



T.C

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İKİ FARKLI MATERYAL İLE HAZIRLANAN ENDOKRON
RESTORASYONLARIN BASMA DAYANIMI DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Arş. Gör. Dt. Esengül SEZGİN

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof.Dr. İbrahim Halil TACİR

Diyarbakır 2020



T.C

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İKİ FARKLI MATERYAL İLE HAZIRLANAN ENDOKRON
RESTORASYONLARIN BASMA DAYANIMI DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Arş. Gör. Dt. Esengül SEZGİN

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof.Dr. İbrahim Halil TACİR

YARDIMCI DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Berivan Dünder YILMAZ

Diyarbakır 2020

Bu araştırma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından DİŞ.19.011 numaralı proje olarak desteklenmiştir.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

Dt. ESENGÜL SEZGİN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca hem klinik tecrübesiyle hem de akademik bilgisiyle bana yol gösterici olan ve tez çalışmam süresince her konuda benden yardımını esirgemeyen değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. İbrahim Halil TACİR'e,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmalarım boyunca desteğini esirgemeyen, bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren Prof. Dr. Emrah AYNA'ya,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince her konuda bilgi, tecrübe ve desteğini esirgemeyen değerli hocam ve yardımcı danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Berivan Dünder YILMAZ' a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Tezimin baştan sona her aşamasında yanımda olan, desteğini ve emeklerini esirgemeyen Uzm. Dt. Burcu ÜSTÜN'e,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve klinik personellerine,

Tüm öğretim hayatım boyunca her anımda ve kararımda yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen ve emeklerinin karşılığını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim sevgili eşim Dt. Can SEZGİN'e ve aileme

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

İÇİNDEKİLER

BEYAN	I
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER	III
SEMBOLLER/KISALTMALAR DİZİNİ	V
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
RESİMLER DİZİNİ	VIII
TABLolar DİZİNİ	XI
ÖZET	1
SUMMARY	3
1.GİRİŞ	5
2. GENEL BİLGİLER.....	9
2.1. Endodontik Tedavi Uygulanan Dişlerin Özellikleri.....	10
2.2 Endodontik Tedavi Uygulanan Dişlerde Tedavi Yaklaşımı.....	11
2.2.1. Geleneksel Yaklaşım	11
2.2.2. Güncel Yaklaşım	12
2.3. Post- Kor Destekli Restorasyonlar	13
2.4. Post-Kor İçermeyen Restorasyonlar	14
2.5. Endokron Restorasyonlar	15
2.6. Endokron Preparasyon Kriterleri.....	17
2.7. Endokron Restorasyonların Üretiminde Kullanılan Materyaller	19
2.8. Seramikler	21
2.9. Seramiklerin Sınıflandırılması.....	22
2.9.1. Tam seramik sistemler.....	23
2.10. Lityum Disilikat Cam Seramikler	26
2.11. Polietereterketon Polimeri (PEEK).....	29
2.11.1. PEEK'in protetik restorasyonlarda kullanımı	30
2.12. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri.....	32
2.12.1. CAD/CAM sistemlerinin avantajları.....	33
2.12.2. CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları.....	34
2.13. Simantasyon.....	35

2.13.2. Kompozit rezin simanlar	37
2.14. Yaşlandırma Yöntemi	39
2.15. Mekanik Testler	40
2.15.1. Kırılma dayanımı testi	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	44
3.2. Dişlere Kanal Tedavilerinin Uygulanması ve Endokron Preparasyonu	45
3.3. Örneklerin Gruplandırılması	48
3.4. Örneklerin Ölçülerinin Alınması	50
3.5. Restorasyonların Laboratuvar Ortamında Üretilmesi	51
3.6. Restorasyonların Simantasyonu	55
3.7. Termal Siklus İşlemi	59
3.8. Basma Kuvvetinin Uygulanması	59
3.8.1. Kırılma Tipi Analizi	60
3.9. İstatistiksel Değerlendirme	61
4. BULGULAR	62
4.1. Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesine Ait Bulgular	62
4.2. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular	64
5. TARTIŞMA	67
6. SONUÇLAR	85
7. KAYNAKLAR	87
8. EKLER	102
9. ORJİNALLİK RAPORU	103
10. ÖZGEÇMİŞ	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

SEMBOLLER/KISALTMALAR DİZİNİ

Al_2O_3	Aluminyumoksit
BIS-GMA	Bisfenol-a glisidil dimetakrilat
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)
cm	Santimetre
Co-Cr	Kobalt-krom
dk	Dakika
EDTA	Etilen diamin tetraasetik asit
GPa	Gigapaskal
ISO	Internationa Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Örgütü)
kg	Kilogram
K_2O	Potasyum oksit
LD	Lityum disilikat
Li_2O	Lityum oksit
Li_2SiO_3	Lityum metasilikat
$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	Lityum disilikat
Li_3PO_4	Lityum ortofosfat
MMA	Metilmetakrilat
mm	Milimetre

mm ²	Milimetre kare
ml	Mililitre
MPa	Megapaskal
MgO	Magnezyum oksit
N	Newton
NaOCl	Sodyum hipoklorit
PEEK	Polietereterketon
pH	Power of Hydrogen
P ₂ O ₅	Difosfor pentaoksit
SiO ₂	Silika
SiO ₂ -Li ₂ O	Lityum disilikat
sn	Saniye
yy	Yüzyıl
ZnO	Çinko oksit
µm	Mikrometre
%	Yüzde
°	Derece
°C	Santigrat derece

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması.....	22
Şekil 3.1: Çalışmamızın akış şeması.....	42
Şekil 4.1: Grupların kırılma dayanıklılık değerleri.....	61
Şekil 4.2: Kavite derinliklerine göre kırılma tipleri grafiği.....	63
Şekil 4.3: Materyal, derinlik ve kırılma tiplerine göre kırılma değerleri grafiği.....	64



RESİMLER DİZİNİ

Resim 3.1: Çalışma için toplanan molar dişlerin görünümü.....	43
Resim 3.2: A: Oklüzal yüzey ile mine- sement sınırı mesafesinin ölçümü.....	43
Resim 3.2: B: Oklüzal yüzeyleri kesilen dişlerin genel görünümü.....	43
Resim 3.3: Kök kanal tedavisi uygulanan dişlerin radyografik görüntüsü.....	45
Resim 3.4: Kök kanal tedavisi sonrası oklüzalden pulpa odasının görünümü.....	45
Resim 3.5: Kavite tabanına uygulanan kompozit materyali ve santral retansiyon kavitesinin oklüzalden görünümü.....	46
Resim 3.6: Periodontal sond ile santral kavite derinliğinin ölçümü. A: 2 mm kavite derinliği ölçümü.....	46
Resim 3.6: Periodontal sond ile santral kavite derinliğinin ölçümü. B: 4 mm kavite derinliği ölçümü)	46
Resim 3.7: Kökleri akrilik rezine gömülecek dişlerin sınırlarının belirlenmesi.....	47
Resim 3.8: Akrilik rezine gömülen örneklerin oklüzalden görünümü.....	47
Resim 3.9: Elde edilen ölçünün yakın görünümü.....	48
Resim 3.10: Tüm örneklerin ölçülerinin görünümü.....	48
Resim 3.11: A: Dijital ölçünün alınması.....	49
Resim 3.11: B: Restorasyonun dijital ortamda tasarımı.....	49
Resim 3.12: Restorasyon uzunluğunun belirlenmesi.....	49
Resim 3.13: IPS e.max CAD bloklar.....	50
Resim 3.14: PEEK CAD bloklar.....	50
Resim 3.15: IPS e.max CAD blokların kazıma işlemi ile restorasyonların üretimi...	51

Resim 3.16: A: PEEK blok üzerinde endokron tasarımı.....	51
Resim 3.16: B: PEEK blok üzerinde kazıma sonrası hazırlanan endokron restorasyonların görünümü.....	51
Resim 3.17: A: 2 mm lityum disilikat endokron restorasyon Grup 1.....	52
Resim 3.17: B: 4 mm lityum disilikat endokron restorasyon Grup 2.....	52
Resim 3.17: C: 2 mm PEEK endokron restorasyon Grup 3.....	52
Resim 3.17: D: 4 mm PEEK endokron restorasyon Grup 4.....	52
Resim 3.18: Restorasyon uyumlarının kontrol edilmesi. A-B: Lityum disilikat endokronların model ve örnek diş üzerinde kontrolü.....	52
Resim 3.18: Restorasyon uyumlarının kontrol edilmesi. C-D: PEEK endokronların model ve örnek diş üzerinde kontrolü.....	52
Resim 3.19: Simantasyonda kullanılan siman setinin görünümü.....	53
Resim 3.20: Diş yüzeyinin pomza ile temizlenmesi.....	53
Resim 3.21: Diş yüzeyine yeşil aktivatör uygulanması.....	53
Resim 3.22: Peek endokronların sülfirik asit ile pürüzlendirilmesi ve yıkanması....	54
Resim 3.23: Lityum disilikat endokronlara kırmızı aktivatör uygulanması.....	54
Resim 3.24: Lityum disilikat endokron restorasyonlara uygulanan seramik primer..	54
Resim 3.25: Aktif likitin hazırlanması.....	55
Resim 3.26: Hazırlanan siman karışımının diş yüzeyine uygulanması.....	55
Resim 3.27: Restorasyonun simante edilmesi.....	56
Resim 3.28: Simantasyonu tamamlanan örneğin yük altında bekletilmesi.....	56
Resim 3.29: Simantasyonu tamamlanmış örneklerin görünümü.....	57
Resim 3.30: Örneklere termal siklus uygulanması.....	57

Resim 3.31: Lityum disilikat örneklerin test cihazına yerleştirilmesi.....	58
Resim 3.32: PEEK örneklerin test cihazına yerleştirilmesi.....	58
Resim 4.2: Lityum disilikat örneklerin steriomikroskopta izlenen kırılma tipleri.	
A: Tip 2: Sadece restorasyonda oluşan kırık.....	64
Resim 4.2: Lityum disilikat örneklerin steriomikroskopta izlenen kırılma tipleri	
B: Tip 3: Mine-sement birleşiminin üzerinde oluşan diş ve restorasyon kırığı.....	64
Resim 4.2: Lityum disilikat örneklerin steriomikroskopta izlenen kırılma tipleri	
C:Tip 4: Mine-sement birleşiminin altında oluşan kırık diş ve restorasyon kırığı.....	64
Resim 4.3: PEEK örneklerin steriomikroskopta izlenen kırılma tipleri.	
A: Tip 3: Mine-sement birleşiminin üzerinde oluşan diş ve restorasyon kırığı.....	64
Resim 4.3: PEEK örneklerin steriomikroskopta izlenen kırılma tipleri.	
B: Tip 4: Mine-sement birleşiminin altında oluşan kırık diş ve restorasyon kırığı....	64

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller.....	41
Tablo 3.2: Örneklerin gruplandırılması.....	47
Tablo 4.1: Kırılma değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılık.....	60
Tablo 4.2: Kırılma değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılık.....	61
Tablo 4.3: Kırılma değerleri bakımından lityum disilikat grupları arasındaki farklılık.....	61
Tablo 4.4: Kırılma değerleri bakımından PEEK grupları arasındaki farklılık.....	62
Tablo 4.5: Kavite derinlikleri ile kırılma tipleri arasındaki ilişki.....	62

ÖZET

İKİ FARKLI MATERYAL İLE HAZIRLANAN ENDOKRON RESTORASYONLARIN BASMA DAYANIMI DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Esengül SEZGİN

Danışman: Prof. Dr. İbrahim Halil TACİR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Amaç: Çalışmamızın amacı, farklı materyallerden CAD/CAM tekniği ile hazırlanan farklı kavite derinliklerine sahip endokron restorasyonların basma dayanımı dirençlerinin karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda, toplam 40 adet, çekilmiş insan alt birinci molar dişi kullanıldı. Dişlere standart kanal tedavisi işlemi uygulanıp, endokron preparasyonu yapıldı. Endokronlar kullanılan CAD/CAM materyaline (lityum disilikat seramik IPS e.max CAD, polietereterketon (PEEK) göre her grupta 20 adet olacak şekilde rastgele iki gruba ayrıldı. Ayrıca her grup santral retansiyon kavite derinliği 2 mm (n = 10) ve 4 mm (n = 10) olan iki gruba ayrılarak toplam 4 grup oluşturuldu. Restorasyonlar kimyasal polimerize olan Super-Bond C&B (Sun Medikal Company, Kyoto, Japonya) rezin siman kullanılarak dişlere simante edilmiş ve örnekler distile suda 37°C’de 24 saat süreyle bekletildi. Daha sonra tüm örnekler 5°C ve 55°C arasında 5000 döngülük termal siklus işlemine tabi tutuldu. Üniversal test makinesi ile bukkal tüberkülün uzun eksenine 45 derece açıyla 0,5 mm / dk hızla, kırık oluşana kadar yükleme yapıldı. Restorasyonların maksimum kırılma dayanıklılığı (Newton) değerleri kaydedildi. Örneklerin kırılma tipleri incelenip, fotoğraflanmıştır. Elde edilen veriler IBM SPSS Statistics Version 21 paket programı ile analiz edildi. Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken Mann Whitney U ve Kruskal Wallis H Testinden yararlanıldı.

Bulgular: Kırılma değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Lityum disilikat endokronlar ($848,4\pm90,34$ N), polietereeterketon endokronlar ($507\pm90,85$ N) grubuna göre yüksek kırılma direncine sahip bulundu. Kavite derinliğine göre kırılma değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). 4 mm kavite derinliğine sahip lityum disilikat endokronların kırılma değeri ($912,8\pm68,22$ N), 2 mm kavite derinliğine sahip lityum disilikat endokronların ($784\pm57,95$ N), 2 mm kavite derinliğine sahip PEEK endokronların ($498,7\pm92,61$ N) ve 4 mm kavite derinliğine sahip PEEK endokronların ($515,3\pm93,24$ N) kırılma değerlerine göre yüksektir.

Sonuç: Lityum disilikat cam seramik endokronların, polietereeterketon endokronlara göre yüksek kırılma dayanımı gösterdiği bulundu. Kavite derinliği ile gruplar arasında ilişki incelendiğinde, kavite derinliği arttıkça kırılma dayanımının arttık ı sonucuna varıldı.

Anahtar kelimeler: Endokron, Lityum Disilikat, PEEK, Basma Dayanımı, Kavite Derinliği

SUMMARY

COMPARISON OF COMPRESSION RESISTANCE OF ENDOCRONE RESTORATIONS PREPARED WITH TWO DIFFERENT MATERIAL

Esengül SEZGİN

Adviser of Thesis: Prof. Dr. İbrahim Halil TACİR

Department of Prosthodontics

Purpose: The aim of our study is the comparison of the compressive strength resistance of endocrown restorations with different cavity depths prepared from two different materials with CAD/CAM technique.

Material and methods: In our study, a total of 40 extracted human lower first molar teeth were used. Standard root canal treatment was applied to the teeth and endocrown preparation was made. Endocrowns were randomly divided into two groups of 20 samples in each according to the CAD/CAM material used (Lithium disilicate ceramic IPS e.max-CAD, polyetheretherketone (PEEK)). In addition, a total of 4 groups were formed by division of each group into 2 groups with a central retention cavity depth of 2 mm (n = 10) and 4 mm (n = 10). The restorations were cemented to the teeth using chemical polymerized Super-Bond C&B (Sun Medical Company, Kyoto, Japan) resin cement and samples were kept in distilled water at 37 ° C for 24 hours. All samples were subjected to thermo cycling for 5000 cycles in water baths between 5° C and 55°C. A compressive load was applied with universal testing machine at 45-degree angle to the long axis of the buccal cusp with a speed of 0,5 mm/min until the fracture occurred.

The maximum fracture resistance (Newton) values of the restorations were recorded. The fracture modes of the samples were examined and photographed. The data obtained were analyzed with IBM SPSS Statistics Version 21 package program. Mann Whitney U and Kruskal Wallis H Test were used to examine the differences between groups.

Result: There is a statistically significant difference between the materials in terms of fracture values ($p < 0.05$). Lithium disilicate endocrowns (848.4 ± 90.34 N) were ascertained to have higher fracture resistance compared to polyetheretherketone endocrowns (507 ± 90.85 N) group. In addition, there is a statistically significant difference between the groups in terms of fracture values according to the cavity depth ($p < 0.05$). The fracture value of lithium disilicate endocrowns with a cavity depth of 4 mm (912.8 ± 68.22 N) is higher than that of lithium disilicate endocrowns with a cavity depth of 2 mm (784 ± 57.95 N), PEEK endocrowns with a cavity depth of 2 mm (498.7 ± 92.61 N) and PEEK endocrowns with 4 mm cavity depth (515.3 ± 93.24 N).

Conclusions: It has been found that lithium disilicate endocrowns show higher fracture resistance than polyetheretherketone endocrowns. When the relationship between the cavity depth and the groups was examined, it was concluded that the fracture strength increases as the depth of the cavity increases.

Keywords: Endocrown, Lithium Disilicate, PEEK, Compression Resistance, Cavity Depth

1.GİRİŞ

Endodontik tedavi uygulanmış dişlere uygulanan restorasyon tipi en az endodontik tedavi sürecindeki uygulamalar kadar klinik başarının sağlanmasında önemlidir. Restorasyon kalitesi ile endodontik tedavi görmüş dişin klinik başarısı arasında doğrudan bir ilişki olduğu ortaya konmuştur (1). Endodontik tedavi görmüş dişlerde kalan diş dokusunun miktarı ve kalitesi, yapılacak restorasyonun retansiyonunu ve kırılma dayanımını belirleyen en önemli iki unsurdur (2). Kanal tedavili dişlerde vital dişlere oranla biyomekanik başarısızlık riski daha yüksektir. Bunun sebebi ise; endodontik giriş kavitesinin açılması ve kök kanallarının şekillendirilmesi ile oluşan aşırı madde kaybıdır (3). Günümüzde özellikle koronal madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonunda kullanılacak materyaller ve tedavi planlamasıyla ilgili henüz tam olarak bir fikir birliğine varılamamıştır (4).

Endodontik tedavili dişlerde aşırı kron harabiyeti olduğunda, dişler geleneksel olarak post-kor ve kron ile restore edilmektedir. Ancak post yuvası hazırlık işlemlerindeki kök kanalında oluşan madde kaybı, fonksiyon sırasında kökte vertikal kırık riskini ve başarısızlık riskini artırmaktadır. Ayrıca ince kök yapısına sahip veya aşırı kanal eğimine sahip dişlerde post uygulaması kanalda perforasyona sebep olabilmektedir. Post uygulamalarında adeziv başarısızlık, post kırığı ve ikincil çürük diğer başarısızlık nedenleri arasında sayılmaktadır (5).

Endodontik tedavi görmüş dişlerin restore edilebilmesi ve güçlendirilmesi için post ve ferrule öneren çalışmalara oranla, bazı yeni tarihli çalışmalarda dişlerin postlar ile güçlendirilmesinin faydalı olmadığı, tam aksine, kanallarda postlara yer açmak için prepare edilen dentinin zayıflamalara neden olduğu öne sürülmektedir. Bu nedenle günümüzde özellikle endodontik tedavi görmüş ve koronal madde kaybı fazla olan arka grup dişlerin restorasyonlarında, en uygun restoratif materyal ve teknik arayışı devam etmektedir (6, 7).

Adeziv tekniklerdeki gelişmeler ve minimal invaziv prensiplere giderek artan ilgi sonucunda canlılığını yitirmiş dişlerde yeni tedavi seçenekleri ortaya çıkmaktadır (8). Adeziv sistemlerin gelişmesiyle post-kor restorasyonlara duyulan ihtiyaç giderek

azalmaktadır. Kanal tedavili aşırı madde kaybına uğramış dişlerin restorasyonlarında, geleneksel post-kor kronlara alternatif olarak pulpa odasını içine alan ve monoblok yapıda üretilen endokron restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır. Endokronlar, özellikle aşırı madde kaybı nedeniyle ferrule etkisinin oluşturulamayacağı durumlarda, interproksimal mesafenin sınırlı olduğu ve geleneksel kron restorasyonlarıyla yeterli seramik kalınlığının sağlanamadığı durumlarda endikedir (9).

Sürekli yenilenen Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) teknolojisinin de etkisiyle aşırı madde kaybı olan dişlerin restorasyonunda metal destekli kronlar yerine tek seansta seramik restorasyonların üretilmesi yönünde büyük ilerlemeler yaşanmıştır (10). Son 30 yılda diş hekimliğinde büyük gelişim göstermiş CAD/CAM teknolojisi, restorasyonların bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımıyla gerçekleşen ve bilgisayar kontrolünde üretilen bir makine teknolojisidir (11). CAD/CAM sistemiyle post ve kronun monoblok olarak hazırlandığı endokron restorasyonları üretmek sistemin sunduğu avantajlar ile birlikte daha kolay ve başarılı hale gelmektedir. Sistemin sunduğu materyal çeşitliliği ise doğal diş özelliklerine benzer bir restorasyon yapabilmeyi yani biyomimetik yaklaşımı mümkün kılmaktadır. Endokron yapımında, CAD/CAM teknolojisi ile genelde zayıf yapıya sahip olan feldspatik porselenden yüksek dayanıklılığa sahip lityum disilikat cam seramik ve zirkonyum oksid gibi geniş yelpazede seramik materyalleri kullanılmaktadır (12). Bununla beraber endokron restorasyonların üretiminde, yakın zamanda diş hekimliğinde tanıtılan mükemmel biyoyumluluğa ve mekanik özelliklere sahip polietereeterketon (PEEK) da CAD/CAM sistemleri ile üretimi sağlanan bir materyaldir (13).

Endokron restorasyonların diş yapılarına bağlanmasında rezin esaslı simanların geliştirilmesi, mekanik özelliklerinin geleneksel simanlardan daha üstün olması nedeniyle tercih edilmektedir. Resin esaslı yapıştırma simanları, restorasyonların yapışmalarını sağlayarak sızıntıyı önler veya en aza indirger, pulpa sağlığını korur ve diş ile restorasyon aralığını doldurarak diş-restorasyon bütünlüğünü güçlendirir. Diş renginde indirekt restorasyonların yapıştırılmasında rezin esaslı yapıştırma simanlarıyla dentin bağlayıcı ajanların birlikte kullanımının polimerizasyon esnasında oluşan aralığı ve hassasiyeti azalttığı bilinen bir gerçektir (14).

Yapılan literatür taramasında çeşitli CAD/CAM blokları kullanılarak üretilen endokron restorasyonların kırılma direncini araştıran çalışmalar olmasına rağmen, endokron restorasyonlarda kavite derinliğinin kırılma direnci üzerine etkisinin değerlendirildiği karşılaştırmalı çalışmaların çok az olduğu görülmüştür (15). Bu nedenle çalışmamızın amacı farklı materyallerden CAD/CAM tekniği ile üretilen farklı kavite derinliklerine sahip endokron restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi, CAD/CAM sistemi ile üretilen lityum disilikat endokronlar ile polietereeterketon (PEEK) endokronlar arasında kırılma dayanıklılığı açısından fark olmadığı ve intrakoronal derinliğin materyalin kırılma direncini etkilemediğidir.



2. GENEL BİLGİLER

Protetik diş hekimliğinin amacı, dişlerde oluşan madde kayıpları ya da diş eksiklikleri nedeniyle kaybedilen fonksiyonu ve estetiği tekrar kazandırmaktır. Dişteki madde kayıpları; erozyon, atrisyon, abrazyon ve travma ile oluşmakla birlikte esas olarak derin ve geniş çürükler sonucu oluşmaktadır. Diş eksiklikleri ise periodontal ve/veya dental kaynaklı nedenlerden oluşabilir. Kalan diş sayısı ve diş dokusu miktarına göre tedavi seçenekleri belirlenir. Vital dişlerde, kompozit rezin/amalgam restorasyonlar, pinli dolgular, inleyler, onlayler, veneerler ve koronal madde kaybının fazla olduğu durumlarda tam kron restorasyonlar tedavi seçeneklerini oluşturmaktadır iken, kanal tedavisi uygulanmış devital dişlerde ise çoğunlukla post-kor ve kron restorasyonlarının yanı sıra pin tutuculu amalgam/kompozit-kor ve kron restorasyonlar, amalgam/kompozit rezin restorasyonlar ve altın/elektroforez/seramik onleyler tedavi seçeneklerini oluşturmaktadır (16).

Protetik diş hekimliğinde kanal tedavisi uygulanan dişlerin restorasyonları önemli bir yere sahiptir. Kanal tedavisi işlemi, pulpal dokuda inflamasyon veya nekroz bulguları gösteren dişlere uygulanan kron ve kökteki pulpa dokusunun anatomik apektense kadar çeşitli aletlerle uzaklaştırıldığı radikal bir tedavi yöntemidir. Kanal tedavisi, pulpal dokuların uzaklaştırılmasını takiben kök kanallarının mekanik olarak uygun şekilde genişletilmesi, enfekte debrisin, patojenik bakterilerin eliminasyonu ve kök ucuna kadar üç boyutlu olarak kanal içi materyaller ile doldurulması işlemidir (17).

Endodontik tedavi uygulanmış dişler için restorasyon tipi, kalan sert doku miktarına ve ilgili dişin ağızdaki konumuna göre seçilir. Posterior bölgedeki dişler, anterior bölgedeki dişlere oranla çiğneme kuvvetlerine daha fazla maruz kaldıklarından bu dişlerin kırılma ihtimalleri daha fazladır. Bu nedenle restorasyon tipi seçilirken bu iki unsura dikkat edilmelidir. Klinisyenler tarafından posterior dişlerin restorasyonlarında çoğunlukla, metal alt yapı porselen kron restorasyonlar üstün dayanıklılık özelliklerinden dolayı tercih edilmektedir. Ancak daha fazla diş kesimi

gerektirmeleri ve bu nedenle fazla diş dokusu kaybedilmesi ile dişin dayanıklılığının azalmasına neden olmaktadır (18). Günümüzde hastaların estetik beklentileri anterior bölgede olduğu kadar posterior bölgede de artmıştır. Bu nedenle, posterior bölgelerde üstün estetik özelliklere ve mekanik dayanıklılığa sahip monoblok yapıda tam seramik materyaller tercih edilmeye başlanmıştır. Bu protetik tedavi seçeneği ile hem hastanın estetik beklentileri karşılanır hem de minimal diş preparasyonu ile diş dokusunun bütünlüğü korunarak dişler restore edilebilir (19).

2.1. Endodontik Tedavi Uygulanan Dişlerin Özellikleri

Endodontik tedavi uygulanan dişlerde genellikle aşırı madde kaybı ile birlikte diş yapısında zayıflama, fiziksel ve mekanik açıdan yapısal değişiklikler, mine ve dentin yapılarında renk değişikliği gibi farklılıklar oluşabilmektedir. Özellikle oluşan çürükler nedeniyle pulpal dokudaki değişiklikler sonucu; kan akımında azalma, kollojen yapıların dejenerasyonu ve dehidratasyona bağlı olarak dental dokularda zayıflama meydana gelmektedir (20). Ayrıca dişlerin canlılığını kaybetmesi ile yapısındaki nem oranının düştüğü bilinmektedir (21). Kanal tedavisi sırasında kullanılan dezenfektan ajanların ve irrigasyon solüsyonlarının, kök dentin dokusunun organik ve inorganik yapısını değiştirip, dişin elastiklik modülünü ve direncini olumsuz yönde etkilediği görülmüştür (22). Endodontik tedavi uygulanan dişlerin oklüzal kuvvetler karşısında kırılma dayanımı %5 azalırken; bu oran, sadece oklüzal yüzeyin preparasyonu ile %20'lere; mezial, oklüzal ve distal yüzeyleri kapsayan kavite preparasyonu ile %63'lere ulaşabilmektedir (3). Devital dişlerde oluşan değişikliklerin, dişin dentin dokusunda oluşan biyolojik değişikliklere oranla fazla doku kaybından ve yapılan kavite preparasyonundan dolayı kırılmaya daha meyilli olduğu ve vital diş ile devital diş arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (23). Kavite preparasyonu dar ve derin olan dişlerin, kavite preparasyonu geniş ve sığ olan dişlere oranla dayanıklılıklarında azalma olduğu, bu sebeple kavite derinliğinin, endodontik tedavi uygulanmış posterior dişlerde diş zayıflatan en önemli kriter olabileceği bildirilmiştir (24).

Endodontik tedavi uygulanan dişlerde pulpa dokusunun uzaklaştırılması, duysal geri bildirim sistemini bozmakta; dişin çiğneme esnasında yıkıcı kuvvetlere karşı kendini koruma fonksiyonunu azaltarak diş savunmasız bırakmaktadır (25).

