

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANA BİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

FARKLI SERAMİKLER İLE HAZIRLANAN
ENDOKRON RESTORASYONLARIN BAĞLANMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Dt. Müberra GÜNEY

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

RİZE

2023



T.C.

RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANA BİLİM DALI
FARKLI SERAMİKLER İLE HAZIRLANAN
ENDOKRON RESTORASYONLARIN BAĞLANMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Uzmanlık Tezi

Dt. Müberra GÜNEY

Danışman

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL

RİZE

2023

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bana destek olan, değerli vaktini ve yardımlarını esirgemeyen, bilimsel ve mesleki tecrübesiyle bana yol gösteren, fakültemize ve biz öğrencilerine verdiği tüm emekler için saygıdeğer hocam Prof. Dr. Zeynep YEŞİL'e,

Uzmanlık eğitimime katkıda bulunan ana bilim dalımızın değerli öğretim üyeleri Sayın Doç. Dr. Murat ALKURT ve Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR'a,

Tez çalışmam için beni misafir eden ve sunduğu bakış açısı, verdiği fikirler ve örneklerimin hazırlanması için sağladığı teknik imkanlar ile tez çalışmama katkıda bulunan Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Ali KELEŞ'e,

Bu tez çalışmasını TDH-2022-1369 proje numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Tez örneklerimin üretimini büyük bir dikkat ve titizlikle gerçekleştiren Haluk Demir TAŞDEMİR ve Universal Dental Studio ailesine,

Uzmanlık eğitimim süresince dostlukları ve yardımlarıyla bana yoldaşlık eden, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum arkadaşlarım Dt. Bahar TÜFEKÇİ ve Dt. Selin TEKİN'e,

Tez çalışmam sırasında her ihtiyaç duyduğumda, yardımını benden esirgemeyen, beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum arkadaşım Dt. Gizem YILMAZ'a,

Hayatım boyunca hep yanımda olan, bana güvenen ve beni destekleyen aileme teşekkür ederim.

Müberra GÜNEY

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	I
İÇİNDEKİLER	II
ÖZET	IV
ABSTRACT	V
SİMGELER ve KISALTMALAR	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
TABLolar DİZİNİ	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Madde Kaybı Fazla Olan Endodontik Tedavili Posterior Dişlerin Restorasyonu	4
2.1.1. Kök ile Kanaldan Destek Alan Restorasyonlar	4
2.1.1.1. Post-Kor Restorasyonlar	4
2.1.1.2. Korono-Radiküler Restorasyonlar	5
2.1.2. Kök Kanalından Destek Almadan Yapılan Restorasyonlar	5
2.1.2.1. Tam Kron Restorasyonlar	5
2.1.2.2. İnlay, Onlay, Overlay Restorasyonlar	6
2.1.2.3. Endokron Restorasyonlar	6
2.2. Endokron Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller	7
2.2.1. Dental Seramikler	8
2.2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	8
2.2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı	9
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	10
2.3.1. Cam Matriks Seramikler	11
2.3.1.1. Feldspatik Seramikler	11
2.3.1.2. Sentetik Seramikler	11
2.3.2. Polikristalin Seramikler	13
2.3.3. Resin-Matriks Seramikler	14
2.4. CAD/CAM Sistemleri	14
2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	15
2.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	16
2.4.3. Güncel CAD/CAM Sistemleri	16
2.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri	17
2.5. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu	17
2.6. Diş Hekimliğinde Adezyon	18

2.6.1. Rezin Simanlar	21
2.6.1.1. Rezin Simanların Avantajları	21
2.6.1.2. Rezin Simanların Dezavantajları	21
2.6.1.3. Polimerizasyon Şekillerine Göre Rezin Simanların Sınıflandırılması	22
2.7. Seramik Sistemlerde Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	23
2.8. Bağlanma Dayanımı	23
2.8.1. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi.....	23
2.8.1.1. Push-Out Testi.....	24
3. MATERYAL VE METOD	25
3.1. Dişlerin Seçilmesi.....	25
3.2. Dişlerin Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması	26
3.3. Endokron Restorasyon için Preparasyonun Yapılması.....	28
3.4. Hazırlanan Dişlerin Gruplandırılması.....	29
3.5. Endokron Restorasyonların Dijital Ölçülerinin Alınması, Tasarımı ve Üretimi	30
3.6. Endokron Restorasyonlara Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	35
3.7. Endokron Restorasyonların Simantasyon İşlemi	36
3.8. Endokron Restorasyonlardan Kesitlerin Alınması	38
3.9. İtme (Push-Out) Testinin Uygulanması.....	41
3.10. Verilerin İstatistiksel Analizi	42
4. BULGULAR.....	44
5. TARTIŞMA.....	49
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	57
KAYNAKLAR	58
EKLER.....	71
EK 1. ÖZGEÇMİŞ	71

ÖZET

Farklı Seramikler ile Hazırlanan Endokron Restorasyonların Bağlanma Dayanımlarının İncelenmesi

Amaç: Bu çalışma, farklı seramikler ile hazırlanan endokron restorasyonların bağlanma dayanımlarının incelenmesi amacıyla yapıldı.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada 21 adet yeni çekilmiş daimi alt molar diş kullanıldı. Dişlere kanal tedavi işlemleri uygulandıktan sonra, endokron restorasyon için preparasyonları yapıldı. Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) tekniği kullanılarak üç farklı seramik materyalden (lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik; Upcera, rezin nano seramik; Cerasmart, zirkonya takviyeli lityum silikat cam seramik; CeltraDuo) endokron restorasyonlar hazırlandı. Resin siman (Maxcem Elite) ile simante edilen endokron restorasyonlardan bölgesel olarak (apikal, orta ve koronal) toplam 63 kesit alındı. Bağlanma dayanımları universal test cihazında itme (push-out) testi ile değerlendirildi. Veriler; iki yönlü varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi ile $p<.05$ anlamlılık seviyesinde istatistiksel olarak analiz edildi.

Bulgular: Kullanılan materyallerden ve kesit alınan bölgeden elde edilen bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı ($p<.001$) olduğu belirlendi. Kesit alınan her bir bölgede lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (Upcera) ve rezin nano seramik (Cerasmart)'den hazırlanan endokron restorasyonların bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark elde edilmezken ($p>0.05$), her iki materyalden hazırlanan endokron restorasyonların zirkonya ile takviye edilmiş lityum silikat (CeltraDuo)'dan hazırlanan endokron restorasyonlardan anlamlı bir şekilde daha fazla ($p<0.05$) bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği saptandı. En fazla bağlanma dayanımı koronal bölgeden, en az bağlanma dayanımı apikal bölgeden alınan kesitlerde belirlendi.

Sonuç: Endokron restorasyonların bağlanma dayanımı üzerinde materyal farklılığının etkili olduğu, apikale doğru gidildikçe dayanımın azaldığı tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: Farklı seramikler, Kesit alınan bölge, Endokron, Bağlanma dayanımı

ABSTRACT

Examination of Bond Strength of Endocrown Restorations Prepared with Different Ceramics

Aim: This study was carried out for examining the bond strength of endocrown restorations prepared with different ceramics.

Material and Methods: 21 newly extracted mandibular permanent molar teeth were used in this study. After root canal treatment procedures were applied to the teeth, their preparations were made for endocrone restoration. Endocrown restorations from three different materials (lithium disilicate reinforced glass ceramic; Upcera, resin nano ceramic; Cerasmart, zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic; CeltraDuo) were prepared with using Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) technique. The endocrown restorations were cemented with resin cement (Maxcem Elite Kerr) and 63 sections were taken locally (apical, middle and coronal) and they were randomly divided into 3 groups (n=7). The bond strength of the specimens was measured with the push-out test on the universal test device. The data were evaluated at $p < .05$ significance level for the intergroup comparisons with two-way variance analysis and Tukey's multiple comparison test.

Results: It was determined that the material used and the sectioned area were statistically significant ($p < .001$). While there was no significant difference between the bonding strength between lithium disilicate reinforced glass ceramic (Upcera) and resin nano ceramic (Cerasmart) ($p > 0.05$) in each area of the sections, it was determined both of the endocrown restorations showed significant higher bonding strength than zirconia reinforced lithium silicate (CeltraDuo). It was determined that the coronal sections showed the highest bonding strength and the apical sections showed the lowest bonding strength.

Conclusion: It was determined that the material difference affects the bonding strength of endocrown restorations and the bonding strength decreases from coronal to apical.

Keywords: Different ceramics, Sectioned area, Endocrown, Bond strength

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	: Yüzde
<	: Küçüktür
>	: Büyüktür
°C	: Derece santigrat
µm	: Mikrometre
ADA	: Amerikan Diş Hekimliği Birliği
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
Bis-GMA	: Bisfenol A-glisidil metakrilat
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
CBCT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
cm	: Santimetre
dk	: Dakika
EDTA	: Etilendiamin Tetraasetik Asit
HEMA	: Hidroksietil Metakrilat
HEMA	: Hidroksietil Metakrilat
HT	: Yüksek Translüsensi
ISO	: International Organization for Standardization
K ₂ Al ₂ Si ₆ O ₁₆	: Potasyum feldspatik
KO ₂	: Potasyum oksit
LED	: Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
LT	: Düşük translüsensi
ml	: Mililitre
mm	: Milimetre
mm ²	: Milimetrekare
MPa	: Megapaskal
n	: Örnek sayısı
N	: Newton
NaO ₂	: Sodyum oksit
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
nm	: Nanometre
p	: Anlamlılık değeri
pH	: Power of Hydrogen
Q-Q	: Quantile-Quantile
rpm	: Dakikadaki devir sayısı
SiO ₂	: Silisyum oksit
SiO ₂ .Al ₂ O ₃ .K ₂ O	: Potasyum alümina silikat
SiO ₄	: Silisyum tetraoksit
sn	: Saniye
STL	: Standard Transformation Language
TEGDMA _t	: Trietilen glikol dimetakrila
UDMA	: Üretan dimetakrilat

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Push– out test düzeneği	24
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan dişler	26
Şekil 3.2. Kanal şekillendirmesi tamamlanan diş	27
Şekil 3.3. Kanal ağızlarının kapatılması.....	28
Şekil 3.4. Endokron preparasyonunun şematik olarak gösterimi	29
Şekil 3.5. Hasta kaydı ve restorasyon materyalinin seçimi	30
Şekil 3.6. Restorasyonun kenar bitim kısmının çizimi	31
Şekil 3.7. Restorasyonun giriş yolunun belirlenmesi.....	31
Şekil 3.8. Siman boşluğunun oluşturulması	32
Şekil 3.9. Restorasyonun kron boyu ve kavite derinliğinin ölçülmesi.....	32
Şekil 3.10. Restorasyonun konumlandırılması	33
Şekil 3.11. Restorasyonun tasarımının tamamlanması	33
Şekil 3.12. Restorasyonun STL dosyasına kaydı.....	34
Şekil 3.13. Endokron restorasyonların farklı açılardan görünümü	35
Şekil 3.14. Cila işlemi tamamlanan endokron restorasyon	35
Şekil 3.15. Endokron restorasyonlara asit ve silan uygulanması.....	36
Şekil 3.16. Dişlere asit-bond uygulanması	37
Şekil 3.17. Simantasyon işlemleri yapılan endokron restorasyonlar	38
Şekil 3.18. IsoMet 1000 cihazı	38
Şekil 3.19. Endokron restorasyonlardan kesitlerin alınması	39
Şekil 3.20. Alınan horizontal kesitlerin şematik gösterimi	39
Şekil 3.21. Kesitlerin dijital kumpas ile ölçülmesi	40
Şekil 3.22. Kesitlerin işaretlenmesi.....	40
Şekil 3.23. Endokron restorasyonlardan alınan kesitler	41
Şekil 3.24. Kesitin düzeneğe yerleştirilmesi	42
Şekil 3.25. Push-out testinin uygulanması	42
Şekil 4.1. Bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği.....	44
Şekil 4.2. Materyallerin kesit alınan bölgelere göre bağlanma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	46
Şekil 4.3. Kesit alınan bölgeden bağımsız olarak, materyallerin bağlanma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	47
Şekil 4.4. Materyal tipinden bağımsız olarak, kesit alınan bölgelerin bağlanma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)	48

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	29
Tablo 4.1. Bağlanma dayanımı değerlerinin iki yönlü varyans analiz sonuçları	44
Tablo 4.2. Kullanılan materyallerin bağlanma dayanım değerlerinin ortalama (MPa), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	45
Tablo 4.3. Kesit alınan bölgeden bağımsız olarak, materyallerinin bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	46
Tablo 4.4. Materyal tipinden bağımsız olarak, kesit alınan bölgelerdeki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları	47



1. GİRİŞ

Endodontik tedavide hedef; kök kanal boşluğunu mümkün olan en geniş ölçüde debride ettikten sonra, dezenfekte etmek ve kanalları en etkili şekilde doldurmaktır. Restoratif tedavinin öncelikli hedefi ise; dişleri, fonksiyon, rahatlık ve bazı durumlarda estetik açıdan eski haline döndürmektir. Endodontik tedavinin başarısı, devamında yapılan restoratif tedavinin başarısına bağlıdır. Endodontik tedavi ile restoratif diş hekimliği arasındaki bu bağlanma oldukça önemli olmakla birlikte kanal tedavili dişler için restoratif yaklaşım her zaman çözümü zor bir konu olmuştur.¹

Endodontik tedavisi yapılan azı dişlerinin restorasyonu, restoratif diş hekimliği için zorlu bir süreçtir. Kavite preparasyonu sırasında kaybedilen sağlam diş yapısı, dişin dayanıklılığını ve gelen yüklere karşı koyma yeteneğini etkiler.² Diş yapısının muhafaza edilmesi, dişin hayatta kalması ve oklüzal yükler altında kırılmaya karşı dayanım göstermesi açısından önemlidir. Pulpasız dişlerin hayatta kalmasını tehlikeye atan temel faktör dentin dokusunun ortadan kalkmasıdır.³

Kron kısmı fazla tahrip olan kanal tedavili dişlerin tedavisi için geleneksel yaklaşım post-kor/kron restorasyonların uygulanmasıdır. Adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler bu dişlerin; kanal içi postlar uygulanmadan, endokron restorasyonu örneğinde olduğu gibi, pulpa odasından retansiyon desteği alan onley ve overley restorasyonlar uygulayarak restore edilmesini mümkün kılmıştır.⁴

Bindl ve Mörmann⁵ tarafından ilk kez 1999 yılında; retansiyonun kök desteği olmadan, pulpa odasının içerisinden sağlandığı 90° açılı preparasyona sahip seramik monoblok restorasyonlar endokron olarak tanımlanmıştır.

Endokron; farklı kök kanal morfolojisine (fazla eğimli, fazla geniş, dar veya zayıf dişler) sahip dişlerde, klinik kron boyu kısa, interoklüzal mesafesi az, fazla madde kaybı olan ve gerekli ferrule etkisi sağlanamayan vakalarda endikedir.⁶

Seramik materyallerdeki yenilikler ve gelişmiş bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği, endokron uygulamalarında da etkisini göstermiştir. CAD/CAM sistemlerinde; kompozit rezinler, güçlendirilmiş seramikler, sinterlenmiş alümina ve hibrit seramikler gibi farklı yapılarda çeşitli materyaller kullanılabilir.⁷

Seramik ve kompozitler estetik diş hekimliğinde geniş uygulama alanına sahip materyallerdir. Hem seramik hem de kompozit materyallerin avantajlarını bir arada

bulunduran, doğal dişlerin mekanik ve yapısal özelliklerini yansıtan farklı materyaller üretilmiştir.⁸ Seramik materyallerinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi problemi engellenmek amacıyla; hibrit seramik blokların yapısında ağırlıklı olarak yer alan seramik yapı, birbiri içerisine tamamen geçmiş olan bir polimer ağı ile desteklenmiştir.⁹

Rezin nanoseramik blokların içeriğinde; üretan dimetakrilat (UDMA) esaslı rezin matriks ve nano boyutta seramik parçacıkları bulunur. Fabrikasyon aşamasında ilave edilen silan, rezin matriks ile nanomerler arasında kimyasal bağlanmayı sağlar. Nanoseramik materyallerin piyasaya sunulması ile birlikte kompozitlerin kullanım kolaylığı ile porselenlerin kırılma dayanımları birleştirilmiştir.¹⁰ Nanoseramikler ile reçine kompozitlerin aynı mikroyapıya sahip olmalarına karşın içindeki bileşenlerin oranları farklıdır.¹¹

Seramiklerin daha sert ve kırılğan bir yapı göstermelerine karşın, kompozitler ise esnek ve yumuşak yapıda olup daha fazla aşınma gösterir. Restoratif diş hekimliği için ideal hedef; kaybedilen diş maddesini diş benzeri yapıya ve uygun fiziksel özelliklere sahip restoratif bir materyal ile onarmaktır. Bu amaca yönelik olarak doğal dişlerin özelliklerinin taklit edildiği, yapısı ve fiziksel özellikleri geliştirilmiş yeni bir materyal üretilerek polimer infiltre seramik ağ olarak adlandırılmıştır.¹²

Farklı CAD/CAM ya da preslenebilen seramik materyaller, metal destekli restorasyonların yerine kullanılmaya başlanılmıştır. Yüksek dayanımlı seramik alt yapılar tam seramik restorasyonların hazırlanmasına olanak verirler. Seramik restorasyonlar, adeziv olarak yapıştırıldıktan sonra gelişmiş kırılma dayanımı ve ümit verici başarı göstermişlerdir.¹³

Tam seramikler; uzun süreli estetik özellikleri ve ağız koşullarına dayanıklılık yetenekleri nedeniyle son derece cazip materyallerdir. Seramik restorasyonların klinik olarak başarısı, rezin siman ve restorasyon arasındaki bağlanmanın kalitesi ve dayanıklılığı ile büyük ölçüde ilgilidir. Güçlü bir rezin siman bağlantısı; yüksek bağlanma sağlar, marjinal uyumu iyileştirir, mikrosızıntının oluşmasını engeller, diş ile restorasyonun kırılma direncini artırır.¹⁴

Tam seramik restorasyonların başarılarını uzun süre devam ettirebilmeleri için bir diğer önemli faktörler de bağlanma dayanımıdır. Adezyon, güçlü bir bağlanma dayanımı için en önemli faktördür.¹⁵

Güçlü ve dayanıklı bir bağlanma; diş ile seramik arasındaki simanın adeziv bağlantısının başarısına bağlıdır. Simantasyon işlemi; restorasyonun tutuculuğunu, dayanıklılığını, kenar sızdırmazlığını buna bağlı olarak klinik başarıyı artıran en önemli aşamalardan biridir.¹⁶

Piyasaya yeni sunulan seramik dental materyallerin klinik başarısına yönelik literatürde yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışma, endokron restorasyonların hazırlanmasında kullanılan farklı seramik materyallerin bağlanma dayanımını, itme (push-out) test yöntemi kullanarak incelemek amacıyla yapılmıştır.

