluation of periodontal simulation and fracture load information. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 106(2), 64-70.
316. Naumann, M., Metzdorf, G., Fokkinga, W., Watzke, R., Sterzenbach, G., Bayne, S. and Rosentritt, M. (2009). Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(4), 299-312.
317. Özgünaltay, G. and Görücü, J. (2005). Fracture resistance of class II packable composite restorations with and without flowable liners. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(2), 111-115.

318. Hürmüzlü, F., Kiremitçi, A., Serper, A., Altundaşar, E. and Siso, Ş. H. (2003). Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. *Journal of Endodontics*, 29(12), 838-840.
319. Teixeira, F. B., Teixeira, E. C., Thompson, J. Y. and Trope, M. (2004). Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *The Journal of the American Dental Association*, 135(5), 646-652.
320. Gibbs, C. H., Mahan, P. E., Mauderli, A., Lundeen, H. C. and Walsh, E. K. (1986). Limits of human bite strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(2), 226-229.
321. Prö, L. (1992). Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 5(5), 409-419.
322. Rentes, A., Gavião, M. and Amaral, J. (2002). Bite force determination in children with primary dentition. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1174-1180.
323. Kamegai, T., Tatsuki, T., Nagano, H., Mitsuhashi, H., Kumeta, J., Tatsuki, Y., Kamegai, T. and Inaba, D. (2005). A determination of bite force in northern Japanese children. *The European Journal of Orthodontics*, 27(1), 53-57.
324. Kelly, J. R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(6), 652-661.
325. Saridağ, S., Sevimay, M. ve Pekkan, G. (2013). Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Operative Dentistry*, 38(6), 626-634.
326. Lin, C.L., Chang, Y.H. and Pai, C.A. (2011). Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dental Materials*, 27(5), 431-438.
327. Zicari, F., Van Meerbeek, B., Scotti, R. and Naert, I. (2012). Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *Journal of Dentistry*, 40(4), 312-321.
328. Juloski, J., Apicella, D. and Ferrari, M. (2014). The effect of ferrule height on stress distribution within a tooth restored with fibre posts and ceramic crown: A finite element analysis. *Dental Materials*, 30(12), 1304-1315.
329. Beier, U. S., Kapferer, I. and Dumfahrt, H. (2012). Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 25(1), 70-78.
330. Tsai, Y.L., Petsche, P. E., Anusavice, K. J. and Yang, M. C. (1998). Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *International Journal of Prosthodontics*, 11(1), 27-32.
331. Watts, D., Wilson, N. and Burke, F. (1995). Indirect composite preparation width and depth and tooth fracture resistance. *American Journal of Dentistry*, 8(1), 15-19.

332. Broderson, S.P. (1994). Complete-crown and partial-coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessence International*, 25(8), 535-539.
333. Lise, D. P., Van Ende, A., De Munck, J., Suzuki, T. Y. U., Vieira, L. C. C. and Van Meerbeek, B. (2017). Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *Journal of Dentistry*, 59, 54-61.
334. Forberger, N. and Göhring, T. N. (2008). Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(4), 264-273.
335. Awada, A. and Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-593.
336. Otto, T. (2004). Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 24, 446-455.
337. Güngör, M. B., Bal, B. T., Yılmaz, H., Aydın, C. and Nemli, S. K. (2017). Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth. *Dental Materials Journal*, 36(2), 135-141.
338. Pashley, D.H. (1990). Clinical considerations of microleakage. *Journal of Endodontics*, 16(2), 70-77.
339. White, S. N., Sorensen, J. A., Kang, S. K. and Caputo, A. A. (1992). Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(2), 156-161.
340. Crim, G., Swartz, M. and Phillips, R. (1985). Comparison of four thermocycling techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 53(1), 50-53.
341. Charlton, D. and Moore, B. (1992). In vitro evaluation of two microleakage detection tests. *Journal of Dentistry*, 20(1), 55-58.
342. Reid, J., Saunders, W. and Baidas, K. (1993). Marginal fit and microleakage of indirect inlay systems. *American Journal of Dentistry*, 6(2), 81-84.
343. Bağıs, Y., Baltacıoğlu, I. and Kahyaoğulları, S. (2009). Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. *Operative Dentistry*, 34(5), 578-585.
344. Albert, F. E. and El-Mowafy, O. M. (2004). Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *International Journal of Prosthodontics*, 17(5), 529-535.