Kanal tedavisi sonrası görülen biyomekanik değişimler değerlendirildiğinde, diş dokusunu mikrosızıntılardan korumak için en uygun daimî restorasyonun seçilerek uygulanması oluşabilecek kırıklar kadar önemlidir. Kök kanalı apikal ve koronal mikrosızıntılara karşı diş korumak için üç boyutlu olarak doldurulur ve başarılı bir kanal tedavisi ile dişin tekrar enfekte olması engellenir (26). Apikal tıkama ile birlikte koronal tıkanmanın da kanal tedavisinin uzun dönem başarısında önemli olduğu bildirilmiştir (26, 27).

2.2 Endodontik Tedavi Uygulanan Dişlerde Tedavi Yaklaşımı

Kanal tedavisi uygulanan dişlerde restorasyona başlanmadan önce uygulanan tedavinin başarılı olup olmadığından emin olunmalıdır. Öncelikli olarak apikal tıkama işlemi iyi bir şekilde yapılmalıdır. Bununla birlikte diş ve çevre dokularda akut bir enflamasyon, perküsyon hassasiyeti, eksuda ve fistül bulunmamalıdır (28). Restoratif tedavi materyalinin ve tekniğinin belirlenmesini sağlayan başlıca faktörler kalan diş dokusunun miktarı ve kalitesi, dişin oklüzyondaki yeri ve önemi, peridontal sağlık, estetik ve fonksiyonel gerekliliklerdir. Kalan diş dokusunu destekleyerek bütünlük sağlayacak uygun bir restoratif materyalin seçilmesi kanal tedavisi uygulanan dişin ömrünü etkileyen önemli bir etkidir (29).

Endodontik tedavi uygulanmış dişlerde tedavi seçeneklerini geleneksel ve güncel yöntemler olarak sınıflandırabiliriz.

2.2.1. Geleneksel Yaklaşım

Geleneksel yaklaşımda genellikle döküm/prefabrik post-kor veya pin tutuculu amalgam/kompozit kor ve kron restorasyonlar kullanılarak kanal tedavili dişler restore edilir (30-32). Pin tutuculu amalgam/kompozit kor restorasyonu dentinde çatlak yada kırık oluşturma ihtimali yüksek olduğu için ilk zamanlarda yaygın kullanılsa da bir süre sonra bu restorasyon şeklinin güvenilirliği hakkında şüphe oluşturmıştır (33). Bir diğer tedavi yöntemi ise pin ve prefabrike postun birlikte kullanılarak amalgam/kompozit kor uygulamasıdır (34). Bazı in-vitro çalışmalara göre döküm post pin tutuculu amalgam/kompozit kor'a göre daha dayanıksız iken bunun aksini bildiren çalışmalarda mevcuttur (35-37).

‘Richmond Kron’ restorasyonları 19. yüzyılda post-kor ve kronun bir bütün halinde üretilmesi ile geliştirilen bir restorasyon tipidir. Ancak kök kanal giriş yolları ile bu restorasyonların paralelliği her zaman sağlanamadığı için ve restorasyonun yenilenmesi gerektiğinde yaşanabilecek zorluklar nedeniyle Richmond Kron restorasyonlarının kullanımı zamanla azalmıştır (37).

Endodontik tedavili dişlere uygulanan kron restorasyonlarında krona desteklik sağlamak ve kök kırıklarını engelleyebilmek için ‘ferrule etkisi’ oluşturulması uygun görülmüştür. Ferrule etkisi, kron preparasyonunun gingivalinde bulunan vertikal diş dokusu bandı olarak ifade edilir, bu doku bandı diş dokusunun çevresini bilezik şeklinde sarmalıdır (38, 39). Ferrule etkisi, post uygulanan dişte oluşacak lateral kuvvetlere karşı direnç gösterilmesi ve postların yaratacağı kama etkisini ortadan kaldırmak için önerilmektedir (40). Prepare edilen dişin gingival bitim sınırının üstünde 1-2 mm sağlam diş dokusunun yer alması dişin oklüzal kuvvetler karşısında kırılma direncini anlamlı derecede arttırmaktadır (19, 40, 41). Restorasyon bitim kenarının diş etinin altında yer aldığı ve ferrule etkisinin yetersiz kaldığı dişlerde dişin ortodontik tedavi ile bir miktar sürdürülmesi ya da periodontal tedavi ile kron boyunun uzatılması düşünülebilir. Ancak böyle durumlarda kron/kök oranı bozulur, ayrıca tedavi süresi uzar ve hasta memnuniyet oranı düşebilir (38). Aşırı madde kaybına uğrayan dişlerde ferrule etkisi oluşturulamayabilir, ancak ferrulenin restorasyonun klinik başarısında en önemli faktörlerden biri olduğu unutulmamalıdır (7).

Kalan dentin duvarının konumu, dentin kalınlığı, post-kor materyali, simantasyonda kullanılan siman çeşidi, kron, çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetler ile oluşan travma ve ya parafonksiyonel alışkanlıklar da restorasyonların klinik başarısında etkili diğer faktörlerdir (42).

2.2.2. Güncel Yaklaşım

Geleneksel tedavi yöntemlerinden olan metal post korların korozyona uğraması ile oluşan ürünler dişetinde birikebilir veya kök renklenmesine neden olabilir (43, 44). Metal postlar, ince biyotipe sahip dişeti varlığında diş kökünün servikalinde grimsi bir yansımaya neden olarak dişetinin sağlıklı görüntüsünü değiştirebilir (45). Metal postun ve korun rengi, yapıştırıcı simanın film kalınlığı ve tam seramik restorasyonun kalınlığına ve opasitesine bağlı olarak restorasyonun altından yansıyabilir ve seramik

restorasyonun ışık geçirgenliğini engelleyebilir (46). Bu olumsuz özelliklerinden dolayı döküm ve prefabrik metal postlara alternatif olarak üretilen seramik postlar ve fiberle güçlendirilmiş postlar güncel tedavi seçeneklerindendir (47).

Estetik beklentilerin artması, teknolojiye ve dental materyallerdeki hızlı gelişmeler ile diş dokusunu koruma prensibine dayanan adeziv diş hekimliği klinik uygulamalarda sıkça kullanılmaya başlanmıştır. Bu tedavi seçeneği diş yüzeyinin fosforik asit ile pürüzlendirilmesiyle yaklaşık yarım asır önce doğmuştur. Mine ve dentin dokularının fosforik asit ile pürüzlendirilmesi ve akabinde bağlama ajanlarının hızla geliştirilmesi, diş hekimliğinde yeni bir bakış açısı geliştirmiştir. Adeziv diş hekimliğinin gelişmesi ile Black'in savunduğu ve yıllarca uygulanan geniş kavite preparasyonları yerini daha fazla diş dokusunu korumayı amaçlayan küçük preparasyonlara bırakmıştır (48).

Kanal tedavili dişlerde altın standardın, minimal invaziv preparasyon ile maksimum doku korumasının sağlanması olduğu bildirilmiştir (49). Dentin adezivlerinin geliştirilmesi ile aşırı madde kaybı oluşan endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonu için makroretantif elemanlara olan ihtiyaç azalmış ve kanal içi postların kullanım gereksinimi ortadan kalkmıştır. Seramiklerin güçlendirilmesi, asitle pürüzlendirilebilmesi ve rezin simanlarla diş dokusuna bağlanabilmesi özellikle molar dişlerde uygulanacak restorasyonlarda yeniliklerin önünü açmıştır. Böylece minimal invaziv preparasyonlarla birlikte geriye kalan yapı maksimum düzeyde korunarak günümüzde, hakkında çok az bilgiye sahip olunan endokron restorasyonlar geliştirilmiştir.

2.3. Post- Kor Destekli Restorasyonlar

Metal post-kor kullanılarak uygulanan tam seramik kronlarda ışık geçirgenliği azalacağı için istenilen estetik karşılanamayabilir. Metal post-korların bu olumsuz özelliklerini elimine edebilmek için üretilen fiberle güçlendirilmiş postlar tedavi seçenekleri içinde önemli bir yer tutar (50).

Fiber postlar rezin matriksten oluşan fiberler içerirler. Matriksi ve fiberi bir arada tutabilmek için silan benzeri bağlayıcı ajanlar kullanılır. Fiber postlar biyouyumlu olup, yapısında metal bulunmadığı için korozyona uğramazlar ve metal

alerjisine neden olmazlar. Minimal kök kanal preparasyonu gerektirmelerinden dolayı diğer post çeşitlerine oranla daha az doku kaybına neden olurlar (51). Elastik modülleri radiküler dentinin elastik modülüne benzer ve dentinle mekanik özellikleri benzerlik gösterir (52).

Fiber postların kuartz, cam ve karbon ana maddelerinden üretilen üç çeşidi vardır. Kuartz ve cam fiber postlar daha estetik ve radyopak oldukları için radyolusent olan ve tam seramik kron yada kompozit rezin restorasyonlarla beraber kullanıldığında rengi maskelenemeyen karbon fiberlere göre daha çok tercih edilir (29, 53, 54).

20. yy'ın sonlarında seramik postlar geliştirilerek kullanılmaya başlanmıştır. Renklerinin dentin dokusuyla benzerliği nedeniyle tam seramik kronlarla beraber kullanıldıklarında optik özellikleri doğal diş ile benzerlik göstermektedir. Seramik postların cam seramikler, zirkonyum oksit seramikler ve alüminyum oksitle güçlendirilmiş üç çeşidi bulunmaktadır (55).

2.4. Post-Kor İçermeyen Restorasyonlar

Diş hekimliği alanında yaşanan hızlı gelişmelere rağmen, endodontik tedavi sonucu diş kökünün zayıfladığı posterior dişlerin restorasyonu ile ilgili tartışmalar hala sürmektedir. Post-kor uygulamalarının güvenilirliği son yıllarda yapılan çalışmalar ile tartışılmaktadır. Post-kor'ların restorasyona ve dişe gelen yükleri en uygun şekilde köke ve destek dokulara ilettiğini ve dişi güçlendirdiğini bildiren çalışmalar olduğu kadar bunun aksine dişte kırıklara neden olduğunu bildiren in vitro ve in vivo çalışmalarda mevcuttur (56-58).

Endodontik tedavi görmüş arka grup dişlerde giriş kavitesi işlemlerinin zayıflatıcı etkisine karşın, kenar sırtların korunduğu olgularda geleneksel restorasyonların oluşturulması veya aşırı diş yapılarının kaybedildiği durumlarda tüberkülleri örten restorasyonların yapılması önerilmektedir (59).

Son yıllarda endodontik olarak tedavi edilen dişlerin restorasyonlarında değişiklikler olmuştur. Adeziv tekniklerdeki gelişmeler klinisyenlerin dişlerin restorasyonunda kullanılan terim yelpazesini genişletmiştir. Amalgam korlar ve

döküm metal postaların yerini üstün estetik özellikleri nedeniyle direkt kompozit ve fiber postlar, kompozit rezinler veya seramiklerden yapılan overleyler veya endokron gibi indirekt restorasyonlar almıştır. Onleyler ve overleyler, genellikle laboratuvarı kayıp bir tüberkül veya tüberküllerin kaplanması amacıyla ya hibrit rezin kompozitler ya da seramik materyallerden yapılır (60, 61).

Diş hekimliğindeki gelişmeler ve kanal tedavisi uygulanan dişlerin post-kor ve kron ile restore edilme tartışmalarının devam etmesi, alternatif tedavi yöntemlerinin araştırılmasına ve geliştirilmesine neden olmaktadır.

2.5. Endokron Restorasyonlar

Endodontik tedavi uygulanan dişlerde uzun dönem başarı; diş dokusuna uygun restoratif materyal ile uygun restorasyon tipinin seçilmesi ile sağlanmaktadır (62). Kalan diş dokusunun kalitesi, miktarı ve bütünlüğü korunmalıdır. Çünkü kalan diş dokusu uygulanacak restorasyona sağlam bir altyapı oluşturarak restorasyonu tamamlanan dişin dayanıklılığını artıracaktır (63, 64).

Yeterli diş dokusu varlığında adeziv sistemler, geliştirilen yeni teknik ve materyaller ile birlikte kanal tedavisi uygulanan dişler için avantaj sağlamaktadır. Adeziv sistemlerdeki gelişmeler, koronal madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonunda kanal içi postlar kullanılmadan onley ve overlaylerin yapılması ve tutuculuğu sağlamak için pulpa odasının kullanılmasına olanak sağlamıştır. Bu gelişmeler ışığında; endodontik tedavi uygulanan dişlerde endokron restorasyon adı verilen ve tutuculuk amacıyla pulpa odasını kullanan monoblok tam kronların üretimine başlanmıştır (60, 65, 66).

Endokron restorasyonlar, pulpa odasını kapsayan, kök desteği olmayan, santral retansiyon kavitesi olan restorasyonlardır (49). Bu tip restorasyonlar, asitle pürüzlendirilebilen seramiklerin veya kompozitlerin, dentin adezivlerin ve rezin simanların geliştirilmesiyle uygulamaya geçmiştir. Adezyon endüstrisinin gelişmesi, mevcut kompozit ve seramiklerin güçlendirilmesi, kumlama ve asit yardımıyla pürüzlendirilebilmesi, güçlü rezin simanlar ile dişe bağlanması, posterior dişlerden özellikle molar dişlerin post/kor uygulamadan restorasyonlarının yapılabilmesine imkân vermektedir (49, 67).

Endokron restorasyonlar ile ilgili ilk çalışma, Pissis tarafından 1995 yılında yapılmıştır. Endokronları; aşırı koronal doku kaybı olan dişlerin restorasyonunda seramik monoblok tekniği olarak tanımlanmıştır. Daha sonra Bindl ve Mörmann 1999 yılında post-kor ile desteklenmiş kronlara alternatif olarak "endokronu" tek parça seramik restorasyon olarak sunmuşlardır (67, 68). Endokron restorasyonlar, pulpa odasının iç duvarlarına ve kavite marjinlerine bağlanmaktadır. Böylelikle makromekanik retansiyonu pulpa odasından, mikromekanik retansiyonu ise adeziv simantasyon ile sağlarlar.

Endokron restorasyonlar özellikle;

- Kronu aşırı miktarda doku kaybına uğrayan,
- Dişeti çekilmesi olan ve furkası açık,
- Ferrule için yeterli diş dokusunun bulunmadığı,
- Yeterli kron boyu olmayan,
- Apikal rezeksiyon yapılmış dişlerde,
- Kalsifiye, eğri, kırılğan veya kısa kök kanalları bulunan, post uygulamayı imkânsız hale getiren dişlerde ve interproksimal mesafe yetersizliklerinde endikedir (69, 70).

Pulpa odası derinliğinin 2 mm'den az olduğu, adezyonundan emin olmadığımız veya servikal kenar genişliği 2 mm'den az olduğu durumlarda ise, endokron restorasyonlar kontraendikedir (71).

Endokron restorasyonların avantajları;

- Geleneksel post-kor restorasyonlara kıyasla uygulanması kolaydır,
- Post-kor restorasyonlara göre daha az tedavi aşaması ve süresi gerektirir (72),
- Post uygulaması esnasında oluşabilecek kök kırıkları, kök perforasyonu, bakteriyel kontaminasyon gibi komplikasyonlar elemine edilir (73),

- Çiğneme esnasında oluşan lateral kuvvetleri köke iletmemesi sayesinde post-kor restorasyonlarda kökte meydana gelen vertikal kırıklar engellenir (67),
- Estetik özellikleri iyidir,
- Monoblok tasarımı sayesinde post-kor sistemlerinde farklı materyallerden elde edilen siman-post-kor-kron gibi katmanların olmaması nedeniyle farklı elastik modüle sahip materyallerin ara yüzeyinde biriken stresler engellenir (72),
- Maliyeti düşüktür,
- Konservatiftir,
- Subgingival preparasyon gerektirmediği için periodontal dokular ile biyouyumludur (60).

Endokron restorasyonlar ark üzerindeki tüm dişlere uygulanabilmektedir. Literatürde aşırı madde kaybı bulunan kesici dişler, premolar ve molar dişlere endokron restorasyonların uygulandığı çalışmalar mevcuttur (74-76). Ancak yoğun olarak molar dişlere uygulanmaktadır. Bu durum; molar dişlerin genişliklerinin daha fazla olması sebebiyle tutuculuğun elde edildiği yüzey alanının artması ve horizontal kuvvetlere premolar dişlere kıyasla daha az maruz kalması sayesinde kırılma dirençlerinin yüksek olması ile açıklanabilmektedir (66).

Endokron restorasyonların seramik oklüzal kalınlıkları genellikle 3-7 mm'dir. Yapılan çalışmalarda 5,5 mm oklüzal kalınlığı olan endokron restorasyonların kırılma dayanımının, 1,5 mm oklüzal kalınlığa ve geleneksel preparasyona sahip seramik kronlarla kıyaslandığında iki kat daha yüksek olduğu bildirilmiştir (77).

2.6. Endokron Preparasyon Kriterleri

Endokron, çevresel bir butt marjın ve pulpa odası içine uzanan merkezi bir tutucu (retantif) parçası olan tam kaplama restorasyonu olarak tanımlanmıştır. Monoblok seramikten üretilen endokron restorasyonlar, özel biyomekanik preparasyon tekniği gerektirmektedir. Endopreparasyonun avantajı kor, yapının oluşturulmasına ve kök kanalında post yuvası hazırlanmasına gerek duyulmamasıdır. Bunun sağladığı avantaj ise; hem post restorasyonlarından kaynaklanabilecek kök kırıkları engellenmiş olur,

hem de klinikte geçirilen zaman azalır. Ayrıca servikal kenarda hazırlanan butt-joint formu, kök kanalı içerisine uzanmayan pulpa odası preparasyonu, kalan diş dokusuna daha güçlü ve uzun süreli dayanıklılık sağlar (25).

Endokron restorasyonların merkezi retansiyon kavitesinin preparasyon derinliği kesin olarak tanımlanmamıştır. Birçok çalışma, optimum retansiyon ve direnç özelliklerini sağlamak için 2 mm'lik bir merkezi retansiyon kavitesinin gerekliliğini ortaya koymuştur. Bazı yazarlar pulpa odasındaki andırkatların giderilmesi, daha düz bir yüzey elde edilmesi ve sağlam diş yapısının korunması için bu bölgenin rezin kompozit ile düzenlenmesini önermektedir (78, 79). Bu uygulamalar hem daha kısa uzantıya sahip endokronlar üretilmesine hem de kimyasal ya da dual polimerize simanlara alternatif olarak ışık ile polimerize olan simanların kullanımına da olanak tanımaktadır (80).

Endokron hazırlama parametrelerinin aşağıdakileri içermesi önerilir:

- 2-3 mm oklüzal redüksiyon sağlanmalı,
- Pürüzsüz iç geçişler sağlanmalı,
- İyi bir bağlanma sağlamak için mine dokusunun korunmasına özen gösterilmeli,
- Mümkün olduğunca supragingival mine marjinleri içermeli,
- Her zaman gerekli olmamakla beraber restorasyon bitim marjinde 1-1.2 mm genişliğinde basamak bulunmalı,
- Kavite taban materyali ile düz bir biçimde hazırlanmış pulpal tabana sahip olmalı,
- Koronal pulpa odası ve endodontik giriş kavitesi aynı devamlılıkta olmalı,
- Kavite iç kenar açıları 90° butt marjin tarzda hazırlanmalı,
- Aksiyal duvar açıları onley preparasyonunda olduğu gibi 6-10° eğimle hazırlanarak restorasyonun giriş yolu doğru oluşturulmalı (81, 82),
- İçsel gerilimi azaltmak ve restoratif materyalin daha iyi adaptasyonunu sağlayabilmek için iç kenar açıları keskin olmamalıdır (67).

Preparasyonda hedef, okluzal yüzde aksiyal uzun eksen yönünde 2 mm'lik bir kesim yapmaktır. 2 mm derinlikte oluklar açılarak kesime başlanabilir. Ardından yeşil elmas tekerlek frez veya yeşil elmas fissür frez kullanılarak okluzal yüzey düşürülür. Kavite hazırlanırken servikal kenarların dişetin üzerinde olmasına dikkat edilmelidir. Ancak klinik etkenler veya estetik gereksinim nedeniyle dişeti kenarı hizasına kadar uzanabilir. Diş eti kenarı farklı seviyelerde olabilir, merdiven etkisini yaratmaması için 60°'den fazla seviye farklılığı olmamalıdır. Pulpa odasının duvarları 6° lik açı ile anatomik yapıya uygun bir biçimde şekillendirilir. Kök kanal ağızları ile kavite tabanı koronal mikrosızıntıları engellemek için, ışıkla polimerize olan cam iyonomer siman veya akışkan kompozit materyali ile kapatılır. Pulpa odasının tabanı düz bir şekilde hazırlanarak 1-4 mm derinliği olan santral retansiyon kavitesi oluşturulur. Kalan koronal diş duvarları bir kalınlık ölçeği ile ölçülür. Duvar kalınlığının yeterli desteğin sağlayabilmesi için en az 2 mm olması gerekmektedir. Duvarlar arası geçişler yaklaşık 90° olacak şekilde şekillendirilir. Belirgin bir şekilde kavite kenarlarında undercut bulunuyorsa ışıkla polimerize olan cam iyonomer siman ile bu bölgeler bloke edilir. İyi bir bağlanma sağlanması için mine dokusu mümkün olduğunca korunmalıdır (83).

2.7. Endokron Restorasyonların Üretiminde Kullanılan Materyaller

Bilimsel literatür; madde kaybı fazla olan devital dişlerin restorasyonu için kullanılacak en iyi materyalin hangisi olduğu konusunda açık değildir. Endüstriyel olarak üretilen homojen rezin kompozit ya da lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloklar adeziv simantasyona imkan verirken estetik ve mekanik özellikleri de bir araya getirmektedir (84). Ayrıca rezin simanla simante edildiğinde diş yapısına iyi bağlanma özelliği bulunan PEEK materyali de endodontik tedavi uygulanmış dişlere endokron yapımında geçerli bir alternatif oluşturmaktadır (13).

Kompozit rezin: Kompozit rezinlerin güncel tedavi yöntemlerinden biri olan endokron restorasyonların üretiminde kullanılmaları, kırılma dayanımlarının iyi olmaması nedeniyle pek tavsiye edilmemektedir. Fiberle güçlendirilmiş CAD/CAM kompozitin molar dişlerdeki marjinal kalitesinin araştırıldığı in vitro çalışmalarda, çiğnemenin taklit edilmesi işleminden önce ve sonra yapılan incelemeler sonucunda

kompozitin mine ve dentine uyumunun oral ortamda önemli ölçüde bozulduğu bildirilmiştir (85).

CAD/CAM seramikler: Feldspatik seramikler cam seramikler içerisinde son yıllarda kullanımı yaygınlaşarak endokron uygulamalarında sıklıkla kullanılan bir materyal olmuştur. Yüksek biyouyumluluk ve sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklılık gösterirken, çekme dayanımlarının düşük olması nedeniyle kesme kuvvetlerine karşı dayanımları düşüktür (10). Doğal dişe yakın aşınma göstermesi sebebiyle monolitik olarak endokron uygulamalarında kullanılmaktadır. Feldspatik seramiklerin yanı sıra, lösitle güçlendirilmiş cam seramikler ve lityum disilikat cam seramikler de endokron restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır (71). Optik özelliklerinin mükemmel, mekanik dayanıklılığın yüksek olması, çok yönlü özgün restoratif ve farklı üretim tekniklerinin yapılabilmesi gibi nedenlerle lityum disilikat cam seramik olan IPS e.max CAD endokron üretiminde en çok tercih edilen CAD/CAM materyalidir (86).

Literatürde kısıtlı sayıda bilgi bulunan zirkonyum oksit endokronlar ile ilgili yapılan bir çalışmada, endokron restorasyonların okluzal yüzey kalınlığının yaklaşık olarak 3-7 mm olmasından dolayı rezin simanın ışık ile polimerizasyonunda problemlerin yaşandığı bildirilmiştir. Bu nedenle zirkonyum oksitin endokron uygulamalarında kullanımı kısıtlıdır (66). Endodontik tedavi yapılmış dişlerde, mekanik başarının değerlendirildiği bir çalışmada farklı seramik materyallerinden yapılmış endokronların kırılma dayanımları arasında fark görülmemiştir, ancak zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş cam seramik restorasyonlarda oluşan kırıkların tamir edilemeyecek durumda olduğu görülmüştür (87)

Polietereterketon (PEEK): Protetik açıdan olumlu mekanik özelliklere ve mükemmel biyouyumluluğa sahip polietereterketon (PEEK), enjeksiyon döküm ve CAD/CAM teknikleri ile protetik restorasyonların üretiminde kullanılabilir. PEEK materyalinin rezin siman sistemleri ile simante edildiğinde diş dokularına iyi bağlanma özelliği en büyük avantajlarından biridir. Bu özelliği PEEK materyalini, endodontik tedavi uygulanmış dişlere endokron yapımında geçerli bir alternatif yapmaktadır (13).

2.8. Seramikler

Seramikler, insanoğlu tarafından yapay olarak üretilmiş ilk materyallerden birisidir (88). Yunancada kökeni topraktan yapılma anlamına gelen ‘Keramikos’ sözcüğünden türemiştir (89). İlk kullanımı M.Ö. 6000 yıllarına kadar dayanan seramik, tarih boyunca farklı formlarda ve çeşitli alanlarda kendine yer bulmuştur (90).

Seramik, inorganik ametallerin genel adı olup; nitritler, camlar, çimentolar, metal oksitler ve silikatlar seramik grubu maddelerdir. Porselenler ise birbirleri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısılarda eritilerek şekillendirildiği seramik materyali olarak tanımlanmaktadır (91). Yani seramik ifadesi daha kapsamlı bir anlam taşıırken, porselen terimi seramiğin daha alt gruplarını ifade etmektedir (92). Diş hekimliğinde dental seramik olarak tanımlanan porselenlerin dental materyal olarak kullanımı bin yıl öncesine dayanmaktadır. İlk örnekleri 1700’lü yıllara dayanmakta olup, yapısında porselen kullanılan protez ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı olan Duchateau tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır (89, 93). Porselenin restoratif bir materyal olarak kullanım alanı bulması, estetik diş hekimliğinde yeni bir dönem başlatmıştır. 1963’te Hughes ve Mc Lean tarafından alümina seramikleri üretilmiştir ve bununla birlikte çağımızdaki metal desteksiz restorasyonların alt yapısı oluşturulmuştur (94). 1980’lerde ise kayıp mum tekniği ile tam kronların estetik özelliklerini arttıran dökülebilir cam seramik sistemler diş hekimliğinde yer bulmaya başlamıştır. 1985’de lityum disilikat cam seramik sistemleri üretilmiş ve kullanılır hale getirilmiştir (95). Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, cam matriks içerisinde bulunan kristalin minerallerinden meydana gelmektedir. Bu seramiklerin renk değişimi, kırılma ve fırınlama esnasında büzölmeye uğrama gibi bazı dezavantajlara sahip oldukları görölmüştür (96). Seramikler kaolin, feldspar ve silika gibi yapı taşlarından oluşmaktadır (97). Seramiklerin yapısında kovalent ve iyonik bağlar bulunmakta olup; sertlik, stabilite ve kırılma gibi karakteristik özellikleri bu bağlar ile oluşur. Bununla birlikte bu bağların seramiğin direncinin ve elastisite modölünün yüksek olmasını da sağladığı ileri sürölmektedir (94). İlk restorasyonların en büyük dezavantajı; düşük kırılma dirençleri nedeniyle yoğun stres alanlarında kullanılamamaları olmuştur. Bu ihtiyaç yüksek dirençli materyallerin geliştirilmesini zorunlu kılmıştır. Gelişmeler iki yol üzerinden gerçekleşmiştir. Birinci yol yüksek

dirençli estetik olmayan seramik kor materyalinin düşük dirençli estetik porselen ile kullanılması iken ikinci yol yüksek direnç ve estetiğin birlikte kullanılmasıdır (98).