Bu doğrultuda çalışmanın H0 hipotezi; materyal farklılığının bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı olmayacağı, H1 hipotezi; kesit alınan bölgelerde elde edilen bağlanma dayanımları arasında fark olacağı şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavi; çürük, kırık veya periodontal problemlerden etkilenen dişlerde, periapikal dokuların sağlığının devam etmesi için kök kanalından vital pulpa dokusunun, bakteri ve toksinlerin uzaklaştırılması işlemidir. Endodontik tedavili bir dişin uzun süre ağızda kalması; uygulanan kök kanal tedavisinin yanı sıra, endodontik tedaviden sonra yapılan koronal restorasyonun kalitesine de bağlıdır.¹⁷ Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu konusu kapsamlı bir şekilde çalışılmış olmakla birlikte; endodonti, protetik diş tedavisi ve restoratif diş tedavisi gibi çeşitli alanlarla ilgili prosedürleri içerdiği için, diş hekimliği klinik pratiğinin en çok tartışılan konularından biri olmuştur.¹⁸ Endodontik tedavi yapılmış dişler, vital dişlerden farklı özelliklere sahiptir. Bu dişler, canlı pulpa dokusunun sağladığı nemin kaybının yol açtığı kuruluk nedeniyle kırılmaya karşı daha yatkındırlar. Ayrıca diş yapılarındaki eski restorasyonlar, çürük varlığı, endodontik giriş kavitesinin hazırlanması, yıkama ve genişletme işlemleri esnasında ortaya çıkan koronal madde kayıpları dişin kırılmaya karşı direncini zayıflatır.¹⁹

2.1. Madde Kaybı Fazla Olan Endodontik Tedavili Posterior Dişlerin Restorasyonu

Posterior dişler ağız içindeki konumları nedeniyle daha fazla oklüzal strese maruz kalır ve tedavi uygulanırken daha sınırlı görüş ve erişim imkanına sahiptir. Ayrıca dişin anatomisi nedeniyle endodontik tedaviyi uygulamak daha zordur. Dolayısıyla posterior dişlerin sağ kalım oranı diğer dişlerle karşılaştırıldığında daha düşüktür. Dişin kalan sert doku miktarına ve ağızda yer aldığı bölgeye bağlı olarak yapılacak restorasyona karar verilir.²⁰

2.1.1. Kök ile Kanaldan Destek Alan Restorasyonlar

2.1.1.1. Post-Kor Restorasyonlar

Endodontik tedavi uygulanan dişin kalan sağlam kısmının yetersiz olduğu durumlarda kök kanalı içerisine post yerleştirilerek restorasyonun dayanıklılığı artırılabilir. Geriye kalan diş yapısının güçlendirilmesi ve kayıp diş dokusunun yerine konulması, ayrıca kor yapısının tutuculuğunun artırılması için post ve kor kullanılır.²¹

- **Post:** Dişe retansiyon ve destek sağlar. Kök kanalının 2/3' sine kadar uzanır. İdeal özelliklere sahip bir post, kalan diş dokularında stres oluşturmaz ve yeterli tutuculuk elde edilir.²²

- **Kor:** Restorasyonun koronal kısmında yer alan, post ile birleşik halde ve prepare edilen dişin şeklini taklit eden bölümdür. Kor, postun koronal uzantısıdır.²²
- **Coping:** Kökün servikal kenarını bir bilezik gibi çepeçevre sararak ferrule etkisi yaratan ortalama 2 mm genişliğinde olan kısımdır. Korun bir parçası olabileceği gibi final restorasyonda olabilir. Coping siman örtücülüğünü devam ettirerek, dişe gelen stresi post ve kora iletip kırığa karşı ferrule etkisi sağlar.²²

Postların dişleri güçlendirmede aksine hazırlanan post boşluğunun ve post yerleştirilmesinin kökü zayıflattığı ve bunun da kök kırılmalarına yol açtığı belirtilmiştir.²³ Postun esas görevi koronal restorasyona destek sağlamaktır.²⁴

2.1.1.2. Korono-Radiküler Restorasyonlar

Dişin klinik kronunun yarısının kaybedildiği durumlarda, pulpa odasının ve koronal kısmının kompozit rezin, amalgam yada cam iyonmer simanla restore edilmesidir.²⁵ Dişe post yerleştirilmez, kanalların 2-4 mm' lik koronal kısmı ve pulpa odası restorasyon materyalinin retansiyonunda kullanılır.²⁶

2.1.2. Kök Kanalından Destek Almadan Yapılan Restorasyonlar

Endodontik tedavili posterior dişlerde giriş kavitesi preparasyonunun diş zayıflattığı durumlarda, marjinal sırtlar korunmuşsa geleneksel protetik restorasyonların hazırlanması önerilmektedir.²¹

2.1.2.1. Tam Kron Restorasyonlar

Çürük, restoratif prosedürler ve kanal tedavisi sebebiyle koronal diş yapısının büyük miktarda kaybedildiği durumlarda tam kron restorasyonlar yapılabilir. Bazı vakalarda, kron; kök kanalından destek almaksızın, doğrudan koronal yapı üzerine uygulanabilmektedir. Bazı vakalarda ise, kök kanalı içerisine yerleştirilen postun, kor materyali ve kron için tutuculuk sağlaması gerekir. Kor, postun kök kanalı içindeki uzantı ile bağlantılı olup, kayıp koronal yapının yerini alır. Kron, koru kaplayarak dişin estetiğinin ve fonksiyonunun geri kazandırılmasını sağlar.²⁷

Tam seramik restorasyonlar güncel olarak kullanılan kron materyalleridir. Tam seramikler; feldspatik seramik ve lösit cam seramikten, lityum disilikat ve zirkonyum oksite kadar uzanan geniş bir yelpazede çeşitliliğe sahiptirler. Bununla birlikte, rezin nanoseramik, zirkonyum takviyeli cam seramik ve polimer infiltre seramiklerde giderek yaygın olarak kullanılmaktadır.¹⁷

2.1.2.2. İnlay, Onlay, Overlay Restorasyonlar

Intrakoronal restorasyonlar olarak isimlendirilen inley, onley veya overlay restorasyonlar kavite şekillerine göre sınıflandırılırlar. İnleyler; oklüzal, gingival ve proksimal restorasyonlarda kullanılan en basit restorasyonlardır. Dişi kuvvetlendirmemekle birlikte eksik diş dokusunun yerini alırlar. Çürük harabiyetinin az olduğu veya restorasyon bulunduran premolar ve molar dişlerde endikedirler. Onleyler ise, oklüzal yüzeyin tüberküllerini de kaplayarak stres birikimini engelleyen ve stresi geniş bir alana yayan restorasyonlardır. Overlay uygulamalarında ise, bukkal veya lingual duvarlar da restorasyona dahil edilir.²⁸

İnlay, onlay ve overlay restorasyonların hazırlanmasında; altın, kompozit veya seramik materyalleri kullanılabilir. Eğer dişteki madde kaybı, direkt restoratif teknikle onarılamayacak kadar büyükse ve estetik kaygı ön plandaysa seramiklerle veya laboratuvar işlemlerinden geçirilmiş kompozitlerle üretilen kron içi restorasyonların hazırlanması gerekir. Böylece, indirekt olarak hazırlanan seramik restorasyonlarda, polimerizasyon büzülmesi sorun olmayacağı için mekanik özellikleri daha iyi olan restorasyonlar hazırlanabilir.²⁹

2.1.2.3. Endokron Restorasyonlar

Endokron, tam kron ve pulpa odası ve/veya pulpa kanallarını içine alan monoblok bir yapı olup, stabilite ve retansiyon pulpa odası yüzeyinin adeziv bağlanma için kullanılmasıyla sağlanır.³⁰

Diş dokularını koruduğu ve endodontik başarısızlık görülmesi halinde, diş yeniden müdahale edebilmeyi kolaylaştıran bir yaklaşım sunduğu³¹ için günümüzde klasik tam kron ile kaplamanın yerini kompozit rezin veya seramikten hazırlanan endokron restorasyonlar almıştır.³²

Uygulanmalarının kolay olması ve kısa sürede hazırlanabilmeleri sayesinde; daha az zaman kaybı oluşturmaları ve ucuz olmaları endokron restorasyonların avantajlarıdır. Periodontal olarak problemli veya apikal rezeksiyon yapılmış dişlerde de endokron restorasyonlar uygulanabilir. Post yerleştirilmesine imkan tanımayan; kısa kron boylu ve kalsifiye, eğimli veya çok kök kanalı olan dişlerde de bir tedavi seçeneği olarak kullanılabilir.³³

Endokron Restorasyonlarda Preparasyon

Endokron restorasyonların preparasyonunda 1 mm genişliğinde dairesel basamaklı bir kenar bulunur. Pulpa odasının genişliğinde merkezi retansiyon kavitesi bulunan tek bir birim halinde kor ve kron içerir.³⁴

Endokron restorasyon için preparasyon yapılmadan önce tüm eski restorasyonlar kaldırılarak g ta perka artıkları temizlenmelidir. İnce veya çatlak duvarlar tespit edilerek preparasyon öncesi kompozit rezin ile onarılmalıdır. Bu yapı final restorasyona zemin oluşturur.³⁵ En ideal retansiyon ve tutuculuk özelliklerini elde edebilmek için 2 mm' lik bir merkezi retansiyon kavitesi hazırlanması gerektiği bildirilmiştir.³⁶

Ayrıca prepare edilen endokron restorasyonlarda aşağıdaki parametreler bulunmalıdır:

- Oklüzal redüksiyon 2-3 mm olmalı,
- Kavitenin i  kenar açıları 90  bitimle hazırlanmalı,
- Geçiřler pürüzsüz olmalı,
- Pulpa odası 8-10  i  eğimli olmalı,
- Pulpal taban düz olarak oluřturulmalı,
- Mümkün olduğu kadar supragingival mine kenarları içermelidir.³⁷

Endokron restorasyonlarda hazırlanacak retansiyon kavitesinin derinliği tam olarak belirtilmemiştir. Bazı araştırıcılar tarafından pulpa boşluğundaki andırkatların giderilerek, düzgün yüzeyler oluşturulması ve mevcut diş yapısının korunabilmesi için bu bölgenin rezin kompozit ile düzenlenmesi önerilmiştir.³⁸ Bu uygulamalar sayesinde ışıkla polimerize olan simanlar kullanılarak daha kısa uzantılı endokron restorasyonlar hazırlanabilmektedir.³⁹

2.2. Endokron Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller

Seramik teknolojisindeki gelişmeler ve özellikle dental CAD/CAM sistemlerinin kullanımı, yüksek biyoyumluluğa ve optimum mekanik özelliklere sahip tek tam seramik endokron restorasyonların  retilbilmesini sağlamıştır.⁴⁰ CAD/CAM sistemlerindeki yeniliklere paralel olarak; farklı özelliklere sahip, yeni seramik materyaller sürekli olarak geliştirilmektedir.⁴¹

Endokron restorasyonların retansiyonu temel olarak adezyona dayandığından, diş dokularına rezinle bağlanabilen protetik materyallerin kullanılabilir hale gelmesi son derece önemlidir. Endokronlarla ilgili yapılan klinik araştırmalarda genellikle cam seramikler, özellikle de CAD/CAM ile hazırlanan feldspatik seramikler kullanılmıştır. Feldspatik seramik gibi asitlenebilen cam seramiklerin; yüzeylerine hidroflorik asit ve silan uygulanarak rezin simana etkili bir şekilde bağlanırlar.⁴²

Monolitik materyaller içerisinde iyi bir klinik geçmişi olup popüler hale gelen lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler endokron restorasyonların yapımı için uygun materyallerdir.⁴³ Ayrıca monolitik adeziv restorasyonlarda kullanımı önerilen CAD/CAM kompozitler piyasaya sunulmuştur.⁴⁴ Özellikle, yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerize olan dimetakrilat monomerleri ile sekonder olarak infiltre edilmiş kısmen sinterlenmiş cam seramik bloklar olan polimer infiltre seramikler, gelecek vaat eden materyal grubunu oluşturmaktadır.⁴⁵

2.2.1. Dental Seramikler

2.2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik sözcüğü eski Yunancada “Keramikos” kelimesinden köken almıştır. Diş hekimliğinde porselenin kullanımı 200 yılı aşkın bir geçmişe dayanmaktadır. Porselen maddesi yıllar içerisinde önemli değişikliklere uğramıştır.⁴⁶

Diş hekimliğinde seramikler; ilk defa 1774 yılında, Fonzi’nin, total protezlerde kullanılmak üzere, ‘terrometalik’ denilen porselen dişleri geliştirmesi ile birlikte, hareketli protezlerde yapay diş olarak kullanılmaya başlanmıştır. Logan tarafından 1885 yılında platin postlar kullanılarak geliştirilen ‘Richmond kron’lar ile porselen ve post arasındaki bağlanma sorunu çözülmüştür.⁴⁷ Porselenin yapısına lösit eklenerek metal alaşımları ile daha güçlü bağlanma oluşturmaya başlanmıştır.⁴⁸

Estetik diş hekimliğinin temelleri Vines ve arkadaşlarının vakumlu fırınlama tekniğini geliştirmesi ile atılmıştır. Mc Lean ve Hughes, 1965 yılında jaket kronu üretmişlerdir. McLean ve Sced, 1976 yılında ‘Twin Foil’ tekniğini kullanarak daha güçlü bir jaket kron elde etmeyi başarmışlardır.⁴⁹

Adair ve Grossman ilk dökülebilir cam seramik olan Dicor tanıtmışlardır. Basınç ile şekillendirilen, cam seramik olan IPS Empress I ve IPS Empress II 1990 yılında kullanıma sunulmuştur.⁵⁰

2.2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik inorganik ametallere verilen genel addır. Porselen ise kristalin yapıda cam fazlı bir materyaldir. Sinterizasyon (porselen içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi olayı) ile oluşturulan tam olarak füzyona uğramamış cam türevi seramikler diş hekimliğinde tercih edilmektedir. Bu seramikler metal oksitler ile karıştırılarak kullanılırlar ve okside seramikler olarak adlandırılırlar. Diş hekimliğinde kullanılan porselen ise içinde lösit kristalleri bulunan camsı bir matriks içeren tümü ile cam faza geçmemiş sinterleme ile elde edilen seramik türüdür.⁵¹

Dental seramikler; ortada bulunan bir silisyum atomu ile dört oksijen atomunun kimyasal bağ oluşturmasıyla meydana gelen silisyum tetraoksit (SiO_4) yapısında bir materyaldir. Dental seramiklerin temel bileşenlerini; kuartz, feldspar ve kaolin oluşturur.⁵²

Feldspar

Ana yapıyı oluşturan porselene doğal bir translusentlik veren maddedir. Sodyum silikat, potasyum silikat veya kalsiyum silikattan oluşur ve minimum %60 oranında bulunur. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ile kile matris oluşturur.⁵² Doğal haldeyken saf değildir. Feldspar 1250- 1500 °C civarında eriyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür. Soda formu erime sıcaklığını düşürür, potas formu erimiş materyalin (camın) viskozitesini artırır. Bu durum fırınlama sırasında oluşan toplanma ve piroplastik akmayı azaltır. Böylece kenarların yuvarlaklaşması, diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolması engellenir.⁵³

Kuartz

Ergime ısısı (yaklaşık 1700 °C) diğer maddelerden daha yüksektir. Silika yapısında olup, doldurucu görevi görür. Pişirmeden sonra oluşacak kontraksiyonlara engel olur. Porselenin dayanıklılığını arttırır ve bileşimde %10-30 oranında bulunur.⁵⁴

Kaolin

Yumuşak ve beyaz renkte bir kil türü olup 1800 °C’de ergiyen kaolin dehidrate olmuş bir alüminyum silikattır. Yapışkan olduğu için kuartz ve feldsparı bir arada tutar. Dolayısıyla porselenin işlenebilmesini kolaylaştırır. Seramiğin yapısında % 1-5 oranında bulunur. Opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır.⁵²

Dental seramiklerin yapısındaki bu üç esas maddeye ek olarak; akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya luminisans özelliğini geliştirici çeşitli maddelerde ilave edilmiştir.⁵⁵

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin, düşük fırınlama ısısında, yüksek viskozite göstermesi istenmektedir. Porselenin temel yapısı olan SiO₄'e cam modifiye ediciler ve akışkanlar eklenerek porselenin yumuşama ısısı düşürülmüş, bu da viskozitenin azalmasına sebep olmuştur. Cam modifiye edicilerin düşürdüğü viskozite ara oksitler kullanılarak artırılabilir. Ara oksitler aynı zamanda porselenin sertliğini de artırır.⁵⁶

Tam seramik restorasyonlar; ısıyla presleme, slip casting, sinterleme ya da kazıma yöntemleriyle hazırlanırlar. Tam seramik restorasyonların başarıyla uygulanması; klinisyenin, uygun materyali seçme becerisine, üretim tekniğine, simantasyon veya bonding işlemlerine, ağız içindeki koşullara ve estetik ihtiyaçlara bağlıdır.⁵⁷

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Bileşimlerine, hazırlanma yöntemlerine, ergime sıcaklıklarına, mikro yapılarına, translusenslerine, kırılma dirençlerine ve aşındırma özelliklerine göre sınıflandırılabilirler.⁵⁸

Günümüzde; polikristalin seramiklerin kullanımının artması ve kompozit matriks yapı içine porselenin eklenmesiyle üretilen 'hibrit' seramiklerin piyasaya sunulması ile güncel bir sınıflama yapılması ihtiyacı doğmuş ve Gracis ve arkadaşları⁵⁹ rezin içerikli materyallerinde dahil olduğu yeni bir sınıflama yapmışlardır. Bu yeni sınıflandırmaya göre; dental seramikleri üç gruba ayırmışlardır:

1. Cam matriks seramikler: Cam faz içeren, metal içermeyen inorganik seramik materyallerdir.
 - a) Felspatik
 - b) Sentetik
 - Lössit içerikli
 - Lityum disilikat içerikli
 - Florapatit içerikli

c) Cam infiltre

- Alümina
- Alümina ve magnezyum
- Alümina ve zirkonya

2. Polikristalin seramikler: Cam faz içermeyen, metal içermeyen inorganik seramik materyallerdir.

a) Alümina

b) Stabilize zirkonya

c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

d) Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

3. Rezin-matriks seramikler: Polimer matriks içerisine ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı maddeler ilave edilen materyallerdir.

a) Rezin nanoseramikler

b) Rezin matriks yapıya cam seramik ilave edilmiş seramikler

c) Rezin matriks yapıya zirkonya-silika seramik ilave edilmiş seramikler

2.3.1. Cam Matriks Seramikler

2.3.1.1. Feldspatik Seramikler

Bileşiminde kil/kaolin (hidrate alüminosilikat), kuvars (silika) ve feldspar (potasyum ve sodyum alüminosilikat karışımı) bulunan bir materyal sistemidir. Potasyum feldspat ($K_2Al_2Si_6O_{16}$) miktarı arttıkça, restorasyonun iç dayanıklılığı artar.⁵⁹ Seramiğin içerdiği lösit miktarı; materyalin termal genleşme katsayısını değiştirir. Bunun yanı sıra, çatlak ilerlemesini engelleyerek dayanıklılığı artırır. Cam içerisindeki lösit miktarı, termal genleşme katsayısına göre ayarlanabilir.⁶⁰ Yeni üretilen materyallerde (örneğin; VITA VM 13, VITA Zahnfabrik) lösit kristalleri, cam seramik içerisinde daha homojen dağılım gösterir. Bu materyaller çok daha yüksek eğilme dayanımına sahiptir.⁶¹

2.3.1.2. Sentetik Seramikler

Doğal kaynaklara olan bağımlılığı azaltmak için; seramik endüstrisinde, bileşiminde silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (KO_2), sodyum oksit (NaO_2) ve

alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi maddeler içeren sentetik materyaller kullanılmaya başlanılmıştır. Cam fazda bulunan apatit kristallerine değişen miktarlarda ve büyüklükte lösit, lityum disilikat veya fluoroapat gibi farklı kristal türleri eklenmiştir.⁵⁹

Cam seramikler, camın kristalizasyon yapısı korunarak üretilen polikristalin materyallerdir.⁶² Seramiklerin optik ve mekanik özellikleri için camın kristal yapısının korunması son derece önemlidir.⁶³ Çekirdeklenme ajanları ya da katalizör eklenerek kontrollü çekirdeklenme ve camın kristalizasyonu elde edilebilir. Kristalizasyon işlemi; çekirdeklenme (kristal formasyonu) ve kristal büyümesi aşamaları ile gerçekleşir.⁶⁴

Cam seramiklerin mikroyapıları; yarı saydam bir camsı faz ile çevrili, camsı faz içerisinde ince şekilde dağılmış bir kristalin faz içerir. Camsı faz; saydamlık, kırılma ve kırılma dayanımı gibi doğal cam özellikleri gösterir. Kristal faz; ışığın saçılmasını ve opasiteyi arttırarak saydam camsı fazın dış sert dokularıyla olan renk uyumunu sağlar ve seramik materyale fırınlama sırasında stabilite, ağızda oluşan çiğneme kuvvetlerine karşı direnç ve dayanıklılık gibi özellikler verir.^{65,66}

Lösit İçerikli Cam Seramikler

Lösit adı verilen potasyum alümina silikat ($\text{SiO}_2.\text{Al}_2\text{O}_3.\text{K}_2\text{O}$) yapıdaki kristalin mineral partikülleri, dental seramiklerin güçlendirilmesinde kullanılan ilk doldurucudur. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler, ısı ile presleme ve CAD/CAM teknolojisi ile üretilmektedirler.⁶⁷ Feldspatik camlara oranla daha yüksek termal genleşme katsayısına sahiptirler. Lösit kristalleri (1-5 μm), termal genleşme katsayısına ulaşmada önemli bir rol oynayarak seramiğin metal altyapıyla olan bağlantısı ile materyalin kırılma ve bükülme dayanımını artırır.⁴⁷ Lösit kristalleri yapı içerisinde %40 oranında bulunur. Seramik ısıtılıp soğutulurken lösit kristalleri büzülerek, cam matriksi kendine doğru çeker ve yapı içinde oluşan iç basınç mikro çatlakların ilerlemesini engeller.⁶⁸