345. Helvatjoglou-Antoniades, M., Theodoridou-Pahini, S., Papadogiannis, Y. and Karezis, A. (2000). Microleakage of bonded amalgam restorations: effect of thermal cycling. *Operative Dentistry*, 25(4), 316-323.
346. Hürmüzlü, F., Siso, Ş. ve Işın, D. (2004). Yeni jenerasyon dentin bonding ajanların amalgam restorasyonlarda marjinal sızıntıya etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 7, 22-26.
347. Gwinnett, J. A., Tay, F. R., Pang, K. and Wei, S. H. (1995). Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(6), 575-585.
348. Gale, M., Darvell, B. and Cheung, G. (1994). Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. *Journal of Dentistry*, 22(6), 370-375.
349. Cortes, O., Garcia, C., Perez, L. and Perez, D. (1997). Marginal microleakage around enamel and cementum surfaces of two compomers. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 22(4), 307-310.
350. Kolbeck, C., Rosentritt, M., Behr, M., Lang, R. and Handel, G. (2002). In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(7), 668-674.
351. Lewinstein, I., Chweidan, H., Matalon, S. and Pilo, R. (2007). Retention and marginal leakage of provisional crowns cemented with provisional cements enriched with chlorhexidine diacetate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 373-378.
352. Manhart, J., Chen, H. Y., Mehl, A., Weber, K. and Hickel, R. (2001). Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *Journal of Dentistry*, 29(2), 123-130.
353. Raskin, A., Tassery, H., D Hoore, W., Gonthier, S., Vreven, J., Degrange, M. and Dejoui, J. (2003). Influence of the number of sections on reliability of in vitro microleakage evaluations. *American Journal of Dentistry*, 16(3), 207-210.
354. Raskin, A., D'Hoore, W., Gonthier, S., Degrange, M. and Déjou, J. (2001). Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 3(4), 295-308.
355. Youngson, C., Grey, N. and Jones, J. G. (1990). In vitro marginal microleakage: examination of measurements used in assessment. *Journal of Dentistry*, 18(3), 142-146.
356. Behr, M., Hansmann, M., Rosentritt, M. and Handel, G. (2009). Marginal adaptation of three self-adhesive resin cements vs. a well-tried adhesive luting agent. *Clinical Oral Investigations*, 13(4), 459.
357. Jacobs, M. S. and Windeler, A. S. (1991). An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(3), 436-442.

358. White, S. N., Ingles, S. and Kipnis, V. (1994). Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(3), 257-264.
359. El Guindy, J., El Sherif, R. and Aboul-Ezz, A. A. (2016). Evaluation of marginal discrepancy and microleakage of lava ultimate (resin nano ceramic) versus lithium disilicate (ips e. max cad) endocrowns. in vitro study. *Indian Journal of Scientific Research*, 7(1), 27.







EKLER



EK-1. Etik Kurul Yazısı



T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu



25.03.2016

Konu : Etik Kurul Hk.
Sayı : 36290600/ 30

Sayın Dt. Derya AKAY KOTAN
G.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi

Dt. Derya AKAY KOTAN tarafından gönderilen “İleri madde kaybı bulunan endodontik tedavili süt dişlerinin restorasyonunda CAD/CAM uygulamasının in-vitro değerlendirilmesi” konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Murat AKKAYA
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurul
Başkanı

Eki: 3 sayfa

EK-1.(devam). Etik Kurul Yazısı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İleri madde kaybı bulunan endodontik tedavili süt dişlerinin restorasyonunda CAD/CAM uygulamasının in-vitro değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

+ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
	AÇIK ADRESİ:	A.Ü. DİŞ HEK. FAKÜLTESİ BEŞEVLER / ANKARA
	TELEFON	296 57 37
	FAKS	
	E-POSTA	disetik@ankara.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ

T.
E.

KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	DT. DERYA AKAY KOTAN			
KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	G.Ü. DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PEDODONTİ A.B.D.			
KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	ANKARA			
VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
DESTEKLEYİCİ				
DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
	FAZ 2	☐		
	FAZ 3	☐		
	FAZ 4	☐		
	Gözlemsel ilaç çalışması	☐		
	Tıbbi cihaz klinik araştırması			
	İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları	☐		
	İlaç dışı klinik araştırma	☒		
	Diğer ise belirtiniz			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ X	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☐	ULUSLARARASI ☐

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Murat AKKAYA
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1.(devam). Etik Kurul Yazısı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İleri madde kaybı bulunan endodontik tedavili süt dişlerinin restorasyonunda CAD/CAM uygulamasının in-vitro değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	12.02.2016		Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama			
	SIGORTA	☐			
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐			
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐			
	İLAN	☐			
	YILLIK BİLDİRİM	☐			
	SONUÇ RAPORU	☐			
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐			
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 6/2	Tarih: 16.03.2016			
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.				

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Murat AKKAYA

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım *	İmza
Prof.Hv.Diş Tbp.Kd.Alb Yavuz S. AYDINTUĞ	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi	Gülhane Ask. Tıp Akadem. Diş H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Ayşegül KÖKLÜ	Ortodonti	A.Ü.Diş H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Fatma Gül ZIRAMAN	Endodonti	A.Ü.Diş H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Serpil ALTUNDOĞAN	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi	A.Ü.Diş H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI	Protetik Diş Ted.	A.Ü.Diş H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Şaziye SARI	Pedodonti	A.Ü.Diş H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Hatice GÖKALP	Ortodonti	A.Ü.Diş H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	
Prof. Dr. Adil NALÇACI	Diş Hast. Ve Tedavisi	A.Ü.Diş H.F.	E ☐ K ☐	E ☐ H ☐	E ☐ H ☐	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Murat AKKAYA
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1.(devam). Etik Kurul Yazısı

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		İleri madde kaybı bulunan endodontik tedavili süt dişlerinin restorasyonunda CAD/CAM uygulamasının in-vitro değerlendirilmesi							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU									
Prof. Dr. Kaan ORHAN	Ağız, Diş ve Çene Rady.	A.Ü.Diş H.F.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☒
Doç. Dr. Bilge PEHLİVANOĞLU	Fizyoloji	H.Ü. Tıp F.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Doç. Dr. İsmail DEMİR	Hukuk	A.Ü. H.F.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☒
Yrd. Doç. Dr. Sevil Özger İLHAN	Farmakoloji	G.Ü. Tıp F.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☒
Dr. Sevilay KARAHAN	Bioistatistik	H.Ü. Tıp F.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☒
Kim. Müh. Orhan YILMAZ	Bilgisayar	A.Ü.Diş H.F.	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☒

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Murat AKKAYA
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AKAY KOTAN, Derya
 Uyruğu : T.C
 Doğum tarihi ve yeri : 23.10.1986 Ankara
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0532 766 98 32
 e-mail : deryakotan@gazi.edu.tr



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı	Devam ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	Nermin Mehmet Çekiç Anadolu Lisesi	2004

Yabancı Dil

İngilizce

Katılım Gösterilen Kongreler ve Poster Sunumları

AKAY KOTAN, D., KARAALİOĞLU, E., ALAÇAM, A. and ÖZTAŞ, N. (2015). “A preventive approach to two non-syndromic pediatric patients with oral self-mutilation”, 25th Congress of the International Association of Pediatric Dentistry, Glasgow, UK. (poster sunumu)

AKAY KOTAN, D. and ALAÇAM, A. (2014). (Papillon lefevre syndrome: a case report”, 12th Congress of European Academy of Pediatric Dentistry, Sopot, Poland.. (poster sunumu)





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..