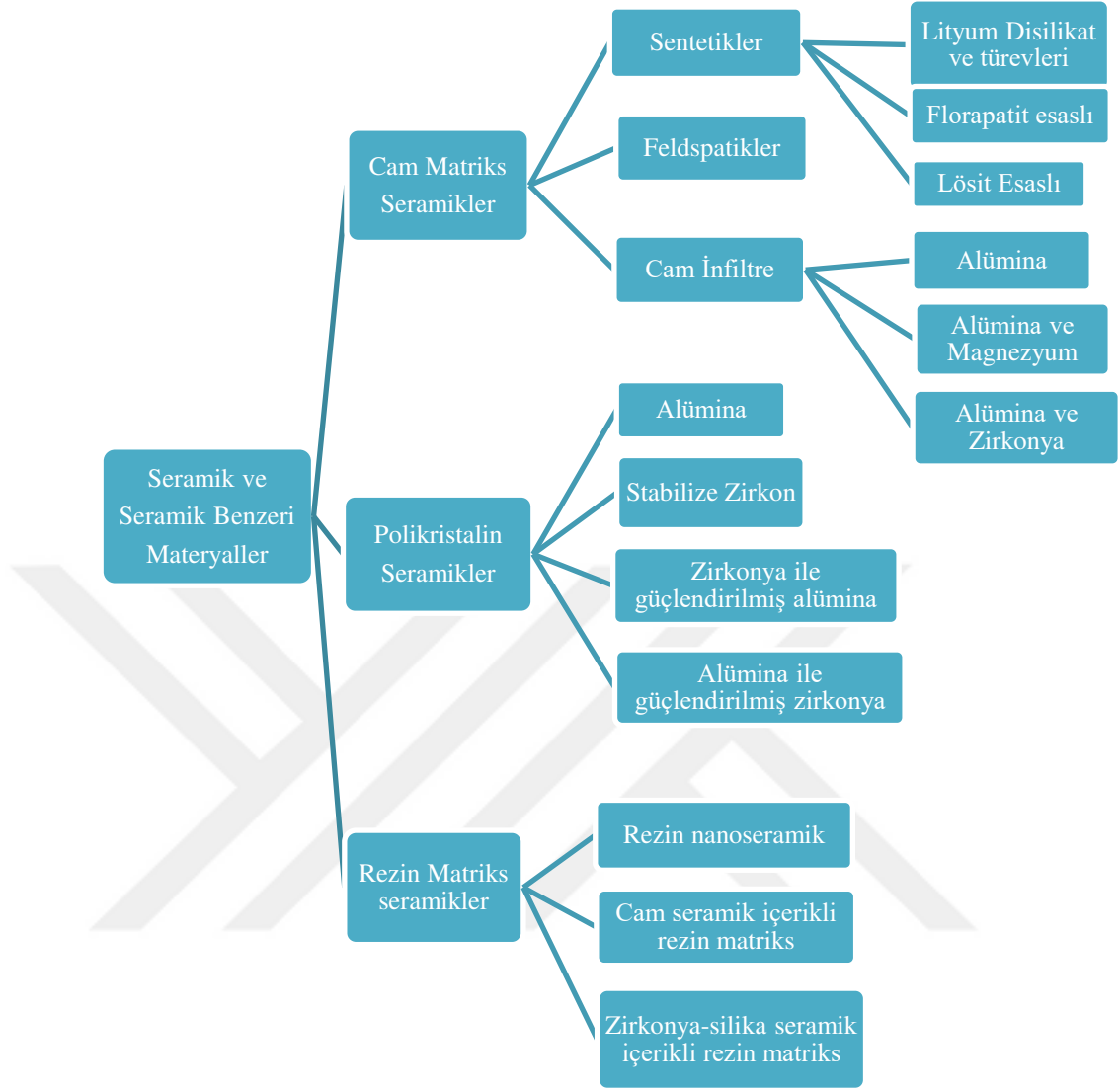
2.9. Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramiklerin birçok tipi bulunmaktadır ve günümüzde farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır. Tedavi esnasında tedavi yöntemine uygun seramiğin belirlenebilmesi açısından sınıflandırmanın bilinmesi önemlidir. Restorasyonun hangi bölgede (anterior veya posterior) kullanılacağı ya da hangi tip restorasyonlarda (bölümlü/tam kron, kısa veya uzun sabit restorasyonlar) uygulanabileceği ve nasıl simante edileceği (adesiv sistemler veya geleneksel yapıştırma ajanları) hakkında bilgilendirir (99).

Seramikler içeriklerine ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler (100). Rosenbulm ve Shulman seramikleri iki sınıfa ayırarak; metal destekli ve tam seramik olmak üzere incelemiştir (101). Yüksek dayanıklılığa sahip metal destekli seramik restorasyonlar, metal alaşımlarının geliştirilmesi ve veneer materyallerindeki yapısal gelişmelerle birlikte yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde uygulanan sabit restorasyonların yaklaşık %70'ini oluşturmaktadır (97). Ancak porselen-metal bağlantısında başarısızlık, dişeti marjinden metal renginin yansımaları, metal alerjisi ve translusent görüntünün sağlanamaması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenle metal alt yapıli restorasyonlara alternatif olarak tam seramik restorasyonlar gündeme gelmiştir. Tam seramik restorasyonlar, herhangi bir metal alt yapıya sahip değildir ve üst düzeyde gösterdiği translusent özellikleri ile estetik bölgelerde kullanılabilirler (102, 103).

Günümüze kadar seramik sistemler için birçok sınıflandırma yapılmıştır. Bu sınıflamalar seramiklerin bileşimleri, işleme yöntemleri, fırınlanma sıcaklıkları, mikro yapıları, kırılma direnci gibi özellikleri içermektedir.

Tam seramik ve seramik benzeri materyaller için Gracis ve ark. tarafından yeni bir sınıflama tanımlanmıştır (104) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1: Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması.

2.9.1. Tam seramik sistemler

Estetik beklentilerin artması ile birlikte hem hasta hem de diş hekimleri, sadece anterior bölgede değil posterior bölgedeki dişler için de estetik restorasyonlara ilgi duymaya başlamıştır (80). Metal destekli kron restorasyonları, zayıf özelliklerinin yanı sıra, dişetinde renklenme, galvanik ve koroziv yan etkileri gibi dezavantajlara sahiptir (81). Metal alt yapıli kronların dezavantajlarından dolayı, tam seramik kronlar, büyük oklüzyon kuvvetlerine ve dönüşsel (cyclic) yüklemekten kaynaklanan strese maruz kaldıkları posterior bölgede de kullanılmaya başlanmıştır (99).

Daha doğal ve estetik görünümlü restorasyonlara olan talep arttıkça, diş hekimleri ve porselen üretici firmalar, mükemmel estetik ve iyi biyouyumluluk sağlayan bir seramik restorasyonunun üretilmesi amacıyla tam seramiklerin güçlendirilmesi için bir çok yöntemi araştırmışlardır (99).

Tam seramik restorasyonların endikasyonları :

1. Travma veya çürük sebebiyle kırılmış dişlerde,
2. Aşırı madde kaybı olan endodontik tedavili dişlerde,
3. Diastemaya sahip kişilerde,
4. Şekil bozukluğu bulunan dişlerde,
5. Yerleşim bozukluğuna sahip dişlerde,
6. Erozyon, abrazyon veya atrizyon sebebiyle aşınmış dişlerde,
7. Kole defektleri bulunan hastalarda,
9. Doğumsal ya da kazanılmış diş renklenmeleri veya diş eksikliklerinde,
10. Black 1, 2, 3, 4, 5 kavitelerde,
11. Metal alerjisi bulunan hastalarda,
12. Çene yüz protezlerinde kullanılır (105, 106).

Tam seramik restorasyonların kontrendikasyonları:

1. Kron boyu kısa olan dişlerde,
2. Derin kapanışa sahip kişilerde,
3. Bruksizm vakalarında,
4. Travmatik spor ile uğraşan kişilerde,
5. Ağız hijyeni iyi olmayan hastalarda endike değildir (107, 108).

Tam Seramik Sistemlerin Avantajları:

1. Ağız ortamında kimyasal reaksiyona girme oranı metallere oranla daha düşük olup biyolojik uyumlulukları metal alt yapılı restorasyonlardan üstündür.
2. Homojen yapıya sahiptir (109).
3. Metal alt yapılı seramik kronların opak tabakasından kaynaklanan ve bu nedenle doğal olmayan yansımaları neden olmadıkları için doğal diş yapısına daha yakın görünüme sahiptirler ve renkte derinlik sağlarlar (110).
4. Doğal diş ile benzer ısı iletkenliğine ve ısıl genişleme katsayısına ve sahiptirler. Altındaki dişin iyi bir şekilde korunmasını sağlarlar (109).
5. Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları fazladır (111).
6. Radyografide radyolusent görüntü verdikleri için restore edilen dişte bulunan dolgular ve dişin kök kanalı rahatlıkla görülebilir.
7. Metal alt yapılı seramik restorasyonlarda görülen metal alaşıma bağlı toksik, alerjik etkiler görülmez ve korozyon oluşmaz.
8. Metal-seramik bağlantı bölgesinde oluşabilecek hava kabarcığı, çatlak veya ayrılma gibi sorunlar elimine edilir.
9. Metal-seramik restorasyonlarda, bazı seramiklerin metal alaşımında bulunan gümüş nedeniyle renk değiştirmesi gibi sorunlar tam seramik kronlarda görülmez.
10. Metal seramik restorasyonlarda, metal alt yapının dişetinde oluşturduğu gri renklenme görülmez (112).

Tam seramik sistemlerin dezavantajları:

1. Diş preparasyonunda metal destekli seramik kronlara oranla daha fazla ayrıntı ve dikkat gerektirmektedir.
2. Preparasyonda basamaklı kesim uygulaması üst çene arka bölge dişlerde çalışma zorluğu yaratmaktadır.

3. Gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksızdır.
4. Laboratuvar işlemleri sırasında daha dikkatli ve titiz bir çalışma gerektirir.
5. Daha fazla laboratuvar donanımı gerektirir ve maliyeti yüksektir (112).
6. Posteriorıda, çok üyeli uzun gövdeli köprü sistemlerinde kullanımı uygun olmayabilir, kullanımı sınırlı olabilir (113).

2.10. Lityum Disilikat Cam Seramikler

İlk kez 1959 yılında geliştirilmiş olan lityum disilikat cam seramiklerin, materyal yapısında kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu, kimyasal dirençlerinin düşük olması, yetersiz yarı geçirgenlik göstermeleri, laboratuvar safhasının karmaşık ve zaman alıcı olması gibi dezavantajlarından dolayı protetik tedavide kullanımı zamanla terk edilmiştir (114).

1984 yılında yapılan araştırmalar sonucunda Headley ve Loehmen, $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ yapısındaki cam faza P_2O_5 ilavesi sonucu lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) ve lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri oluşturarak sistemin geliştirilmesini sağlamışlardır. 1998 yılında Schweiger ve ark. günümüzde protetik restorasyonların üretiminde kullanılan lityum disilikat seramiğin kimyasal yapısını açıklamıştır (%57-80 SiO_2 , %0-5 Al_2O_3 , %0.1-6 La_2O_3 , %0-5 MgO , %0-8 ZnO , %0-13 K_2O , %11-19 Li_2O , %0.5-11 P_2O_5 , %0-6 katkı maddeleri ve renk pigmentleri) (115).

Rastgele iç içe geçen birçok kristalin tabaka şeklinde bir araya gelmesi ile lityum disilikat cam seramik oluşmaktadır. Bu kristaller iğnemsî formda olup çatlakların yön değiştirmesini ve kollara ayrılmasını durdurmakta veya oluşan çatlağın önünü keserek seramiğin bükülme direncini arttırmaktadır. Mekanik özellikleri değerlendirildiğinde lityum disilikat cam seramikler, lōsit seramiklere oranla daha dayanıklıdır. Kırılma sertlikleri lōsit seramiklerin yaklaşık üç katı kadardır ve yatay bükülme dirençleri 350-400 MPa arasında değişmektedir (116)

Lityum disilikat esaslı seramikler optik özellikleri doğal dişlere benzer restorasyonlar yapma imkânı sağlarken aynı zamanda lōsit içerikli seramiklere oranla mekanik yapısı daha güçlüdür (117).

Lityum disilikat cam seramik restorasyonlar, l s t cam seramik restorasyonlara göre çok daha estetik olup , mum eliminasyonu ve ısı-basınç tekniği ile 920  C ısıyla ya da prefabrike bloklardan CAD/CAM sistemi kullanılarak freze tekniği ile üretilmektedir (117). Bu  retim teknikleri ile premolar bölgeye kadar tek kronlar dışında üç üyeli köprü restorasyonları da yapılabilir (118). Lityum disilikat ile üretilen köprülerin yeterli bağlantı alanı sağlandığında molar bölgede de klinik başarı sağladığı gösterilmiştir (119).

Lityum disilikat, estetik ve yüksek dayanıklılıkta bir materyal olup çeşitli restoratif endikasyonlar için yeni seçenekler sunmaktadır. Günümüzde lityum disilikat seramik sistemlerin en yenisi IPS e.max Press ve IPS e.max CAD bloklar olup restorasyonlar presleme veya frezeleme teknikleriyle üretilmektedir. Bu sistemler ile tamamlanan restorasyonun çoklu translusensi ve opasitesi sağlanırken restorasyonların geleneksel feldspatik porselenlere göre beş kat daha güçlü olduğu bildirilmiştir. Lityum disilikat ile üretilen restorasyonların en büyük avantajı araştırmalarla desteklenmiş yüksek kırılma dayanımıdır (120).

IPS e.max Press: 2005 yılında geliştirilen IPS e.max press, lityum disilikat ile üretilen preslenebilir bir cam seramik sistemidir. IPS empres 2 ye göre farklı pişirme prosedürü uygulanarak üretildiği için daha translusent ve çok daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonların üretilmesine olanak sağlar. IPS e.max press sisteminin temel kristal fazını lityum disilikat kristalleri oluşturur ve kristaller hacimsel kristalizasyon mekanizması ile üretilir. Hacimsel kristalizasyon; homojen dağılım gösteren kristal odaklarının cam yapı içerisine çekirdek oluşumuyla maddeler katılarak oluşturulmasıdır (121).

IPS e.max press, pressleme tekniği ile lityum disilikat seramik ingotlardan üretilir (120). Bu seramik ingotlar ise, lityum disilikat cam seramiklerden döküm tekniği (döküm/pressleme prosedürü) ile elde edilir. Bu teknik erime sıcaklığına ulaşan erimiş renk pigmentlerinin materyale eklenmesine izin vermez, onun yerine cam içinde eriyen polivalan iyonlar istenilen rengi oluşturabilmek için kullanılmaktadır. Bu mekanizmada renk iyonlarının konsantrasyonu, valansı ve kombinasyonu oldukça önemli bir rol oynamaktadır. Bu mekanizma ile renk iyonları materyalin içine homojen bir şekilde dağıtılmış olunur (120).

IPS e.max press sisteminin mikroyapısı incelendiğinde cam matriks yapının içine yaklaşık %70 oranında lityum disilikat kristallerinin ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) katılmış olduğu görülmektedir. Lityum disilikat, ana kristal fazı 3-6 μm uzunluğunda ve uçları iğne şeklinde olan kristal bir yapıya sahiptir (122). İğne şeklinde bulunan lityum disilikat kristallerinin çatlağın yönünü değiştirerek seramiğin kırılma direncini arttırdıkları bildirilmiş olup yapılan çalışmalar ile lityum disilikat kristallerinin uzunluğundan daha çok doğrultularının çatlağın ilerlemesine neden olan kuvvetleri azaltarak oluşan çatlağın ilerlemesini durdurduğunu göstermektedir (118, 123). Bazı çalışmalar, lityum disilikat kristallerinin presleme işlemiyle cam matriks yapı içerisinde homojen bir şekilde dağıldığını göstermektedir (124). Ayrıca yapılan çalışmalarda lityum disilikat kristallerin presleme yönüne paralel olarak dizilim gösterdiği ve kristal çapının, oranının ve şeklinin kristallerin presleme sonrasındaki doğrultuları üzerinde etkili olduğu ifade edilmiştir (125).

IPS e.max press seramik sistemi 19 bloktan oluşur ve bu bloklar doğal diş translüsensitesini yansıtmak amacıyla üç farklı (düşük, orta ve yüksek) translüsentlik derecesine göre gruplandırılmıştır. Düşük translüsentliğe sahip IPS e max press bloklara boyama ve tabakalama tekniği uygulanmakta iken, orta ve yüksek translüsentliğe sahip bloklara sadece tabakalama tekniği uygulanmaktadır (126). Bilimsel literatürlerde seramik materyalinin translüsentliği, kontrast oranı denilen sayısal ifadelerle tanımlanmaktadır. Bu değer 1'e yaklaştıkça opaklık artarken, 0'a yaklaştıkça translüsentlik artar. Yapılan çalışmalarda lityum disilikat altyapısının 0.55-0.74 arasında değişen kontrast oranına sahip olduğu bildirilmiştir (127, 128). Höland ve ark. yaptıkları çalışma ile üst yapı seramiğin yapısında bulunan $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ kristallerinin, optik özellikleri (translütentlik ve opalesentlik) doğal dişlere benzer restorasyonların üretilmesinde önemli rolü olduğunu ve floraapatit üst yapı seramiğin kontrast oranının 0.46 olduğunu ifade etmişlerdir (128).

IPS e.max CAD: Lityum disilikat esaslı IPS e.max press ile aynı kimyasal yapıya sahip olup CAD/CAM sistemler için geliştirilmiş bloklardır. IPS e.max CAD bloklar daha farklı bir ısıtılma işlemi tabi tutularak parsiyel olarak kristalize edilirler. Parsiyel kristalize edilmeleri; seramiğe yeterli direnci ve blokların hızlı ve kolay freze edilebilmelerini sağlamaktadır. Yarı kristalize edilmiş bloklardaki temel kristalize faz

lityum metasilikattan (Li_2SiO_3) oluşmaktadır. Lityum metasilikat kristaller karışımında hacimce %40 oranında bulunurlar ve uzunlukları 0.2 ile 1 μm arasında değişmektedir (129). Seramiğe yaklaşık olarak 130 MPa direnç kazandırmaktadır. Bloklar yumuşaktır ve mavi renkte görünmektedir. Restorasyonlar frezeleme yöntemi ile üretilir ve seramik yapı içerisinde bulunan lityum metasilikat kristalleri vakumla 850 $^{\circ}\text{C}$ ısıtıl işlem uygulanarak lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristallerine dönüştürülür. Bu dönüşümle cam matrikste hacimce %70' i oluşturan ve yaklaşık 1.5 μm boyutunda lityum disilikat kristali içeren seramik elde edilir (130). Üretim işlemleri tamamlandığında kristal yapısı ve mekanik özellikleri IPS e.max press sistemi ile benzerlik gösteren restorasyonlar elde edilir (129).

2.11. Polietereterketon Polimeri (PEEK)

Poliarileterketon ailesinin yüksek ısı polimeri polietereterketon (PEEK), keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik moleküler zincirlerden oluşan semikristalin bir termoplastik materyal olup kimyasal formülü [- oks - 1, 4 - fenilen - oks - 1, 4 - fenilen - karbonil - 1, 4 - fenilen -] şeklindedir (131).

İlk olarak ingiliz bilim adamları grubu tarafından 1978 yılında geliştirilen PEEK, yarı kristalin yapıda lineer polisiklik aromatik bir termoplastik materyaldir (132). 1980'lerde türbin bıçakları ve uçak gibi endüstriyel uygulamalarda kendine kullanım alanı bulmuştur (133). PEEK 1990'lı yılların sonlarına doğru ise özellikle cerrahi işlemler içerisinde ortopedik ve travmatik olgularda kullanılmaya başlanmıştır (134).

PEEK materyali yüksek fiziksel ve mekanik özellikleri ile birlikte yüksek termal ve boyutsal stabiliteye sahip bir materyal olup birçok endüstriyel alanda metal yapıdaki birçok materyale alternatif olarak kullanılan ender polimerlerden birisidir (135). PEEK kimyasal olarak inert bir materyal olup kimyasal ajanlara dayanıklıdır. Oda sıcaklığında %98'lik sülfürik asit dışında hiçbir geleneksel çözültide çözünmemektedir (136). Yüksek aşınma direncine sahip bir materyal olan PEEK'in üstün cilalanabilirliği, düşük plak afinitesinin olması ve düşük alerjik reaksiyon göstermesi diğer avantajlarından (137).

1980’lerde PEEK yapısının biyomateryal olarak geliştirilmesi için biyouyumluk ve implante edilebilme özellikleri araştırılmaya başlanmıştır. PEEK materyali, yüzey özellikleri üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda geçirdiği yüzey modifikasyonu ile hücresel cevabı arttıracak şekilde geliştirilmiştir. Böylece biyouyumluluğu kanıtlanmış, kimyasal dayanıklılığı fazla olan ve mekanik açıdan aşınmaya karşı direnci çok yüksek olan bir biyomateryal üretilmiştir. Suda çözünürlüğü çok az olan PEEK materyalinin kullanılan diğer birçok materyale kıyasla alerjik reaksiyon gösterme oranı daha düşüktür (138).

PEEK materyali hem mum eliminasyon yöntemi ile ısı ve basınç altında döküm yapılarak hem de CAD/CAM sistemlerle freze edilerek üretilmektedir (139).

Üretimi sırasında laboratuvarında hazırlama basamağının daha kolay olması, frezleme cihazının maliyetleri göz önünde bulundurulduğunda seramikten ve titanyumdan daha ucuz olması avantajları arasındadır (140).

PEEK diş hekimliğinde sabit protezlerde altyapı materyali, hareketli protezlerde ana bağlayıcı, kroşe ve diğer komponentlerin yapımında, implant uygulamalarında implant materyali, geçici abutment ve implant destekli bar materyali olarak kullanılmaktadır (140-144).

2.11.1. PEEK’in protetik restorasyonlarda kullanımı

PEEK implant abutment’ları: 2016 yapılan bir çalışmada yüksek biyouyumluluğu göz önüne alındığında titanyum ile güçlendirilmiş PEEK abutment’ların konvansiyonel abutment’lara etkin bir alternatif olabilecekleri ve kemik seviyesi ile yumuşak dokunun stabil kalmasını sağlayacakları bildirilmiştir. PEEK materyaline titanyum ilave edilmesi PEEK abutment’ların mekanik direncini arttırırken aynı zamanda implant-abutment uyumluluğunu da arttırmaktadır (145).

PEEK abutment’lar üzerine uygulanan mekanik testler sonucunda titanyum abutment’lara benzer bulgular verdikleri gözlemlenmiştir. Ayrıca yapılan histolojik analizler sonucunda PEEK abutment’lerin kullanılmasıyla yumuşak doku ile daha uyumlu bir bağlantı sağlandığı gösterilmiştir (145).

Geleneksel abutment vidaları, titanyum ve titanyum alaşımlarından üretilmektedir. Bir PEEK üreticisi olan Juvora, abutment vidalarının 15 Ncm'lik bir kuvvet ile torklanması gerektiğini bildirmiştir. Geleneksel abutment vidasının bu değerden daha yüksek bir torkla, sıkıştırılması durumunda, young modülü 120 GPa olan vidanın yüksek rijitliği nedeniyle PEEK abutmentin plastik deformasyona uğramasına neden olabilmektedir (146). PEEK materyalinden üretilen vidalar, titanyum vidalarda vida kırığına sebep olan korozyona uğramamaktadır (147, 148). 2014 yılında yapılan bir çalışmaya göre, titanyum abutment vidalarına oranla PEEK abutment vidalarının kırılmaya karşı daha fazla dirençli olduğu bildirilmiştir (135). PEEK materyalinin biyouyumluluğu göz önünde bulundurarak, iyileşme başlıkları da PEEK'ten üretilmektedir (149).

PEEK'in hareketli bölümlü protezlerde kullanımı: Bölümlü iskelet protezler, parsiyel dişsiz hastalar için ucuz ve öngörülebilir bir tedavi seçeneği olup krom-kobalt materyalinden üretilirler. Metal kroşelerin görüntüsü, metal yapıdan dolayı protez ağırlığının artması, metalik tat varlığı ve metal alaşımlara karşı gelişen alerjik reaksiyonlar diş hekimlerini klinik uygulamada kullanılmak üzere başka materyallere yönlendirmiştir. Hareketli bölümlü protezlerde metal alaşımlar yerine alt yapı materyali olarak PEEK alternatif bir ürün olarak kullanılmaya başlanmıştır (13).

PEEK materyalinin beyaz rengi, geleneksel metal alt yapıların metalik rengine kıyasla daha estetik bir görüntü sağlamaktadır (13). Bu materyalin iskelet protezlerde kullanılmasının diğer avantajları ise alerjik reaksiyona neden olmaması, metalik tadının olmaması, yüksek cilalama kalitesi, düşük plak afinitesi ve iyi aşınma direncidir (150-152).

Tüm bu üstün özelliklerine rağmen yapılan bir çalışmada PEEK materyalinden üretilen kroşelerin, kobalt-krom (Co-Cr) kroşelere oranla daha düşük retantif kuvvete sahip olduğu görülmüştür (153).

PEEK materyali aynı zamanda çıkarılabilir obturatör protezlerin yapımında da kullanılmaktadır (154). Ancak PEEK obturatörlerin etkinliğini geleneksel akrilik protezlerle karşılaştırabilmek için daha fazla çalışma gerekmektedir (140).

PEEK'in sabit bölümlü protezlerde kullanımı: Tek eksenli sıkıştırma ve gerilim kuvvetleri karşısında deformasyonlara karşı koyabilen PEEK materyali, 1383 N'a kadar olan sıkıştırma kuvvetlerine dayanabilmektedir (plastik deformasyon yaklaşık 1200 N'den başlar). Yapılan bir çalışmada 7.4 mm²'lik konnektör çapı olan veneerlenmemiş 3 üyeli PEEK köprülerde, 1200 N' da deformasyon ve 1385 N' da ise konnektörde kırılma görülmüştür. Yapılan çalışmaların sonuçlarına göre, PEEK materyali molar bölgede oluşan 909 N' luk maksimum ısırma kuvvetine karşı koyabilecek dirence sahip olduğundan yüksek deformasyon ve kırılma dayanımı ile kron ve köprü gibi sabit protetik restorasyonlar için uygun bir alt yapı materyali olarak görülmektedir (143).

Diş hekimliği pratiğinde PEEK materyalinin protetik restorasyonların üretiminde kullanılma nedenlerinden bazıları aşağıda belirtilmiştir;

- Metal alt yapıya kıyasla daha hafif bir restorasyonlar yapma imkânı,
- Elastikiyet modülünün kemiğe yakın olması,
- Şok absorbsiyon özelliği,
- Metal alt yapısız restorasyonların üretilmesi imkânı sağlaması,
- Korozyona uğramaması,
- Düşük yorgunluk değerleri göstermesi (140).

2.12. Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri

Teknolojik alandaki hızlı gelişmeler giderek önem kazanan dijital diş hekimliği kavramını oluşturmuştur. Diş hekimliği alanında 1980'lerin başında kullanılmaya başlanan CAD/CAM teknikleri günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu teknoloji sayesinde tam seramik restorasyonların üretimi ve kullanımında hızlı bir artış görülmüştür (155).

CAD/CAM sistemleri diş hekimliğine ilk kez Dr. Duret tarafından tanıtılmıştır. 1971 yılında dayanak diştten ağız içi optik tarayıcı ile ölçü alarak kron üretmeye yönelik çalışmalara başlamış ve CAD/CAM sistemlerinin gelişmesinde önemli role sahip Sopha Sistemini geliştirmiştir (156).

İlk ticari CAD/CAM sistemi olan CEREC sisteminin geliştiricisi Dr. Moermann, bir ağız içi tarayıcı ile hazırlanan kavitenin doğrudan ölçüsünü almış ve ardından tasarımını yaparak seramik bir bloktan inley üretmiştir. Tüm bunları kompakt bir makine seti kullanarak hasta başında gerçekleştirmiştir. Bu sistemin ortaya çıkışı aynı gün seramik restorasyonlar üretilmesi sebebiyle oldukça yenilikçi bir gelişme olmakla birlikte bu sistemin tanıtılmasından sonra CAD/CAM terimi diş hekimliği alanında hızlıca yaygınlaşmaya başlamıştır (11, 156).

CAD/CAM sistemlerinin gelişmesine öncülük eden araştırmacılardan birisi de Dr. Andersson'dur. Titanyumun diş hekimliğinde kullanımı 1980'lerin başında yaygınlaşmaya başlamasına rağmen döküm işlemleri hassas ve zordu. Dr. Andersson kıvılcım erozyonu tekniği (spark erosion) ile titanyum kopingleri imal etmeye çalışmış ve kompozit veneer restorasyonların üretim süreci içine CAD/CAM teknolojisini dahil etmiştir. Bu sistem daha sonra tam seramik altyapıların üretimi için, bir ağ sistemine bağlı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir. Şu anda dünya genelinde birçok şirket bu üretim ağına bağlı sistemleri kullanmaktadır (99).

CAD / CAM sistemleri üç ana bölümden oluşur. İlk bölüm, restore edilecek alanın ve karşıt bölgesinin ölçüsünü alan bir ağız içi tarayıcı veya geleneksel yöntemle ölçü alınarak elde edilmiş bir alçı modelden sanal ölçü elde eden optik tarayıcı bir cihazdan oluşur. İkinci bölüm, restorasyonların tasarlanmasını ve üretim parametrelerinin belirlenmesini sağlayan bir yazılım programını içerir. Üçüncü bölüm ise restoratif bloğu kazıyarak restorasyonun üretilmesini sağlayan bir üretim cihazından oluşur (157).