Lityum Disilikat İçerikli Cam Seramikler

Kuartz, lityum dioksit, alümina, fosfor oksit, potasyum oksit ve az miktarda diğer maddelerden oluşur. Ortaya çıkan cam seramik; yüksek dayanıklılığa, iyi marjinal uyuma ve yüksek biyouyumluluğa sahiptir, ağızın hem ön hem de arka kısımlarında kullanılabilir. Lityum disilikat, yapısındaki kristallerin düşük kırılma indeksinden (ışığı dağıtmak yerine kırılmasına izin verir) kaynaklanan yüksek translusensiye sahip olan çok estetik bir tam seramik çeşididir. Bu elverişli özelliklerinden dolayı lityum disilikatlar; veneerler ve estetik kronların yapımında tercih edilirler. Bruksist hastalarda olduğu gibi aşırı

kuvvetlere maruz kalmadığı sürece kısa mesafeli sabit köprülerde de kullanılabilir.⁵⁹ Lityum disilikat içerikli seramiklerin, lösitle güçlendirilmiş seramiklerle aynı bifazik yapıya sahip olmalarına karşın, kristalin faz oranları daha yüksek olduğu için, iç yapıları daha dayanıklıdır. Üst yapıya uygulanan seramikte ise florapatit kristalleri bulunur, bu da translüsentliği ve dolayısıyla estetiği artırır.⁶⁹ Bükülme dayanımları lösitle güçlendirilmiş seramiklerden daha fazladır.⁷⁰ Lityum disilikat seramiklerin elastisite modülü; mine ile termal genleşme katsayısı ve kırılma dayanımı ise dentin dokusu ile benzerlik gösterir.⁷¹ Lityum disilikat seramiklerin mikroyapıları gelişigüzel ve iç içe geçip tabakalaşmış kristallerden oluşmuştur. Bu çok sayıda birbirine kenetlenmiş iğne uçlu kristaller, seramiğin iç yapısından gelen stresler sebebiyle oluşan çatlakların sapmasını ve dallanmasını engelleyerek körelmesine neden olur. Böylece çatlakların yayılması durdurulur ve bükülme dayanımında önemli bir artış sağlanır.⁷²

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerde zirkonyanın mekanik özellikleri ve cam seramiklerin estetik avantajları bir araya getirilmiş ve 'hibrit seramikler' olarak adlandırılmıştır.⁷³ Yaklaşık %10 oranında zirkonya ile güçlendirilen bu blokların yapısında çok ince boyutlarda (0.50-7µm) lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri bulunur.⁷⁴

Bu blokların yapısında bulunan seramik ağ, birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ile güçlendirilmiştir. Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu bu polimer ağ yapı sayesinde azalmıştır.⁹ Hibrit seramiklerin de optik özellikleri; monomer kompozisyonundan, kimyasal içerikten, doldurucuların partiküllerin büyüklüğü ve dağılımından etkilenir.⁷⁵

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin içindeki kristal partikülleri (0.6-0.8 µm), geleneksel lityum disilikat cam seramiklerdeki kristal partiküllerinden (2.5 µm) belirgin şekilde daha küçüktür.⁷⁶

Piyasada bulunan HT ve LT saydamlık değerlerine sahip blokların simantasyonları için, sistemin kendine ait asit-bond ajanları ile translüsens ve medium renk skalasında rezin simanların kullanılması tavsiye edilmekle birlikte, diğer adeziv sistemlerin de tercih edilebileceği belirtilmiştir.⁷⁷

2.3.2. Polikristalin Seramikler

Camsı bileşenleri yoktur. Kristal atomlarının daha yoğun, sıkı ve düzenli bir dizilim göstermesine karşın, cam-matriks seramiklerden çok daha sert ve güçlüdür. Bu

nedenle işlenmeleri daha zordur. Her ne kadar mekanik özellikleri daha üstün olsa da, cam-matriks seramiklere oranla daha opaktırlar, iyi bir estetik elde etmek için seramik altyapı olarak kullanılırlar.⁷⁸

2.3.3. Rezin-Matriks Seramikler

Yüksek miktarda seramik partikülleri ile doldurulmuş organik matrikse sahip materyalleri içerirler. Organik matriksin varlığı; bu grubu ‘istenilen özelliklere ulaşmak için bir veya birden fazla metalin, metal olmayan bir element ile yüksek ısıda pişirilmesi sonucu elde edilen inorganik bir bileşik’ şeklindeki geleneksel seramik tanımına uymadığı için sınıflandırmanın dışında bıraksa da;⁷⁹ ADA’nın Dental İşlemler ve İsimlendirilmesine ilişkin, güncel kılavuzunda, porselen/seramik terimi; “preslenebilen, fırınlanan, cilalanan veya işlenebilen, ağırlıklı olarak %50 den daha fazla inorganik madde içeren ısıya dayanıklı materyaller” olarak tanımlanmıştır. Bu tanıma göre içeriğinde %50 nin üzerinde inorganik faz bulunan bu materyaller sınıflamaya rezin-matriks seramikler olarak dahil edilmiştir.⁸⁰

Bu blokların; dentine yakın elastisite modülleri, polikristalin seramiklere ve cam matriks seramiklere göre işlenmeleri ile uyumlamalarının, ayrıca kompozit rezinlerle tamirlerinin daha kolay olması gibi özellikleri nedeniyle restoratif diş hekimliğinde çok çeşitli endikasyon alanları bulunmaktadır.⁸¹

Rezin matriks seramiklerde; seramiklerin dayanıklılığı ve renk stabilitesi ile kompozitlerin işlenme kolaylığı ve karşıt diş daha az aşındırma gibi avantajları bir araya getirilmiştir. Elastiklik modülleri dentine yakındır. Bu nedenle frezelenebilmeleri ve işlenebilmeleri daha kolaydır. Hazırlandıktan sonra ekstra fırınlama gerekmez, uyumlanmaları ve ağız içinde tamirleri daha kolaydır.⁸²

2.3.3.1. Rezin Nanoseramikler

Ağırlıkça %80 seramik (inorganik) ve %20 rezinden (organik) oluşan seramik-rezin karışımı materyallerdir. Rezin matriks içerisinde gömülü halde bulunan nanoparçacıkların boyutları 0.6-1 µm arasında değişir. Bu parçacıklar materyalin yapısında değişiklik yaparak aşınma ve kırılma direncini artırır.⁸³

2.4. CAD/CAM Sistemleri

Diğer birçok sektörde olduğu gibi, dental teknolojide de üretim aşamaları giderek daha fazla dijital hale gelmiştir. ‘CAD’ terimi ‘bilgisayar destekli tasarım’; ‘CAM’ terimi

ise ‘bilgisayar destekli üretim’ anlamına gelir. CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasıyla beraber; neredeyse hatasız olarak üretilen yeni materyaller kullanılır hale gelmiş ve verilerin dijital olarak depolanabilmesi sayesinde de aynı kalite standardında tekrar eden bir üretim zinciri kurmak mümkün olmuştur.⁸⁴

CAD/CAM sistemlerinin temeli; optik tarayıcılar vasıtasıyla elde edilen dataların bilgisayar yazılımları aracılığıyla üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır. Direkt ağız içinden ya da model üzerinden, prepare edilen dişlere ait bilgiler taranır ve veriler bilgisayara aktarılarak üç boyutlu tasarımlar oluşturulur. Sonrasında bu tasarımlar, sisteme bağlı cihazlara iletilir ve çeşitli firmalara ait seramik bloklar kazınarak istenilen restorasyonlar elde edilir.⁸⁵

Günümüzde CAD/CAM sistemlerinin; inlay, onlay, laminate veneer, tam kron ve köprüler, hareketli bölümlü protezlerin iskelet altyapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi gibi geniş bir kullanım alanları bulunmaktadır. CAD/CAM sistemleri; çene yüz protezlerinin hazırlanmasında, implant destekli protezlerde, kron köprü ve hibrit protezlerin altyapıların tasarım ile üretiminde de tercih edilir.⁸⁶

2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

- Konvansiyonel ölçü alma teknikleri ortadan kalkmıştır,
- Zamandan tasarruf edilerek daha kaliteli restorasyonlar hazırlanabilir,
- Geleneksel ölçü alma ve restorasyon üretim tekniklerinden kaynaklanabilecek hatalar en aza inmiştir,
- Tek seansta uygulanabildikleri için, hasta başında geçen süre azalır. Böylece, hastaya geçici kron takılması gibi klinik pratiğe yönelik zorunluluklar ortadan kalkar, böylece küçük de olsa ekonomik kazanç sağlanır,
- İndirek restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz enfeksiyon riski önlenmiştir,
- CAD/CAM sistemlerinin kullanılmaya başlanması ile, seramik materyallerin; eritme, kaynaştırma, kondensasyon gibi laboratuvar işlemleri azalmıştır. Diş teknisyenlerinin işleri kolaylaşmıştır.⁸⁷

2.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

- Maliyetleri yüksektir,
- Monokromatik blokların kullanılması renk seçeneklerini kısıtlamıştır,
- Estetik beklentiyi karşılayacak farklı renklerde blokların geliştirilmeye başlanmasıyla günümüzde bu sorun aşılacak üzeredir,
- Subgingival preparasyon yapılan dişlerde, derin marjınların dijital ölçüsünü almak ve bilgisayar ortamına aktarmak zordur. Bu sorunun önüne geçmek için iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak gerekir,
- Kullanılan tarayıcı ve kameraların çözünürlükleri sınırlıdır,
- Bu dijital iş akışını yönetecek teknik beceriye sahip deneyimli kullanıcılar gerekir.⁸⁷

2.4.3. Güncel CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemleri, üretimin gerçekleştiği yere göre üçe ayrılmaktadır.

1. Ofis Sistemi: Diş hekimi, ağız içi tarayıcı ile dijital ölçüyü alır, hasta başında restorasyonu hazırlar ve aynı seans içinde hastaya teslim eder. Restorasyonun direk klinikte üretildiği bu hasta başı uygulama, chair-side concept olarak adlandırılır.
2. In Lab Sistemi: Geleneksel yöntemle alınan ölçüden elde edilen alçı modeller taranarak, laboratuvar ortamında restorasyonun üretimi yapılır. Bu uygulama lab-side concept olarak adlandırılır.
3. Merkezi Üretim: Dişhekimi, hasta başında dijital olarak elde ettiği ölçü verilerini ya da hastanın alçı modellerini tarayarak elde ettiği dijital ölçü verilerini; internet yoluyla ana merkeze iletir. Restorasyonun alt yapısı ana merkezde üretilir ve üst yapının hazırlanması için laboratuvara tekrar geri gönderilir. Bütün altyapıların aynı merkezde tek elden üretilmesi, kalite standardını korumak açısından da önemlidir.⁸⁸

Hastadan alınan dijital ölçü verileri, daha karmaşık ve ileri düzeyde restorasyonlar üretebilmek için başka bir laboratuvara da gönderilebilir.⁸⁹

2.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri

CAD/CAM sistemleri üç aşamalı olarak işlev görürler:

1. Hazırlanan preparasyonun üç boyutlu geometrisini dijital ortama aktaran optik veya mekanik tarayıcı ile ağız ortamından elde edilen verilerin kaydedilmesi,
2. Elde edilecek restorasyona ait verilerin düzenlenerek, yazılım programı ile dental restorasyonun tasarımının yapılması (CAD),
3. Tasarımı yapılan veriyi istenilen restorasyona dönüştüren kazıma ünitesi ile restorasyonun üretilmesi (CAM).⁹⁰

2.5. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu

Teknolojik gelişmeler ile birlikte, hem dayanıklılığı yüksek, hem de ışık geçirgenliği fazla olan estetik restoratif materyaller üretilmiştir. Porselen laminate veneerler, tam seramik kronlar, indirekt kompozit inley, onley gibi ışık geçirgenliği olan estetik restorasyonlar genellikle minimal preparasyon derinliğine ve sınırlı retansiyon alanına sahiptir. Restoratif materyallerin prepare edilen dişler ile hazırlanan kavitelere tutunabilmesi, marjinal sızıntı oluşmaması ve restorasyonların uzun süre ağızda kalabilmesi yapıştırıcı ajanların etkinliğine bağlıdır.⁹¹

İlk tam seramik kronun 1900'lerin başında, tanıtılmasından günümüze kadar, restorasyonların diş dokusuna bağlanması için çeşitli simanlar kullanılmıştır. Başlangıçta, estetik restorasyonların yapıştırılması için geleneksel simanlar kullanılmış ve bu durum çeşitli başarısızlıklara yol açmıştır. Günümüzde artık adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır.⁹²

İdeal bir yapıştırma simanında olması gereken özellikler:

- Hekime yeterli çalışma süresi tanınmalı,
- Diş ve çevre dokularla biyouyumlu olmalı,
- Ağız sıvılarında çözünürlüğü az olmalı,
- Kesme kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeli, yeterli sıkışma-gerilme direncine sahip olmalı,
- Uygun film tabakası kalınlığına ve yeterli akışkanlığa sahip olmalı,

- Diş sert dokuları ile restoratif materyal arasındaki bağlantısı iyi olmalı,
- Estetik özellikleri iyi olmalı,
- Mikrosızıntıya izin vermemeli,
- Metal restorasyonların altında kullanıldığında, galvanik akıma sebep olmamalıdır.⁹³

2.6. Diş Hekimliğinde Adezyon

Birbirine benzemeyen iki molekülü yakın temasta oldukları zaman bir arada tutan kuvvet olarak tanımlanır. Dental adezivler, hem diş sert dokuları, hem de kullanılan restoratif materyal ile ideal bir bağlantı oluşturulması ve bu komplike yapıların bir arada tutulması amacıyla üretilmişlerdir. Ağız ortamında kalıcı bir adezyon oluşturmak için, adeziv ajan ve yapışma yüzeyleri arasında yapısal bir bağlanma sağlamak, bağlanma yüzeylerindeki stresleri azaltmak ve bağlanma yüzeyini bakteriyel invazyondan korumak temel hedefler olmalıdır. Adezyonu değerlendirebilmek için; yapışma yüzeylerinin özelliklerini, yüzey işlemi için kullanılan yöntemleri ve kimyasal etkileşimleri, farklı materyal kombinasyonlarındaki bağlanma yüzeyinde oluşan oluşumları, bağlanma yüzeylerindeki zamana bağlı değişimi ve bağlanma yüzeylerindeki yaşlanmaya bağlı ortaya çıkan başarısızlık mekanizmalarını bilmek gerekir.⁹⁴

Dental uygulamaların çoğunluğunda, iki farklı substrat bir adeziv ile yapıştırılır. Adeziv kavite ile restoratif materyal arasındaki arayüzü örter; böylece sızıntı, post operatif hassasiyet, marjinal lekelenme ve tekrarlanan çürük riski azalır. Diş hekimliğinde adezyonun; diş ve restoratif materyale olmak üzere iki yönü vardır, adezyonun kalitesi dişin ve materyalin özelliklerine göre farklılık gösterir.⁹⁵

Mine dokusunun kimyasal yapısında; %96 inorganik yapı (kalsiyum hidroksiapatit kristalleri), %3 su ve %1 organik yapı (mine proteinleri ve kollajen) bulunur. Mine içerisindeki hekzagonal yapıdaki kristallerin genişlikleri ortalama 45-90 nm, kalınlıkları 25-39 nm'dir, uzunlukları ise her bölgede farklılık gösterebilir. Bu kristallerin simetrik bir şekilde bir araya gelmesiyle mine prizmaları oluşur. Minenin yüzeyel kısmında 30000-40000/ mm² mine prizması bulunur.⁹⁶

Dentinin kimyasal yapısı; %45-50 inorganik yapı (kalsiyum hidroksiapatit kristalleri), %30 organik matriks (kollojen) ve %25 sudan oluşur. Dentin dokusunda histolojik olarak çok sayıda kanalcık (tübül) bulunur. Pulpadan başlayan ve mine-dentin

sınırında sonlanan bu kanallar, pulpa ile doğrudan bağlantılı olup dentin sıvısı ile doludurlar. Derin dentinde kanalların yoğunluğu, yüzeyel dentine göre daha fazladır. Pulpadan dışa doğru itilmekte olan sıvı nedeniyle dentin dokusu mineye göre hem daha nemlidir, hem de organik içeriği daha fazladır. Dentinin bu kompleks yapısından dolayı dentine bağlanma daha zordur.⁹⁶

Dentine asitleme işlemi uygulandığında; asit doku yüzeyinden hidroksiapatit kristallerini ve smear tabakasını uzaklaştırarak, açıkta kalan kollajen fibrillerinden oluşan bir ağ meydana getirir. Primerin yapısında bulunan hidrofilik monomerler, kollajen matriks içerisine nüfuz eder. Dentin yüzeyinde oluşan bu ‘hibrit tabaka’ hem dentinin geçirgenliğine hem de uygulanan monomerlerin difüzyonuna bağlıdır. Hibridizasyon işlemi; primerin, dentin demineralizasyonu ile açığa çıkan kollajen matriksindeki açık ağa sızması ve polimerize olması ile sağlanır. Hibridizasyon yoluyla bağlanma mekanizması sızdırmazlığı önemli ölçüde iyileştirmiş ve hemen hemen tüm bağlanma sistemleri içerisinde yer almıştır.⁹⁷

Diş dokularına kararlı bir bağlanma arayüzeyi elde edebilmek için, adeziv sistemde aşağıdaki üç önemli uygulama adımının bulunması gerekir;

1. Asit uygulaması; bağlantı için organik matriksin çözülmesi ve yüzeyde bulunan prizmaların pürüzlendirilmesi işlemidir. %35-37 oranında ortofosforik asitle asitleme işlemi, hem mine hem de dentin yüzeylerini demineralize ederek pürüzlülük oluşturur ve serbest yüzey enerjisini artırır.
2. Primer uygulaması; dentine kimyasal olarak bağlanarak, dentinin ıslanabilirliğini artırır ve yüzeyel mikropörözelere adezivin penetrasyonunu kolaylaştırır. Böylece asitleme ile dişin mineral komponentinin uzaklaştırılmasından sonra çökmüş kollojen liflerin aralarını genişletir. Primer, desteksiz kalan kollojen liflerin dizilişini değiştirir, çevrelerini 1-5 mikrometre kalınlığında bir tabaka halinde sarar. HEMA ve rezin monomerleri ile sarılmış olan kollajen lifler ve hidroksiapatit kristallerinden oluşan bu ara tabakaya ‘hibrit tabaka’ adı verilir. Bu tabaka dentindeki mikromekanik tutuculuğu sağlar. Dentin bağlayıcı ajanların kollajen liflere karışması, monomerin elastikiyetini değiştirir ve kompozitin polimerizasyon büzülmesini azaltır.

3. Bağlayıcı ajan (bonding) uygulaması: Bağlayıcı ajanlar, koşulları değiştirilmiş ve primer ile enerjisi yükseltilmiş dentin yüzeylerine uygulanan; hem rezine hem de dentine bağlanabilen düşük viskoziteli hidrofobik monomerlerdir. Bu ajanlar, hibrit tabakasını stabilize eder ve dentin kanallarına infiltre olarak rezin uzantılarının oluşmasını sağlar.

Tüm adezivler; asitleme, primer uygulama ve bonding özelliklerine sahip olsalar da, güncel adeziv sistemler; sistemde kullanılan adımların sayısına ve kombinasyonuna bağlı olarak ‘etch-and-rinse’, ‘self-etch’ ve ‘self-adeziv’ sistemler olarak adlandırılırlar.⁹⁸

Self etching: dentinin asidik monomerlerle aynı anda durulama olmaksızın asitle pürüzlendirilmesi ve astarlanması anlamına gelir; bu işlem dentin ve rezin arasında hibrit tabaka oluşturmak üzere modifiye edilmiş bir smear tabakası ile sonuçlanır.

Etch and rinse: yaklaşımı ise mine/dentin yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesini ifade eder. Bu işlemden sonra smear tabakasını ortadan kaldırmak için yüzeyler durulanır ve ardından hibrit tabakayı oluşturmak için primer, bond ve rezin uygulaması yapılır.⁹⁹

Etch and rinse yaklaşımı üç bileşenli ve iki bileşenli sistemlerden oluşan iki alt gruba ayrılır. Birincisi; asitleme, primer ve bonding ajanının sıralı ve ayrı ayrı uygulanması ile karakterize edilirken; basitleştirilmiş iki adımlı yaklaşımda ise, pürüzlendirme ajanı uzaklaştırıldıktan sonra, tek bir şişede bulunan primer ve bonding ajanı, hemen diş yüzeyine uygulanır.¹⁰⁰

Self- adeziv sistemler: Self-etch yaklaşımını bir adım öteye götürerek, tek bileşenli sistemler geliştirilmiştir. Bu teknikte, asidik monomerler (iki değerlikli bir alkolün metakrilik asit ve fosforik/karboksilik asit türevleri ile reaksiyonundan oluşan esterler) aynı anda asitleme, astarlama (primerleme) ve bonding işlemleri diş yüzeyine tek bir solüsyon olarak uygulanır. Bu monomerler, sırayla sert dokuları demineralize etmek ve bağlayıcı rezinlerle kopolimerize hale getirmek için fonksiyonel asidik gruplara sahiptir. Mine, dentin ve porselende ayrıca bir bonding ajanı kullanılmadan iyi bağlanma değerleri elde edilir. İçeriğindeki fosforik asit dentindeki su ile reaksiyona geçerek doldurucu ajanlarla bonding işlemini sağlar.¹⁰¹

Adeziv simantasyon sisteminin geliştirilmesi ile diş dokusunun korunarak, pulpaya minimum zarar verecek, ince veya tutuculuğu az olan restorasyonlar üretilmiştir.

Oluşan mikro retansiyon sayesinde mekanik bir tutuculuktan ziyade adeziv bir tutuculuktan bahsedilebilir.⁹⁸

2.6.1. Rezin Simanlar

Rezin esaslı yapıştırma ajanları, rezin esaslı kompozitlerin ya az doldurucu içeren ya da doldurucu içermeyen düşük viskoziteli varyasyonlarıdır. Rezin simanlar, mine ve dentin gibi diş dokuları ve porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki yüzeylere güçlü şekilde bağlanabilme özelliğine sahiptir. Rezin simanlar tam seramik restorasyonlar ve indirekt rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar. Çok aşamalı işlemler gerektirmesi nedeniyle rezin simanların başarısı uygulama tekniğine bağlıdır.¹⁰²

Rezin simanlar, büyük ölçüde doldurucu içeren BIS-GMA rezin ve bu rezinin içine ilave edilen ve karışımın pasta veya likit şeklinde kullanımını sağlayan diğer metakrilatların (TEGDMA, UDMA) varyasyonları şeklinde bulunurlar. Organik, inorganik ve ara faz olmak üzere üç faz içerirler.¹⁰²

2.6.1.1. Rezin Simanların Avantajları

- Farklı yapıda yüzeylere yapışabilirler,
- Basma dayanıklılıkları fazladır,
- Ağız ortamında düşük çözünürlük gösterirler,
- Farklı renk seçenekleri bulunur,
- Retansiyon ve stabilitenin sağlanamadığı olgularda kullanılabilirler,
- Restorasyonun yapısal olarak güçlendirilmesini sağlarlar.¹⁰³

2.6.1.2. Rezin Simanların Dezavantajları

- Geleneksel simanlara göre film kalınlıkları fazladır,
- Hassas bir şekilde uygulanmaları gerekir. Hata toleransları düşüktür,
- Diş yüzeyinin tam olarak yalıtılması gerekir,
- Mikrosızıntıya ve pulpal duyarlılığa sebep olabilirler.¹⁰³

2.6.1.3. Polimerizasyon Şekillerine Göre Rezin Simanların Sınıflandırılması

1. Kimyasal olarak polimerize olanlar (Self-cure),
2. Işık ile polimerize olanlar (Light-cure),
3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olanlar (Dual-cure).¹⁰⁴

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Genellikle çift pat sisteminde üretilmişlerdir. Kimyasal polimerizasyon reaksiyonu benzoil peroksit benzeri bir peroksitin reaksiyon hızlandırıcı (akseleratör) olan tersiyer amin ile reaksiyonu sonucu ortaya çıkan serbest radikallerin etkisiyle başlar. Bu tür simanlarda, tersiyer aminler ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrayıp, amin renklenmesine neden olabilirler. En önemli dezavantajları çalışma sürelerinin kısa olmasıdır. Bu simanların içeriğindeki amin grubu zamanla renklenmeye sebep olabilir, ayrıca renk seçeneğinin kısıtlı olması sebebiyle siman ile renginin değiştirilmesi gereken, translusent, metal altyapısız restorasyonlarda kullanımlarını sınırlamıştır. Işığın ulaşamayacağı yerlerde kullanımları endikedir.¹⁰⁵

Işık İle Polimerize Olan Rezin Simanlar

Tek pat şeklinde piyasada bulunurlar. Monomerler direk olarak halojen, plazma ark, lazer veya LED ışık kaynakları ile aktive edilerek polimerize olurlar. Işığa duyarlı reaksiyon başlatıcı komforkinon veya luserin gibi başlatıcı yapıların bozularak serbest radikaller oluşturması prensibiyle polimerizasyon reaksiyonu başlar. Aktivatör görevi yapan benzoin metileter, fotonları absorbe ederek foton enerjisini polimerizasyon enerjisine dönüştürür. Kullanılacak restorasyonda ışığın tüm alanlara geçebilmesi bu tip bir siman için çok önemlidir. Bu simanların çalışma süreleri ve renk stabiliteleri iyidir. Restorasyon kalınlığının fazla olduğu durumlarda, polimerizasyon derinliğinin yetersiz olması ışık ile polimerize olan rezin simanların dezavantajlarıdır.¹⁰⁵

Kimyasal ve Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar

Restorasyonun altında tam olarak polimerizasyonun sağlanamama ihtimali nedeniyle geliştirilmiş olan simanlardır. Genellikle iki pat şeklinde bulunurlar. Dual-cure rezin simanlar hem kimyasal hem de ışıkla sertleşme özelliğine sahiptir. Simanın yapısındaki foto-başlatıcılar ile aktivasyon başlar ve kimyasal olarak devam eder. Seramiğin opaklığının yüksek ve kalınlığının fazla olduğu durumlarda ışık geçişinin az olması nedeniyle iki aşamalı polimerizasyon kullanılır. Polimerizasyon mekanizmaları

kimyasal (benzoil peroksit) ve foto aktivasyon ile gerçekleşir. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforkinon, katalizörün içerisinde ise amin peroksit vardır.¹⁰⁵

2.7. Seramik Sistemlerde Uygulanan Yüzey İşlemleri

Seramik yüzeyine uygulanan asitleme veya kumlama işlemleri ile yeterli bir bağlanma dayanımı için gerekli olan mekanik retansiyon elde edilir. Yüksek kristalin içeren seramiklerin, selektif asitlenmesi çoğunlukla, düşük mikromekanik retansiyon sağlar.¹⁰

Güçlü bir rezin bağlantısı; mikromekanik kilitleme ve seramiğin yüzeyi ile olan kimyasal bağlanmaya dayanır. Seramik yüzeyinin iyi bir şekilde aktivasyonu için; yeterli bir pürüzlendirme ve temizleme işlemlerinin uygulanması gerekir.¹⁰⁶

Mekanik bağlanma sağlayan yüzey işlemleri; asit ile pürüzlendirme, alüminyum oksit partikülleri ve sentetik elmas partikülleri ile kumlama, elmas döner alet ve frez ile pürüzlendirme, plazma spreyi yöntemi ve lazer ile pürüzlendirme değildir. Silan bağlayıcı ajan uygulama ve primer uygulaması ise kimyasal bağlanma sağlar. Silisyum oksit (SiO₂) ile kumlama ise (pirokimyasal silika kaplama veya tribokimyasal silika kaplama) hem mekanik hem de kimyasal bağlanma oluşturan işlemlerdir.¹⁰⁷

2.8. Bağlanma Dayanımı

İki materyali ayırmak için uygulanan, birim alana düşen kuvvet bağlanma dayanımı olarak tanımlanmaktadır. Bağlanma dayanımı ne kadar fazla ise fonksiyon sırasında gelen kuvvetlere restorasyonun o kadar iyi dayanacağı belirtilmiştir.¹⁰⁷

2.8.1. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

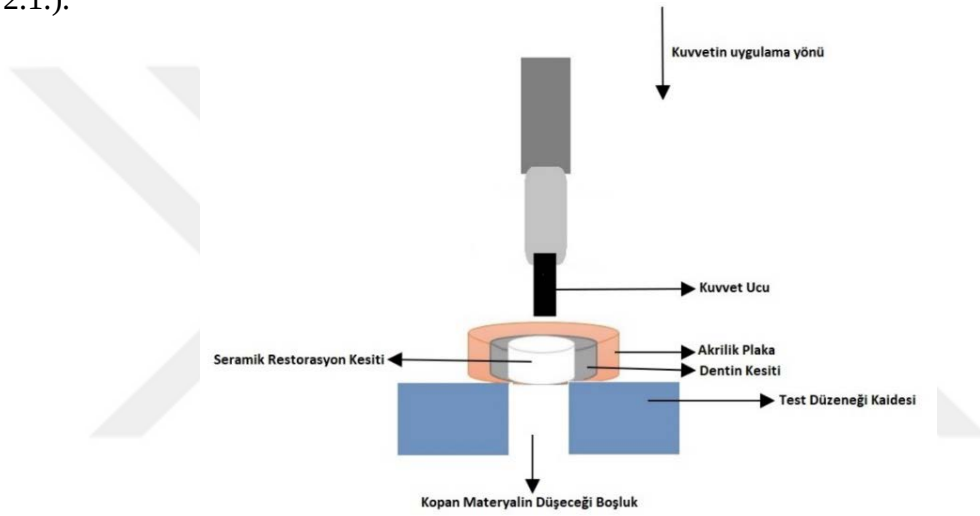
Dental materyallerin bağlanma dayanımı *in vitro* olarak bazı testlerle değerlendirilebilmektedir. Dental restoratif materyallerin bağlanma dayanımları için genellikle aşağıdaki testler kullanılmaktadır:¹⁰⁸

1. Makro Makaslama (shear)
2. Makro Çekme (tensile)
3. Push-out
4. Mikro Makaslama (micro shear)
5. Mikro Çekme (micro tensile).

2.8.1.1. Push-Out Testi

Push-out bağlanma dayanımı test düzeneğinde kuvvet uygulayacak olan uç, materyalin tam ortasına doğru paralel bir şekilde yönlendirilerek dentinden kopmanın meydana geldiği kuvvet ölçülür. Push-out yöntemi; adeziv sistemler ile dentine bağlanan materyallerin bağlanma dayanımının değerlendirilebildiği bir yöntem olduğu için, klinik ortamı diğer testlere göre daha iyi taklit eder.¹⁰⁹

Push-out bağlanma dayanımı testinin en önemli avantajı, yük uygulanması sırasındaki küçük stres değişikliklerine daha az hassas olması ve bağlanma dayanımı düşük olsa bile kullanılan materyallerin değerlendirilmesine imkan vermesidir (Şekil 2.1.).¹¹⁰



Şekil 2.1. Push– out test düzeneği¹¹⁰

3. MATERYAL VE METOD

Bu *in vitro* çalışma, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütüldü.

Çalışmada kullanılan sarf malzemelerinin temini ve hizmet alımları, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri birimi tarafından desteklenen TDH-2022-1369 nolu projeden sağlandı.

Çalışma için, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2022/65 numaralı karar ile onay alındı.

Örnek sayısı G*Power paket programı (G*Power Ver. 3,0,10, Franz Faul, Universität Kiel, Almanya) kullanılarak, %25 etki büyüklüğünde, %80 güç için $\alpha=0.05$ tip I hata oranı ile belirlendi ve toplam 21 adet olması gerektiği saptandı.

Bu çalışmada, üç farklı seramik blok kullanılarak CAD/CAM tekniği ile hazırlanan endokron restorasyonlar alt molar dişlere uygulandı. Endokron restorasyonların pulpa odasına uzanan kor yapısından; koronal, orta ve apikal bölgelerinden olmak üzere üçer adet bir 1 mm'lik aksiyal kesitler alındı. Alınan bu kesitlerin restorasyon ile dentin arasındaki bağlanma dayanımları, push-out testi ile incelendi.

3.1. Dişlerin Seçilmesi

Bu çalışmada Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda periodontal nedenle çekilen 21 adet alt 1. ve 2. büyük azı dişleri kullanıldı. Çalışmaya dahil edilecek dişler tek tek incelendi ve dişlerde kırık, çatlak, çürük ve eski restorasyon olmamasına dikkat edildi.

Dişler seçilirken her bir dişin birbirine benzer morfolojide ve mezio-distal ile bukkal-lingual boyutlarının birbirine yakın olmasına dikkat edildi. Çalışma için ayrılan dişler üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları el ve ultrasonik aletler yardımıyla uzaklaştırıldı (Şekil 3.1.). Dişler prepare edilinceye kadar oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan dişler

3.2. Dişlerin Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması

Dişler, dokuz santimetre küplük küp şeklinde silikon kalıplar içine dökülmüş akrilik rezinler (Imident, Imicryl, Konya, Turkey) içine, mine-sement bileşkesinin 2 mm altından (kemik seviyesini temsilen) köklerin eksenleri yere dik gelecek şekilde gömüldü. Seçilen dişlerin kron kısımları, elmas fissur frezler (Wheel Diamond Bur, Dentsply Sirona, Ballaigues Switzerland) kullanılarak, oklüzal düzleme paralel olacak şekilde, su soğutması altında, mine-sement sınırının 2 mm üzerinden kesilerek uzaklaştırıldı.

Her bir dişin giriş kavitesi, pulpa odası morfolojisine uygun olarak elmas fissur frezler ile açıldı. Tüm dişlerin pulpa dokuları tirnerf yardımı ile uzaklaştırıldıktan sonra kanal içi çalışma boyutu #10 numaralı H tipi kanal aleti (VDW Anteos, Munich, Almanya) ile foramen apikaleden 0.5 mm kısa olacak şekilde uzaklaştırıldı.

Kök kanallarının genişletme ve şekillendirme işlemleri endodontik motor (SybronEndo, Glendora, CA, ABD) takılarak kullanılan nikel titanyum eğe sistemi (2Shape - MicroMega, Coltene, Besancon, France) ile tamamlandı.

Her bir örneğin mezial ve distal kanalları için sırasıyla TS1(25/04) ve TS2(25/06) eğeleriyle {hız:300 rpm (dakikadaki devir sayısı), tork:2.5 N/cm} kök kanal preparasyonu yapıldı. Her eğe değişiminde kanallara 2.5 ml, %5.25'lik sodyum hipoklorit (NaOCl, Microvem AF, İstanbul, Turkey) ile irrigasyon yapıldı.

Kanal şekillendirilmesi bittikten sonra kanal içi smear tabakasını uzaklaştırmak için kök kanalları 2.5 mL’lik %17’lik etilendiamin tetraasetik asit (EDTA, Saver, Prime Dental, Maharashtra, India) ile 1 dk boyunca yıkandı. Bu işlemi takiben kanal içleri tekrar sodyum hipoklorit (NaOCl) ile yıkandıktan sonra tüm yıkama solusyonlarının etkisini uzaklaştırmak için kök kanalları 5 ml distile su ile temizlendi (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. Kanal şekillendirmesi tamamlanan diş

En son kullanılan eğeden sonra kanallar, 25/06 kağıt konlarla (DiaDent, Heungdeok- Gu, Korea) tamamen kurularak kanal doldurma işlemine geçildi. Kök kanal şekillendirilmesinde kullanılan son eğe ile uyumlu ana kon gutta-perka (2Shape - MicroMega, Besancon, France) ve kök kanal dolgu patı ADSeal (Meta Biomed, Cheongju, Korea) kanalların doldurulmasında kullanıldı. Daha sonra gutta-perka sıcak bir aletle kanal ağızlarının 1 mm altında olacak şekilde kesildi. Apikal yönde soğuk plugger ile sıkıştırıldı.

Dişlerin kök kanal tedavileri tamamlandıktan sonra kanal patı artıkları alkol yardımıyla temizlendi ve tek aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistem (Clearfil S3 Bond Universal, Kuraray, Osaka, Japan) kök kanal girişlerine ve kanal ağzı dentinine 20 sn boyunca uygulandı ve düşük hava basıncı ile 5 sn kurutularak inceltildi ve 20 sn boyunca ışık cihazı (Elipar S10, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) ile polimerize edildi. Adeziv uygulandıktan sonra kanal ağızları ile pulpa odasına ince bir tabaka akışkan kompozit (Clearfil Majesty Flow, Kuraray, Osaka, Japan) uygulandı ve 20 saniye ışık ile polimerize edildi (Şekil 3.3.).



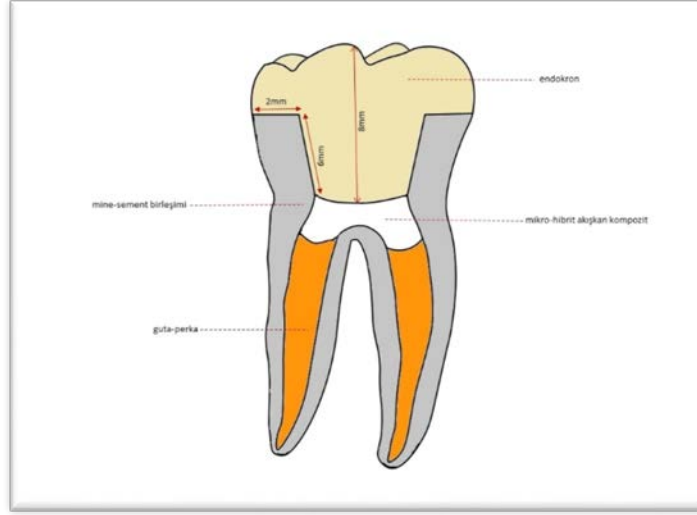
Şekil 3.3. Kanal ağızlarının kapatılması

3.3. Endokron Restorasyon için Preparasyonun Yapılması

Pulpa odasının iç kenar açıları çevresel 90° dik açılı kenar oluşturacak şekilde hazırlandı. Silindir-konik frez (Cylindro-conical bur, Dentsply Sirona, Ballaigues Switzerland) yardımıyla aksiyal preparasyon yapıldı. Kavitenin iç duvarları, oklüzale doğru 8-10 derecelik açıyla genişleyecek şekilde hazırlandı. Servikal band genişliğinin (yani mine/dentin kalınlığının) 2 mm'den az olmamasına ve kavite iç duvarlarında; keskin kenar, köşe ve undercutların bulunmamasına dikkat edildi. Düzensizlikler giderildi.

Pulpa odasındaki retansiyon kavitesi tabanı ile restorasyonun santral fossasına kadar uzanan mesafe 8 mm olarak kabul edildiğinde, pulpa odası içinde hazırlanan retansiyon kavitesinin intrakoronal yüksekliği (kavite derinliği), bir başka deyişle kavite kenarından pulpa tabanına kadar olan mesafe 6 mm olarak belirlendi. Endokron restorasyonun kalınlığı (oklüzal kalınlık), yani preparasyon kenarından santral fossaya kadar olan mesafe 2 mm olarak belirlendi.

Endokron restorasyonun preparasyonu şematik olarak Şekil 3.4.'te gösterildi.



Şekil 3.4. Endokron preparasyonunun şematik olarak gösterimi

3.4. Hazırlanan Dişlerin Gruplandırılması

Tablo 1' de gösterilen farklı seramik materyallerinden endokronlar hazırlanmak üzere prepare edilen 21 adet diş rastgele olarak üç grubu ayrıldı (Tablo 3.1.).

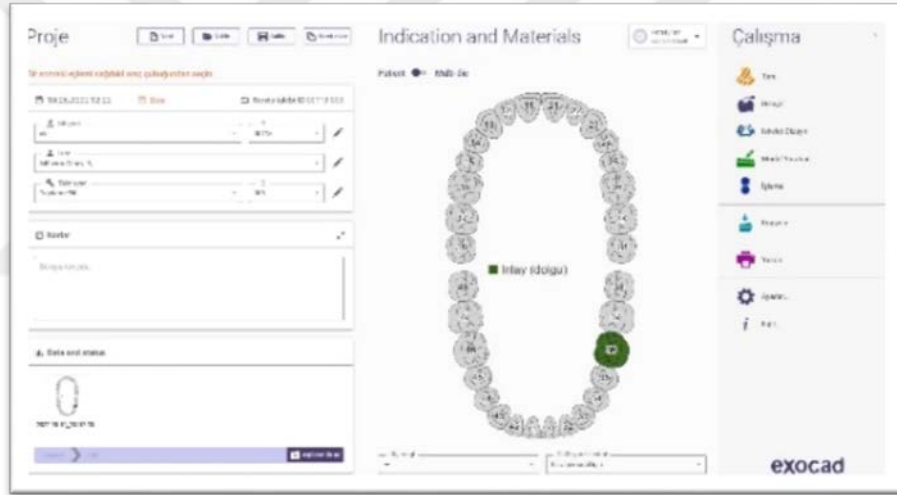
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

MATERYAL	KİMYASAL İÇERİK	ÜRETİCİ FİRMA
Upcera	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik	UP-CAD, Guangdong, China
Cerasmart	Rezin nano seramik	GC, Tokyo, Japan
CeltraDuo	Zirkonya takviyeli lityum silikat seramik	Dentsply Sirona, Bensheim, Germany

3.5. Endokron Restorasyonların Dijital Ölçülerinin Alınması, Tasarımı ve Üretimi

Preparasyonu tamamlanan örneklerin dijital ölçüleri ağız dışı tarayıcı Aadva Lab Scanner 2 (GC Europe, Leuven, Belçika) kullanılarak alındı. Dijital ölçüleri kaydedilen örneklerin restorasyon tasarımları bilgisayar üzerindeki yazılım (DentalCAD, 3.0, Galway, Exocad, Fraunhofer–Gesellschafts, München, Almanya) programı ile yapıldı ve endokron restorasyonların üretimi CAD/CAM kazıma cihazı (CORiTEC 350i, imes – icore GmbH, Hessen, Germany) kullanılarak gerçekleştirildi.