2.12.1. CAD/CAM sistemlerinin avantajları

Birçok avantaja sahip olmakla birlikte CAD/CAM sistemleri; üretim basamaklarının otomatikleştirilmesini, daha kısa sürede daha kaliteli işler elde edilebilmesini sağlar. Geleneksel çok aşamalı üretim tekniğiyle üretilen indirekt restorasyonlarda oluşabilecek teknik hataların en aza indirgenmesi ve çapraz kontaminasyon tehlikelerini azaltma potansiyeline sahiptir (158).

CAD/CAM sistemleri ile tek bir seansta tedavi süreci tamamlandığı için hem hastalar hem de diş hekimleri açısından zamandan tasarruf sağlamaktadır. Bununla

beraber, fazladan ölçü ve geçici restorasyon ihtiyacını ortadan kaldırarak bu aşamalarda oluşabilecek klinik problemleri elimine etmekte ve az da olsa maliyet tasarrufu sağlamaktadır (159, 160).

CAD donanımı ve yazılımı teknolojisinden dental laboratuvarlar da faydalanmaktadır. Mum modeller, altyapılar ve restorasyonlar CAD/CAM sistemleri ile büyük bir doğrulukla dental laboratuvarda oluşturulabilir, ancak daha da önemlisi metal olmayan malzemelerde geleneksel yöntemle kıyasla daha fazla mukavemet elde edilebilir. Restorasyon materyalinden oluşturulan katı bloklar bilgisayar sistemi tarafından frezelenip şekillendirilerek tek üye ve köprü altyapıları üretilebilir, böylece döküm işlemleri sırasında oluşabilecek sorunlar ortadan kaldırılır. Bu altyapılar üzerine porselen veya benzeri estetik materyaller geleneksel metal altyapılarda olduğu gibi yığılarak restorasyonlar tamamlanabilir. Böylelikle daha dayanıklı ve estetik restorasyonlar elde edilebilir. Bu, laboratuvar teknisyenine olan ihtiyacı ortadan kaldırmaz ancak laboratuvarda bir kişiden alınan verimin arttırılmasına olanak sağlar (160).

2.12.2. CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları

CAD/CAM üretim sistemlerinin önemli dezavantajlarından biri ekipmanın yüksek maliyetidir. Sistemin maliyeti bireysel diş hekimleri için tüm sistemi satın alıp kendi uygulamalarında kullanmaya kalkıştıklarında hala önemli bir sınırlamadır. Sistemin bir diğer kısıtlaması ise personel eğitimidir. Bilgisayar destekli restoratif diş hekimliği ile başarılı sonuçlar alabilmek için iyi eğitim görmüş ve motive olmuş bir personel esastır. Derin subgingival marjine sahip dişlerin dijital ortama aktarılmasının zorluğu da sistemin bir diğer önemli dezavantajıdır. Bu gibi durumlarda geleneksel sabit protezlerde olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapılması gerekmektedir. Bunlara ek olarak, bitmiş restorasyonların renk uyumu sorunu yaşanabilmektedir. Bunun nedeni restorasyonların üretildiği blokların çoğunun monokromatik karakterde üretilmesidir. Bu durumu çözebilmek için son zamanlarda polikromatik blokların üretilmesine yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Fakat polikromatik blok konsepti tam olarak geliştirilinceye kadar normal diş renklerinin sağlanabilmesi için tek alternatif restorasyonların yüzeyine boyama yapılmasıdır (161).

2.13. Simantasyon

Simantasyon, üretilen restorasyon ile prepare edilen dişin birbirine bağlanması için yapılan klinik işleme denir. Simantasyon işlem basamakları ve kullanılan yapıştırma simanın özellikleri sabit protetik restorasyonların başarısını etkileyen faktörlerdendir. Simanlar, mikrosızıntı oluşumunu engelleyerek restorasyon ile doğal diş arasında oluşan bağlanmanın uzun ömürlü olmasını sağlamakla birlikte tedavi edilen dişin kuvvetlere karşı dayanıklılığını arttırarak restorasyonun veya dişin kırılmasını önlemede büyük önem taşımaktadır (55, 162).

Bir yapıştırma simanı, restorasyon-diş bağlantı yüzey alanlarını tamamen kaplayarak mikrosızıntıları engelleyen bir bariyer görevi görmeli ve kimyasal, mekanik veya bu bağlanma tiplerinin beraber olduğu bir bağlanma ile restorasyonu ve dişi bir arada tutarak bu bütünlüğü korumalıdır. Mikrosızıntı sorunları genellikle restorasyon ve diş arasındaki marjinal uyumsuzluktan kaynaklansa da kullanılan yapıştırma simanın yapısal özelliklerine bağlı olarak da oluşabilmektedir. Marjinal bölgede görülen açıklıklar ve uyumsuzluklar sekonder çürüklere, pulpa hassasiyetine, periodontal problemlere ve marjinal bölgede renklenmelere neden olarak estetik problemler yaratabilmektedir (163). Yapılan çalışmalarda simantasyon işlemindeki başarısızlıklara bağlı olarak oluşabilen retansiyon kaybının önemi vurgulanmış olup restorasyon-diş bağlantısında gelişen sorunların çözümü için bir çok farklı çalışma yapılmıştır (164, 165).

Simantasyon işleminde kullanılacak ideal siman;

- 1- Biyouyumlu olmalı, uygun viskoziteye ve film kalınlığına sahip olmalı,
- 2- Diş dokuları ve restorasyon materyali gibi farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı,
- 3- Yeterli sıkışma, gerilme ve kırılma dayanımı göstermeli,
- 4- Diş ve restorasyon arayüzünde ince bir film tabakası oluştururken kesme kuvvetlerine karşı yüksek direnç gösterebilmeli,
- 5- Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,

- 7- Ağız sıvılarında çözünme göstermemeli,
- 8- Çürük oluşumuna engel olma özelliği olmalı,
- 9- Klinik kullanımda yeterli sertleşme ve çalışma süresi sağlamalı,
- 10-Isısal galvanik akımların oluşumuna engel olarak izolasyonu sağlamalı (163, 166, 167).

Günümüzde 5 farklı siman, daimî simantasyon amacıyla kullanılmaktadır;

- 1.Çinko fosfat simanlar
- 2.Çinko polikarboksilat simanlar
- 3.Cam iyonomer simanlar
- 4.Hibrid cam iyonomer simanlar
- 5.Rezin simanlar (168).

20. yy'ın başlarında yapıştırma simanı olarak çinkofosfat, çinko oksit-ojenol ve silikat simanlar diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Bu siman materyallerine karşı gelişen histopatolojik durumlar, restorasyon-diş ara yüzeyinde meydana gelen mikrosızıntı nedeniyle bakteri kolonizasyonlarının oluşması ve restorasyonlarda görülen restansiyon kaybı gibi nedenlerden dolayı diş dokuları ile daha iyi bağlantı sağlayan yeni siman materyallerinin üretilmesi ihtiyacı doğmuştur. Bu ihtiyaçlar doğrultusunda önce çinko polikarboksilat ve daha sonra da cam iyonomer simanlar geliştirilerek kullanılmaya başlanmıştır. Ancak estetik restorasyonlarda görülen başarısızlıklar, konvansiyonel simanların yerini günümüzde rezin simanlara bırakmasına yol açmıştır (169).

1950'li yılların başlarında geliştirilmiş olmasına rağmen rezin esaslı yapıştırma simanları ,yüksek toksisiteleri nedeniyle rutin kullanıma girememiştir, ancak son 15 yılda yapılan çalışmalar ile farklı tekniklerle polimerize olabilen BIS-GMA (bisfenol-a glisidil dimetakrilat) ve diğer dimetakrilat monomer içeriği olan yapıştırma simanları kullanıma sunulmuştur (170).

Çalışmamızda incelendiğimiz güncel protetik estetik materyaller ile hazırlanan endokron restorasyonların simantasyonları sadece adeziv sistemlerle gerçekleştirildiği için daha çok kompozit rezin simanlar irdelenecektir.

2.13.2. Kompozit rezin simanlar

Diş hekimliği içinde önemli bir yere sahip olan rezin simanlar, rezin bağlantılı sabit protezlerin, postların, inleylerin, onleylerin, kronların, porselen veneerlerin, ortodontik braketlerin ve periodontal splintlerin simantasyonunda kullanılmaktadır (171). Üretilmeye başlandıktan sonra kompozit rezin simanlar; pulpa irritasyonuna neden olması, polimerizasyon büzülmesine uğraması sonucu mikrosızıntıya neden olabilmesi, film kalınlığının fazla olması ve manipülasyonunun kolay olmaması gibi nedenlerle pek fazla tercih edilmemiştir (172).

Tam seramik sistemlerin kullanımlarının artmasıyla, bağlayıcı sistemler ile kompozit rezin esaslı simanlar üzerinde daha fazla çalışma yapılarak özellikleri geliştirilmiştir. Geleneksel simanlar ile karşılaştırıldıklarında kompozit rezin simanlarda daha az mikrosızıntı görülmesi ve daha uzun klinik başarıya sahip olmaları son zamanlarda daha fazla tercih edilmelerine neden olmuştur (173).

Kompozit rezin simanlarda, rezin matriksi oluşturan monomer tipi, kullanılan doldurucu partiküllerin tipi ve oranı, ayrıca uygulanan polimerizasyon yöntemi rezin simanın mekanik özelliklerini değiştirebilmektedir (174).

Diş hekimliğinde kullanılan adeziv rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre 3 gruba ayrılırlar.

1. Kimyasal Olarak Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları (Otopolimerizan): İki komponentten oluşan bu simanların baz kısmı benzoil peroksit içerirken katalizör kısmı ise organik amin içermektedir. Bu iki komponentin uygun oranlarda karıştırılması ile polimerizasyon reaksiyonu başlar.

Kimyasal reaksiyon ile polimerize olan adeziv simanların içeriğinde varolan tersiyer aromatik aminlerin zamanla ağız içerisindeki sıvılar ile kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renkleşmesi görülmektedir, bu nedenle renk stabiliteleri kötüdür. Ayrıca baz ve katalizör komponentlerinin karıştırılması ile porozite oluşması ve yeterli

Çalışma süresinin olmaması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu simanlar daha çok postların, metal altyapılı sabit protezlerin ve opak altyapıya sahip tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır (174).

2. Işık ile Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları: Tek komponentli sistemlerdir. Polimerizasyonları halojen ışık, lazer, plazma ark veya LED ışık kaynakları ile sağlanmaktadır. Bu sistemlerde, sertleşme reaksiyonunun başlamasını ışığa duyarlılığı olan kamforokinon, sertleşme reaksiyonunun hızlanmasını ise alifatik amin maddesi sağlar. Ayrıca, içerisinde bulunan düşük vizkoziteli, doldurucu içermeyen BIS-GMA, simanın asitlenerek pürüzlendirilen porselen yüzeyini ıslatabilmesini ve penetrasyonun oluşabilmesini sağlamaktadır (175).

Amin renkleşmesinin etkisini önlemek amacıyla kimyasal olarak sertleşen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarına alternatif olarak üretilmişlerdir. Renk stabiliteilerinin olması, sertleşmelerinin kontrol edilebilmesi ve çalışma zamanlarının uzun olması bu simanların avantajlarındanır (176).

Işık ile polimerizasyonu; ışık kaynağının kompozit rezin materyaline olan mesafesi, ışık kaynağının türü ve ışık yoğunluğu gibi birden fazla faktör etkilemektedir. Bu simanlar genellikle seramik ortodontik braketlerin ve kalınlığı ışık geçişine izin veren translusent özellikte tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır. En önemli dezavantajları, kalın ve ışık geçirgenliği az olan tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanıldığında her yerde eşit oranda polimerizasyon gerekleştirememeleridir (174).

3. Kimyasal ve Işık ile Sertleşen Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları: Işık ile polimerize olan sistemlerin etkinliğinin, seramik kalınlığının fazla olduğu restorasyonlarda ışık geçişinin sağlanamaması nedeniyle azalması ve her bölgede eşit polimerizasyonun gerçekleşememesi nedeniyle geliştirilmiştir. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan bu sistemler (dual sistemler) baz ve katalizör olmak üzere iki ayrı komponentten oluşmakta olup baz kısmında bulunan kamforokinon ışıkla polimerizasyonu başlatırken katalizör kısmında bulunan amin-peroksit kimyasal polimerizasyonu başlatmaktadır. Amin-peroksit reaksiyonu yavaş ilerleyerek simanın

erken sertleşmesini engellemekte ve restorasyon yerleştirildikten sonra fazla siman artıklarının kolay bir şekilde uzaklaştırılmasına imkan vermektedir (174).

Işık aracılığıyla başlatılan polimerizasyon, kimyasal reaksiyon ile yavaş bir şekilde devam eder ve polimerizasyonun tamamlanması yaklaşık 24 saat sürmektedir. Dual polimerize olan rezin simanlar; estetik açıdan restore edilen diş dokusunun rengini yansıtacak ve restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde translusent yapıya sahiptirler. Konvansiyonel simanlara göre çok daha dikkatli ve hassas bir çalışma gerektirirler. Ayrıca film kalınlığı daha fazla olup simantasyon sırasında taşkın siman artıklarının temizlenmesi zordur (177). Sadece kimyasal olarak polimerize olan simanlarla karşılaştırıldıklarında çalışma zamanının yeterli olması ve ışık ile polimerize olan simanlarla karşılaştırıldıklarında ise derin ve ışığın ulaşamadığı bölgelerde polimerize olabilmeleri bu tür simanların en önemli iki avantajıdır. Ayrıca yüksek dayanıklılığa sahip olup, ağız ortamında düşük çözünürlük gösterirler. Tutuculuk ve direncin yeterince sağlanamadığı olgularda başarıyla kullanılırlar (177).

Dual polimerize olan rezin simanlar, tam seramik kron/köprü protezlerinin, alümina içerikli tam seramik sistemleri veya ışık geçirgenliği yetersiz olan zirkonya gibi protetik materyaller ile üretilen inley, onley ve kron/köprü protezlerinin, adeziv kron-köprü protezlerinin ve fiber postların simantasyonunda kullanılırlar (178).

2.14. Yaşlandırma Yöntemi

Protetik materyaller klinik kullanım ile sürekli farklı tükürük akışı, ısı ve pH değişimleri gibi birçok değişkene maruz kalmaktadırlar. Bu nedenle yapay yaşlandırma yöntemleri, klinik koşulları daha iyi taklit edebilmek için in vitro çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Kullanımı en yaygın olan yaşlandırma yöntemleri; termal siklus (ısı döngüsü), okluzal yükleme, suda bekletme ve NaOCl solüsyonunda bekletme yöntemleridir (179).

Termal siklus yöntemi, diş hekimliği alanındaki in vitro çalışmalarda uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Bu yöntem ile protetik materyaller, in vivo ortamın termik, biyolojik ve fizyolojik durumunu taklit eden döngüsel bir sıcak-soğuk su banyosuna maruz bırakılarak klinik kullanım ile oluşacak yaşlanmanın taklit edilmesi

amaçlanmıştır. Bu yöntem ile materyallerin in vivo dayanımı, in vitro bir test yöntemi ile öngörülmektedir (180).

Termal siklus yönteminin ilk etkisi; sıcak su ile arayüz bileşenlerinin su alımını, hidrolizini, yıkım ürünlerinin ya da tam polimerize olmamış rezin oligomerlerin ortaya çıkışını hızlandırmaktır. İkinci etkisi ise restoratif materyal ile diş dokusu termal genleşme katsayısı farklılığına bağlı olarak diş ve biyomateryal arasında tekrarlayan genleşme ve büzülme stresleri oluşturmaktır (181).

Araştırmacılar arasında bu yaşlandırma yöntemi için döngü sayısı ve bekletme süreleri hakkında fikir birliğine varılamamıştır (182). Termal siklus işlemindeki sıcaklık değeri restorasyonun doğal ortamda karşılaşacağı ısı değişiklikleri ile doğrudan ilişkilidir (181). Termal döngü testleri en düşük sıcaklık 5°C ve en yüksek sıcaklık 55°C aralığında, yaklaşık 30 sn bekletme süresi ile gerçekleştirilmektedir. Kesin bilgi olmamakla beraber ağız içerisindeki döngü sayısının günde 20-50 arasında olabileceği düşünülmüş ve 10000 döngünün 1 yıla tekabül edebileceği bildirilmiştir (182, 183).

Yaşlandırma cihazları otomatik olarak haftada 7 gün, günde 24 saat termal döngünün uygulanmasına imkan sağlamaktadır (184). Bu cihazlar sayesinde diş ortamda uzun zaman içinde oluşacak hasarlar kısa sürede oluşturulabilir. Renk değişimi, matlaşma, direnç kaybı, çatlak oluşumu, oksidasyon ve su emilimi bu hasar tipleri arasında sayılabilir (185).

2.15. Mekanik Testler

Dental materyallerin klinik kullanımından önce mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için birçok test yöntemi kullanılmaktadır. Gerçekleştirilen biyomekanik test ve analizlerle ısırma kuvveti, dayanıklılık, sekonder çürük oluşturma ihtimali gibi birçok değişken, in vitro çalışmalarla belirlenerek materyalin in vivo kullanılabilirliğini değerlendirmede yardımcı olmaktadır (186).

Mekanik testlerin gerçekleştirildiği yükleme koşulları; döngüsel, dinamik yada statik olabilir (186). Uygulanan bu testlerin en büyük avantajları, tek değişkenin etkisinin incelenebilme kolaylığı ve hızlı sonuç alınmasıdır (187). Materyallere

uygulanan mekanik test yöntemleri; basma, bükme, çekme ve makaslama testleridir. Bu test yöntemlerinin birçok avantajı ve limitasyonu olmasının yanı sıra hangi test yönteminin kullanılması gerektiği hakkında henüz ortak bir görüş bulunmamaktadır (186).

2.15.1. Kırılma dayanımı testi

Kırılma testleri, dişlerin anatomik yapısına uygun olarak üretilen restorasyonların, klinik uygulamalarda kullanımına karar vermede oldukça önemlidir.

Dayanıklılık; materyalde kırılma ya da plastik deformasyon oluşturmak için gerekli olan maksimum stres olarak tanımlanmaktadır (171). Diş ve restoratif materyal arasında meydana gelen gerilimler sonucu kırılmalar oluşmaktadır. Gerilimler çekme gerilimi (tensile stress), makaslama gerilimi (shear stress) ve sıkışma gerilimi (compressive stress) adı altında 3 grupta toplanır. Çekme gerilimi, germek ya da kütleyi uzatmak isteyen bir yükün oluşturduğu deformasyona karşı koyan kuvvete denmektedir. Makaslama gerilimi bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya ya da çevirme hareketine karşı meydana gelen gerilimdir. Sıkışma gerilimi ise kütlenin kendisini kısaltmaya zorlayan ya da sıkıştırmaya çalışan bir yüke karşı koyan iç kuvvetlerin oluşturduğu gerilimdir (138).

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan cismin kırılma anındaki oluşan gerilim miktarı ile ifade edilmektedir. Kırılma dayanımı testinde örneklere (köprü, kron, inley) uygulanan yük arttırıldığında materyal tamamı ile başarısızlığa uğrayana kadar görülen ilk çatlak genişlemeye devam eder. Başarısızlığın ortaya çıktığı nokta, kritik stres yoğunluk faktörü olarak tanımlanır (188). Bu deney yöntemiyle in vitro çalışmalarla desteklenip kabul görmüş materyaller ile yeni protetik materyallerin performansı karşılaştırılabilir ve materyalin in vivo kullanılabilirliği değerlendirilebilir (189).

Çalışmamızın amacı endodontik tedavi uygulanmış aşırı madde kaybı olan dişlerde iki farklı materyal kullanılarak CAD/CAM tekniği ile hazırlanan farklı kavite derinliklerine sahip endokron restorasyonların basma dayanımı dirençlerinin karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi,

- 1) CAD/CAM sistemi ile üretilen lityum disilikat endokronlar ile polietereeterketon (PEEK) endokronlar arasında kırılma dayanıklılığı açısından fark olmadığı,
- 2) İntrakoronal derinliğin materyalin kırılma direncini etkilemediğidir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma; Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenen DİŞ.19.011 numaralı destek projesi ile temin edilen sarf malzemeler kullanılarak Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda, Erciyes Üniversitesi ve Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yürütülmüştür.

Bu araştırma için Dicle Üniversitesi Yerel Etik Kurulu'ndan 19 Temmuz 2019 tarihli toplantıda 2019/37 protokol numaralı etik kurul onayı alınmıştır (Bkz. Ek.2).

Çalışmamızda iki farklı restoratif materyal kullanılarak CAD/CAM tekniği ile hazırlanan farklı kavite derinliklerine sahip endokron restorasyonların basma dayanımı dirençleri karşılaştırılıp yorumlanmıştır. Çalışmamızda kullanılan materyaller Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller.

Materyal	Üretici Firma	İçerik
IPS e.max CAD (Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, diğer oksitler, renk oksitleri
PEEK Optima/Juvora	Juvora Ltd. Thornton Cleveleys, Lancastershire , İngiltere	Doldurucuz saf PEEK
Super-Bond C&B	Sun Medikal Company, Kyoto, Japonya	MMA, 4-META, TBB, PMMA
Super-Bond Universal Seramik Primer	Sun Medikal Company, Kyoto, Japonya	Metakrilik monomer, silan bağlayıcı ajan
Sülfirik asit	Bıtr Kimya, Türkiye	Saf %98 sülfirik asit

Çalışmamızın akış şeması Şekil 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3.1: Çalışmamızın akış şeması

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmamızda protetik veya periodontal sebeplerle çekilmiş, çürüksüz 40 adet mandibular birinci molar diş kullanıldı. Dişler arasından meziodistal-bukkolingual boyutları ve kök uzunlukları birbirine benzer olan dişler seçildi.

Çalışmamızda dişlerin seçilme kriterleri; sağlam olmaları, çatlak veya kırık içermemeleri, çürük ya da eski bir restorasyon bulundurmamaları olarak belirlendi (Resim 3.1).

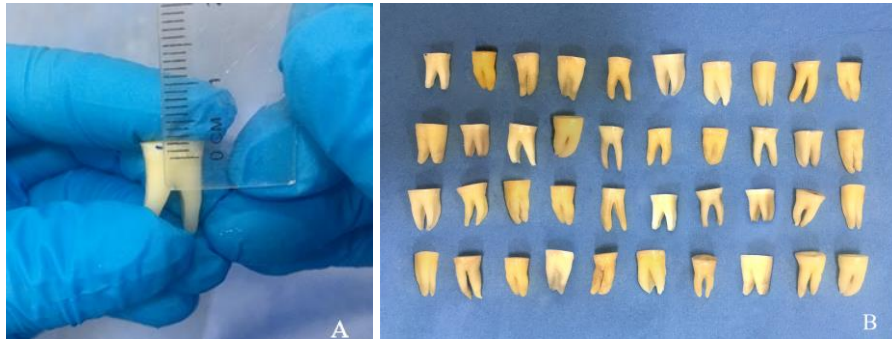


Resim 3.1: Çalışma için toplanan molar dişlerin görünümü.

Dişler dezenfeksiyon için %10'luk formol solüsyonunda 24 saat bekletildi ve daha sonra akan su altında formol yıkandı. El aletleri (periodontal küret) ile dişlerin üzerindeki eklentiler mekanik olarak uzaklaştırıldı. Dişlere düşük hızda mikromotor kullanılarak beyaz polisaj lastiği ile polisaj işlemi uygulandı. Seçilmiş olan 40 adet diş işlem görene kadar 37 °C distile suda bekletildi. Haftada bir kez dişlerin bekletildiği distile su yenilendi.

3.2. Dişlere Kanal Tedavilerinin Uygulanması ve Endokron Preparasyonu

Dişlerin kronları, oklüzal yüzeye paralel olarak mine sement birleşiminin 2 mm üstünden su soğutması altında ve düşük hızda çalışan elmas frez (SH 393 190; DR.HOPF, GmbH&Co.KG, Germany) ile kesildikten sonra kök kanal tedavisine geçildi (Resim 3.2).



Resim 3.2: A: Oklüzal yüzey ile mine- sement sınırı mesafesinin ölçümü. B: Oklüzal yüzeyleri kesilen dişlerin genel görünümü.

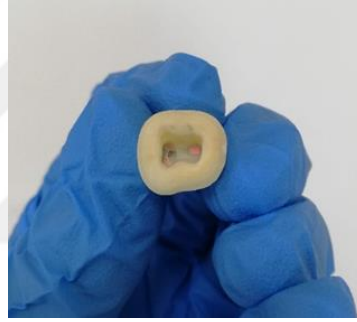
İlk olarak endodontik giriş kavitesi su soğutması altında fissür elmas frez (MS Rounded Edged Cylinder Bur (835R-012-4), Diatech, Heerbrugg, Switzerland) kullanılarak açıldı. Daha sonra tirnerf (Mani Inc., Tochigi, Japan) ile pulpa dokuları uzaklaştırıldı. Çalışma boyunun belirlenmesi için 15 numaralı K tipi eğelerle foramen apikaleden 1 mm kısa olacak şekilde kanal içerisine yerleştirilip radyografiler alındı. Çalışma boyu belirlenen örneklerle, step back tekniği kullanılarak K tipi kanal eğesi ile kanal preparasyonu yapıldı. Kanal genişletme işlemine fizyolojik foramendeki apikal daralmada sıkışan en ince kanal aleti ile başlandı. Çalışma uzunluğunu tespit etmek için kullanılan ilk eğeden en az üç numara büyük eğeye kadar kanal genişletme işlemi yapıldı. Apikal bölgede en son kullanılan aletten (MAF) bir numara büyük eğe ile belirlenen çalışma uzunluğundan 1 mm kısa olacak şekilde kanallara girildi ve genişletme yapıldı. Bir sonraki eğeye geçildiğinde bir önceki eğeden 1 mm eksilterek genişletmeye devam edildi. Her bir kanal aleti ile genişletme işlemi tamamlandıktan sonra çalışma uzunluğunda kullanılan eğe ile tekrar şekillendirme yapıldı. Her eğe kullanımından sonra %2,5 luk 2 ml sodyum hipoklorit (NaOCl, Endosolve HP, Imicryl, Konya, Turkey) ile irrigasyon yapıldı. Kök kanal şekillendirmesi tamamlandığında son yıkamada smear tabakasının uzaklaştırılması için kök kanalları sırasıyla 3 ml %17 lik etilendiamin tetraasetik asit (EDTA, Vista Dental Products, Racine, WI, USA) ile 1 dakika boyunca irrigate edildi. EDTA'yı takiben yine 3 ml %2,5 luk NaOCl ile yıkama yapıldı. En son bu yıkama ajanlarının etkisini ortadan kaldırmak için tüm kök kanalları 5 ml distile su ile irrigate edildi. Kök kanalları, kâğıt koniler (Diadent Diadent Group International, Chongchong Buk Do, South Korea) ile kurutulduktan sonra, AH 26 (Dentsply, De Trey, Konstanz, Germany) kök kanal dolgu patı ve kök kanalının şekillendirilmesinde kullanılan son eğe ile uyumlu ana kon (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) kullanılarak dolduruldu. Kök kanalları 25 numaralı spreader (Mani Inc., Tochigi, Japan) ile kontrol edilerek gerekli durumlarda 20 numaralı konvansiyonel gütaperka konları (Diadent Diadent Group International, Chongchong Buk Do, South Korea) kullanılarak lateral kondenzasyon yapıldı.

Kök kanal dolgusunun kontrolü için her örnekten kanal tedavisini takiben bukkolingual yönde radyografiler alındı (Resim 3.3).



Resim 3.3: Kök kanal tedavisi uygulanan dişlerin radyografik görüntüsü.

Dişlerin kök kanal tedavileri tamamlandıktan sonra kanal patı artıkları alkol yardımıyla temizlendi. Preparasyon aşamasında çelik rond frez (A52367-Hager & Meisinger GmbH, Germany) yardımıyla kanal ağzlarından gutaperka konları 1 mm derinlik elde edilene kadar uzaklaştırıldı (Resim 3.4).



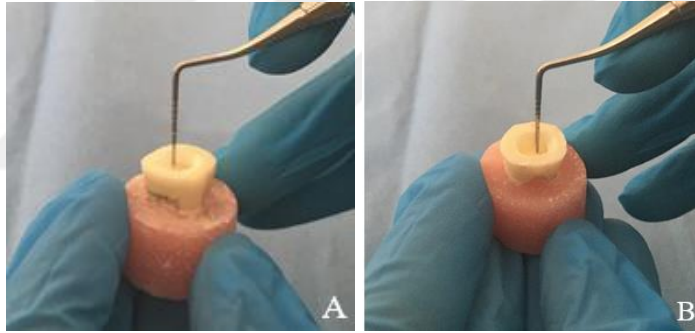
Resim 3.4: Kök kanal tedavisi sonrası oklüzalden pulpa odasının görünümü.