DentalCAD, 3.0, Galway yazılımı açıldı. Hazırlanan örneklerde karışıklık oluşmaması için her bir örneğe ayrı numara verildi. Restorasyonun üretileceği diş numarası ağız modeli üzerinden seçildi. Restorasyon tipi olarak ‘Inlay (dolgu)’ seçeneği ve her bir grup için kullanılacak materyal tipi ayrı ayrı kaydedildi (Şekil 3.5.).



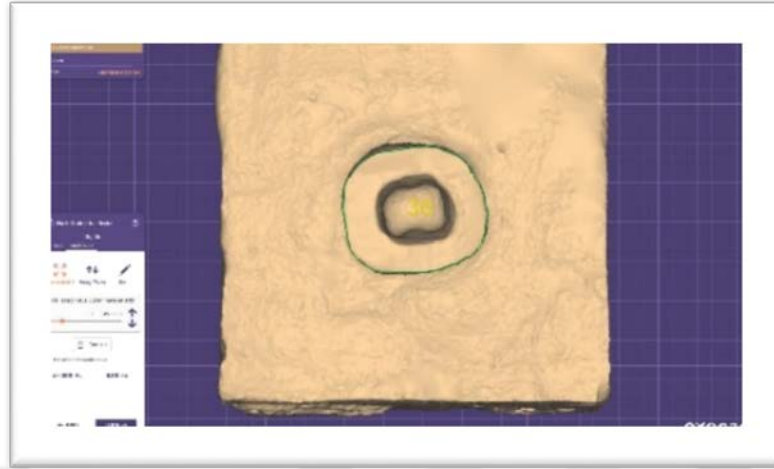
Şekil 3.5. Hasta kaydı ve restorasyon materyalinin seçimi

Dijital ölçü almak için, hazırlanan örnekler ağız dışı tarayıcının haznesine yerleştirildi ve kaideye sabitlendi. Cihaz çalıştırılarak, örneğin bukkal, oklüzal lingual, mesial ve distal bölgeleri otomatik olarak döndürülerek her açıdan tarandı. Gerekli durumlarda ölçü alma işlemi durduruldu ve ölçünün kalitesi ve doğruluğu incelendi, eksik kısımların ölçüsü tekrar alındı.

Görüntü alma işlemi tamamlandıktan sonra, görüntünün kalitesi ve doğruluğundan emin olundu. Tasarım aşamasına geçmek için, ‘Dizayn’ sekmesi seçildi.

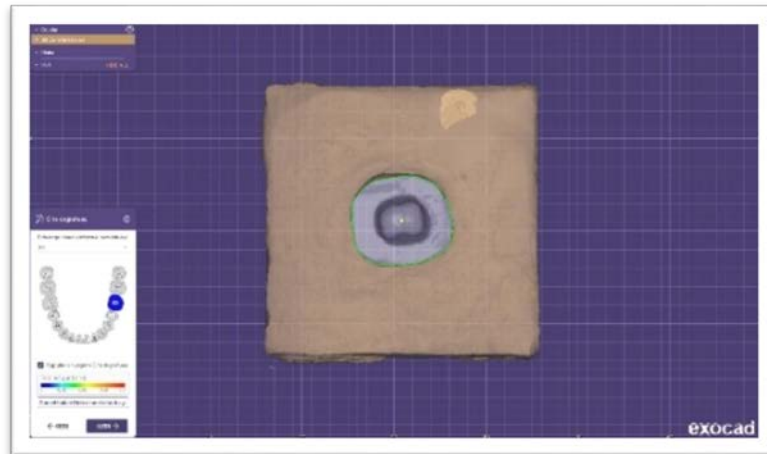
‘Çene taramaları’ sekmesi açılıp, ‘Düzeltil/Çiz’ kısmı seçilerek; dijital model, restorasyonun marjin çizimleri için hazır hale getirildi. Başlangıç noktası belirlendikten

sonra kenarlar çizilip düzenlendi ve başlangıç noktasına gelindiğinde çizim tamamlandı (Şekil 3.6.).



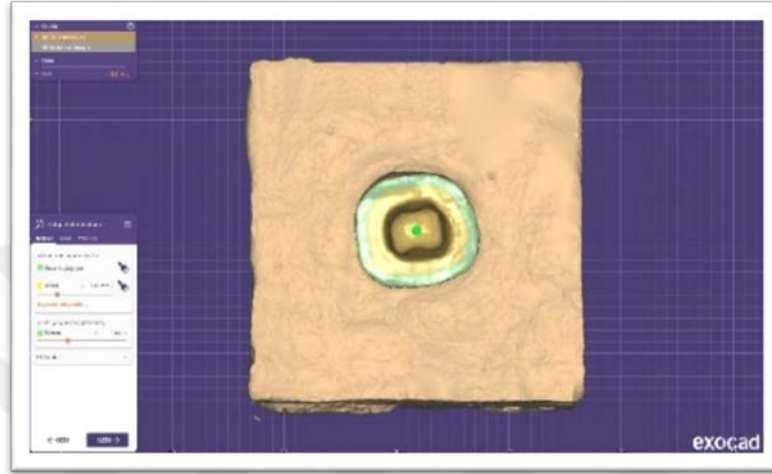
Şekil 3.6. Restorasyonun kenar bitim kısmının çizimi

Daha sonraki adım olan giriş yolunun belirlendiği ‘Giriş doğrultusu’ adımına geçildi. Görüntüye oklüzalden bakıldığında ortadaki mavi ok giriş doğrultusunu göstermekte olup, ‘Güncel bakışı Giriş eksenini olarak ayarla’ tuşuyla, yazılımın belirlediği otomatik giriş yolu gerekli görüldüğü durumlarda manuel olarak düzeltilerek restorasyonun giriş yoluna karar verildi. Giriş açısı düzeltmelerinde, restorasyona yanlış giriş açısı verildiğinde undercut bölgeleri, kırmızı gölgeli alanlar olarak yansıdı ve düzeltildi (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Restorasyonun giriş yolunun belirlenmesi

Kenar kısımlarının çizim aşaması tamamlandıktan sonra restorasyonun tasarım kısmına geçildi. Tasarım yapılmadan önce endokron restorasyonu için uygun olan restorasyon parametreleri gözden geçirildi. ‘Dolgu diplerini oluştur’ sekmesinden ‘Boşluk’ tuşu seçildi ve siman aralığı (pulpa kavitesini çevreleyen sarı renkli alan) 0.05 mm olarak belirlendi. Koleden 1 mm merkeze kadar olan yeşil renkli alanda ise siman boşluğu bırakılmadı (Şekil 3.8.).



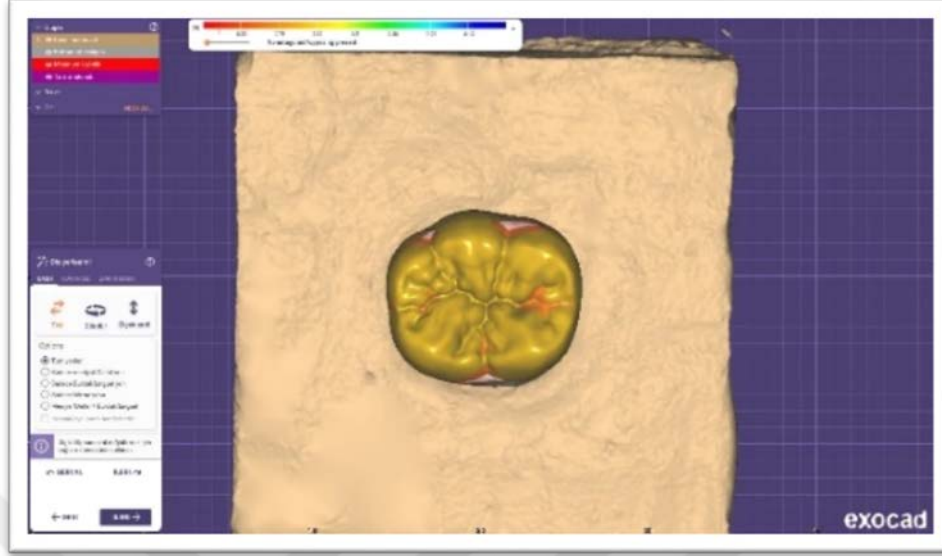
Şekil 3.8. Siman boşluğunun oluşturulması

Daha sonra restorasyonun formu ‘Serbest biçimleme’ sekmesinden ‘Anatomi’ tuşundaki ‘Diş uçları’ ‘Bütün diş’, ‘Çıkıntılı sırt’ ve ‘Diş kısımları’ seçenekleri ile tasarıma uzatma, kısaltma, ekleme ve çıkarmalar yapıldı. Alt çene 1. ve 2. büyük azı dişlerin standart kron boyutları (7.0mm-7.5mm) göz önünde bulundurularak mine-sement sınırından itibaren restorasyonların en yüksek tüberkül tepesine kadar olan mesafedeki kron boylarının standardizasyonu sağlandı. Bunun için endokronların taban kısmıyla en derin fissür arası kalınlık ortalama 6-6.5 mm arasında tasarlandı (Şekil 3.9.).



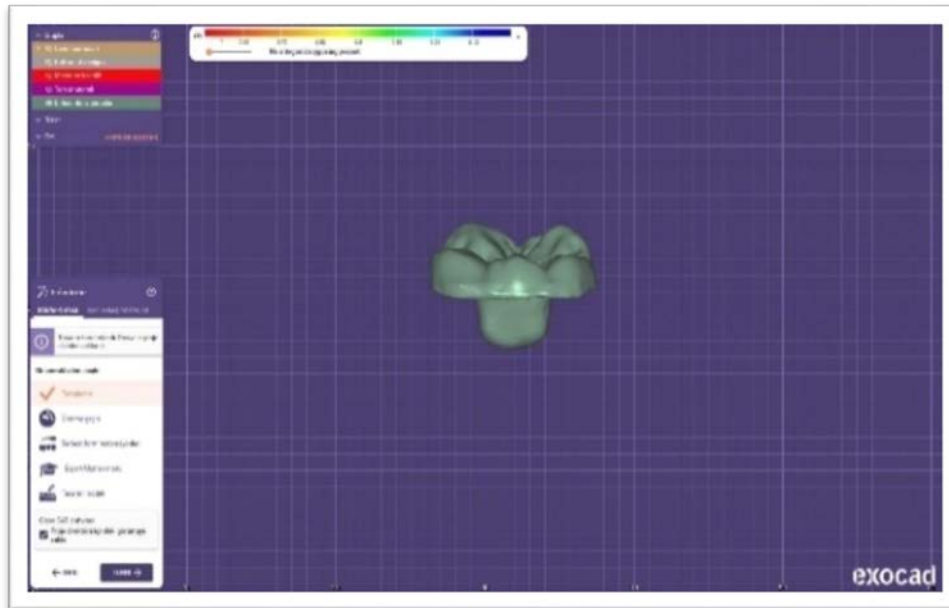
Şekil 3.9. Restorasyonun kron boyu ve kavite derinliğinin ölçülmesi

Daha sonra ‘Diş yerleşimi’ sekmesinden ‘Taşı’, ‘Döndür’ ve ‘Ölçeklendir’ seçenekleri ile dişin konumu ayarlandı (Şekil 3.10.).

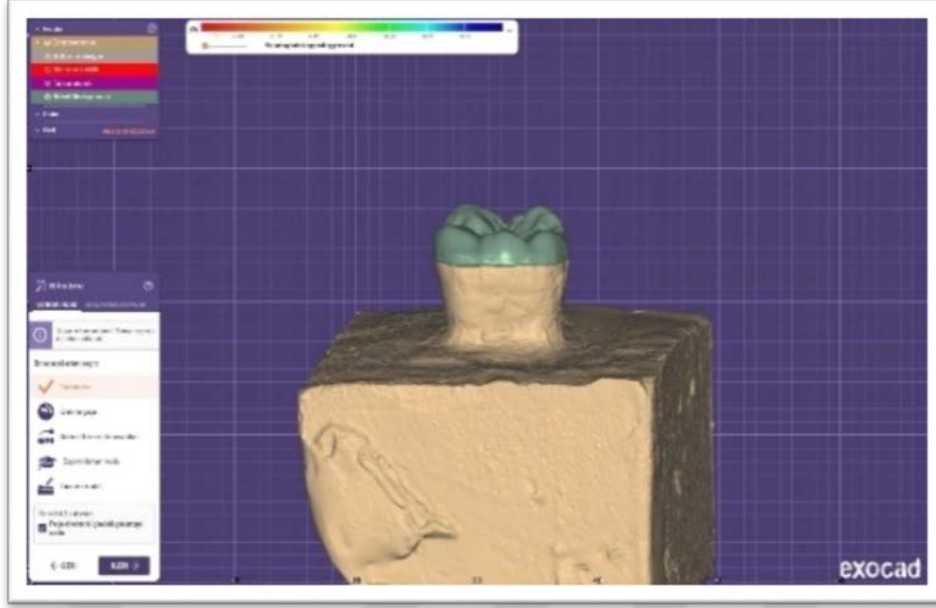


Şekil 3.10. Restorasyonun konumlandırılması

Daha sonra tasarımın son aşaması olarak, restorasyonun pulpa odasını kapsayan retansiyon kavitesi kısmı ve restorasyonun üst kısmı ‘Birleştirme’ sekmesi seçilerek birleştirildi ve restorasyonun tasarımına üretime geçilmeden önceki son hali verildi (Şekil 3.11.). Bu tasarım üretime hazır bir STL dosyası haline getirilerek kaydedildi (Şekil 3.12.).



Şekil 3.11. Restorasyonun tasarımının tamamlanması



Şekil 3.12. Restorasyonun STL dosyasına kaydı

Tasarımı tamamlanan örneklerin blok boyutları; Upcera için 14, Cerasmart için 14L, CeltraDuo için C14 olarak seçildi.

Kazıma cihazına torklu özel bir tornavida ile bloklar yerleştirildi. Ardından kazıma cihazındaki talimatlar doğrultusunda blok boyutu ve frezlerin doğruluğundan emin olunduktan sonra kazıma işlemi başlatıldı. Kazıma işlemi bittikten sonra cihazın haznesine düşen endokron restorasyon alınarak, aynı numaradaki dişle birlikte ayrı bir kap içerisinde muhafaza edildi. Her bir kazıma işlemi ortalama 20-30 dakika arasında sürdü, bu işlemler 21 adet diş için tekrar edildi (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. Endokron restorasyonların farklı açılardan görünümü

3.6. Endokron Restorasyonlara Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Endokron restorasyonların kazıma işlemleri bittikten sonra ait olduğu dişlere kavite uyumları kontrol edildi. Daha sonra üretici firma talimatları doğrultusunda restorasyonlara ‘Glaze’ işlemi uygulandı. Bu işlem için glaze toz ve likit karışımı bir fırça yardımıyla restorasyonun sadece dış kısmına çok ince bir tabaka halinde uygulandı. Daha sonra porselen fırınında (Gemini 2 Press, Shenpaz Industries, Migdal HaEmek, İsrail) 940°C’de 9 dk süre ile cila işlemi tamamlandı (Şekil 3.14.).



Şekil 3.14. Cila işlemi tamamlanan endokron restorasyon

3.7. Endokron Restorasyonların Simantasyon İşlemi

Tüm gruplardaki restorasyonların bağlanma yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesinde %9,5'lik hidroflorik asit (Porcelain Etchant, Ultradent, Utah, ABD) kullanıldı. Endokron restorasyonlar 20 sn süre ile asitle pürüzlendirildi. Ardından restorasyonlar 60 sn su ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. Bir fırça yardımıyla bağlanma yüzeylerine 60 sn süre ile silan (Silane, Ultradent, Utah, ABD) uygulandı ve hava spreyi ile kurutuldu (Şekil 3.15.).



Şekil 3.15. Endokron restorasyonlara asit ve silan uygulanması

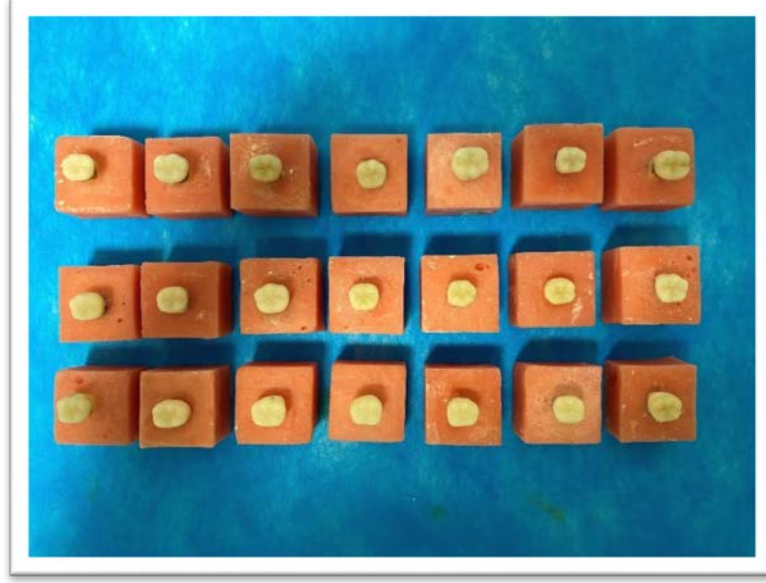
Tüm dişlerin preparasyon yapılan mine yüzeylerine, %37' lik fosforik asit ile 30 sn selektif pürüzlendirme işlemi uygulandı. Daha sonra yüzeyler 20 sn su spreyi ile yıkandı ve 5 sn hava spreyi ile kurutuldu. Adeziv ajan (Clearfil S3 Bond Universal, Kuraray, Osaka, Japan) 20 sn boyunca tüm yüzeye bond fırçası yardımıyla uygulandı ve 5 sn süre ile havayla inceltildi. 10 sn ışık cihazı (Elipar S10, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) ile polimerizasyon yapıldı (Şekil 3.16.).



Şekil 3.16. Dişlere asit-bond uygulanması

Maxcem Elite (Kerr Hawe, California, ABD), baz ve aktivatör olmak üzere iki tüpün tek şırıngada sunulduğu ve karıştırıcı bir uçla birlikte kullanılan, kendinden adezivli hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan bir rezin simandır.

Dişlerin kavite yüzeylerine adeziv ajan (Clearfil S3 Bond Universal, Kuraray, Osaka, Japan) bond fırçası yardımıyla uygulandı ve hava ile inceltildi. Restorasyonda film kalınlığı oluşmaması için polimerize edilmedi. Özel şırıngası ile rezin simanın bir miktarı kavite içerisine, bir miktarı da restorasyonun iç yüzeyine uygulandı. Restorasyonlar kaviteye dikkatli bir şekilde yerleştirildikten sonra oklüzal yüzeyden parmak basıncı uygulandı ve 2 saniye ışıkla polimerizasyon işlemi uygulandı. Fazla siman bir sond yardımıyla temizlendi. Üretici firma talimatlarına uygun olarak kronun her yüzeyinden 20 saniye ışık tatbik edilerek polimerizasyon işlemi tamamlandı (Şekil 3.17.).



Şekil 3.17. Simantasyon işlemleri yapılan endokron restorasyonlar

3.8. Endokron Restorasyonlardan Kesitlerin Alınması

Öncelikle, endokron restorasyonların koronal kısımları doğrusal hassas testere (Isomet 1000 Linear Precision Saw; Beuhler, Illinois, ABD) yardımı ile su soğutması altında uzaklaştırıldı (Şekil 3.18. , Şekil 3.19.).