Kanal ağzları ve pulpa odası tabanı santral retansiyon kavitesinin oluşturulması için akışkan kompozit materyali ile şekillendirildi. Bu işlem için tek aşamalı self etch adeziv sistem olan Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kök kanal girişleri ve kanal ağzı dentinine 20 sn boyunca uygulandı, düşük hava basıncı ile 5 sn kurutularak inceltildi ve 10 sn boyunca ışık cihazı (Elipar S10, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv uygulandıktan sonra kanal ağzlarına ve pulpa odasına ince bir tabaka akışkan kompozit Filtek Ultimate Flowable Restorative (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) uygulandı ve 20 sn ışık uygulaması ile polimerizasyonu tamamlandı (Resim3.5).



Resim 3.5: Kavite tabanına uygulanan kompozit materyali ve santral retansiyon kavitesinin oklüzalden görünümü.

Pulpa odası tabanının düz ve santral retansiyon kavite derinliğinin 20 örnekte 2 mm, 20 örnekte ise 4 mm olması sağlandı. Kavite preparasyonu tamamlanan örnekler arasında standardizasyonu sağlamak için periodontal sond kullanılarak tüm kavite derinlikleri ölçüldü (Resim 3.6).



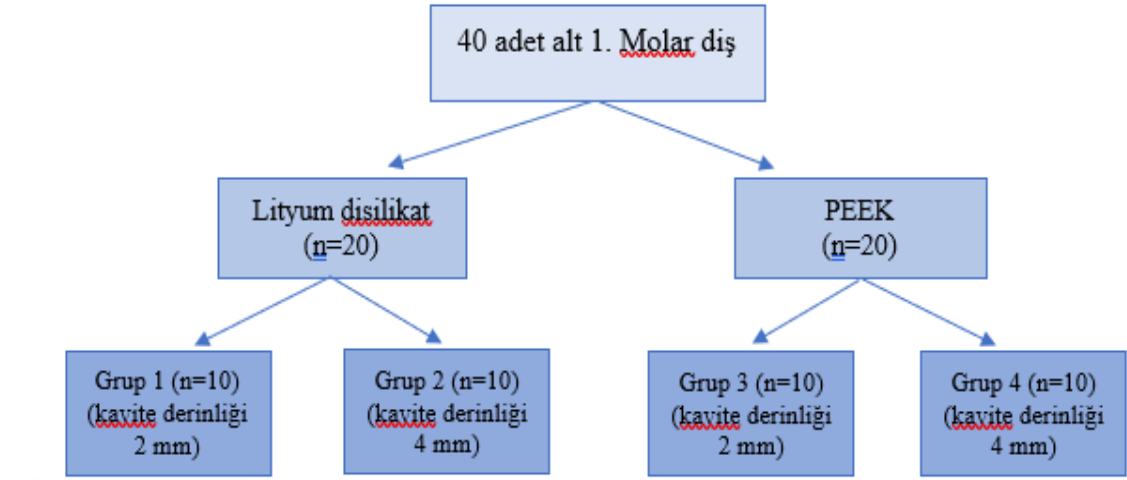
Resim 3.6: Periodontal sond ile santral kavite derinliğinin ölçümü (A: 2 mm kavite derinliği ölçümü, B: 4 mm kavite derinliği ölçümü).

Marjin preparasyonunda butt marjin tasarımı kullanıldı. Kavite taban açıları yuvarlak sonlanan paslanmaz elmas frez yardımıyla 8-10° olacak şekilde hazırlandı. Pulpa odasındaki undercutlar uzaklaştırıldı, keskin kenar ve köşeler yuvarlatılarak preparasyon tamamlandı.

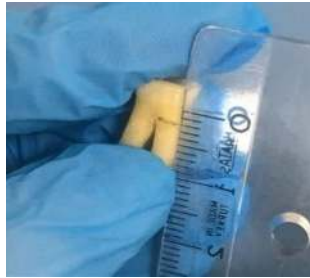
3.3. Örneklerin Gruplandırılması

Preparasyonu tamamlanan örnekler, kullanılacak restoratif materyale göre her grupta 20 adet olacak şekilde rastgele iki gruba ayrıldı. Ayrıca her grup santral retansiyon kavite derinliği 2 mm (n = 10) ve 4 mm (n = 10) olan iki gruba ayrılarak toplam 4 grup oluşturuldu (Tablo 3.2).

Tablo 3.2: Örneklerin gruplandırılması.



Tüm örnekler, pvc borunun (1,2 cm uzunluğunda) kesilmesiyle elde edilen yuvarlak kalıplar vasıtasıyla hızlı polimerize olan akrilik rezin (Paladent RR, Heraeus Kulzer GmbH&Co., Hanau, Germany) (Seri No: 15092-1) içerisine köklerin uzun eksenleri yere dik gelecek ve mine-sement sınırının 2 mm altında olacak şekilde gömüldü (Resim 3.7- Resim 3.8). Akrilik rezinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, örnekler ölçü aşamasına kadar distile suda saklandı.



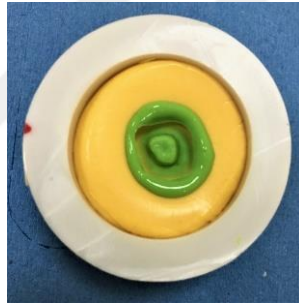
Resim 3.7: Kökleri akrilik rezine gömülecek dişlerin sınırlarının belirlenmesi.



Resim 3.8: Akrilik rezine gömülen örneklerin oklüzalden görünümü.

3.4. Örneklerin Ölçülerinin Alınması

Preparasyonu tamamlanan ve akrilik rezine gömülen örneklerin ölçüleri plastik boru yardımıyla polivinil siloksan (Elite HD, ZhermackSpA, İtalya) ölçü maddesi kullanılarak tek aşamalı ölçü tekniği ile elde edildi (Resim 3.9). Ölçülerin polimerizasyon süreleri üretici talimatlarına bağlı alınarak belirlendi.



Resim 3.9: Elde edilen ölçünün yakın görünümü.

Elde edilen her ölçünün niteliği değerlendirilerek ölçüde yırtılma, ayrılma, boşluk, hava kabarcığı gibi problemler varsa o ölçüler yenilendi. Çalışmada kullanılan tüm örneklerin görüntüsü Resim 3.10’da gösterilmiştir. Ölçü alma işlemi aynı uygulayıcı tarafından gerçekleştirilmiştir.

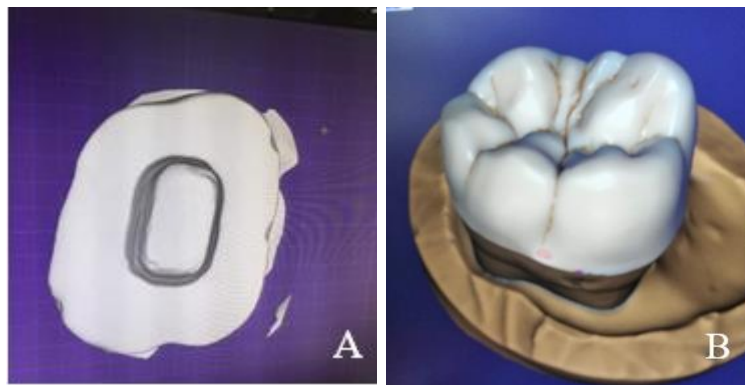


Resim 3.10: Tüm örneklerin ölçülerinin görünümü.

3.5. Restorasyonların Laboratuvar Ortamında Üretilmesi

Çalışmamızda CAD/CAM tekniği kullanılarak hazırlanan endokronların tasarımı ve üretimi Setdent Diş Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Tek aşamalı, çift karıştırma ölçü yöntemi kullanılarak elde edilen ölçülere Tip 4 sert alçı (Hera Moldastone CN, Kulzer GmbH, Germany) dökülerek örneklerin alçı modelleri elde edildi. Elde edilen alçı model extra oral tarayıcı (DOF full HD, Güney Kore) ile taranarak veriler dijital ortama aktarıldı. Üretilcek restorasyonun bitim sınırları, dijital ortama aktarılan verilerin sisteme ait bilgisayar yazılımı aracılığıyla çizilmiş olup belirlenen parametrelere göre üretilcek endokron restorasyonlar tasarlandı (Resim 3.11). Siman aralığı 30 µm olarak seçildi.



Resim 3.11: A: Dijital ölçünün alınması. B: Restorasyonun dijital ortamda tasarımı.

Alt birinci molar dişlerin standart kron boyları göz önünde bulundurularak mine-sement sınırından itibaren restorasyonların en yüksek tüberkül tepesine kadar

olan mesafedeki kron boylarının standardizasyonu sağlandı. Bunun için prepare edilen dişlerin pulpal duvar bitiş sınırı ile restorasyonların en yüksek tüberkül tepesine kadar olan mesafe 5.5 mm olarak tasarlandı (Resim 3.12).



Resim 3.12: Restorasyon uzunluğunun belirlenmesi.

Tasarımı tamamlanan restorasyonlar kullanılacak protetik materyale göre aşağıdaki gibi üretildi;

Lityum disilikat endokron restorasyonlar, CAD/CAM sistemi kullanılarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik içeren IPS e.max CAD bloklardan, intrakoronal uzantıları 2 mm (n=10) ve 4 mm (n=10) olarak hazırlandı (Resim 3.13).



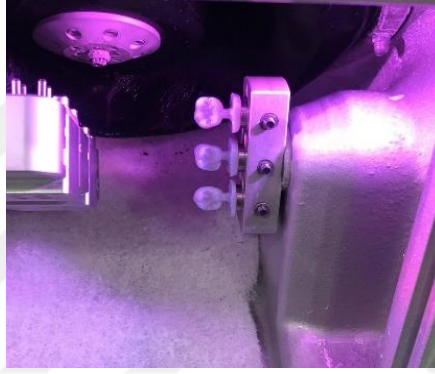
Resim 3.13: IPS e.max CAD bloklar.

PEEK endokron restorasyonlar, CAD/CAM sistemi kullanılarak polietereeterketon içelikli PEEK Juvora CAD bloklardan, intrakoronal uzantıları 2 mm (n=10) ve 4 mm (n=10) olarak hazırlandı (Resim 3.14).



Resim 3.14: PEEK CAD bloklar.

Elde edilen veriler CAD/CAM sisteminin aşındırma ünitesine aktarılarak seçilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blokları (IPS emax CAD, Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) üzerinde dizayn edilen endokronların üretimine geçildi ve her bir bloktan bir adet endokron elde edildi (Resim 3.15).



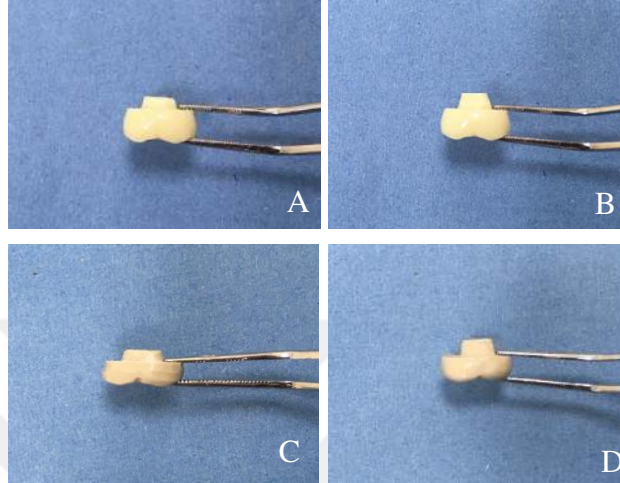
Resim 3.15: IPS e.max CAD blokların kazıma işlemi ile restorasyonların üretimi.

Elde edilen veriler CAD/CAM sisteminin aşındırma ünitesine aktarılarak seçilen PEEK bloğu üzerinde tasarlanan endokronların üretimi için aşındırma işlemlerine geçildi. Restorasyonlar bilgisayar ortamında dizayn edilmiş olup bir bloktan 20 adet endokron elde edildi (Resim 3.16).



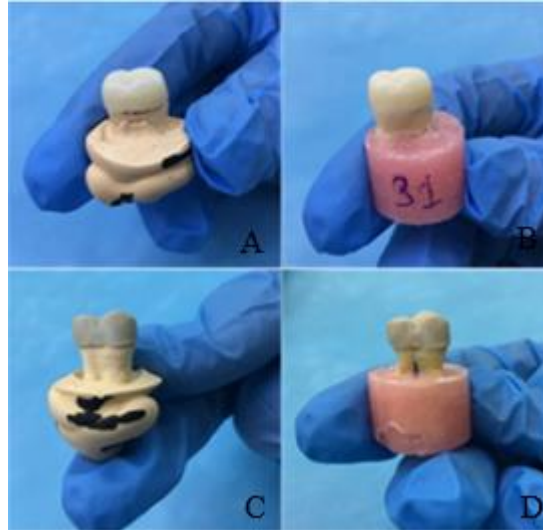
Resim 3.16: A: PEEK blok üzerinde endokron tasarımı. B: PEEK blok üzerinde kazıma sonrası hazırlanan endokron restorasyonların görünümü.

Böylelikle farklı kavite derinliklerine sahip örneklerden iki farklı protetik materyal ile aynı okluzal yüzeye ve siman aralığına sahip standart endokron restorasyonlar elde edilmesi amaçlandı. Resim 3.17’de çalışmada kullanılan örneklerin özelliği gösterilmiştir.



Resim 3.17: A: 2 mm lityum disilikat endokron restorasyon Grup 1. B: 4 mm lityum disilikat endokron restorasyon Grup 2. C: 2 mm PEEK endokron restorasyon Grup 3. D: 4 mm PEEK endokron restorasyon Grup 4.

CAD/CAM sistemi ile üretilen endokron restorasyonların alçı model ve ölçüsü alınan diş ile marjinal uyumları kontrol edildi (Resim 3.18).



Resim 3.18: Restorasyon uyumlarının kontrol edilmesi. A-B: Lityum disilikat endokronların model ve örnek diş üzerinde kontrolü. C-D: PEEK endokronların model ve örnek diş üzerinde kontrolü.

3.6. Restorasyonların Simantasyonu

Hazırlanan restorasyonların tamamı kimyasal polimerize olan Super-Bond C&B (Sun Medikal Company, Kyoto, Japonya) rezin siman ile simante edildi (Resim 3.19)



Resim 3.19: Simantasyonda kullanılan siman setinin görünümü.

Diş Yüzeylerinin Hazırlanması: Simantasyonu yapılacak diş yüzeyindeki atık ve lekeler parlatma fırçası ve pomza kullanılarak temizlendi (Resim 3.20). Diş yüzeyinden pomza artıklarının uzaklaştırılması için örnekler iyice yıkanıp kurutuldu.



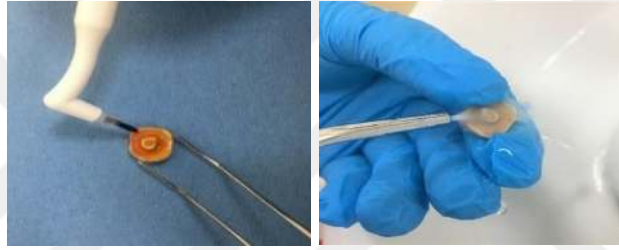
Resim 3.20: Diş yüzeyinin pomza ile temizlenmesi.

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda mine yüzeyine 60 sn, dentin yüzeyine 10 sn süreyle siman setinde bulunan Yeşil Aktivatör (%10 sitrik asit, %3 demir klorit) (Super-Bond C&B Sun Medikal Company, Kyoto, Japonya) uygulandı. Uygulama süresinin ardından örnekler iyice yıkanıp kurutuldu (Resim 3.21).



Resim 3.21: Diş yüzeyine yeşil aktivatör uygulanması.

Restorasyon Yüzey Hazırlığı: Yüzey hazırlıkları materyale göre uygulanmış olup; PEEK endokronların simantasyon yüzeyleri 60 sn %98'lik sülfirik asit ile pürüzlendirildikten sonra 60 sn süre ile yıkanarak hava spreyi ile kurutuldu (Resim 3.22).



Resim 3.22: Peek endokronların sülfirik asit ile pürüzlendirilmesi ve yıkanması.

Lityum disilikat endokronların yüzeyindeki artık maddelerin temizlenmesi için üretici firmanın talimatları doğrultusunda siman setinde yer alan Kırmızı Aktivatör (%65 fosforik asit) (Super-Bond C&B Sun Medikal Company, Kyoto, Japonya) uygulandı (Resim 3.23).



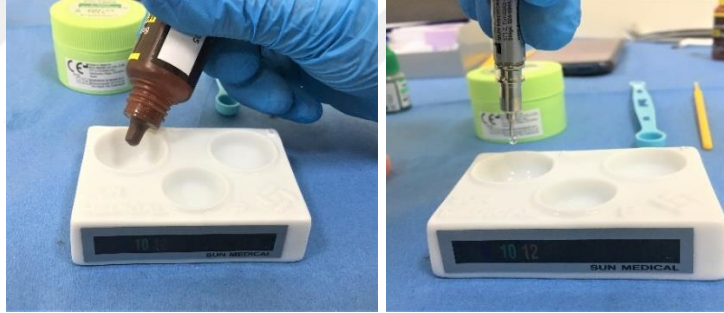
Resim 3.23: Lityum disilikat endokronlara kırmızı aktivatör uygulanması.

Temizlenen lityum disilikat restorasyon yüzeylerine Seramik Primer (Super-Bond Universal Seramik Primer, Sun Medikal Company, Kyoto, Japan) uygulanmasının ardından hafifçe kurutuldu (Resim 3.24).



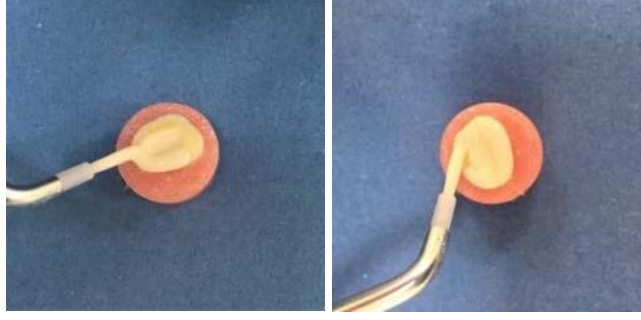
Resim 3.24: Lityum disilikat endokron restorasyonlara uygulanan seramik primer.

Rezin Siman Uygulaması: Siman setinde bulunan uygulama talimatları doğrultusunda, karıştırma godesinin sıcaklığı 12 °C ayarlandıktan sonra 4 damla monomer ve 1 damla katalizör V karıştırılarak elde edilen aktif likit simante edilecek diş ve restorasyon yüzeylerine uygulandı (Resim 3.25).



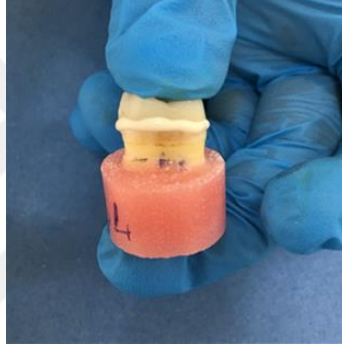
Resim 3.25: Aktif likitin hazırlanması.

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda polimer tozu hazırlanan aktif likitin içerisine siman setinde bulunan ölçü kaşığının küçük tarafı ile 1 kaşık eklenerek karıştırıldı. Talimatlar doğrultusunda tümünden karıştırma (bulk mix) tekniği ile hazırlandı. Hazırlanan siman; siman setinde bulunan karıştırma fırçası yardımı ile santral retansiyon kavitesi dahil olacak şekilde dişin tüm yüzeyine uygulandı (Resim 3.26).



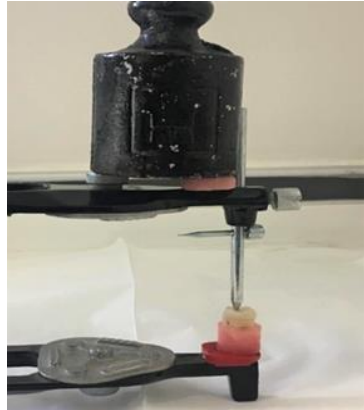
Resim 3.26: Hazırlanan siman karışımının diş yüzeyine uygulanması.

Siman uygulamasından sonra restorasyon diş yüzeyine yerleştirilerek taşkın siman artıkları, siman setinde bulunan fırça ve sond yardımıyla temizlendi (Resim 3.27).



Resim 3.27: Restorasyonun simante edilmesi.

Simantasyonu tamamlanan örnekler siman sertleşene kadar, dişin uzun eksenine paralel olacak ve restorasyonun santral fossasına oturacak şekilde hazırlanan mekanizma ile 1 kilogramlık yük altında 10 dakika bekletildi (Resim 3.28).



Resim 3.28: Simantasyonu tamamlanan örneğin yük altında bekletilmesi.

Aynı prosedürler izlenerek bütün restorasyonların simantasyonu tamamlandı (Resim 3.29).



Resim 3.29: Simantasyonu tamamlanmış örneklerin görünümü.

3.7. Termal Siklus İşlemi

Simantasyonu tamamlanan tüm örnekler, 24 saat 37°C distile suda bekletildi. Daha sonra tüm örnekler termal siklus cihazında (JULABO GmbH, Seelbach/Almanya) 5°C ve 55°C’de 5000 devir termal yaşlandırma işlemi yapıldı. Cihaz bu işlem süresince, dişler her su tankında 20 sn, bir su tankından diğerine geçiş sırasında ise 5 sn bekletilecek şekilde ayarlandı (Resim 3.30).

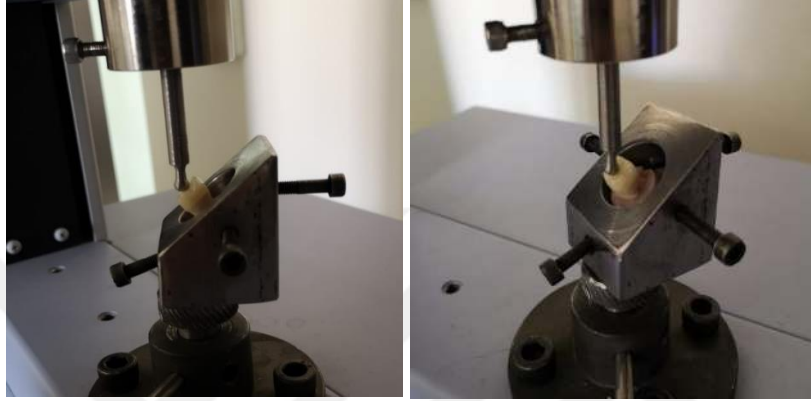


Resim 3.30: Örneklere termal siklus uygulanması.

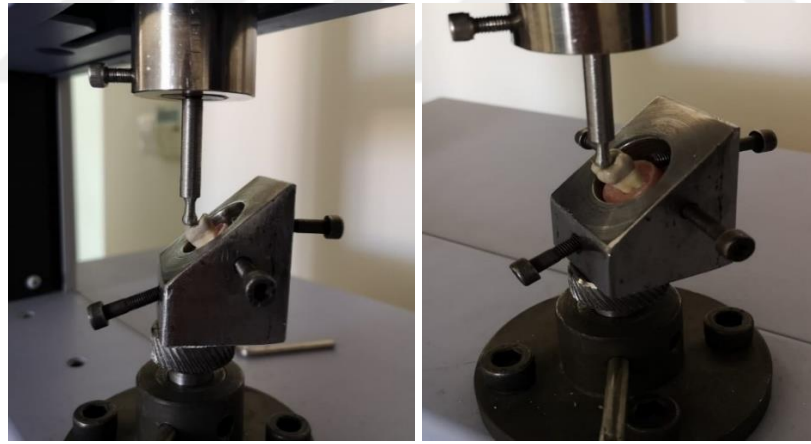
3.8. Basma Kuvvetinin Uygulanması

Termal yaşlandırma işleminden sonra tüm örnekler Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı’nda universal test cihazı

(Schimadzu, IG-IS Kyoto, Japonya) kullanılarak basma testi uygulandı. Dişlerin cihazdaki açısı 45° olacak şekilde ayarlanarak, beş milimetre çapında küre şeklindeki çelik uç, restorasyonların bukkal tüberküllerine gelecek şekilde örnekler yerleştirildi. Örnekler üniwersal test cihazı basma kuvveti 0,5 mm/dk kafa hızıyla yükleme uygulanarak, kırılmaya sebep olan basma kuvveti değeri Newton (N) olarak kaydedildi (Resim: 3.31-3.32).



Resim 3.31: Lityum disilikat örneklerin test cihazına yerleştirilmesi.



Resim 3.32: PEEK örneklerin test cihazına yerleştirilmesi.

3.8.1. Kırılma Tipi Analizi

Kırılan tüm örneklerin kırılma tipleri incelendi. Örnekler ışık kaynağı altında stereomikroskop ile incelenerek kırılma tipleri 4 grup altında toplandı (15). Buna göre;

Tip 1: Restorasyonda ya da dişte kırık olmadan adeziv başarısızlık.

Tip 2: Sadece restorasyonda oluşan kırık.

Tip 3: Mine-sement birleşiminin üzerinde oluşan diş ve restorasyon kırığı.

Tip 4: Mine-sement birleşiminin altında oluşan diş ve restorasyon kırığı.

Mine-sement birleşiminin üzerindeki kırıklar ‘Restore Edilebilir Kırık’ olarak sınıflandırılırken; mine-sement birleşiminin altında olan kırıklar ise ‘Restore Edilemez Kırık’ olarak sınıflandırıldı.

3.9. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS Statistics Version 21 paket programı ile analiz edildi.

Çalışmaya ilişkin değişkenler için betimleyici istatistikler belirtildi.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayılarına göre Kolmogorov Smirnov veya Shapiro Wilk’s’ den yararlanılarak normallik testi sonuçları incelendi. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanıldı; $p < 0,05$ olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği belirtildi.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi durumunda grup düzeylerine göre Mann Whitney U ve Kruskal Wallis H Testinden yararlanıldı. Anlamlı farklılık görülmesi durumunda Post-hoc testleri yardımıyla anlamlı farklılık görülen gruplar tespit edildi.

Nominal değişkenlerin grupları arasındaki ilişkiler incelenirken Ki Kare analizi uygulandı. 2*2 tablolarda gözelerdeki beklenen değerlerin yeterli hacme sahip olmaması durumunda Fisher’s exact testi kullanıldı, R*C tablolarda ise Monte Carlo simülasyonu yardımıyla Pearson Ki Kare Analizi uygulandı.

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

4. BULGULAR

Çalışmamızda iki farklı materyal kullanılarak üretilen endokron örneklerin Universal test cihazında oblik kuvvet altında kırılma dayanımından elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi.

4.1. Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Kırılma dayanımı verilerinin istatistiksel analizi sonucu elde edilen ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.1, Tablo 4.2, Tablo 4.3 ve Tablo 4.4'te; kırılma dayanımları Şekil 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Kırılma değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılık

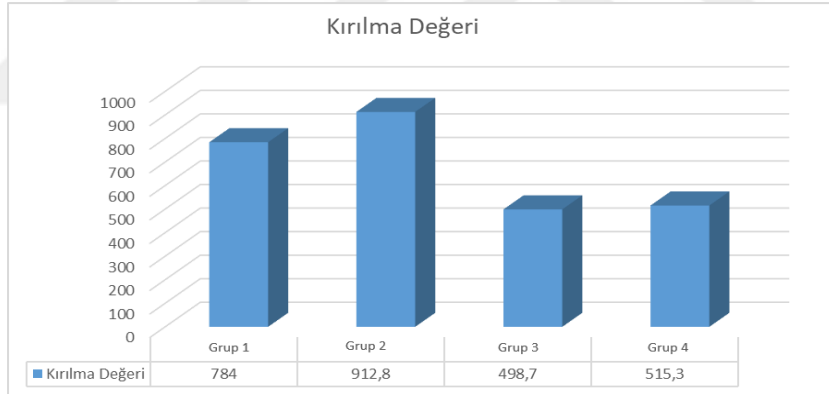
	Kırılma Değeri						Mann Whitney U Testi		
	n	Mean	Median	Min	Max	Ss	Mean Rank	Z	P
Lityum Disilikat Endokronlar	20	848,4	843,5	690	996	90,34	30,5	-5,41	0,001
Polietereterketon Endokronlar	20	507	500,5	369	634	90,85	10,5		
Toplam	40	677,7	662	369	996	194,63			

Kırılma değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Polietereterketon endokronlar grubunun kırılma değeri ($507 \pm 90,85$ N), lityum disilikat endokronlar grubunun kırılma değerine ($848,4 \pm 90,34$ N) göre düşüktür.

Tablo 4.2: Kırılma değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılık

	Kırılma Değeri						Kruskal Wallis H Testi		
	N	Mean	Median	Min	Max	Ss	Mean Rank	H	P
Grup 1	10	784	783	690	886	57,95	26	32,297	0,001
Grup 2	10	912,8	903,5	840	996	68,22	35		
Grup 3	10	498,7	500,5	369	618	92,61	9,85		
Grup 4	10	515,3	505,5	398	634	93,24	11,15		
Toplam	40	677,7	662	369	996	194,63	Grup 1-Grup 3 Grup 2-Grup 3 Grup 1-Grup 4 Grup 2-Grup 4		

Kavite derinliğine göre kırılma değerleri bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0,05$). Grup 2 endokronların kırılma değeri ($912,8 \pm 68,22$ N), Grup 1 ($784 \pm 57,95$ N), Grup 3 ($498,7 \pm 92,61$ N) ve Grup 4 endokronların ($515,3 \pm 93,24$ N) kırılma değerlerine göre yüksektir.



Şekil 4.1: Grupların kırılma dayanıklılık değerleri

Tablo 4.3: Kırılma değerleri bakımından lityum disilikat grupları arasındaki farklılık

		Kırılma Değeri						Mann Whitney U Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	Ss	Mean Rank	Z	P
LD	Grup 1	10	784	783	690	886	57,95	6	-3,402	0,001
	Grup 2	10	912,8	903,5	840	996	68,22	15		
	Toplam	20	848,4	843,5	690	996	90,34			

Kırılma değerleri bakımından lityum disilikat grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Grup 1 endokronların kırılma değeri ($784\pm57,95$ N), Grup 2 endokronların kırılma değerine ($912,8\pm68,22$ N) göre düşüktür.

Tablo 4.4: Kırılma değerleri bakımından PEEK grupları arasındaki farklılık

		Kırılma Değeri						Mann Whitney U Testi		
		N	Mean	Median	Min	Max	ss	Mean Rank	Z	P
PEEK	Grup 3	10	498,7	500,5	369	618	92,61	9,85	-0,492	0,623
	Grup 4	10	515,3	505,5	398	634	93,24	11,15		
	Toplam	20	507	500,5	369	634	90,85			

Kırılma değerleri bakımından Grup 3 ve Grup 4 arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

4.2. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular

Kırılma dayanıklılığı testinden sonra incelenen örneklerin kavite derinliği ile kırık tipleri arasındaki ilişkinin istatistiksel karşılaştırması Tablo 4.5'te, kırık modları Resim 4.1 ve Resim 4.2'de sunulmuştur. Kırılma tiplerinin yüzdelik değerleri Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te gösterilmiştir.

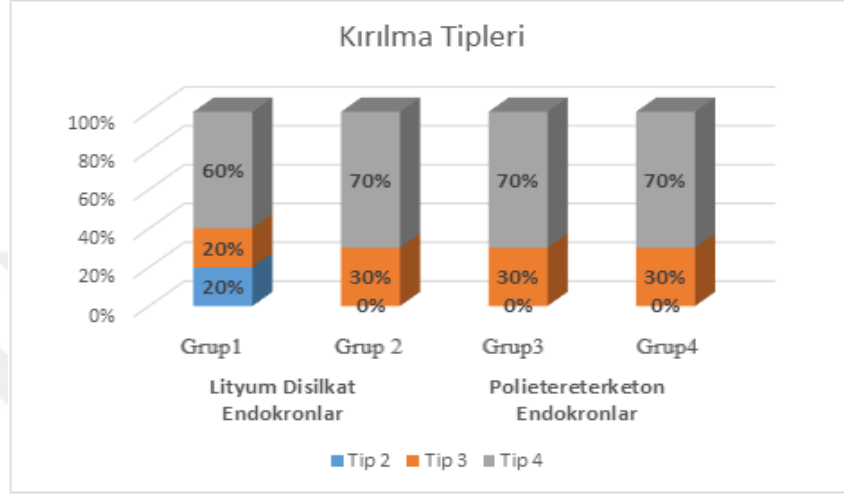
Tablo 4.5: Kavite derinlikleri ile kırılma tipleri arasındaki ilişki

		Grup 1		Grup 2		Grup 3		Grup 4		Total 2 mm		Total 4 mm		Ki Kare Testi	
		N	%	n	%	N	%	n	%	n	%	n	%	Ki Kare	P
Kırılma Tipi	Tip 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	*	0,411
	Tip 2	2	20	0	0	0	0	0	0	2	10	0	0		
	Tip 3	2	20	3	30	3	30	3	30	5	25	6	30		
	Tip 4	6	60	7	70	7	70	7	70	13	65	14	70		
	Toplam	10	100	10	100	10	100	10	100	20	100	20	100		

Kavite derinlikleri ile kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$). Elde edilen bulgular doğrultusunda 27 örnekte tip 4 kırık

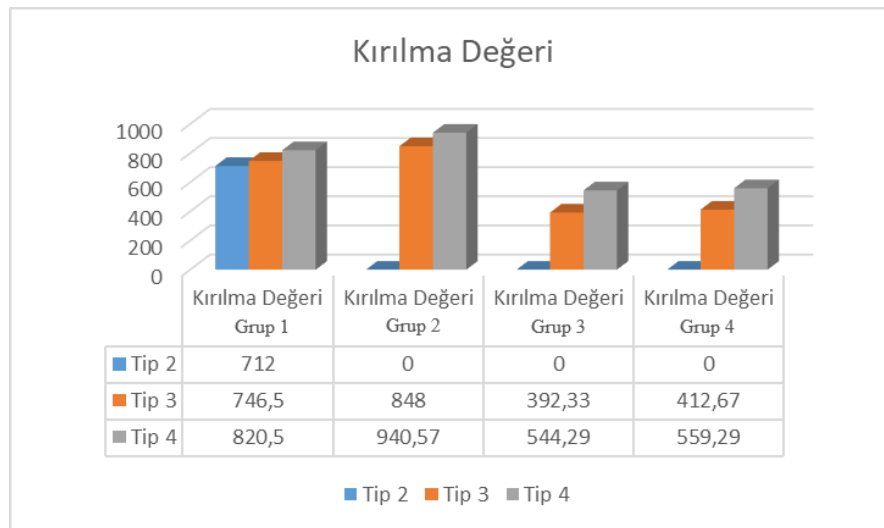
(tamir edilemez), 11 örnekte tip 3 kırık (tamir edilebilir), 2 örnekte tip 2 kırık (tamir edilebilir) gözlenmiş olup tip 1 kırık hiçbir örnekte gözlenmemiştir.

Kavite derinliği 2 mm olan lityum disilikat örneklerin %60'ında, 4 mm olan lityum disilikat örneklerin %70'inde, 2 mm olan PEEK örneklerin %70'inde ve 4 mm olan PEEK örneklerin %70'inde tip 4 kırık gözlenmiştir.



Şekil 4.2: Kavite derinliklerine göre kırılma tipleri grafiği

Lityum disilikat ve PEEK gruplarının hiçbirinde tip 1 (restorasyonda ya da dişte kırık olmadan adeziv başarısızlık) kırılma gözlenmezken, tip 2 (sadece restorasyonda oluşan kırık) kırılma ise sadece 2 mm kavite derinliğine sahip lityum disilikat endokronlarda 2 örnekte gözlenmiştir.

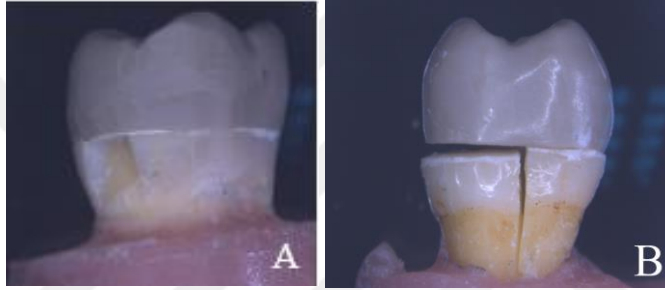


Şekil 4.3: Materyal, derinlik ve kırılma tiplerine göre kırılma değerleri grafiği



Resim 4.2: Lityum disilikat örneklerin steriomikroskopta izlenen kırılma tipleri.

A: Tip 2: Sadece restorasyonda oluşan kırık. B: Tip 3: Mine-sement birleşiminin üzerinde oluşan diş ve restorasyon kırığı. C: Tip 4: Mine-sement birleşiminin altında oluşan kırık diş ve restorasyon kırığı.



Resim 4.3: PEEK örneklerin steriomikroskopta izlenen kırılma tipleri.

A: Tip 3: Mine-sement birleşiminin üzerinde oluşan diş ve restorasyon kırığı.
B: Tip 4: Mine-sement birleşiminin altında oluşan kırık diş ve restorasyon kırığı.

5. TARTIŞMA

Endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma dayanımları, dentinin dehidrate olması veya endodontik işlemler sonrası uğradığı fiziksel değişikliklerden çok çürük, geniş kavite preparasyonu, pulpa ve kök dentin dokusunun uzaklaştırılması gibi nedenlerle azalmaktadır (190). Sağlıklı dişler genellikle çarpma, düşme veya kaza gibi dışarıdan gelen travmatik bir etkenden dolayı kırılırken, kanal tedavili dişler normal fonksiyonel kuvvetler altında da kırılabilmektedir (191). Kanal tedavili dişlerde fazla miktarda madde kaybı oluşması nedeniyle vital dişlere oranla daha fazla biyomekanik başarısızlık görüldüğünden bu dişlerde uygulanacak restorasyon ve kullanılacak materyal tipi büyük önem taşımaktadır (28).

Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonlarında, fiziksel özellikleri dentin dokusuna benzer olan post ve kor yapısı üzerine ferrule etkisinin oluşturulduğu kron restorasyonu uygulaması geleneksel olarak en çok tercih edilen yöntemlerden birisidir. Post uygulamalarının esas amacı, aşırı koronal doku kaybı olan dişlerde kor yapıyı oluşturmaktır (192). Ancak postların kullanımı ile klinik başarı elde edilse de fazla miktarda sağlıklı kök dentin dokusu kaybına neden olmaları en önemli dezavantajlarıdır. Ayrıca post yerleştirilmesi sırasında kökte perforasyon ve kırık oluşma riski vardır (69). Post uygulamalarındaki adeziv başarısızlık, post kırığı ve ikincil çürük diğer başarısızlık nedenleri arasında sayılmaktadır (5). Bu başarısızlıklar protetik restorasyon öncesi post ve kor uygulamasının gerekliliğini sorgulanır hale getirmiştir. Bu nedenle aşırı madde kaybı olan dişlerde kalan diş yapısının bütünlüğüne zarar vermeyen ve daha estetik sonuçlar elde edilebilen endokron restorasyonlar gündeme gelmiştir (66).

Endokron restorasyonlar, endodontik tedavili dişlerde pulpa odası içerisindeki retansiyon kavitesinden destek alan monoblok bir kron yapısından oluşan protetik bir tedavi seçeneğidir (193). Endokronların pulpa odası duvarları ile makroretansiyondan, adeziv simantasyon ile de mikroretansiyondan yararlanması, endokronları post ile uygulanan sistemlerden farklı bir konuma almaktadır (15, 67). Bu nedenle Dietschi ve

ark. endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonu için endokronları “altın standart” olarak tanımlamıştır (60).

Literatürde post-kor sistemleri gibi homojen olmayan, farklı elastisite modülüne sahip materyaller arasındaki ara yüz bölgelerinde stres birikiminin daha fazla olduğu bildirilmektedir. Bu bölgeler protetik sistemlerde en zayıf alanı oluşturmaktadır. Endokron gibi monoblok yapıdan oluşan restorasyonlarda ara yüz bölgeleri olmadığından bu bölgelere bağlı başarısızlıkların da ortadan kalkması bu restorasyonların avantajlarından (194). Ayrıca postun uygulanamayacağı kısa, kıvrımlı veya kalsifiye köklü dişlerde uygulanabilmesi avantaj sağlamaktadır. Endokron restorasyonlardaki supragingival marjinlerin varlığı plak kontrolünü sağlarken, klinik muayeneyi de kolaylaştırmaktadır. Hem konservatif oluşu hem de kısa sürede üretilibilmeleri gibi avantajları da bulunan endokron restorasyonlar, günümüzde hekimlerin öncelikli tedavi seçeneği olmaya başlamıştır (76). Güncel bir uygulama olması sebebiyle bu in vitro çalışmada, aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerin protetik restorasyonu için endokron restorasyonlar kullanılmıştır.

Endokronların kırılma dayanımları ile ilgili yapılan bir sistematik derleme ve meta analiz çalışmasında, endokron restorasyonların, post uygulaması, direkt kompozit rezin restorasyonlar veya inley/onley gibi geleneksel tedavi seçeneklerinden daha iyi olduğu belirtilmiştir (66). Marcia ve ark. tarafından 2017 yılında hazırlanan 10 yıllık retrospektif bir çalışmada, endokronların bruksizm gibi oklüzal risk faktörlerinin varlığında bile aşırı madde kaybı olan molar ve premolar dişlerde güvenilir bir tedavi seçeneği olduğu bildirilmiştir (195). Yapılan az sayıdaki klinik çalışmalarda da endokronların yüksek başarı oranlarına sahip olduğu bildirilmiştir (67, 196, 197). Biacchi ve ark.’nın 2012 yılında yaptıkları in vitro çalışmada endokronlar ve fiber post ile güçlendirilmiş geleneksel kronlar arasındaki kırılma direnci karşılaştırılmış ve endokronların daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (76). 2019 yılında Rayyan ve ark.’nın, kron boyları uzatılmış alt molar dişlerde yaptıkları bir in vitro araştırmada endokron ile post-kor sistemlerinin kırılma dirençleri karşılaştırılmış ve endokronların geleneksel kronlara göre daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (198). Post kor ve endokronların karşılaştırıldığı bir SESA (Sonlu Elemanlar Analizi) çalışmasında, endokronların dentin üzerinde daha düşük stres yoğunluğu meydana

getirdiği bildirilmiştir (72). Endokron restorasyonların geleneksel restorasyon sistemleriyle karşılaştırıldığında başarısının daha iyi olması, geleneksel kronlarda ferrulenin sağlam mine ve dentin kaybına yol açmasına, buna karşılık endokron restorasyonların ferrulesiz yapılmasına, endokronların oklüzal kalınlığının 3-7 mm olmasına karşılık geleneksel kronlarda oklüzal kalınlığın sadece 1,5-2 mm olmasına bağlanmaktadır (7, 199).

Protetik restorasyonların yapımında amaç, uygulanan materyallerin uzun dönem ağızda kalmasını sağlamak olduğundan dişin sağlam kalma oranı, materyallerin klinik ömrü ve biyomekanik özellikleri önemlidir (200, 201). Bu nedenle dental materyaller klinisyenlerin kullanımına sunulmadan önce in vitro veya in vivo çalışmalarla test edilmektedir. İn vivo testler en güvenilir testler olmalarına rağmen pahalı olmaları, deney sürelerinin uzun olması, hastaların ve dişlerin standardize edilememesi, uyulması gereken etik ve yasal kurallar bu testlerin uygulanmasını karmaşık hale getirmektedir. İn vitro deneylerin tekrarlanabilir, kontrol edilebilir oluşu ve in vivo deneylere göre daha ucuz olması, bu testlerin daha çok tercih edilmelerine neden olmaktadır (202). Bir malzemenin veya tekniğin araştırıldığı durumlarda daha çok in vitro testlerin tercih edilmesi nedeniyle çalışmamız in vitro koşullarda yapılmıştır.

İN vitro çalışmalarda sığır dişi, insan dişi veya rezin dişler örnek olarak kullanılabilir. Sığır dişleri dayanıklılık, elastisite modülü ve restoratif materyallerle bağlantısının iyi olması ile insan dişleriyle benzer özellik gösterirken, insan dişlerinden çok daha büyüktür. Resin dişler ise standardizasyon açısından büyük kolaylık sağlarken özellikleri ve bağlayıcı ajanlara olan bağlantısı klinik koşulları taklit edememektedir (203). Araştırmalarda insan dişlerinin kullanılması, mekanik özellikler ve boyut bakımından geniş bir varyasyon göstermeleri ve standardizasyonlarının zor olması nedeniyle büyük bir dezavantaj yaratmaktadır. Ancak insan dişlerinin heterojen bir yapıya sahip olması ve tüm dişlerde bu durumun varlığı, anatomik değişkenliğinin bir sonucudur ve klinik gerçeği yansıtmaktadır (204). El-Damanhoury ve ark. farklı CAD/CAM blokları kullanarak üretilen endokronların kırılma dayanıklılığını ve mikrosızıntısını inceledikleri çalışmalarında kullandıkları sağlam insan dişlerinin benzer boyut ve şekillerde olmasına dikkat etmişlerdir (15). Ayrıca in vitro çalışmalarda elastik özellikleri ve restoratif

materyallere bağlantısının iyi olması nedeniyle klinik koşulları daha iyi yansıttığı için insan dişlerinin kullanımı önerilmektedir (205). Bu nedenle çalışmamız çekilmiş insan dişleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Endokronların kırılma dayanıklılığının değerlendirildiği birçok in vitro çalışmada dişlerin ebatları, hangi çeneye ait oldukları ya da premolar-molar olmaları önem arz etmektedir. Endokronlar aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili kesici dişlerin, premolar dişlerin ve molar dişlerin restorasyonunda kullanılabilmektedir (87, 206-210). Ancak Bindl ve ark. premolar ve molar dişlere uyguladıkları 208 endokron restorasyonun performansını değerlendirdiği bir klinik çalışmada, premolar dişlerdeki endokron restorasyonların molar dişlerdeki endokron restorasyonlara oranla daha fazla başarısız olduğunu bildirmişlerdir (211). Bunun premolar dişlerde adezyon için gerekli yüzey alanının molarlara göre daha az olmasından ve prepare edilen diş yüzeyinin tüm kron boyuna oranla daha fazla olması nedeniyle daha fazla kaldırma kuvveti etkisi oluşmasından kaynaklandığı düşünülmüştür. Bu nedenle bazı araştırmacılar endokronların endikasyonlarının molar dişlerle sınırlandırılması gerektiğini bildirmişlerdir (81). Molar dişlerin endokron restorasyonlarda daha başarılı sonuçlar vermesi nedeniyle çalışmamızda 40 adet alt daimî birinci molar diş kullanılmıştır.

Saklama koşulları da standardizasyon bakımından önemli bir yer teşkil eder. Literatüre bakıldığında dişlerin dezenfeksiyonunda formol, kloramin, %3'lük sodyum hipoklorit ve timol gibi çeşitli solüsyonlar kullanılmıştır (212, 213). Formol dişlerin dezenfeksiyonunda etkili olmasına rağmen dişlerin uzun süre saklanması tavsiye edilmemiştir (214). Çalışmamızda, 24 saat formol solüsyonu ile dezenfeksiyonun ardından dişler deneyler başlayana kadar distile suda bekletilmiştir.

Temel olarak, endokron restorasyonlar için hazırlık prensipleri belirsizdir (72, 193, 206, 215). Klinik kullanım için daha çok araştırmaya ve çalışmaya ihtiyaç vardır. Çalışmamız sırasında, kapsamlı bir literatür araştırması yapıldığında, endokron restorasyonlar için kavite derinliği ile ilgili kısıtlı verilere ulaşılmaktadır. Einhorn ve ark'nın 2017 yılında yaptıkları çalışmada, endokron preparasyon parametrelerinin restorasyonun performansını etkilediği bildirilmiştir (81). Bu çalışmada tüberküllerde 2-3 mm arası aşındırma, marjin sınırlarının 90° ile butt join bitirilmesi, pulpa odasının okluzo-servikal iç konikliğinin 6°'lik açı ile oluşturulması, akışkan rezin kompozit ile

düz pulpal taban oluşturulması ve mümkünse supragingival marjin formu yapılması önerilmektedir.

Endokron restorasyonların merkezi retansiyon kavitesinin derinliği kesin olarak tanımlanmamıştır. Pisis molar endokronların kavite derinliğinin 5 mm olması gerektiğini savunmuş, Bindl ve Mörmann ise kavite derinliğinin standardize edilemediğini ve 1-4 mm arasında değiştiğini belirtmişlerdir (67, 68). Gaintantzopoulou ve El-Damanhoury yaptıkları çalışmada, alt molar dişlerde 2 mm kavite derinliğine sahip endokronlar ile 2 mm kavite derinliğine ek olarak 1 mm'lik ve 2 mm'lik kanal içi uzantılara sahip endokronların internal uyumlarını mikro-BT ile inceleyerek kavite derinliği artıkça internal ve marjinal uyumun bozulduğunu belirtmişlerdir (216). Bu çalışmanın dışında molar dişlerde 2 mm derinlikte merkezi retansiyon kavitesi hazırlanarak yapılan çalışmalar da mevcuttur (81, 217). Marjin preparasyon tasarımının mikrosızıntıya etkisinin incelendiği bir çalışmada shoulder bitiş tasarımının butt marjin tasarımına göre daha fazla marjinal uyumsuzluk ve mikrosızıntıya neden olduğu gösterilmiştir. Bu durumun nedeninin shoulder bitiş tasarımında siman kaçış yolunun uzaması olduğu bildirilmiştir (218). Çalışmamızda endokron preparasyonları gerçekleştirilen molar dişlerin santral retansiyon kaviteleri 2 mm ve 4 mm olarak hazırlanmış, bitiş marjinlerinde butt marjin tasarımı kullanılmıştır. Standardizasyonun sağlanması için işlem tek bir kişi tarafından gerçekleştirilmiştir.

Endokron restorasyonlarda oklüzal kalınlığın, geleneksel kron restorasyonlarından fazla olması kırılma dayanıklılığını önemli ölçüde etkilemektedir. Bununla ilgili yapılmış bir çalışmada 5,5 mm oklüzal kalınlığa sahip endokron restorasyonların; 1,5 mm oklüzal kalınlığa sahip olan klasik preparasyonla üretilmiş kronlardan iki kat daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu rapor edilmiştir (77). Endokron restorasyonların seramik oklüzal kalınlıkları genellikle 3-7 mm arasında değişmektedir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda; sağlam bir molar dişin mine sement sınırından itibaren klinik kron boyunun 7,5 mm olması referans alınarak, endokronların servikal band kısmından santral fossaya kadar olan restorasyon kalınlıkları 5,5 mm olarak tasarlanmıştır.

Teknolojik alandaki hızlı gelişmeler ile restorasyonların üretiminde tedavi süresinin kısalmasını sağlayan CAD/CAM sistemlerinin kullanımı yaygınlaşmıştır. CAD/CAM teknolojisi ile birlikte teknik hatalar minimuma indirilir ve restorasyonların üretimi kısa bir sürede tamamlanır (219-221). CAD/CAM sistemler geliştirilirken planlanan temel hedefler; biyouyumluluk, estetik ve fonksiyon açısından yeni geliştirilmiş yüksek kaliteli materyallerden hazır bloklar kullanılarak restorasyonların üretilmesi, restorasyonların şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ve üretim maliyetinin düşürülmesidir. Aşındırma tekniği ile kullanılan materyallerin hazır bloklar halinde fabrikasyon olarak temin edilmesi, yapım aşamasında materyalin mekanik ve estetik özelliklerini etkileyebilecek hataları ortadan kaldırmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda hazırladığımız endokronlar CAD/CAM teknolojisiyle üretilmiştir.

CAD/CAM sistemiyle endokron üretiminde birçok materyal kullanılmaktadır. Bu materyallerden biri olan lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerde %70 oranında lityum disilikat kristalleri bulunmaktadır. Seramik yapısında çok yönlü dağılım gösteren ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan bu kristaller materyal içerisinde oluşan çatlağın sürekli olarak sapmasına neden olur ve yeni yüzey alanı yaratılmasını sağlar. Bu güçlendirici mekanizma, materyalin yüksek kırılma dayanımını açıklamaktadır (222). Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklerin partikül dolduruculu rezin materyallere göre daha iyi mekanik (eğilme direnci, sertlik, dayanıklılık) ve optik (translüsensi, opaklık, yüzey parlaklığı) özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir (223). IPS e.max CAD, günümüzde tek seansta uygulanabilecek indirekt restorasyonlar için mevcut en iyi restoratif materyallerden biri olarak kabul edilmektedir (224). Optik özelliklerinin mükemmel, mekanik dayanıklılığın yüksek olması, çok yönlü özgün restoratif ve farklı üretim tekniklerinin yapılabilmesi gibi nedenlerle IPS e.max CAD, endokron üretiminde en çok tercih edilen CAD/CAM materyalidir. Bununla beraber yakın zamanda diş hekimliğinde yüksek performanslı bir polimer olan; yüksek mekanik özellikleri, kemiğe yakın elastikiyet modülü ve mükemmel biyouyumluluğa sahip polietereeterketon (PEEK) tanıtılmış ve diğer seramik malzemelerin yerini almaya başlamıştır. Bu malzemenin anti-alerjik olması, yüksek aşınma direncine sahip olması, iyi cilalanabilmesi ve düşük plak afinitesi gibi avantajları mevcuttur. Elastik modülünün kemiğe benzer olması nedeniyle PEEK

materyali kullanıldığı restorasyonlarda, gelen kuvvetler üzerinde stres kırıcı olarak görev görüp, kuvvetleri mükemmel biçimde dağıtmaktadır (225). Adeziv simanlarla birlikte kullanıldığında, diş başarılı bir adezyon sağlayan PEEK materyali endokron yapımında lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklere alternatif olabilecek bir malzemedir. Bu nedenle çalışmamızda CAD/CAM sistemi ile hazırlanan restorasyonların üretiminde lityum disilikat ile güçlendirilmiş blok (IPS e.max. CAD) ve Polietereeterketon blok (PEEK) olmak üzere iki farklı materyal kullanılmıştır.

Endokron restorasyonların simantasyonunda, klinik kullanım ömrünü uzatmak ve dayanıklılıklarını artırmak amacıyla adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır. Doku kaybının fazla olduğu dişlerde, bağlanma yüzey alanı azaldığından restorasyonun tutuculuğu için adeziv bağlanmanın önemi artar. Seramiğin adeziv rezin simanlar ile diş dokularına bağlanması, diş ile restorasyonun kırılma, bükülme ve bağlanma dayanıklılığını artırmakta ve mikrosızıntıyı azaltmaktadır (226). Thompson ve ark. seramik restorasyonların simantasyonunda asit uygulanması ve rezin siman kullanımı ile elde edilen klinik başarı oranlarının, geleneksel simanlar ile yapıştırılan restorasyonlar için elde edilen değerlerden oldukça yüksek olduğunu bulmuşlardır (227). Piwowarczyk ve ark. farklı simanların farklı restoratif materyallerde makaslama bağlanma dayanıklılıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında adeziv rezin simanların bağlanma dayanıklılıklarının, çinko fosfat ve cam iyonomer simanlar ile karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu görülmüştür (228).

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda kimyasal, ışıkla ya da dualcure polimerize olan rezin simanlar kullanılabilir. Polimerizasyon, seramiğin kalınlık miktarı, rengi, ışık geçirgenliği, rezin simanın içeriği, polimerizasyonun tipi, ışığın uygulama süresi, ışık kaynağının gücü ve mesafesi gibi faktörlerden etkilenir (229). Işıkla sertleşen rezin simanlar ince ve translusent restorasyonların altında kullanılabilirken, kalınlığı 3 mm'den fazla olan restorasyonlarda kullanımı önerilmemektedir (230). Restorasyonun altındaki rezin simanın yetersiz polimerizasyonu, restorasyonun mekanik özelliklerini ve boyutsal stabilitesini olumsuz etkilerken diş dokusuna bağlanmayı zayıflatır ve mikrosızıntıyla birlikte renklenme, biyoyumlulukta azalma ve işlem sonrası hassasiyet görülmesine neden olabilir (231, 232). Kimyasal olarak polimerize olan simanlar özellikle ışığın

ulaşamayacağı opak altyapılı seramik ve metal restorasyonlarda kullanılmaktadır. Kimyasal olarak sertleşen rezin simanların çalışma süreleri kısadır ve kontrolü güçtür (233). Ancak çalışmamızda incelediğimiz endokron restorasyonlarda kalan diş dokusu daha az olduğu için renk değişimine bağlı olumsuzlukların göz ardı edilebileceği düşünülmüştür. Ayrıca restorasyon derinliğinin fazla olduğu bu tip uygulamalarda kimyasal olarak sertleşen simanlar, ışığın ulaşmasının güç olduğu alanlarda polimerizasyon sorunlarını ortadan kaldırması nedeniyle ışıkla sertleşen simanlara göre daha avantajlıdır. Yapılan literatür taramasında, PEEK materyalinin bağlantı dayanımı özelliklerinin incelendiği çalışmalarda MMA (metilmetakrilat) monomerleri içeren adeziv sistemlerin PEEK ile daha yüksek bağlantı dayanımı sağladığı bulunmuştur (234, 235). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda, dişlerin kanal bölümlerine de ulaşan endokron restorasyonlar yapıldığı için kimyasal polimerize olan siman sistemlerinden MMA içeren Super Bond simanı kullanılmıştır.