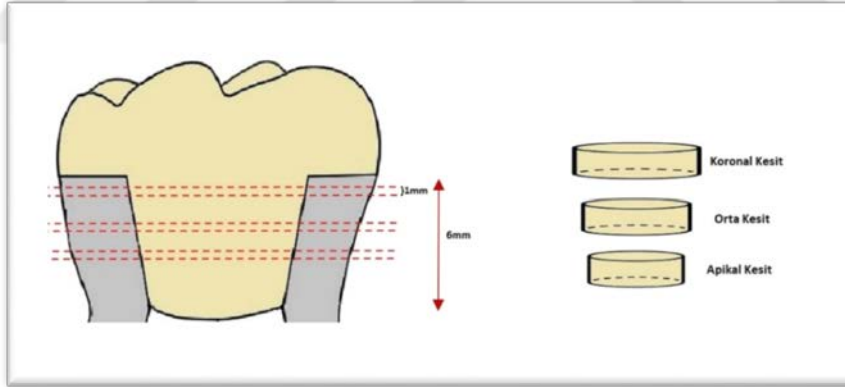


Şekil 3.18. IsoMet 1000 cihazı



Şekil 3.19. Endokron restorasyonlardan kesitlerin alınması

Restorasyonun geriye kalan kısmı olan; pulpa odası içine uzanan ‘kor’ bölgesinden, kesici bıçağın kalınlığı (0.3 mm) da göz önünde bulundurularak 600 rpm hızla dişin uzun aksına dik olacak şekilde 1 mm (+0,1mm -0,1mm) yüksekliğinde aksiyal kesitler alındı (Şekil 3.20.).

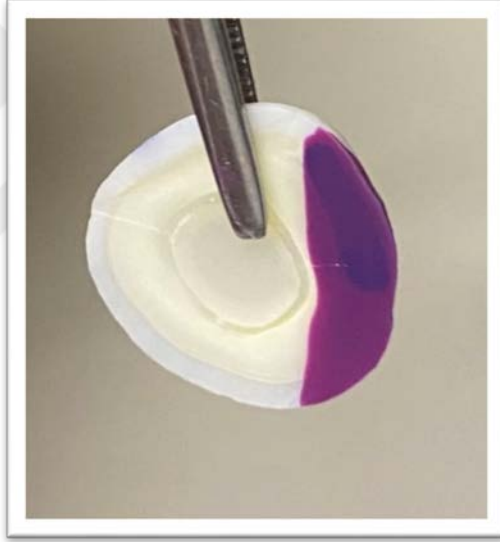


Şekil 3.20. Alınan horizontal kesitlerin şematik gösterimi

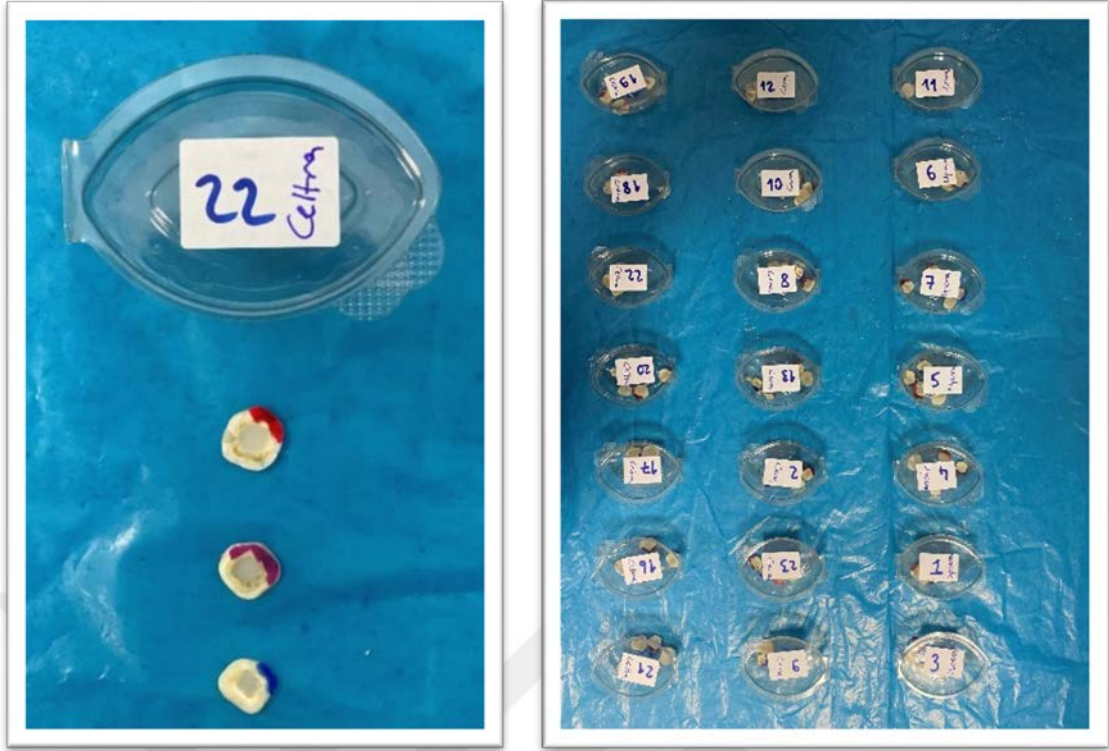
Kesitler, her bir örnekten birbirine eşit uzaklıkta belirlenen koronal, orta ve apikal bölgelerden 3'er adet alındı. Her dilimin yüksekliği bir dijital kumpas (Absolute, Mitutoyo, Japan) ile ölçüldü (Şekil 3.21.). Endokron restorasyonlardan alınan her bir kesit; koronal yüzeyi, alındığı bölgeyi temsil eden renkte işaretlenerek (Şekil 3.22.) (koronal-kırmızı, orta üçlü-mor ve apikal-mavi renk) ait olduğu grubun adının ve numarasının yazıldığı plastik kaplar içerisinde muhafaza edildi (Şekil 3.23.).



Şekil 3.21. Kesitlerin dijital kumpas ile ölçülmesi



Şekil 3.22. Kesitlerin işaretlenmesi



Şekil 3.23. Endokron restorasyonlardan alınan kesitler

3.9. İtme (Push-Out) Testinin Uygulanması

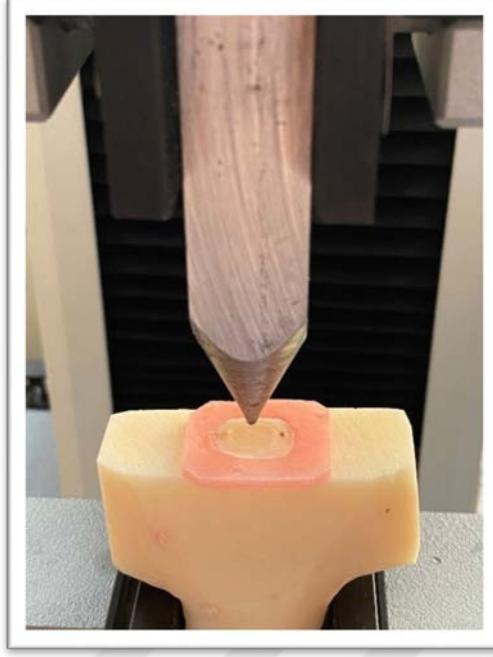
Hazırlanan 21 adet (n=7) diştten toplam 63 adet disk elde edildi. Dentin kesitlerinin etrafı, akrilik rezinle sabitlendi ve push-out (itme) testi uygulanmak üzere universal test cihazına (Instron Universal Test Machine; Elista, İstanbul, Türkiye) yerleştirildi (Şekil 3.24.).

İtme testi için yuvarlak ucu 3 mm çapında uzunluğu 10 cm olan kuvvet uygulayıcı kol ve kuvvet uygulanacak disklerin üzerine yerleştirilebileceği delikli bir düzenek hazırlandı. Kırma ucu, sadece restorasyon materyalinin merkezine gelecek ve çevre dentin kesiti üzerinde hiçbir baskı oluşturmayacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.25.).

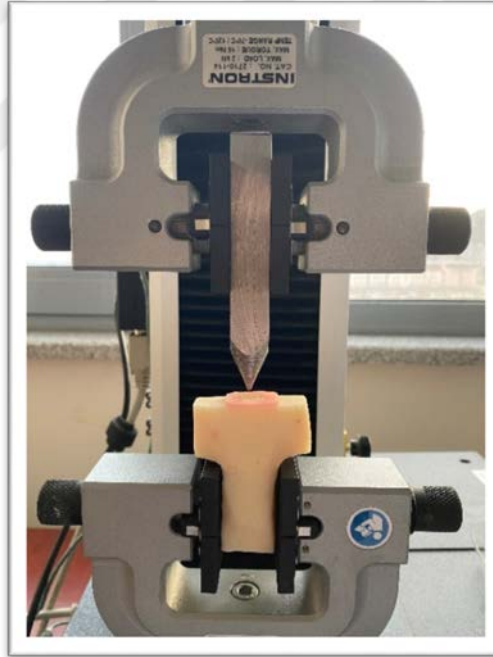
Daha sonra, her bir örneğe apiko-koronal yönde 1 mm/dk başlık hızıyla bağlantı başarısız oluncaya kadar kuvvet uygulandı ve kopma anındaki kuvvet Megapaskal (MPa) olarak kaydedildi.

Bağlanma dayanımı aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

Bağlanma Dayanımı (MPa) = Bağlantının başarısız olması için gereken kuvvet (N) / Bağlantının gerçekleştiği alan (mm²)



Şekil 3.24. Kesitin düzeneğe yerleştirilmesi



Şekil 3.25. Push-out testinin uygulanması

3.10. Verilerin İstatistiksel Analizi

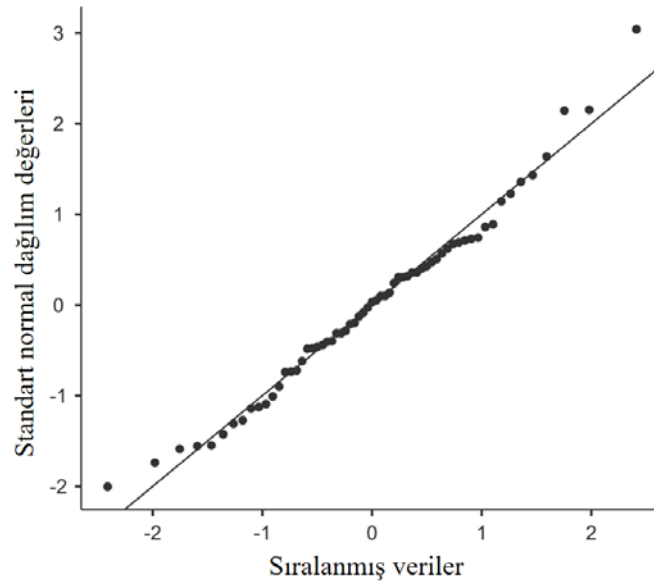
İstatistiksel analiz için Jamovi 2.2.5 istatistik programı (The Jamovi Project, Sydney, Avustralya) kullanıldı. Karşılaştırmalardaki normal dağılım Shapiro-Wilk testi ve Q-Q grafiği ile değerlendirildi. Bağlanma dayanımı bağımlı değişkeninde normal dağılım

gözlendi. İstatistiksel değerlendirme için iki yönlü varyans analizi kullanıldı. Tukey çoklu karşılaştırma testi ile veriler karşılaştırıldı. Anlamlılık derecesi $p < .05$ ' olarak kabul edildi.



4. BULGULAR

Bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği incelendiğinde; düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiği (Şekil 4.1.), ayrıca Shapiro-Wilk testinde anlamlılık düzeyinin 0.485 olduğu belirlendi.



Şekil 4.1. Bağlanma dayanımı değerlerinin dağılımını gösteren Q-Q grafiği

Tablo 4.1. Bağlanma dayanımı değerlerinin iki yönlü varyans analiz sonuçları

	Kareler	Sd	Kareler	F	P Değeri
	Toplamı		Ortalaması		
Materyal	602.38	2	301.19	23.21	<.001
Kesit Alınan Bölge (KAB)	192.74	2	96.37	7.43	<.001
(KAB)* Materyal	12.36	4	3.09	0.24	0.916
Kalan	700.71	54	12.98		

Yapılan iki yönlü varyans analizi sonucunda; kullanılan materyallerden ve kesit alınan bölgelerden elde edilen bağlanma dayanımı değerleri arasındaki farkların çok anlamlı ($p < .001$) olduğu, farklı materyaller ile kesit alınan bölge ikili etkileşimin ise anlamlı olmadığı ($p > .05$) istatistiksel olarak saptandı (Tablo 4.1.).

Kullanılan materyallerin kesit alınan bölgelere göre bağlanma dayanım değerlerinin ortalama, standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.2.'de gösterildi.

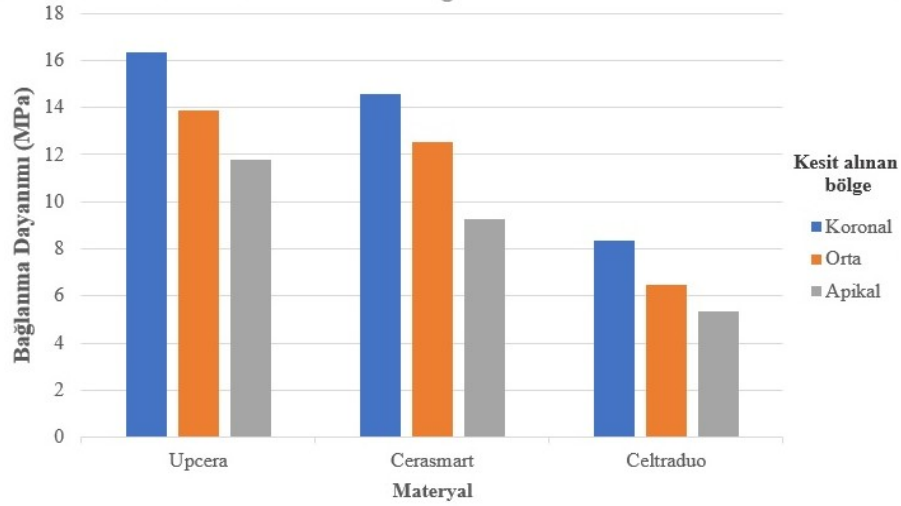
Tablo 4.2. Kullanılan materyallerin bağlanma dayanım değerlerinin ortalama (MPa), standart sapma ve Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Materyal	Koronal	Orta	Apikal
Upcera	16.33 ± 1.3 ^{A,a}	13.87 ± 1.71 ^{A,a}	11.79 ± 1.89 ^{A,a}
Cerasmart	14.59 ± 3.95 ^{A,a}	12.52 ± 4.25 ^{A,a}	9.28 ± 4.02 ^{A,a}
CeltraDuo	8.33 ± 5.24 ^{A,b}	6.45 ± 4.12 ^{A,b}	5.34 ± 3.78 ^{A,b}

Farklı büyük harfler satır içi, farklı küçük harfler ise sütun içi anlamlı farklılığı göstermektedir (p<.05)

En fazla bağlanma dayanımı değerlerinin (16.33 MPa) lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (Upcera) bloklardan hazırlanan koronal bölgeden kesit alınan endokron restorasyonlarda, en az bağlanma dayanımı değerlerinin (5.34 MPa) zirkonya takviyeli lityum silikat (CeltraDuo) bloklardan hazırlanan apikal bölgeden kesit alınan endokron restorasyonlarda olduğu belirlendi.

Yapılan çoklu karşılaştırma testi sonucunda; farklı materyallerden hazırlanan endokron restorasyonların bölgelere göre bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı (p>.05) bir farklılık olmadığı saptandı. Kesit alınan bölgeler karşılaştırıldığında; lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (Upcera) ve rezin nano seramik (Cerasmart) bloklardan hazırlanan endokron restorasyonların bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmez iken (p>.05), her iki materyalin zirkonya takviyeli lityum silikat (CeltraDuo) bloklardan hazırlanan endokron restorasyonlardan anlamlı (p<.05) bir şekilde daha fazla bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği saptandı (Tablo 4.2.) (Şekil 4.2.).



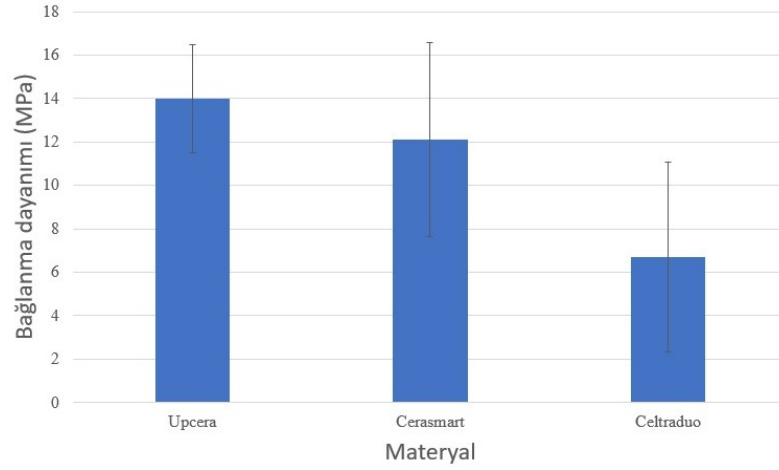
Şekil 4.2. Materyallerin kesit alınan bölgelere göre bağlanma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Kesit alınan bölgeden bağımsız olarak, kullanılan materyallerin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.3.' de gösterildi.

Tablo 4.3. Kesit alınan bölgeden bağımsız olarak, materyallerinin bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Materyal	Materyal	Ortalamalar Arası Fark	Standart Hata	df	t	P Değeri
Upcera	- Cerasmart	1.86	1.11	54	1.68	0.223
Upcera	- CeltraDuo	7.29	1.11	54	6.56	<.001
Cerasmart	- CeltraDuo	5.43	1.11	54	4.88	<.001

Kesit alınan bölgeden bağımsız olarak, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (Upcera) ve rezin nano seramik (Cerasmart) bloklardan hazırlanan endokron restorasyonların bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p > .05$) belirlenmedi. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (Upcera) ve rezin nano seramik (Cerasmart) materyallerinden hazırlanan endokron restorasyonların zirkonya takviyeli lityum silikat (CeltraDuo) bloklardan hazırlanan endokron restorasyonlardan anlamlı ($p < .001$) bir şekilde daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiği saptandı (Tablo 4.3. , Şekil 4.3.).



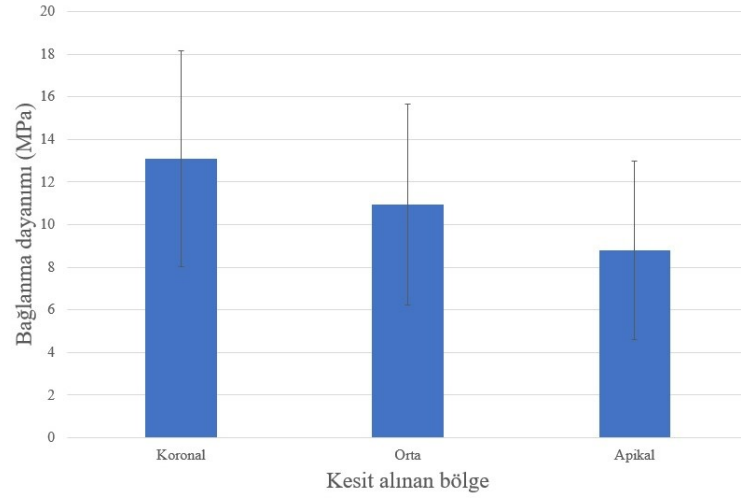
Şekil 4.3. Kesit alınan bölgeden bağımsız olarak, materyallerin bağlanma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

Materyal tipinden bağımsız olarak kesit alınan bölgelerin bağlanma dayanımı değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.4.' de gösterildi

Tablo 4.4. Materyal tipinden bağımsız olarak, kesit alınan bölgelerdeki bağlanma dayanım değerlerinin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Materyal	Materyal	Ortalamalar	Standart	df	t	P-Değeri
		Arası Fark	Hata			
Koronal	- Orta	2.14	1.11	54	1.93	0.141
Koronal	- Apikal	4.28	1.11	54	3.85	<.001
Orta	- Apikal	2.14	1.11	54	1.93	0.141

Materyal tipinden bağımsız olarak, koronal bölgedeki bağlanma dayanımı verilerinin apikal bölgeden anlamlı şekilde ($p<.001$) daha fazla olduğu belirlendi. Koronal ile orta bölge arasında ve orta ile apikal bölge arasında anlamlı bir farklılık ($p>.05$) elde edilmedi (Tablo 4.4., Şekil 4.4.).



Şekil 4.4. Materyal tipinden bağımsız olarak, kesit alınan bölgelerin bağlanma dayanım değerlerinin grafiksel gösterimi (%95 güven aralığında)

5. TARTIŞMA

Bu çalışma; fazla madde kaybına uğramış kanal tedavili dişleri restore etmek amacıyla kullanılan farklı içeriklere sahip seramik endokron restorasyonların bağlanma dayanımlarının incelenmesi ve kesit alınan bölgelere göre karşılaştırılması amacıyla yapılmıştır. Çalışmadan elde edilen verilere göre; değişik materyallerden elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin farklı olduğu belirlendiğinden H0 hipotezi red edilmiş, kesit alınan bölgelere göre bağlanma dayanımları arasında fark bulunduğu saptandığından H1 hipotezi kabul edilmiştir.