PEEK yüzeyine yapılan yüzey işlemlerinin, bağlantı dayanımına etkisinin araştırıldığı çalışmalarda; herhangi bir yüzey işleminin uygulanmadığı örneklerin, diğer gruplardan belirgin şekilde düşük bağlantı dayanımı gösterdikleri bildirilmiştir (236, 237). Kumlama ve asitle aşındırma, yüzey tutunma alanını temizler ve bağlantıyı artırır bu da mekanik tutunmadan dolayı daha yüksek bağlanma dayanımı sağlar (235, 238). PEEK yüzeyine asit uygulaması ile PEEK'in yüzeysel katmanı üzerindeki fonksiyonel karbon-oksijen grupları artmakta böylece adeziv sistem bileşenlerinin bağlanabileceği işlevsel gruplar açığa çıkmaktadır (239, 240). PEEK materyalleri konsantre sülfürik asit gibi kuvvetli asitler dışındaki asitlerde çok az çözünürlük göstermektedir. PEEK'in kimyasal yapısı bu çözünme direncini açıklamaktadır (241). Zhou ve ark'nın yaptıkları çalışmada, hidroklorik asit ve nitrik asitin konsantrasyonları ne olursa olsun, PEEK'in yüzey morfolojisini değiştiremedikleri bildirilmiştir (242). PEEK'in yüzey modifikasyonu için piranha çözeltisi de denenmiş ancak; yüzeyin mikro pürüzlülüğünü ve işlevsel grup sayısını arttırmasına rağmen, PEEK yapısındaki benzen halkasına etki edemediği, bundan dolayı sülfürik asit kadar başarılı bulunmadığı bildirilmiştir (235, 237). PEEK'in yüzey modifikasyonu için kullanılan ajanların en etkilisinin sülfürik asit olduğu bildirilmiştir (143, 235, 243, 244). PEEK yüzeyine sülfürik asit uygulandığında, sülfürik asit benzen halkaları arasındaki karbonil ve eter gruplarına etki etmektedir (245). Bu durum, PEEK polimerinin

oksidasyonuna, yüzey polaritesinin artmasına, aromatik halkanın açılmasına ve daha sonra adeziv sistem ile reaksiyona girebilecek daha fazla fonksiyonel gruba neden olmaktadır (246). Yüzey polaritesindeki artış adeziv sistemin PEEK polimerine difüzyonunu arttırmakta, bu da daha güçlü bir adezyon kuvvetine neden olmaktadır (144). Yapılan çalışmalarda PEEK'in ideal yüzey özelliklerine ve bağlanma dayanımına ulaşması için en uygun sülfürik asit konsantrasyonun %98, en uygun asit uygulama süresinin ise 60 sn olduğu bildirilmiştir (235, 247). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda PEEK yüzey pürüzlendirmesi için %98'lik sülfürik asit kullanılmıştır. Sülfürik asit, örnek yüzeylerine 60 sn uygulanmış olup ardından örnekler 60 sn su ile yıkanıp, 10 sn yağsız hava ile kurutulmuştur.

Ağız ortamında dişler sıcaklık değişimlerine maruz kalmaktadır. İn vitro çalışmalarda bu özelliği materyallere yansıtmak zordur. Isıl döngü ile yaşlandırma işleminde protetik materyaller tekrar eden sıcak ve soğuk su banyosuna maruz bırakılarak in vitro koşullarda ağız içi ortam taklit edilmeye çalışılır. Isıl döngü uygulaması ile adeziv arayüzeyde, restorasyonda ve diş yapısında farklı genleşme katsayılarından kaynaklı stresler oluşmakta ve buna bağlı olarak arayüzeyde mikroçatlaklar meydana gelmektedir. Uygulanan banyo sıcaklıkları, devir sayısı ve banyolar arası bekletme süreleri literatürde farklılık göstermektedir. International Organization for Standardization (ISO)'a göre 5 °C ve 55 °C arasındaki sıcaklık ağız içi fizyolojisine en yakın değer olarak kabul görmekte ve test ederken bu sıcaklık değerleri kullanılmaktadır (180). Endokronlar ile ilgili yapılan birçok in vitro çalışmada ısı döngü, yaşlandırma amacıyla kullanılmaktadır (15, 87, 200). Çalışmamızda ağız ortamının taklit edilmesi amacıyla 5 °C ve 55 °C banyo sıcaklıklarında, her bir banyoda 30'ar saniye bekletme ve 5 saniye geçiş süresi ile 5000 kez ısı döngü ile yaşlandırma işlemi uygulanmıştır.

Bir materyalin dayanıklılığı performansını doğrudan etkilemektedir. Materyalin ağız ortamında kullanılmadan önce ağız ortamındaki kuvvetlere benzer şekilde kuvvetler uygulanarak dayanıklılığının ölçülmesi mekanik testlerle yapılmaktadır. Genellikle porselen gibi kırılğan ve çekme kuvvetlerine dayanıksız malzemelerin mekanik özellikleri basma testleriyle belirlenir (173). Çalışmamızda, kırılma dayanıklılığının tespit edilebilmesi için Universal test cihazı (Schimadzu, IG-IS

Kyoto, Japonya) kullanılmıştır. Kırılma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda uygulanan kuvvet hızı değişiklik gösterebilmektedir. Yükleme hızı arttıkça siman ve restorasyon içerisindeki çatlak oluşumu ve çatlak ilerlemesi için yeterli zaman bırakılmaması nedeniyle hatalı veriler ortaya çıkabileceği belirtilmiştir (248). Literatürde, genellikle yükleme hızı 0,5 mm/dk ya da 1 mm/dk olarak uygulanmaktadır (15, 87, 224, 249). Çalışmamızda yükleme 0,5 hızı mm/dk olacak şekilde ayarlanmıştır. Kırılmanın meydana geldiği kuvvet miktarı, kuvvetin uygulandığı ucun şekli, keskinliği, uygulanan kuvvetin açısı ve kullanılan materyalin mekanik özellikleri gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir (250). Bazı araştırmacılar standardizasyonu sağlamak için restorasyonun uzun aksına paralel sıkışma (compressive) kuvveti uygularken, bazı araştırmacılar da dişin uzun aksına farklı açılardan kuvvetin gelmesini sağlamışlardır. Çalışmamızda CAD/CAM restorasyon örneklerimize kuvvet uygulaması, Scotti ve ark'nın ve Ramirez ve ark'nın çalışmalarında olduğu gibi 45°'lik eğimle gerçekleştirilmiştir (251, 252). Çalışmamızda örnekler test makinesine açısı 45° olacak şekilde yerleştirilmiştir. 5 mm çapında küre şeklindeki çelik uç restorasyonların bukkal tüberküllerine gelecek şekilde yerleştirilmiş ve örnek kırılana kadar 0.5 mm/dk kafa hızıyla yükleme yapılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin ve uygulama metotlarının açıklanmasının ardından çalışmanın bundan sonraki bölümlerinde araştırma bulgularının sonuçları tartışılacaktır.

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda oblik kuvvetler altında lityum disilikat grubunun (848,4±90,34 N) kırılma dayanımı değeri, PEEK grubunun (507±90,85 N) kırılma dayanımı değerinden yüksek bulunmuştur. Gruplar arasında kırılma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Bu veriler doğrultusunda sıfır hipotezimiz reddedilmiştir.

Kavite derinlikleri ile kırılma dayanımı arasındaki ilişki incelendiğinde; 4 mm kavite derinliğine sahip lityum disilikat endokronların (912,8±68,22 N) kırılma dayanımı değeri, 2 mm kavite derinliğine sahip lityum disilikat endokronların (784±57,95 N) kırılma dayanımı değerinden yüksek bulunmuştur. Gruplar arasında kırılma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Bu veriler doğrultusunda sıfır hipotezimiz lityum disilikat grubu için reddedilmiştir.

PEEK grubunda ise kavite derinlikleri ile kırılma dayanımı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu veriler doğrultusunda sıfır hipotezimiz PEEK grubu için kabul edilmiştir.

Endokron restorasyonların kırılma dayanımı ile ilgili bir meta-analiz çalışmasında, endokron restorasyonların geleneksel restorasyonlarla karşılaştırıldığında daha iyi sonuçlar verdiği gösterilmiştir. Bu sonucun en akılcı açıklaması; endokron restorasyonların belirgin biçimlenmesi/tasarımı, kalınlığı ve elastisite modülü ile ilişkilendirilmesidir (66).

Chang ve ark., premolar dişler kullanarak endokronlar ile cam fiber post uygulanarak yapılan lityum disilikat seramikle güçlendirilmiş geleneksel restorasyonların kırılma dayanımlarını ve kırılma modlarını inceledikleri çalışmalarında; endokronların istatistiksel olarak daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiğini bildirmiştir (253).

Abu Helal ve Wang yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, mandibular molar dişlerde fiber post ve kron restorasyonu ile endokronların biyomekanik özelliklerini kıyaslamışlardır. Yapılan analizlerin sonucunda endokronların fiber post ile destekli kron restorasyonlarına göre kök dentinine daha düşük yük ilettiği ve alt birinci molar dişlerde endokronların daha güvenilir olduğunu belirtmiştir (254).

Biacchi ve ark.'nın alt çene molar dişlerde fiber post ve kron restorasyonu ile endokronların kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada; endokronların, post ve kron restorasyonuna göre daha üstün olduğu ifade edilmiştir. Bu çalışmada kuvvet dişin uzun aksına 135°'lik açıyla oblik olarak uygulanmış ve lityum disilikat ile üretilen endokron restorasyonların kırılma dayanımı 674.75 ± 158.85 N bulunmuştur. Bizim çalışmamızda lityum disilikat endokronların kırılma dayanımı değeri $848,4 \pm 90,34$ N bulunmuş olup Biacchi ark.'nın sonuçları ile uyumludur (76).

Daha önce santral ve premolar dişlerde oblik kuvvet uygulanarak yapılan kırılma dayanımı testlerinde elde edilen sonuçlar çalışmamızdaki molar dişlerde elde ettiğimiz değerlerden düşük bulunmuştur (208, 252, 255). Bu durumun nedeni olarak; santral ve premolar dişlerde adezyon için gerekli yüzey alanının molar dişlere göre daha az

olması ve prepare edilen diş yüzeyinin tüm kron boyuna oranla daha fazla olması nedeniyle daha fazla kaldıraç kuvveti etkisi oluşması gösterilebilir.

Kanat Ertürk ve ark. santral dişlerde monoblok zirkonya, IPS e.max CAD, Vita Enamic, Lava Ultimate ve Vita Mark II bloklarından ürettikleri farklı preparasyon derinliklerine sahip endokron restorasyonların 45° açıyla uygulanan kuvvet altında kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada, IPS e.max CAD ile üretilen endokronların ortalama kırılma dayanım değerleri 3 mm derinlikte 225.08 ± 125.36 N, 6 mm derinlikte 244.11 ± 119.77 N bulunmuştur (208). Bu değerler çalışmamızda molar dişlere uyguladığımız IPS e.max CAD endokronların ($848,4 \pm 90,34$ N) kırılma dayanımı değerinden oldukça düşüktür. Sonuçlarımız arasındaki farkın; yukarıda bahsettiğimiz nedenlerden olduğunu düşünmekteyiz.

Ramirez-Sebastia ve ark.'nın santral dişlerde farklı post uzunluklarına sahip post-kor-kron restorasyonların ve endokron restorasyonların 45° açıyla uygulanan kuvvet altındaki kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında; 5 ve 10 mm uzunluğundaki post-kor-kron restorasyonları ile endokronların kırılma dayanımı açısından aralarında fark bulunmadığını bildirmişlerdir (252). Santral dişe uygulanan lityum disilikat ile üretilen endokronların kırılma dayanımı değeri 552.4 ± 54.4 N bulunmuştur. Bu değer çalışmamızda molar dişlere uygulanan endokron restorasyonların kırılma dayanım değerinden ($848,4 \pm 90,34$ N) düşüktür.

Jing Guo ve ark. sağlam diş ile alt çene premolar dişlerde post-kor-kron ve endokronların oblik kuvvetler altındaki kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada; restorasyon yapılan örneklerin kırılma dayanımı değerleri sağlam dişlerden daha düşük bulunmuştur (255). Premolar dişlere uygulanan lityum disilikat endokronların kırılma dayanımı (479.1 ± 180.6 N) çalışmamızda molar dişlere uyguladığımız endokronlardan ($848,4 \pm 90,34$ N) daha düşük bulunmuştur.

Yapılan literatür taraması sonucunda, in vitro çalışmalarda 45°'lik eğimle uygulanan kuvvetin daha fazla zarar verici olduğu ileri sürülmüştür. Oblik yönde kuvvet uygulaması, düşük bir kuvvetle kırılma olasılığını artırır çünkü, stresler dişin uzun eksen boyuna dağılamayacağından ve servikal bölgede daha fazla

yoğunlaşacağından tamir edilemez kırılmaların görülmesi daha fazla olacaktır (256, 257).

El Ghouli ve ark. molar dişlerde farklı CAD/CAM materyallerinden üretilen endokronların, aksiyal ve lateral yükleme altında kırılma dayanımı ve kırık modlarını inceledikleri çalışmalarında; merkezi retansiyon kavitesi 4 mm hazırlanan lityum disilikat endokronların kırılma dayanımını aksiyal kuvvet altında 2914 ± 205 N, lateral kuvvet altında 1516 ± 202 N bulmuştur (258). Çalışmamızda, merkezi retansiyon kavitesi 4 mm hazırlanan molar endokronların, 45° 'lik oblik kuvvet altındaki kırılma dayanımı değeri $912,8 \pm 68,22$ N bulunmuştur. Çalışmamızdaki değerlerin daha düşük bulunmasının, uygulanan kuvvet yönünün farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Altier ve ark. molar dişlerde lityum disilikat seramik, Solidex mikrohibrit kompozit ve Grandia mikrohibrit kompozit materyalleri ile ürettikleri endokronların aksiyal kuvvet altında kırılma dayanımı ve kırık modlarını inceledikleri çalışmada, 4 mm kavite derinliğine sahip lityum disilikat endokronların kırılma dayanımını 3320.35 ± 961.21 N bulmuşlardır (224). Bizim çalışmamızda 4 mm derinliğe sahip endokronların kırılma dayanımının ($912,8 \pm 68,22$ N) Altier ve ark.'nın çalışmasından düşük bulunması, kuvvetin farklı yönde uygulanması ile ilişkili olabilir.

Gresnigt ve ark. molar dişlerde IPS e.max CAD ve Lava Ultimate ile ürettikleri endokronların kırılma dayanımını ve mikrosızıntısını inceledikleri çalışmalarında; lityum disilikat endokronların kırılma dayanımlarını aksiyal kuvvet altında 2428 ± 566 N, lateral kuvvet altında 1118 ± 173 N bulmuşlardır (200). Çalışmamızda lityum disilikat endokronların kırılma dayanımının ($848,4 \pm 90,34$) daha düşük bulunması uygulanan kuvvet yönlerinin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Normal fonksiyon sırasında çiğneme kuvvetleri 50 N ile 250 N arasındaki değerlerdedir. Bununla birlikte bu değerler bruksizimli hastalarda 500-900 N arasında değişmektedir (259). Bu değerler, dişlerin ve restorasyonların oral kavitede çok yüksek kuvvetlerle karşılaşabileceğini göstermektedir.

Lin ve ark. seramik kron ve endokron ile restore edilen dişlerde meydana gelen stres birikimlerini sonlu elemanlar analizi ile incelemişler ve en dūřuk stres değerini endokron uygulanan modelde (3.65 MPa) bulmuşlardır. Endokron ve kron restorasyonların başarısızlık oranlarının normal çiğneme kuvvetleri altında %20, parafonksiyonel kuvvetler altında ise %80 olduğunu belirtmişlerdir ve normal çiğneme kuvvetleri altında endokronların uygun bir konservatif ve estetik restorasyon seçeneği olduğunu ifade etmişlerdir (206). Ayrıca Lin ve ark. yaptıkları başka bir çalışmada inley, kron ve endokron ile restore edilen premolar dişler üzerinde oluşan stres dağılımlarını incelemişlerdir. En dūřuk stress değeri endokron grubunda gōzlenmiř olup, dūřuk stress dağılımının monoblok restorasyonun daha stabil ve retantif olmasına, ara yūzlerin azalmasına ve okluzal bōlgede seramik kalınlığının artmasına bağlı olduğunu dūřundüklerini belirtmişlerdir (260).

Yukarıda bahsettiğimiz çalışmaların aksine Belleflamme ve ark. endokron restorasyonların klinik başarılarını inceledikleri 10 yıllık takip çalışmalarında, parafonksiyonel alışkanlıkları bulunan bireylerde de endokronların başarı şansının yūksek olduğunu bildirmişlerdir. Klinisyenlerin endokron restorasyonları, geleneksel fiber post restorasyonlara alternatif olarak değerlendirmeleri gerektiğini belirtmişlerdir (195). Çalışmamızda lityum disilikat endokronların oblik kuvvetler altında kırılma dayanımı değeri ($848,4 \pm 90,34$ N), parafonksiyonel alışkanlıklarda oluşan oklūzal kuvvet değerlerinin (910 N) altında bulunmuştur. Sonuçlarımızı gōre endokron restorasyonların parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde oluşan okluzal kuvvetler karşısında başarısızlığa uğrayacağını sōyleyebiliriz. Çalışmamızın sonuçlarının Belleflamme ve ark.'nın sonuçları ile farklı olmasının nedeninin in vivo ve in vitro testlerin farklılığından kaynaklandığını dūřünmekteyiz. İn vivo çalışmalarda, ağız içinde fonksiyon esnasında kuvvetler būyūklūk, hız ve yōn açısından farklılık gōstermektedir. In vitro çalışmalarda ise uygulanan kuvvetler, sabit hız ve yōnde olup diř kırılıncaya kadar kuvvet arttırılmaya devam edilir (261).

Restorasyonların kırılma dayanımı birçok faktōrden etkilenmektedir. Bunlardan bazıları yapım teknikleri, materyalin elastisite modūlū, gerilme dayanımı gibi mekanik ōzellikleri, simantasyon yōntemleri, restorasyon kalınlıęı ve yūzey bitirme iřlemleridir (262).

Tartuk ve ark.'nın PEEK, hibrit seramik ve zirkonyum ile ürettikleri kronların aksiyal kuvvet altında basma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, PEEK kronların kırılma dayanımı değeri 2214 ± 236 N bulunmuştur (263). Çalışmamızda endokron restorasyonlar üretilerek oblik kuvvet altında kırılma dayanım testi uygulanmıştır ve PEEK endokronların kırılma dayanım değeri $507 \pm 90,85$ N bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçlarının Tartuk ve ark.'nın çalışma sonuçlarından farklı çıkmasının, restorasyon dizaynının ve kuvvet yönünün farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. PEEK materyalinin aksiyal kuvvetler karşısında deformasyonlara karşı koyabildiği bildirilmesine rağmen oblik kuvvet altında mekanik davranışını inceleyen çalışma bulunamamıştır (143).

Endokronların tasarımı, diş yapılarının maksimum korunduğu, makroretansiyon gerektirmeyen, minimal invaziv preparasyon prensipleri üzerine kurulmuştur. Pulpa odası içindeki mevcut alanın kullanımı stabilite ve retansiyona katkı sağlamaktadır. Derin pulpa kavitesi ve intrakoronal uzantı bağlanma için daha büyük yüzey alanı oluşturacağından retansiyon ve çiğneme kuvvetlerinin iletimi için avantaj sağlamaktadır (264, 265).

Ghajghouj ve ark.'nın premolar dişlerde üç farklı materyalden (IPS e.max CAD, Vita Suprinity ve PEEK) ürettikleri 2 mm ve 3 mm kavite derinliğine sahip endokronların, aksiyal kuvvet altında kırılma dayanımını ve mikrosızıntısını inceledikleri çalışmada; PEEK endokronların (3026 ± 270 N), IPS e.max (1196 ± 303 N) ve Vita Suprinity (1784 ± 226 N) endokronlara kıyasla daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Kavite derinliği ile ilgili olarak ise kavite derinliği 2 mm olan grupların, kavite derinliği 3 mm gruplardan yüksek kırılma dayanımı gösterdiğini ancak farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir (266). Çalışmamızın sonuçları Ghajghouj ve ark.'nın sonuçları ile çelişiyor görünse de uygulanan kuvvet yönünün ve kullanılan örnek dişlerin farklı olmasından dolayı tam bir karşılaştırma yapmak mümkün değildir.

Chen ve ark. ile Mörmann ve ark. restorasyonların kırılma dayanımı ile kalınlıkları arasında doğrusal olarak artan bir ilişki bulmuşlardır (77, 262). Endokron restorasyonlarda kavite derinliğinin artması; restorasyon kalınlığını arttırarak kırılma dayanımını artırır. Çalışmamızda 4 mm ($912,8 \pm 68,22$ N) kavite derinliğine sahip

lityum disilikat endokronların kırılma dayanımları, 2 mm ($784\pm57,95$ N) kavite derinliğine sahip lityum disilikat endokronların kırılma dayanımdan yüksek bulunmuştur. Sonuçlarımız Chen ve ark. ve Mörmann ve ark.'nın sonuçlarını desteklemektedir.

Kuijper ve ark. molar dişlerde lityum disilikat ile üretilen endokron restorasyonlarda, intrakoronal uzantının ve mine dokusu varlığının kırılma dayanımına etkisini, döngüsel yükleme ve statik yükleme altında incelemişlerdir. Çalışmada kavite derinliği olmayan ve kavite derinliği 2 mm ve 4 mm olan üç grup oluşturulmuştur. Her grup mine dokusunun korunduğu ve mine dokusun kaldırıldığı iki alt gruba ayrılmıştır. 45° açıyla uygulanan statik kuvvet yüklemesi ile mine dokusunun korunduğu kavitesiz hazırlanan grup 812 ± 235 N, kavite derinliği 2 mm olan grup 1071 ± 408 N ve kavite derinliği 4 mm olan grup 1036 ± 278 N kırılma dayanımı değeri göstermiştir (267). Çalışmamızda kavite derinliği 2 mm olan grup $784\pm57,95$ N, kavite derinliği 4 mm olan grup $912,8\pm68,22$ N kırılma dayanımı göstermiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz değerler Kuijper ve ark.'nın sonuçları ile uyumludur.

Hayes ve ark. mandibular üçüncü molar dişlerde, intrakoronal uzantıları 2 mm, 3 mm ve 4 mm olan lityum disilikat endokron restorasyonlara 45° lik oblik kuvvet uygulayarak kavite derinliğinin kırılma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, 4 mm intrakoronal uzantıya sahip endokronların kırılma dayanımlarını (943.5 ± 110 N), 2 mm intrakoronal uzantıya sahip endokronların kırılma dayanımlarından (843.4 ± 106 N) daha yüksek bulmuşlardır (268). Sonuçlarımız Hayes ve ark. ile hem kırılma değerleri hem de kavite derinliği ile kırılma dayanımı arasındaki ilişki bakımından uyumludur (268).

Çalışmamızda kırık tipleri incelendiğinde; lityum disilikat grubunda %10 oranında tip 2, %25 oranında tip 3 ve %65 oranında tip 4 kırık gözlenmiştir. PEEK grubunda ise %30 oranında tip 3 ve %70 oranında tip 4 kırık gözlenmiştir. Materyaller ile kırılma tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Araştırmamızda test edilen örneklerde Tip 1 ve Tip 2 kırıkların görülmemesi; endokron restorasyonların genellikle pulpa odası ile sınırlı internal preparasyonu ve monoblok tasarım sayesinde restorasyon/siman/diş bağlanmasının iyi olması ve

yerinden çıkmaya karşı direnç gösterip uygulanan aşırı kuvveti absorbe ederek doğrudan köke iletmeleri ile ilişkili olabilir. Bununla beraber lityum disilikat seramiklerde genellikle yükleme sırasında veya stres konsantrasyon alanlarında mikro çatlaklar meydana gelir ve bu mikro çatlaklar dinamik kuvvetler altında büyük çatlakları oluşturur. Bunlar lityum disilikatın yapısını zayıflatarak mekanik dayanımın ortadan kalkmasına ve tamir edilemez başarısızlıkların meydana gelmesine neden olur (269). PEEK ise yük altında eğilmeye maruz kalıp, stresleri daha dengeli bir şekilde dağıttığından dolayı daha çok kökün dahil olduğu restore edilemez kırıklara sebebiyet verir (270). Bu bilgiler lityum disilikat grubunda %65, PEEK grubunda ise %70 oranında görülen tip 4 kırılmayı açıklamaktadır.

Endokron tekniğinin; kolay yapılması, dijital ölçü ile birçok işlem basamağını azaltması, tek seansta tamamlabilen tedavi ile hekimin ve hastanın daha az zamanını alması ve estetiğinin seramikten yapılması nedeniyle daha iyi olması, diş dokularına maksimum koruyucu etki göstermesi gibi birçok avantajı bulunmaktadır. Günümüzde kırılma ve bağlanma değerlerinin ölçülmesi ile klinik başarısı ispatlanmış olan endokronların, değişik seramik materyalleri kullanılarak farklı preparasyon teknikleri ile üretilip, farklı rezin simanlarla simantasyonu yapılarak daha uzun süreli klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.



6. SONUÇLAR

1) Lityum disilikat ve PEEK ile üretilen endokronların basma dayanımı dirençlerini karşılaştırdığımız çalışmamızda; lityum disilikat endokronların kırılma dayanımı değerinin, PEEK endokronların kırılma dayanımı değerinden anlamlı derece yüksek olduğu bulunmuştur. Bu bilgiler ışığında lityum disilikat materyalinin, endodontik tedavi uygulanan molar dişlerin endokron restorasyonları için klinik kullanımı önerilebilecek bir materyal olduğunu ileri sürebiliriz.

2) Farklı kavite derinliklerinde (2mm ve 4mm) üretilen PEEK endokronlar arasında kırılma dayanıklılığı açısından herhangi bir fark olmadığı bulunmuştur.

3) Farklı kavite derinliklerinde (2mm ve 4mm) üretilen lityum disilikat endokronlar arasında kırılma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. 4 mm intrakoronal uzantısı olan endokronların kırılma dayanımı, 2 mm intrakoronal uzantısı olan endokronlardan daha yüksek bulunmuştur.

4) Farklı CAD/CAM bloklarından üretilen endokronların kırılma tiplerinin karşılaştırılmasında, kırıkların çoğunlukla Tip 3 ve Tip 4 kırık olduğu gözlenmiştir.

5) Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonunda kullanımı yaygınlaşacak olan endokron restorasyonların klinik takipli çalışmalarla in vitro araştırmaları desteklemesi gerekmektedir.



7. KAYNAKLAR

1. Ray H, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *International endodontic journal* 1995;28(1):12-18.
2. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005;93(2):164-170.
3. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *Journal of endodontics* 1989;15(11):512-516.
4. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dental Clinics of North America* 2002;46(2):367-384.
5. Barfeie A, Thomas M, Watts A, Rees J. Failure Mechanisms of Fibre Posts: A Literature Review. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 2015;23(3):P115-127.
6. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1994;71(6):565-567.
7. Jotkowitz A, Samet N. Rethinking ferrule—a new approach to an old dilemma. *British dental journal* 2010;209(1):25-33.
8. Schlichting LH, Schlichting KK, Stanley K, Magne M, Magne P. An approach to biomimetics: the natural CAD/CAM restoration: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014;111(2):107-115.
9. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2013;25(6):383-390.
10. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials* 2011;27(1):83-96.
11. Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International journal of computerized dentistry* 2004;7(1):11.
12. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials* 2006;22(1):29-36.
13. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 2017;117(3):335-339.
14. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. *Journal of Applied Oral Science* 2015;23(4):358-368.
15. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative dentistry* 2015;40(2):201-210.
16. ÇÖKÜK DN. ENDODONTİK TEDAVİLİ DİŞLERDE ESTETİK POST UYGULAMALARI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2009;2009(2):124-130.
17. Arıker İ. Farklı Gütaperka Çözücülerin Trikalsiyum Silikat İçerikli Simanların Kök Kanalına Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi. 2016.
18. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;87(3):256-263.

19. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 1993;69(1):36-40.
20. Rivera E, Yamauchi M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Archives of oral biology* 1993;38(7):541-546.
21. Sim T, Knowles J, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *International Endodontic Journal* 2001;34(2):120-132.
22. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. 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* 2007;38(9):733-743.
23. Lui J-N, Kuah H-G, Chen N-N. Effect of EDTA with and without surfactants or ultrasonics on removal of smear layer. *Journal of endodontics* 2007;33(4):472-475.
24. Blaser PK, Lund MR, Cochran MA, Potter RH. Effect of designs of Class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. *Operative Dentistry* 1983;8(1):6-10.
25. Hasanoğlu Aydın D. Cam Seramik Endokronların Biyomekaniksel Özelliklerinin Preklinik ve Klinik Olarak Değerlendirilmesi. 2012.
26. Singh SV, Nikhil V, Yadav S. Effect of cavity varnish and intermediate restorative material on coronal microleakage in endodontically treated tooth. *Indian Journal of Dental Research* 2011;22(1):103.
27. Madison S, Wilcox LR. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part III. In vivo study. *Journal of endodontics* 1988;14(9):455-458.
28. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *Journal of the American Dental Association* (1939) 1976;93(3):597-605.
29. FERRARI M, PIID AV, MANNOCCI F. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *restoration* 2012;2:3.
30. Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics*. Mosby Elsevier Health Science; 1995.
31. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *The Journal of prosthetic dentistry* 1999;82(6):643-657.
32. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent* 2000;13(Spec No):15B-18B.
33. Khera SC, Chan KC, Rittman BR. Dentinal crazing and interpin distance. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1978;40(5):538-543.
34. Ruemping DR, Lund MR, Schnell RJ. Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1979;41(2):159-162.
35. Newburg RE, Pameijer CH. Retentive properties of post and core systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1976;36(6):636-643.
36. Howe DF, Svare CW. Cast gold post and core and pin-retained composite resin bases: a comparative study in strength. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1978;40(6):642-644.
37. Kantor ME, Pines MS. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1977;38(4):405-412.
38. Stankiewicz N, Wilson P. The ferrule effect: a literature review. *International endodontic journal* 2002;35(7):575-581.
39. Isidor F, Brøndum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *International Journal of Prosthodontics* 1999;12(1).

40. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 1990;63(5):529-536.
41. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *International Journal of Prosthodontics* 2001;14(4).
42. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *Journal of endodontics* 2012;38(1):11-19.
43. Gernhardt CR, Bekes K, Schaller H-G. Short-term retentive values of zirconium oxide posts cemented with glass ionomer and resin cement: an in vitro study and a case report. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION*- 2005;36(9):593.
44. Heydecke G, Schnitzer S, Türp JC. The color of human gingiva and mucosa: visual measurement and description of distribution. *Clinical oral investigations* 2005;9(4):257-265.
45. Stewardson DA. Non-metal post systems. *Dental update* 2001;28(7):326-336.
46. Li Q, Yu H, Wang Y. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dental Materials* 2009;25(2):158-165.
47. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, et al. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *American journal of dentistry* 2007;20(5):287.
48. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research* 1955;34(6):849-853.
49. Veselinović V, Todorović A, Lisjak D, Lazić V. Restoring endodontically treated teeth with all-ceramic endo-crowns: case report. *Stomatoloski Glasnik Srbije* 2008;55(1):54-64.
50. Bateman G, Ricketts D, Saunders W. Fibre-based post systems: a review. *British dental journal* 2003;195(1):43-48.
51. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical Evaluation of Teeth Restored with Quartz Fiber--Reinforced Epoxy Resin Posts. *International Journal of Prosthodontics* 2003;16(1).
52. Galhano GÁ, Valandro LF, De Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *Journal of endodontics* 2005;31(3):209-211.
53. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of prosthetic dentistry* 2000;83(4):412-417.
54. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical Behavior Translucent-Fiber Posts: A 2-Year Prospective Study. *International Journal of Prosthodontics* 2003;16(6).
55. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;89(3):268-274.
56. Ünçag Ö, Candan Ü, Arikan F. Comprehensive therapy of a fusion between a mandibular lateral incisor and supernumerary tooth: case report. *International dental journal* 2005;55(4):213-216.
57. Li X, Kolltveit KM, Tronstad L, Olsen I. Systemic diseases caused by oral infection. *Clinical microbiology reviews* 2000;13(4):547-558.
58. Hattab FN, Yassin O, Rawashdeh M. Supernumerary teeth: report of three cases and review of the literature. *ASDc J dent child* 1994;61(5-6):382-393.
59. Alaçam T, Alaçam A. İleri restorasyon teknikleri. *Polat Yayınları*; 1998.
60. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence International* 2008;39(2).
61. de Magalhães Resende LC, de Araújo TP, Resende ÂB, Cavalcanti YW, de Almeida LdFD, Padilha WWN, et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with

different types of intracanal posts. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada* 2017;17(1):1-12.

62. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;87(4):431-437.
63. Papa J, Cain C, Messer H. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dental Traumatology* 1994;10(2):91-93.
64. Garbin C, Spazzin A, Meira-Júnior A, Loretto S, Lyra A, Braz R. Biomechanical behaviour of a fractured maxillary incisor restored with direct composite resin only or with different post systems. *International endodontic journal* 2010;43(12):1098-1107.
65. Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Suzuki TYU, Vieira LCC, Van Meerbeek B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *Journal of dentistry* 2017;59:54-61.
66. Sedrez-Porto JA, da Rosa WLdO, Da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry* 2016;52:8-14.
67. Bindl A, Mormann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years-preliminary results. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999;1:255-266.
68. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD* 1995;7(5):83-94.
69. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of endodontics* 2004;30(5):289-301.
70. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European journal of oral sciences* 2010;118(1):87-93.
71. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc* 2013;79:d140.
72. Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dental Materials* 2013;29(12):e309-e317.
73. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;87(5):503-509.
74. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dental Materials* 2006;22(11):1035-1044.
75. Bindl A, Richter B, Mörmann W. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006;95(1):81.
76. Biacchi G, Basting R. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative dentistry* 2012;37(2):130-136.
77. Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *International Journal of Prosthodontics* 1998;11(4).
78. Rocca GT, Krejci I. Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *Eur J Esthet Dent* 2013;8(2):156-179.

79. Magne P, Knežević A. Simulated fatigue resistance of composite resin vs. porcelain CAD-CAM overlay restorations on endodontically-treated molars. *Quintessence International* 2009;40(2):41-49.
80. Gregor L, Bouillaguet S, Onisor I, Ardu S, Krejci I, Rocca GT. Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014;112(4):942-948.
81. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(1):e237-e242.
82. Tzimas K, Tsiafita M, Gerasimou P, Tsitrou E. Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Restorative dentistry & endodontics* 2018;43(4).
83. Tuncer D, Çelik Ç, Yamanel K, Arhun N. 1 year clinical evaluation of microhybrid composites used in the restoration of non-carious cervical lesions. *Oral health and dental management* 2014;13(2):366-371.
84. Rocca GT, Saratti CM, Cattani-Lorente M, Feilzer A, Scherrer S, Krejci I. The effect of a fiber reinforced cavity configuration on load bearing capacity and failure mode of endodontically treated molars restored with CAD/CAM resin composite overlay restorations. *Journal of dentistry* 2015;43(9):1106-1115.
85. Rocca GT, Saratti CM, Poncet A, Feilzer AJ, Krejci I. The influence of FRCs reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. *Odontology* 2016;104(2):220-232.
86. BAYRAMOĞLU DE, ÖZKAN Y. Cam seramik restorasyonlar ve zirkonya alt yapılı seramik restorasyonların karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012;2012(Supplement 6).
87. Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *Journal of Prosthodontics* 2018;27(4):340-346.
88. AKIN E. Diş Hekimliğinde Porselen, 2. Baskı, İÜ Diş Hek. Fak. Yayınları, İstanbul 1983.
89. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America* 1985;29(4):621-644.
90. ALKURT M. KENAR BİTİM VE ALT YAPI ŞEKİLLERİNİN DEĞİŞİK YÖNTEMLERLE HAZIRLANAN ZİRKONYUM ALT YAPILAR ÜZERİNDEKİ VENEER PORSELENLERİNİN KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ. 2014.
91. Hickey JC, Boucher CO, Hughes GA. Glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1968;20(5):443-480.
92. Van Dijken J. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 1999;20(12):1115.
93. Carlsson P, Nilner K, Vult von Steyern P. All-ceramic Fixed Partial Dentures Designed According to the DC-Zirkon Technique. A 2-year Clinical Study. *Journal of Oral Rehabilitation*; 3 2005;32.
94. McLean JW. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use 1979:79-82.
95. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics* 2004;17(1).
96. Kırmalı Ö. Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal* 2014;17(3):316-324.
97. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences; 2012.

98. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 2009;102(6):354-361.
99. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica* 1993;51(1):59-64.
100. Font AF, Ruiz F, Ruíz MG, Rueda CL, González AM. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11:E297-302.
101. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association* 1997;128(3):297-307.
102. Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 2006;96(6):397-401.
103. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2005;22(1):49-60.
104. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics* 2015;28(3).
105. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* 2007;98(5):389-404.
106. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago 2002:113-131.
107. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;85(1):61-66.
108. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;92(6):557-562.
109. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry* 1992;67(6):859-865.
110. Sjögren G, Lantto R, Granberg Å, Sundström B-O, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *International Journal of Prosthodontics* 1999;12(2).
111. Gökçe S. In-Ceram Core (kor) Destekli Porse İlen Kronlarda Core Tasarımının Dayanıklılığa Etkisi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye 1999.
112. POLAT SAĞSÖZ N. FARKLI SİMAN ARALIKLARINDA HAZIRLANAN CAD/CAM MONOLİTİK KURONLARIN KIRILMA DİRENCİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ. 2015.
113. Taşveren S, Özdemir AK. Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2005;8(2):128-132.
114. DUYMUŞ ZY, ÖZDOĞAN A. LİTYUM DİSİLİKAT İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM SERAMİKLER. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi;26(1).
115. Höland W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 2003;361(1804):575-589.
116. Sorensen J. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *QDT (USA)* 1999;22:153-163.
117. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental clinics of north america* 2004;48(2):viii, 531-544.

118. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;89(4):374-380.
119. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical Performance of a Lithia Disilicate--Based Core Ceramic for Three-Unit Posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics* 2004;17(4).
120. Ritter RG. Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2010;22(5):332-341.
121. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *The Journal of the American Dental Association* 2006;137(4):514-522.
122. Ritter R, Rego N. Material considerations for using lithium disilicate as a thin veneer option. *J Cosmet Dent* 2009;25(3):111-117.
123. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials* 2004;20(5):441-448.
124. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Influence of hot pressing on the microstructure and fracture toughness of two pressable dental glass--ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2004;71(1):99-107.
125. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry* 2003;31(3):181-188.
126. Ivoclar Vivadent A. Scientific documentation IPS e. max® Press. Liechtenstein: Ivoclar Vivadent 2005.
127. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;88(1):10-15.
128. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2000;53(4):297-303.
129. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association* 2010;141:10S-14S.
130. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C, Höland M, Dommann A, et al. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2006;17(11):1037-1042.
131. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental materials journal* 2015;34(1):7-12.
132. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury* 2000;31:D22-D27.
133. Dresselhaus MS, Dresselhaus G, Eklund PC. Science of fullerenes and carbon nanotubes: their properties and applications. Elsevier; 1996.
134. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007;28(32):4845-4869.

135. Neumann EAF, Villar CC, França FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian oral research* 2014;28(1):1-5.
136. Ha S-W, Hauert R, Ernst K-H, Wintermantel E. Surface analysis of chemically-etched and plasma-treated polyetheretherketone (PEEK) for biomedical applications. *Surface and coatings technology* 1997;96(2-3):293-299.
137. Gutiérrez-Rubert S, Meseguer-Calas M, Gandía-Barberá A. Analysis of the feeding system in the injection process of peek in fixed partial dentures. *Procedia engineering* 2015;132:1021-1028.
138. Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *International Journal of Prosthodontics* 2000;13(6).
139. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of prosthetic dentistry* 2016;116(5):637-641.
140. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research* 2016;60(1):12-19.
141. Sarot JR, Contar CMM, Da Cruz ACC, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2010;21(7):2079-2085.
142. Schwitalla A, Müller W-D. PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology* 2013;39(6):743-749.
143. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2014;54:184-190.
144. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical oral investigations* 2014;18(1):163-170.
145. de Val JEMS, Gómez-Moreno G, Martínez CP-A, Ramírez-Fernández MP, Granero-Marín JM, Gehrke SA, et al. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger* 2016;206:104-109.
146. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, et al. The applicability of PEEK-based abutment screws. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2016;63:244-251.
147. Mathew MT, Abbey S, Hallab NJ, Hall DJ, Sukotjo C, Wimmer MA. Influence of pH on the tribocorrosion behavior of CpTi in the oral environment: synergistic interactions of wear and corrosion. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2012;100(6):1662-1671.
148. Souza J, Barbosa S, Ariza E, Celis J-P, Rocha L. Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides. *Wear* 2012;292:82-88.
149. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *Journal of Oral Implantology* 2011;37(sp1):174-182.
150. Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry. *Z Zahnärztl Implantol* 2013;29:148-159.
151. Neugebauer J, Adler S, Kistler F, Kistler S, Bayer G. The use of plastics in fixed prosthetic implant restoration. *Zwr-German Dent J* 2013;122:242-245.

152. Kistler F, Adler S, Kistler S. PEEK-Hochleistungskunststoffimplantat-prothetischen Workflow. *Implantologie J* 2013;7:17-42.
153. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials* 2012;28(3):273-278.
154. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014;112(3):680-682.
155. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi* 2008;32(2):58-72.
156. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal* 2009;28(1):44-56.
157. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research* 2016;60(2):72-84.
158. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005;26(7):507-513.
159. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics* 2011;55(3):559-570.
160. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *The Journal of the American Dental Association* 2004;135:11S-16S.
161. CHRISTENSEN GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association* 2001;132(9):1301-1303.
162. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;90(1):18-23.
163. Tsukakoshi M, Shinya A, Gomi H, Lassila LV, Vallittu PK, Shinya A. Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics. *Dental materials journal* 2008;27(2):159-171.
164. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *The Journal of prosthetic dentistry* 1986;56(4):416-421.
165. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of prosthetic dentistry* 2001;86(5):495-510.
166. Anusavice KJ, Phillips R. *Science of dental materials*. St Louis: WB Saunders 2003;482.
167. Wilcox LR, Diaz-Arnold A. Coronal microleakage of permanent lingual access restorations in endodontically treated anterior teeth. *Journal of Endodontics* 1989;15(12):584-587.
168. Kamacı M. Dental yapıştırma simanların antimikrobiyal özellikleri. *Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*; 2011.
169. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 2013;34(1):42.
170. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2002.
171. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry* 2005;33(1):9-18.
172. ULUAKAY M, Hüseyin İ, YAMANEL K, ARHUN N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2011;5(2):895-902.

173. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers. Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2012.
174. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. 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* 2001;28(11):1022-1028.
175. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association* 2008;54(5).
176. Didier D, Spreafico R. Adhesive metal free restorations. Quintessence Pub Co Inc, London 1999:192-197.
177. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları 2004;24.
178. Hewlett E. Esthetic restorative materials In 'Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals'. Quintessence Pub Co Inc. Tokyo 1994:57-83.
179. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research* 2005;84(2):118-132.
180. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2014;29:295-308.
181. Demunck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2010;22(1):72-73.
182. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry* 1999;27(2):89-99.
183. Lloyd B, McGinley M, Brown W. Thermal stress in teeth. *Journal of dental research* 1978;57(4):571-582.
184. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara 1993;515.
185. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of prosthetic dentistry* 2000;83(2):166-170.
186. Anusavice K, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clinical Oral Implants Research* 2007;18:218-231.
187. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials* 2010;26(2):e100-e121.
188. Sadighpour L, Geramipannah F, Raeesi B. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences* 2006:143-152.
189. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub J. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry* 2002;10(1):15-22.
190. Endodonti AT. 2. baskı. Barıfl yayınları, Ankara 2000:159-177.
191. Andreasen JO, Andreasen FM, Andersson L. Textbook and color atlas of traumatic injuries to the teeth. John Wiley & Sons; 2018.
192. Ahmetoğlu F, Şimşek N, Yıldırım G, Polat NT. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda post materyalleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2014;24:153-157.
193. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence international* 2008;39(2).

194. Ausiello P, De Gee A, Rengo S, Davidson C. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *American Journal of Dentistry* 1997;10(5):237.
195. Belleflamme MM, Geerts SO, Louwette MM, Grenade CF, Vanheusden AJ, Mainjot AK. No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: An up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *Journal of dentistry* 2017;63:1-7.
196. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 2004;24:446-455.
197. Decerle N, Bessadet M, Munoz-Sanchez M, Eschevins C, Veyrune J, Nicolas E. Evaluation of Cerec endocrowns: a preliminary cohort study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2014;22(2):89-95.
198. Rayyan M, Alauti R, Abanmy M, AlReshaid R, Bin Ahmad H. Endocrowns versus post-core retained crowns for restoration of compromised mandibular molars: an in vitro study. *Int J Comput Dent* 2019;22(1):39-44.
199. Tsai Y-L, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *International Journal of Prosthodontics* 1998;11(1).
200. Gresnigt MM, Özcan M, van den Houten ML, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dental materials* 2016;32(5):607-614.
201. AYAZ DF, TAĞTEKİN D, YANIKOĞLU F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011;2011(4):49-56.
202. Baydır A. Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü. *SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü*; 2010.
203. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of oral science* 2011;53(3):273-282.
204. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *The Journal of prosthetic dentistry* 1997;78(1):5-9.
205. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002;87(4):438-445.
206. Lin C-L, Chang Y-H, Pai C-A. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dental materials* 2011;27(5):431-438.
207. Dejak B, Młotkowski A. Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom-made post and cores. *Journal of prosthodontic research* 2018;62(2):171-176.
208. KANAT-ERTÜRK B, SARIDAĞ S, KÖSELER E, HELVACIOĞLU-YİĞİT D, Avcu E, Yildiran-Avcu Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dental materials journal* 2018;37(2):256-265.
209. Guo J, Wang Z, Li X, Sun C, Gao E, Li H. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *The journal of advanced prosthodontics* 2016;8(6):489-493.
210. Carvalho A, Bruzi G, Anderson R, Maia H, Giannini M, Magne P. Influence of adhesive core buildup designs on the resistance of endodontically treated molars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Operative Dentistry* 2016;41(1):76-82.
211. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *International Journal of Prosthodontics* 2005;18(3).

212. Miao Y, Liu T, Lee W, Fei X, Jiang G, Jiang Y. Fracture resistance of palatal cusps defective premolars restored with polyethylene fiber and composite resin. *Dental materials journal* 2016;35(3):498-502.
213. Dua N, Kumar B, Arunagiri D, Iqbal M, Pushpa S, Hussain J. Comparative evaluation of the effect of different crown ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated mandibular premolars restored with fiber posts, composite cores, and crowns: An ex-vivo study. *Journal of conservative dentistry: JCD* 2016;19(3):264.
214. Lee JJ, Netley-Marbell A, Cook Jr A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association* 2007;138(12):1599-1603.
215. Gupta A, Musani S, Dugal R, Jain N, Railkar B, Mootha A. A comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bonded partial restorations and full-coverage porcelain-fused-to-metal crowns. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 2014;34(3).
216. Gaintantzopoulou M, El-Damhoury H. Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Operative dentistry* 2016;41(6):607-616.
217. Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Three-Dimensional Digital Evaluation of the Fit of Endocrowns Fabricated from Different CAD/CAM Materials. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(2):e504-e509.
218. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *Journal of conservative dentistry: JCD* 2010;13(4):246.
219. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association* 2006;137(9):1289-1296.
220. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal* 2011;56:97-106.
221. Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Aydın D, Akça K. Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. *Hacettepe Diş HekFakDerg* 2009;33(4):41-46.
222. Apel E, Deubener J, Bernard A, Höland M, Müller R, Kappert H, et al. Phenomena and mechanisms of crack propagation in glass-ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2008;1(4):313-325.
223. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD–CAM RNC crowns and endocrowns. *Dental Materials* 2016;32(12):e338-e350.
224. Altier M, Erol F, Yıldırım G, Dalkilic E. Fracture resistance and failure modes of lithium disilicate or composite endocrowns. *Nigerian journal of clinical practice* 2018;21(7):821-826.
225. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics* 2016;25(7):580-584.
226. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite-and lithia disilicate–based ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2007;97(1):18-24.
227. Thompson J. Microscopic and energy dispersive x-ray analysis of surface adaptation of dental cements to dental ceramic surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry* 1998;79(4):378-383.

228. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2004;92(3):265-273.
229. Stawarczyk B, Krawczuk A, Ilie N. Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clinical oral investigations* 2015;19(2):299-308.
230. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *Journal of Prosthodontics* 1994;3(3):149-157.
231. Soh M, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *Journal of dentistry* 2004;32(4):321-326.
232. Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica* 2013;71(1):102-112.
233. Santos G, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos M. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *Journal-Canadian Dental Association* 2004;70(5):323-327.
234. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials* 2012;28(12):1280-1283.
235. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2014;112(5):1278-1288.
236. Fokas G, Guo CY, Tsoi JK. The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2019;93:1-8.
237. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *The Journal of prosthetic dentistry* 2014;112(6):1489-1497.
238. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental materials* 2010;26(2):e11-e16.
239. Kim B-K, Bae HE-K, Shim J-S, Lee K-W. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2005;94(4):357-362.
240. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CH. The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science* 2012;258(18):7213-7218.
241. Huang R, Shao P, Burns C, Feng X. Sulfonation of poly (ether ether ketone)(PEEK): kinetic study and characterization. *Journal of applied polymer science* 2001;82(11):2651-2660.
242. Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental materials* 2014;30(8):e209-e215.
243. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämmerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry* 2012;107(2):94-101.
244. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 2013;101(7):1209-1216.

245. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental materials* 2010;26(6):553-559.
246. Weiss C, Muenstedt H. Surface modification of polyether ether ketone (peek) films for flexible printed circuit boards. *The Journal of adhesion* 2002;78(6):507-519.
247. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. *J Adhes Dent* 2014;16(5):465-472.
248. ZORTÜRK M, YAĞCI DF, KILINÇ DHİ, GÜMÜŞ HÖ, AGÜLOĞLU S. ÜÇ FARKLI SİMAN AJANININ TURKOM CERATM TAM SERAMİK KRONLARIN VERTİKAL KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008;2008(2):47-52.
249. Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E. Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dental Materials* 2013;29(6):e70-e77.
250. Quinn G. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. *Dental Materials* 2015;31(1):26-36.
251. Scotti N, Forniglia A, Tempesta RM, Comba A, Saratti CM, Pasqualini D, et al. Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars. *Journal of Dentistry* 2016;53:82-87.
252. Ramírez-Sebastià A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clinical oral investigations* 2014;18(2):545-554.
253. Chang C-Y, Kuo J-S, Lin Y-S, Chang Y-H. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences* 2009;4(3):110-117.
254. Helal MA, Wang Z. Biomechanical assessment of restored mandibular molar by endocrown in comparison to a glass fiber post-retained conventional crown: 3D finite element analysis. *Journal of Prosthodontics* 2019;28(9):988-996.
255. Jing G, Zhiming W, Xuesheng L, Chaoyang S, Erdong G, Hongbo L. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics* 2016;8(6):489-493.
256. Barreto BCF, Van Ende A, Lise DP, Noritomi PY, Jaecques S, Vander Sloten J, et al. Short fibre-reinforced composite for extensive direct restorations: a laboratory and computational assessment. *Clinical oral investigations* 2016;20(5):959-966.
257. Wang C, Du J, Li H, Chang H, Chen K. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a post used to restore a root filled premolar using the finite element stress analysis combined with the Taguchi method. *International Endodontic Journal* 2016;49(7):690-699.
258. El Ghoul W, Özcan M, Silwadi M, Salameh Z. Fracture resistance and failure modes of endocrowns manufactured with different CAD/CAM materials under axial and lateral loading. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2019;31(4):378-387.
259. Magne P, Carvalho A, Bruzi G, Anderson R, Maia H, Giannini M. 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* 2014;39(6):595-602.
260. Lin C-L, Chang Y-H, Hsieh S-K, Chang W-J. Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic restorations. *Journal of endodontics* 2013;39(3):375-379.

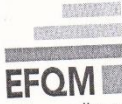
261. Dalpino P, Francischone C, Ishikiriama A, Franco E. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *American Journal of Dentistry* 2002;15(6):389.
262. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials* 2014;30(9):954-962.
263. Tartuk BK, Ayna E, Başaran EG. Comparison of the Load-bearing Capacities of Monolithic PEEK, Zirconia and Hybrid Ceramic Molar Crowns. *Meandros Medical and Dental Journal* 2019;20(1):45.
264. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials* 2004;20(9):862-872.
265. Shin Y, Park S, Park J-W, Kim K-M, Park Y-B, Roh B-D. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2017;117(1):109-115.
266. Ghajghouj O, Taşar-Faruk S. Evaluation of Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns with Different Intracoronal Depths and Restorative Materials Luted with Various Resin Cements. *Materials* 2019;12(16):2528.
267. de Kuijper M, Cune MS, Tromp Y, Gresnigt MM. Cyclic loading and load to failure of lithium disilicate endocrowns: Influence of the restoration extension in the pulp chamber and the enamel outline. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020;105:103670.
268. Hayes A, Duvall N, Wajdowicz M, Roberts H. Effect of endocrown pulp chamber extension depth on molar fracture resistance. *Operative Dentistry* 2017;42(3):327-334.
269. Dhima M, Carr AB, Salinas TJ, Lohse C, Berglund L, Nan KA. Evaluation of fracture resistance in aqueous environment under dynamic loading of lithium disilicate restorative systems for posterior applications. Part 2. *Journal of Prosthodontics* 2014;23(5):353-357.
270. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller W-D. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials* 2015;31(11):1377-1384.

8. EKLER

Ek-1. Etik Kurul Belgesi



T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
YEREL ETİK KURUL KARARLARI



Committed to excellence

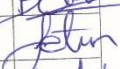
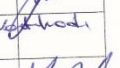
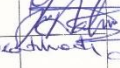
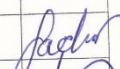
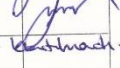
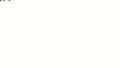
ETİK KURUL KARARI

TOPLANTI TARİHİ	TOPLANTI SAYISI	KARAR NO
19.07.2019	8	7

ARAŞTIRMA YÜRÜTÜCÜSÜ
Prof.Dr. İbrahim Halil TACİR Protetik Diş Tedavisi A.D.

KARAR

Yürütücülüğünü Prof.Dr. İbrahim Halil TACİR'in yaptığı "İki Farklı Materyal İle Hazırlanan Endokron Restorasyonların Basma Dayanımı Dirençlerinin Karşılaştırılması" başlıklı, 2019/37 protokol no.lu çalışma Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş olup, etik kurallara **UYGUN OLDUĞUNA**, katılanların **Oy Çokluğu / Oy Birliği** ile karar verilmiştir.

Görevi	Adı Soyadı	Birimi	Evet	Hayır	İmza
Başkan	Prof.Dr. Köksal BEYDEMİR	Diş.Hek.Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D	✓		
Başkan Yrd.	Prof. Dr. Belgin GÜLSÜN	Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi A.D	✓		
Raportör	Prof.Dr. Emin Caner TÜMEN	Diş.Hek. Fak. Çocuk Diş Kliniği A.D	✓		
Üye	Prof. Dr. Ahmet DAĞ	Diş. Hek.Fak. Periodontoloji A.D	✓		
Üye	Prof. Dr. Seher GÜNDÜZ ARSLAN	Diş.Hek.Fak. Ortodonti A.D	✓		
Üye	Prof.Dr. Nezahat AKPOLAT	Tıp Fak. Mikrobiyoloji A.D	✓		
Üye	Prof.Dr. M.Zülküf AKDAĞ	Tıp Fak. Biyofizik A.D	✓		
Üye	Doç.Dr.Ayfer ŞANLI AKTAŞ	D.Ü. Tıp Fak. Histoloji-Embriyoloji A.D	✓		
Üye	Prof.Dr. Sadullah KAYA	Diş.Hek. Fak. Endodonti A.D	✓		
Üye	Dr. Öğretim Üyesi Ersin UYSAL	D.Ü. Teknik Bilimler Meslek Yük. Okulu	✓		
Üye	Av. Evin DAŞ	D.Ü Hukuk Müşavirliği	✓		

Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 21280
Telefon:0 412 241 10 17-Faks:0 412 248 81 00
Elektronik Ağ:http://www.dicle.edu.tr/dis-hekimligi-fakultesi

Ayrıntılı bilgi için irtibat: Emin Caner TÜMEN
e-Posta: dishekimligi.dicle@gmail.com

9. ORJİNALLİK RAPORU

TEZ			
ORJİNALLİK RAPORU			
%16	%14	%3	%6
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
BİRİNCİL KAYNAKLAR			
1	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	%4	
2	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	%2	
3	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1	
4	www.hollywoodgulusu.com İnternet Kaynağı	%1	
5	Submitted to Yüzüncü Yıl Üniversitesi Öğrenci Ödevi	%1	
6	Submitted to Baskent University Öğrenci Ödevi	<%1	
7	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<%1	
8	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<%1	