Kanal tedavili dişlerde; pulpanın canlılığını kaybetmesi dentinin nem içeriğini etkiler ve uygulanan çeşitli operatif prosedürler, bu dişlerin vital dişlere oranla kırılabilirliğinin artmasına neden olur. Bu dişlerde, biyomekanik başarısızlık görülme riski, vital dişlere oranla daha yüksek olduğundan yapılacak restorasyonun tipi oldukça önemlidir.¹¹¹ Koronal restorasyonu yapılan endodontik tedavili dişlerin, sağlam hali ile mümkün olduğu kadar benzer şekilde biyomekanik performansını geri kazanması gerekir. Yapısal direnç; kök dentini, kor yapısı ve bütünleşik bir kompleks oluşturan final restorasyon arasındaki adeziv bağlanmaya ve uygun retansiyona bağlıdır.¹¹² Bu faktörler göz önüne alındığında; aşırı harabiyete uğramış dişlerde, kalan diş yapısının bütünlüğünü koruyan ve estetik sonuçlar elde edilebilen endokron restorasyonların kullanımı gündeme gelmiştir.¹¹³ Geleneksel tedavi yaklaşımı olan kanal içi postlardan farklı olarak endokron restorasyonlarda kök dokusu korunur. Endokron restorasyonlar; pulpa odasına ve kavite kenarlarına makromekanik, pulpa duvarlarına adeziv simanlar aracılığıyla mikromekanik retansiyon ile bağlanmaktadır.³³ Seramik materyallerdeki ve CAD/CAM teknolojilerindeki gelişmeler, endokron restorasyonlarda iyileştirme yapılmasını sağlamıştır.¹¹⁴

Yeni bir seramik materyalin bir dizi endikasyon için uygunluğuna, yapılan *in vitro* çalışmalardan elde edilen sonuçlar ile hali hazırda bilinen ve kabul görmüş olan değerler karşılaştırılarak karar verilebilir. Bu nedenle yeni geliştirilen dental materyallerin klinik kullanımlarından önce fiziksel özelliklerinin test edilmesi gerekir.¹¹⁵ Bağlanma dayanımı ilgili yapılan bazı çalışmalarda, doğal dişlerin yapısını taklit eden rezin dişler kullanılmıştır. Ancak; her ne kadar rezin dişler ile standardizasyonun sağlanması daha kolay olsa da, doğal dişlerin adeziv ajanlarla olan bağlantısı tam olarak yansıtılamaz.¹¹⁶

Biyomekanik testlerin uygulandığı çalışmalarda, doğal diş kullanmanın dezavantajları ise; her bir dişin dentin yapısı ile mekanik özelliklerinin farklı olması ve dişlerin boyut bakımından çok fazla çeşitlilik göstermesi nedeniyle standardizasyonun tam olarak sağlanamamasıdır. Doğal dişlerin yapısında görülen bu heterojenlik, anatomik varyasyonlardan kaynaklanmakta olup bu kabul edilebilir farklar, klinik ortamı gerçekçi bir şekilde yansıtır.¹¹⁷ Doğal dişlerin elastik modüllerinin restoratif materyale olan bağlanma özelliklerinin, ısı iletkenliklerinin ve mekanik dayanımlarının, yapay dişlere ve hayvan dişlerine göre klinik durumu daha iyi yansıtması nedeniyle bağlanma dayanımının değerlendirildiği *in vitro* çalışmalarda kullanılması önerildiğinden,¹¹⁸ bu çalışmada çekilmiş insan dişlerinin kullanılmasına karar verilmiştir.

Endokron restorasyonların; aşırı harabiyete uğramış kanal tedavili maksiller kesici dişlerde,¹¹⁹ mandibular premolar dişlerde,¹²⁰ maksiller premolar dişlerde,¹²¹ ve mandibular molar dişlerde¹²² kullanılabileceği belirtilmiştir.

Bindl ve arkadaşları¹²³ premolar ve molar dişlere uygulanan 208 adet endokron restorasyonun performanslarını değerlendirmişler. Premolar dişlerde azı dişlerine oranla daha fazla başarısızlık oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Premolar dişlerin, molar dişlerden daha küçük bir yapışma yüzey alanına sahip olmaları nedeniyle bu sonucun oluştuğunu belirtmişlerdir.

Premolar dişlerin kron boyu molar dişlere göre daha yüksektir. Ağız içindeki fonksiyonel hareketler sırasında; premolar dişler, daha fazla yıkıcı lateral kuvvetlere maruz kalırken, molar dişler ise daha çok dikey kuvvetlere maruz kalır. Bu durumun kırılma dayanımını olumsuz yönde etkileyeceği ve premolar dişlere uygulanacak endokron restorasyonun mekanik özelliklerini tehlikeye atacağını belirtilmiştir.¹²⁴ Bu nedenle çalışmada molar dişler kullanılmıştır.

Endokron restorasyonlar hazırlanırken farklı tasarım ve preparasyonlar uygulanabilmektedir. Sedrez-Porto ve arkadaşları¹²⁵ endokron restorasyonların oklüzal kalınlığının 3-7 mm arasında hazırlanabileceğini ifade etmişlerdir.

Mörmann ve arkadaşları¹²⁶ yapmış oldukları bir çalışma sonucunda 5.5 mm oklüzal kalınlığa sahip endokron restorasyonların; 1.5 mm oklüzal kalınlığa sahip olan geleneksel kronlardan iki kat daha fazla kırılma direncine sahip olduğunu saptamışlardır. Endokronlar ile ilgili yapılan araştırmalarda restorasyonlar; 4 mm,¹²⁷ 6 mm,¹²⁸ ve 7.5 mm³⁹ gibi farklı kalınlıklarda hazırlanmıştır.

Molar dişler üzerinde yapılan bir çalışmada; biyomekanik kriterleri karşılamak için; 90 derece açılı bir servikal kenar hazırlanması, servikal bant genişliğinin 2 mm, pulpa odası derinliğinin ise en az 3 mm olması, simantasyon esnasında fotopolimerize edilmesi gereken tüm yüzeylere ışığın ulaşabilmesi için en fazla 7 mm kalınlığında restorasyon hazırlanması, kanal ağızlarından kaldırılan guta perka miktarının 2 mm yi geçmemesi ve 90 derece açılı preparasyon ile bağlanmayı optimize edecek şekilde bir periferel mine hattı oluşturulması gerektiği ve bu şartların da en uygun şekilde molar dişlerde karşılanabileceği bildirilmiştir.⁷

Endokron restorasyonların, merkezi retansiyon kavitesinin boyutları ile ilgili kesin bir görüş birliğine varılamamıştır. Farklı intrakoronal derinlikte hazırlanan endokronlar üzerinde çalışmalar yapılmaktadır. Yapılan bir çalışmada, merkezi retansiyon kavitesi derinliği 1, 3 ve 5 mm olan endokron restorasyonların stres dağılımı; üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmiş ve 5 mm derinliğe sahip endokronların stres dağılımının daha iyi olduğu bulunmuştur.¹²⁹ Başka bir çalışmada, mandibular azı dişlerine 2, 3 ve 4 mm derinliğinde pulpa odası uzantılarına sahip lityum disilikat endokronlar uygulanmış ve kırılma dirençleri incelenmiş, 4 mm pulpa odası uzantısına sahip olan gruptaki endokronlarda, en yüksek kırılma direnci değerleri elde edilmiştir.¹³⁰

Endokron restorasyonun retansiyon kavitesi derinliği ile oklüzal kalınlığının gerilme dağılımı üzerindeki sinerjik etkisi, 1 mm, 2 mm veya 3 mm oklüzal kalınlık ile birlikte 1 mm, 2 mm veya 3 mm pulpa odası uzantısı derinliğine sahip dokuz tip endokron restorasyon tasarlanarak üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmiştir. Hazırlanan restorasyonların üzerindeki stres dağılımları incelenirken; retansiyon kavitesi derinliğinin tasarımı kaldırma prensibi nedeniyle yatay yük altında oklüzal kalınlıktan etkilenebileceği için; hem pulpa odası uzantısı derinliği hem de oklüzal kalınlık ile birlikte ele alınmıştır. Çalışmanın sonucunda, 2 mm oklüzal kalınlığın restorasyonlar üzerinde nispeten düşük stres oluşturduğu ve endokron restorasyonlarda 2 mm oklüzal kalınlığın kullanılabileceği bildirilmiştir. Aynı zamanda bu çalışmadan elde edilen sonuçlar; pulpa odasının daha derin genişletilmesinin çevredeki yapılar üzerinde fazla strese neden olduğunu ve kırılma riskini artırabileceğini göstermiştir.¹³¹

Maksiller ve mandibular molar dişlerin pulpa odalarının CBCT ile anatomik olarak değerlendirildiği bir çalışmanın verilerine göre; endokron için pulpa odası uzantısı

ne kadar derin ve adeziv retansiyon için yüzey alanı ne kadar büyük olursa çiğneme kuvvetlerinin köke iletimi o kadar iyi olacaktır. Ancak; mandibular molarların pulpa odası yüksekliğinin anatomik verilerine göre 5 mm yi aşan retansiyon kavitesi derinliğinin, mandibular molar dişin pulpa tabanını tahrip edebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır.¹³²

Kalan diş dokusu miktarı 1.5, 3 ve 4.5 mm olacak şekilde modellenen maksiller azı dişlerinde oluşan stresler sonlu elemanlar analiz yöntemi ile test edilmiştir. Kalan diş dokusunun korunmasının, restorasyon üzerinde biriken stresi artırdığı; diş dokularına iletilen stresi ise azalttığı, dolayısıyla kalan diş dokusunun her zaman korunması gerektiği belirtilmiştir.¹³³

Farklı pulpa odası açılarına göre seramik endokronların biyomekanik tepkisi yapılan bir çalışmada değerlendirilmiş ve pulpa odasının aksiyel duvarlarının, adeziv yüzeydeki stres büyüklüğünü dengelemek için, 6 ila 12 derecelik açıyla hazırlanması gerektiği ifade edilmiştir.¹³⁴

Bu bilgiler dikkate alınarak, çalışmada endokronlar; pulpa tabanından santral fossaya kadar olan toplam restorasyon yüksekliği 8 mm, pulpa odasına uzanan retansiyon kavitesinin derinliği ise 6 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Pulpa odası kavitesinin iç duvarları oklüzale doğru 8-10 derecelik açıyla genişleyecek şekilde prepare edilmiştir.

Endokron restorasyonlar farklı materyaller kullanılarak hazırlanabilmektedir. Kullanılan materyallerden biri olan lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler; diğer yüksek dayanımlı cam seramiklerden daha iyi translusensi ve renk seçenekleri sunmaları nedeniyle, monolitik restorasyonlarda tek başlarına ya da tabakalama seramikleriyle kor materyali olarak kullanılabilir.⁷⁵ Ayrıca lityum disilikatın, düşük termal genleşme özelliği sayesinde gösterdiği yüksek termal şok direnci, seramik restorasyonların üretiminde materyali daha güvenilir bir seçenek haline getirmiştir.¹³⁵

Lityum disilikat cam seramikler, biyomekanik özelliklerinden dolayı endokron restorasyonların hazırlanmasında yaygın olarak kullanılan materyallerden biridir.¹³⁶ Lityum disilikat cam seramiklerin, endokron restorasyonlarda fonksiyon ve estetik özellikleri yeterli bir şekilde karşıladığı, adaptasyonunun iyi ve restore edilen dişler için güvenilir bir materyal olduğu bildirilmiştir.^{137,138} Bu nedenle çalışmada, lityum disilikat esaslı bir cam seramik olan Upcera kullanılmıştır.

Rezin-seramik CAD/CAM materyallerinin mekanik özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada; rezin nanoseramik sınıfına ait bir materyal olan Cerasmart bloklar kullanılmıştır. İçerisinde; %71 oranında silika ve baryum cam nanopartikülleri bulunan, kuvvet absorpsiyonu ve esneklik özellikleri ile ön plana çıkan bu materyal mine ve dentin dokusuna benzer mekanik özellikler sergilemektedir.¹³⁹ Bu nedenle çalışmada Cerasmart bloklar kullanılmıştır.

Seramikler doğal diş yapısının özelliklerini taklit edebildikleri için; yüksek biyouyumluluk, dayanıklılık ve estetik gibi özelliklere sahiptirler. Ancak, yüksek oklüzal aktiviteye sahip hastalarda, karşıt dişin mine yüzeyinde yarattıkları aşındırıcı etki klinik olarak endişe vericidir. Buna karşın CAD/CAM kompozit rezin materyallerin aşınma direnci, seramiklere oranla çok daha düşüktür. CAD/CAM kompozit rezin materyallerin, ağız içinde kolayca tamir edilebilmesi, oklüzyonun ayarlanması ve cilalanması kolaydır. Tüm bu faktörler, kompozit rezin materyallerini CAD/CAM ile hazırlanan restorasyonlarda diş hekimliğinde umut verici bir alternatif haline getirmiştir.¹⁴⁰ Bu nedenle son zamanlarda, klasik partikül doldurucu rezinler ve seramikler arasında özelliklere sahip bir ara ürün elde etmek amacıyla yüksek seramik dolduruculu hibrit materyaller kullanıma sunulmuştur.¹⁴¹ Silikat seramiklerin mekanik özellikleri; diş ve restoratif materyal arasındaki adeziv bağlantının geliştirilmesi ile güç kazanır. Zirkonya takviyeli cam seramikten üretilen endokronlar üzerine yapılan bir çalışmada; diş ve adeziv rezin bağlantısı bozulmadan kalmıştır. Bu durum, zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik materyallerin klinikte kullanımını sağlamıştır.¹²² Tez çalışmasında zirkonya takviyeli bir lityum disilikat olan Celtra-Duo kullanılmıştır.

Üç farklı CAD/CAM materyali kullanılarak hazırlanan endokronların kırılma dirençlerinin değerlendirilmesi amacıyla yapılan bir çalışmada; lityum disilikat esaslı, rezin nanoseramik (Cerasmart) ve zirkonya takviyeli lityum silikat cam seramik esaslı gruplar kullanılmıştır. Aksiyal yükleme altında; zirkonya takviyeli lityum silikat cam seramik grubun en düşük kırılma direncine sahip olduğu, lityum disilikat ve rezin nanoseramik gruplarının birbirine benzer ve yakın şekilde daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bulunmuştur.¹⁴² Bu çalışmada da benzer şekilde lityum disilikat (Upcera) dan hazırlanan endokron restorasyonlarda en yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Bu sonuçlar; lityum disilikat cam seramik materyallerin içeriğinde bulunan kristalin parçacıkların, yüklemeye karşı dayanımı artırmasıyla açıklanabilir.

Tez çalışmasında en düşük bağlanma dayanım değerleri zirkonya takviyeli lityum silikat seramik (CeltraDuo) den hazırlanan endokron restorasyonlarda belirlenmiştir. Bu sonuca zirkonya takviyeli lityum silikat seramik materyallerinin içeriğinde bulunan zirkonyum oksitin, diş yüzeyi ile bağlanma dayanımını azaltmasının ve endokron-rezin, siman- diş arayüzünde yüksek stres birikimine¹⁴² yol açmasının sebep olduğunu düşünmekteyiz.

Aşırı koronal harabiyete uğramış dişlerde; bağlanma yüzey alanı azaldığı için restorasyonun tutuculuğu, büyük ölçüde adeziv bağlanma ile sağlanır. İndirekt restorasyonların başarısını kullanılan siman ile simantasyon tekniği etkilemektedir. Adeziv simantasyon, mikrosızıntının azalmasını ve bağlanma dayanımının artmasını sağlar.¹⁴³ Yapılan restorasyonun başarısında, uygulanan simanın polimerizasyon tipi ve yeterli derecede polimerize olması da etkilidir.¹⁴⁴ İndirek restorasyonların simantasyonunda dual-cure polimerize olan rezin simanlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunun nedeni; ışıkla polimerize olan rezin simanların, restorasyonun altında tamamen fotopolimerize olup olmadığından emin olunamamasıdır. Işık kaynağı ve rezin siman arasında bulunan restorasyonun varlığı, fotopolimerizasyonu başlatacak olan ışığın yoğunluğunu büyük ölçüde azaltacak, ışığın polimerizasyon etkinliğini ve polimerizasyon derinliğini sınırlayacaktır.¹⁴⁵ Dual-cure polimerize simanlarda ise ışık kaynağının ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyon işlemi, otopolimerizasyon ile kimyasal olarak tamamlanmaktadır.¹⁴⁶ Yapılan bir çalışmada; 7.5 mm kalınlığında seramik endokronlar hazırlanmış ve dual-cure rezin siman ile simante edilmiştir. Restorasyonun altındaki simanın yeterli derecede polimerize olduğu ve klinik olarak dual-cure rezin simanların, indirek restorasyonların simantasyonunda kullanılabileceği rapor edilmiştir.³⁹ Bu çalışmada hazırlanan endokron restorasyonların retansiyon kavitesi derinliğinin fazla olması nedeniyle dual- cure rezin siman olan Maxcem Elite (Kerr) kullanılmıştır.

Protetik restorasyonlarda adezyon, retansiyon ve uzun süreli dayanıklılık açısından önemli olup daimi restorasyonların klinik başarısı için anahtar faktördür.¹⁴⁷

Diş ile materyal ara yüzündeki bağlanma ne kadar güçlü olursa, restoratif materyalin oklüzal streslere o kadar iyi dayanabileceği belirtilmiştir.¹⁴⁸ Bağlanma dayanımını ölçmek için; makaslama, gerilimi ve push-out testi gibi çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır. Gerilme dayanımı testinin hassas olması nedeniyle yük uygulaması

sırasında numunedeki veya stres dağılımındaki küçük değişikliklerin, sonuçlar üzerinde önemli etkisi vardır.¹¹⁰ Makaslama testi ile ilgili en büyük problem yükleme cihazının kuvvet ucunun bağlanma ara yüzüne denk getirilmesinin zor olmasıdır. Yük, bağlanma ara yüzünde belirli bir mesafede dengelenir ve bu da numune üzerinde öngörülemeyen tork yüklemesine neden olur, bu durum farklı sonuçlara yol açabilir.¹⁴⁹ Push-out bağlanma dayanımı testi, yük uygulanması sırasında meydana gelebilecek küçük stres değişikliklerinden daha az etkilenir. Düşük bağlanma dayanımına sahip materyaller iyi bir şekilde değerlendirilebilir. Bu test aynı zamanda etkili ve tekrarlanabilir bir yöntemdir.¹⁰⁹

Push-out testinde; horizontal olarak ince kesitler elde edilerek, yükleme altında stresin daha eşit dağılması ve elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin daha güvenilir olması sağlanır.¹⁵⁰ Push-out testinin en büyük avantajı; aynı dişin farklı bölgelerindeki bağlanma değerlerinin ölçülebilmesine imkan tanınmasıdır.¹⁵¹

Push-out testinde kullanılan dentin kesitlerinin kalınlıkları, testin güvenilir sonuçlar vermesi açısından önemlidir. Yapılan bir meta analiz çalışmasında, push-out testinde kullanılan dentin kesitinin kalınlığının 1 mm'den fazla olması durumunda, 1 mm veya daha az kalınlığa sahip olmasına oranla numunenin kesit kalınlığı arttıkça sürtünmeye ve materyalin yerinden çıkmaya karşı direncinin artacağı belirtilmiş, bunun da daha yüksek bağlanma dayanımına yol açacağı bildirilmiştir. Tüm numuneler için 1 mm kalınlığında kesitler alınması önerilmiştir.¹⁵²

Bu çalışmada da, yanlış sonuçlara yol açabilecek sürtünme kuvvetini elimine etmek amacıyla 1 ± 0.1 mm kalınlığında dentin kesitleri alınmıştır.

İnsan dişlerindeki dentin dokusu; aynı diş içerisinde bulunduğu konuma (yüzeysel, derin, koronal ve kök dentini) göre ve ağız içi ortamdan gelen etkilere göre (sekonder, tersiyer, sklerotik ve aşınmış dentin gibi) değişiklik gösterebilen kompleks bir dokudur. Dentine adezyon mekanizması mineye göre çok daha karmaşık olduğundan, standart bir klinik yaklaşım belirlemek oldukça zordur.¹⁵³

Hem koronalde hem de kök bölgesinde yüzeysel ve derin dentin arasında önemli farklılıklar gözlenir. Dentin tübülü sayısı yüzeysel dentinde daha azdır. Dentin tübülü yoğunluğu; dişin koronal, orta ve apikal kısımlarında farklıdır, dişin koronal kısmında apikalden daha fazladır. Pulpasız devital dişlerde; koronal ve yüzeysel dentine olan bağlanma, apikal ve derin dentine göre daha yüksektir.¹⁵⁴

Oval ve yuvarlak fiber postların push-out bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği bir çalışmada; örneklerden 1 mm'lik, dört ila altı adet kesit alınmış ve alınan kesitlerin bağlanma dayanımları, koronal, orta ve apikal bölgede karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmiştir. Bağlanma dayanımı değerlerinin, koronal bölgeden apikal bölgeye doğru gittikçe azaldığı saptanmıştır.¹⁵⁵

Üç farklı rezin siman kullanılarak simante edilen fiber postların, bölgesel olarak push-out bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği bir çalışmada; her örnekten 2 mm kalınlığında, koronal, orta ve apikal bölgelerden üçer kesit alınmıştır. Bu çalışmanın sonucunda; kullanılan her üç siman grubunda da bağlanma dayanımı değerleri; koronal seviyede en yüksek, apikal seviyede ise en düşük olarak bulunmuştur.¹⁵⁶

Yapılan bir çalışmada; çekilmiş insan azı dişlerinin kron kısmından; oklüzal, orta ve servikal bölgeden koronal kesitler alınmıştır. Mine-dentin birleşimine en yakın bölge olan oklüzal kesitlerde en yüksek kırılma dayanımı değerlerini saptanmış, servikal bölgeden alınan kesitlerde ise daha düşük bağlanma dayanım değerleri tespit edilmiştir. Elde edilen kesitlerde pulpaya yaklaştıkça, hem eğilme mukavemetinde hem de kırılma gerilmesinde belirgin bir azalma gözlenmiştir. Bu çalışmada tespit edilen sonuçlar Arola ve ReproGel¹⁵⁷ in bulguları ile paralellik göstermektedir. Elde edilen sonuçlara göre koronal kesitlerde en yüksek değerler (Upcera; 16.33 MPa, Cerasmart; 14.59 MPa ve CeltraDuo; 8.33 MPa) bulunmuştur. Bunu sırasıyla orta üçlü (Upcera; 13.87 MPa, Cerasmart; 12.52 MPa ve CeltraDuo; 6.45 MPa) ve apikal üçlü (Upcera; 11.79 MPa, Cerasmart; 9.28 MPa ve CeltraDuo; 5.34 MPa) takip etmiştir. Bu sonuçların, koronaldan apikale doğru gidildikçe dentin tübüllerinin ve kollajen bağ miktarının azalması¹⁵⁶ nedeniyle adeziv rezin siman için daha elverişsiz bir ortam oluşmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz. Bağlanma değerlerinin tüm gruplarda, koronaldan apikale doğru düşüş göstermesinin başka bir sebebi ise polimerizasyon için yapılan ışınlamanın apikale ulaşmasının daha güç olması ve rezin simanın yeterince polimerize olamaması olabilir.

In vitro bir araştırma olması nedeniyle ağız içi koşulların tam olarak yansıtılamaması, ayrıca birbirine morfolojik olarak benzer dişler seçilmeye çalışıldığında tam bir standardizasyonun sağlanamaması bu çalışmanın sınırlamalarıdır.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Üç farklı seramik materyalden hazırlanan endokron restorasyonların bağlanma dayanımlarının *in vitro* olarak incelendiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Bağlanma dayanımı üzerinde materyallerin içeriğinin etkili olduğu belirlenmiştir.
2. Materyal tipinden bağımsız olarak, bağlanma dayanımının koronal bölgeden, apikal bölgeye doğru gidildikçe azaldığı saptanmıştır.
3. Zirkonya takviyeli lityum silikat seramik (CeltraDuo)' den hazırlanan endokron restorasyonlar diğer restorasyonlardan anlamlı bir şekilde daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.

Endodontik tedavi görmüş dişlerin restore edilmesinde kullanımı giderek yaygınlaşan endokron restorasyonların geliştirilmesi amacıyla yapılan *in vitro* araştırmaların, klinik takipli çalışmalarla desteklemesi gerekmektedir.

Yapılacak çalışmalarda örnekler elde edilirken, hassas kesme işlemi sırasında; kesitlerin mümkün olduğu kadar aynı kalınlıkta alınabilmesi için, kullanılan bıçağın bıçak kalınlığına ve keskin olmasına dikkat edilmeli ve su soğutması altında çalışılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Ree M, Schwartz RS. The endo-restorative interface: current concepts. *Dental Clinics* 2010; 54:345-374.
2. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1994; 71:565-567.
3. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; 89:462-465.
4. Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2013; 25:383-390.
5. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years-preliminary results. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999; 3:255-265.
6. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative Dentistry* 2015; 40:201-210.
7. Fages M, Bennasar B. The endocrown: a different type of all-ceramic reconstruction for molars. *J Can Dent Assoc* 2013; 79:140.
8. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2016; 115:321-328.
9. Gueth J-F, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal* 2013; 32:865-871.
10. Yenice N, Büyükdere AK. CAD/CAM Sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonlar. *Dental and Medical Journal-Review* 2020; 2:1-15.
11. Kılınç H, Turgut S, Ayaz EA, Bağış B. Güncel nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2018; 28:592-598.
12. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials* 2013; 29:419-426.
13. D'arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2016; 115:350-355.

14. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Pecho OE, Alessandretti R, Mosele JC, Mores RT. Adhesion to dental ceramics. *Current Oral Health Reports* 2014; 1:232-238.
15. Wong ACH, Tian T, Tsoi JKH, Burrow MF, Matinlinna JP. Aspects of adhesion tests on resin–glass ceramic bonding. *Dental Materials* 2017; 33:1045-1055.
16. Awad MM, Alqahtani H, Al-Mudahhi A, Murayshed M, Alrahlah A, Bhandi SH. Adhesive Bonding to Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Esthetic Dental Materials: An Overview. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2017; 18:622-626.
17. Çekiç Nagaş I. Prosthetic restorations of severely damaged endodontically-treated teeth. *7 Tepe Klinik* 2019; 15:231-241.
18. Cecil W, Manish K, Manas B, Deshant A. Prosthodontic management of endodontically treated teeth: A literature review. *International Journal of Clinical Preventive Dentistry* 2014; 10:45-50.
19. Sreedevi S, Sanjeev R, Raghavan R, Abraham A, Rajamani T, Govind GK. An in vitro study on the effects of post-core design and ferrule on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *Journal of International Oral Health: JIOH* 2015; 7:37.
20. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2002; 87:256-263.
21. Alaçam T. Endodonti. 2th ed. Ankara, Özyurt Matbaacılık, 2012; 1059-1148.
22. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri, Ankara, Polat Yayınları, 1998; 47-135.
23. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1979; 42:39-44.
24. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *Journal of Dentistry* 2001; 29:427-433.
25. Ulusoy N, Nayyar A, Morris CF, Fairhurst CW. Fracture durability of restored functional cusps on maxillary nonvital premolar teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1991; 66:330-335.
26. Nayyar A, Grimsley J, Hall M, Lowdon I. Strength of maxillary anterior coronoradicular buildups restored with cast crowns. *Journal of Dental Research* 1983; 62:263.

27. Summitt JB. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach, 3th ed. Quintessence Publishing Company 2006; 144.
28. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005; 32:433-440.
29. Tosun S, Özsevik AS, Aydın U. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Gaziantep Medical Journal* 2016; 22:33-38.
30. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence International* 2008; 39:99-106.
31. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials* 2011; 27:1-16.
32. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence International* 2009; 40:125-133.
33. Biacchi G, Basting R. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative Dentistry* 2012; 37:130-136.
34. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD* 1995; 7:83-94.
35. 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; 8:156-179.
36. 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; 39:595-602.
37. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance. *Journal of Prosthodontics* 2019; 28:e237-e242.
38. Tzimas K, Tsiafitsa M, Gerasimou P, Tsitrou E. Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Restorative Dentistry & Endodontics* 2018; 43:4.

39. 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; 112:942-948.
40. Veselinović V, Todorović A, Lisjak D, Lazić V. Restoring endodontically treated teeth with all-ceramic endo-crowns: case report. *Stomatološki Glasnik Srbije* 2008; 55:54-64.
41. Kanat-Ertürk B, Sarıdağ S, Köşeler E, Helvacioğlu-Yiğit D, Avcu E, Yildiran-Avcu Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dental Materials Journal* 2018; 37:256-265.
42. 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.
43. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2014; 112:22-30.
44. Mainjot A, Dupont N, Oudkerk J, Dewael T, Sadoun M. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research* 2016; 95:487-495.
45. Nguyen J-F, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials* 2012; 28:529-534.
46. Al-Wahadni A. The roots of dental porcelain: a brief historical perspective. *Dental News* 1999; 6:43-44.
47. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1996; 75:18-32.
48. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar, 1. Baskı. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi 1996: 13-25.
49. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics Volume II. Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics* 1980:51-53.
50. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001; 85:61-66.
51. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2005; 22:41-48.

52. Akın E. Dishekimliğinde Porselen, 3. Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Yayınları 1990:234.
53. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi. Doktora Tezi, Sivas, 2005.
54. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. International Journal of Prosthodontics 1996; 9:580-585.
55. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Ankara, AÜ Basımevi 1993: 515.
56. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics-Volume I: The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use, Quintessenz Verlag, 2019: 30-57.
57. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. The Journal of Prosthetic Dentistry 2007; 98:389-404.
58. Eakle WS, Bastin KG. Dental materials: clinical applications for dental assistants and dental hygienists, 4th ed. USA, Elsevier Health Sciences, 2019:168
59. 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.
60. McLaren EA. Material testing and layering techniques of a new two-phase all-glass veneering porcelain for bonded porcelain and high-alumina-frame works. QDT 2003; 26:99-111.
61. McLaren EA, Giordano RA. Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. Quintessence Dent Technol 2005; 28:99-111.
62. Apel E, Deubener J, Bernard A, Höland M, Müller R, Kappert H, Rheinberger V, Höland W. Phenomena and mechanisms of crack propagation in glass-ceramics. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2008; 1:313-325.
63. Höland W, Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V. Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. Journal of Non-Crystalline Solids 2006; 352:4041-4050.
64. Höland W, Beall G. Principles of designing glass-ceramic formation. Glass-Ceramic Technology, 2nd ed; Wiley: Hoboken, NJ, USA. 2012:39-72.

65. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences* 2018; 6:1742-1755.
66. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry: JCD* 2010; 13:195.
67. Cattell M, Chadwick T, Knowles J, Clarke R, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dental Materials* 2001; 17:21-33.
68. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of Dentistry* 2000; 28:529-535.
69. Silva N, Bonfante E, Martins L, Valverde G, Thompson V, Ferencz J, Coelho P. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *Journal of Dental Research* 2012; 91:305-310.
70. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research* 2014; 58:208-216.
71. May JT, Arata A, Cook NB, Diefenderfer KE, Lima NB, Borges AL, Feitosa S. Stepwise stress testing of different CAD-CAM lithium disilicate veneer application methods applied to lithium disilicate substructures. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2022; 128:794-802.
72. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics* 1995; 8:239-239.
73. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials* 2017; 33:84-98.
74. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials* 2016; 32:908-914.
75. Magne P, Paranhos MPG, Burnett Jr LH, Magne M, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clinical Oral Implants Research* 2011; 22:195-200.
76. Frankenberger R, Zeilinger I, Krech M, Mörig G, Naumann M, Braun A, Krämer N, Roggendorf MJ. Stability of endodontically treated teeth with differently invasive

restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dental Materials* 2015; 31:1312-1320.

77. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials* 2015; 31:1363-1369.

78. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* 2011; 56:84-96.

79. Powers JM. Craig's restorative dental materials. *Mechanical Properties* 2006; 51:96.

80. Association AD. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. Chicago: American Dental Association 2015, Erişim adresi: [<http://www.ada.org/en/publications/cdt>].

81. Canatan S, Oz FD, Bolay S. A randomized, controlled clinical evaluation of two resin cement systems in the adhesion of CAD/CAM-fabricated resin nanoceramic restorations: 18-month preliminary results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2022; 34:1005-1014.

82. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics* 2011; 55:333-352.

83. Akarca EM. Çeşitli Yüzey İşlemleri Uygulanan Rezin Matriks Seramiklerin Rezin Siman Kullanılarak Diş Bağlantılarının In-Vitro Olarak İncelenmesi. Uzmanlık Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2019.

84. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal* 2008; 204:505-511.

85. Çetindağ MT, Ayşef M. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2016; 26:524-533.

86. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay RŞ. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2008; 32:58-72.

87. Karaalioğlu O, Duymuş Z. Dental computer aided design-computer aided manufacturing (CAD/CAM) systems. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2008; 18:25-32.

88. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-Fillings of the future? *International Dental Journal* 1997; 47:247-258.

89. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *Journal of International Oral Health: JIOH* 2015; 7:96.
90. 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; 137:1289-1296.
91. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1998; 80:280-301.
92. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 2013; 34:42-44, 46.
93. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1999; 81:135-141.
94. Özkan YK. *Gülüş Estetiği ve Lamina Veneer Restorasyonlar*, Quintessence Publishing 2022; 348-369.
95. Özcan M, Dünder M, Cömlekoğlu ME. Adhesion concepts in dentistry: tooth and material aspects. *Journal of Adhesion Science and Technology* 2012; 26:2661-2681.
96. Nanci A, Ten Cate A. *Oral histology: development, structure, and function*. 9th ed. Mosby-Year Book. Inc, St Louis. 2018; 157-160.
97. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research* 1982; 16:265-273.
98. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry* 2003; 28:215-235.
99. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive—a review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial* 2014; 55:194-206.
100. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia* 2017; 8:1.
101. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research* 2004; 83:454-458.
102. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2014; 35:1-8.

103. Dikicier S. Diş hekimliğinde adezyon ve adeziv rezin simanlarda güncel yaklaşımlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2016; 26:4.
104. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. Dental Clinics of North America 2007; 51:453-471.
105. Rosenstiel SF, Land MF, Walter R. Contemporary fixed prosthodontics-e-book, 6th ed., Elsevier Health Sciences, 2023; 851-856.
106. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry 2003; 89:268-274.
107. Yalçın Çetin G, Nalbant A. Resin Matriks Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Bağlanma Dayanımına Etkisi. ADO Klinik Bilimler Dergisi 2022; 11:3.
108. Elmas MS, Başaran EG, İzgi AD. Diş hekimliğinde kullanılan bağlanma dayanımı test metotları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2021; 31:283-288.
109. Ungor M, Onay E, Orucoglu H. Push-out bond strengths: the Epiphany–Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha. International Endodontic Journal 2006; 39:643-647.
110. Onay EO, Ungor M, Ari H, Belli S, Oğus E. Push-out bond strength and SEM evaluation of new polymeric root canal fillings. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology 2009; 107:879-885.
111. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. Journal of Endodontics 2010; 36:609-617.
112. Soares CJ, Rodrigues MdP, Faria-e-Silva AL, Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Kim H-C, Versluis A. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures? Brazilian Oral Research 2018; 32:76.
113. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. Journal of Endodontics 2007; 33:391-398.
114. El Ghouli W, Salameh Z. Marginal and Internal Adaptation of Lithium Disilicate Endocrowns Fabricated By Heat-Pressable and Subtractive Techniques. Journal of Prosthodontics 2021; 30:509-514.
115. 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; 32:607-614.
116. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. 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; 10:15-22.

117. 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; 78:5-9.

118. 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; 53:273-282.

119. Dejak B, Młotkowski A. Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom-made post and cores. *Journal of Prosthodontic Research* 2018; 62:171-176.

120. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2008; 100:264-273.

121. 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; 4:110-117.

122. Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *Journal of Prosthodontics* 2018; 27:340-346.

123. 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; 18:219-224.

124. Skupien J, Luz M, Pereira-Cenci T. Ferrule effect: a meta-analysis. *JDR Clinical & Translational Research* 2016; 1:31-39.

125. 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.

126. 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; 11:333-339.

127. El Ghouli WA, Özcan M, Ounsi H, Tohme H, Salameh Z. Effect of different CAD-CAM materials on the marginal and internal adaptation of endocrown restorations: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2020; 123:128-134.

128. Taha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, Geis-Gerstorfer J. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown

restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *Journal of Prosthodontic Research* 2018; 62:293-297.

129. Dartora NR, de Conto Ferreira MB, Moris ICM, Brazão EH, Spazin AO, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT, Gomes EA. Effect of intracoronar depth of teeth restored with endocrowns on fracture resistance: in vitro and 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Endodontics* 2018; 44:1179-1185.

130. Hayes A, Duvall N, Wajdowicz M, Roberts H. Effect of endocrown pulp chamber extension depth on molar fracture resistance. *Operative Dentistry* 2017; 42:327-334.

131. Zhang Y, Lai H, Meng Q, Gong Q, Tong Z. The synergetic effect of pulp chamber extension depth and occlusal thickness on stress distribution of molar endocrowns: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2022; 33:56.

132. Deutsch AS, Musikant BL. Morphological measurements of anatomic landmarks in human maxillary and mandibular molar pulp chambers. *Journal of Endodontics* 2004; 30:388-390.

133. Tribst JPM, Dal Piva AMdO, Madruga CFL, Valera MC, Borges ALS, Bresciani E, de Melo RM. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dental Materials* 2018; 34:1466-1473.

134. Tribst JPM, Lo Giudice R, Dos Santos AFC, Borges ALS, Silva-Concílio LR, Amaral M, Lo Giudice G. Lithium disilicate ceramic endocrown biomechanical response according to different pulp chamber extension angles and filling materials. *Materials* 2021; 14:1307.

135. El-Meliegy E, van Noort R, El-Meliegy E, van Noort R. Design and raw materials of medical glasses. *Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications* 2012; 95-106.

136. Shafi MA, Rayyan MR. Failure loads of heat-pressed versus milled lithium disilicate endocrowns. *Clinical Oral Investigations* 2023; 27:339-344.

137. de Kuijper MC, 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. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2020; 105:103670.

138. Zhu J, Wang D, Rong Q, Qian J, Wang X. Effect of central retainer shape and abduction angle during preparation of teeth on dentin and cement layer stress distributions in endocrown-restored mandibular molars. *Dental Materials Journal* 2020; 39:464-470.

139. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2015; 114:587-593.
140. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2016; 115:199-202.
141. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, Feilzer A, Krejci I. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD–CAM RNC crowns and endocrowns. *Dental Materials* 2016; 32:e338-e350.
142. El- Ghouli W, Ozcan 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; 31:378-387.
143. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association* 2011; 142:20-24.
144. Benetti AR, Peutzfeldt A, Asmussen E, Pallesen U, Franco EB. Influence of curing rate on softening in ethanol, degree of conversion, and wear of resin composite. *American Journal of Dentistry* 2011; 24:115-118.
145. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clinical Oral Investigations* 2005; 9:71-76.
146. Faria-e-Silva AL, Casselli DSM, Lima GS, Ogliari FA, Piva E, Martins LRM. Kinetics of conversion of two dual-cured adhesive systems. *Journal of Endodontics* 2008; 34:1115-1118.
147. 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; 92:265-273.
148. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *Journal of Dentistry* 2007; 35:827-835.
149. Watanabe L, editor Variables influence on shear bond strength testing to dentin. *Advanced adhesive dentistry, 3rd International Kuraray Symposium*, 1999; 1999: Kuraray Co. Ltd.
150. Drummond J, Sakaguchi R, Racean D, Wozny J, Steinberg A. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *Journal of Biomedical Materials Research*:

An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials 1996; 32:533-541.

151. de Meloa RM, Galhanoa GÁP, Barbosaa SH, Valandrob LF, Pavanelllic CA, Bottinoc MA. Effect of Adhesive System Type and Tooth Region on the Bond Strength to Dentin. The Journal of Adhesive Dentistry 2008; 10:2.

152. Collares F, Portella F, Rodrigues S, Celeste R, Leitune V, Samuel S. The influence of methodological variables on the push-out resistance to dislodgement of root filling materials: a meta-regression analysis. International Endodontic Journal 2016; 49:836-849.

153. Özcan M, Volpato CAM. Current perspectives on dental adhesion:(3) Adhesion to intraradicular dentin: Concepts and applications. Japanese Dental Science Review 2020; 56:216-223.

154. Li X, An B, Zhang D. Determination of elastic and plastic mechanical properties of dentin based on experimental and numerical studies. Applied Mathematics and Mechanics 2015; 36:1347-1358.

155. Uzun I, Keskin C, Güler B, Ozdemir O. Evaluation of push-out bond strenght of oval and circular fiber post systems. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences 2015; 21:123-127.

156. Uzun IH, Malkoç MA, Keleş A, Ogreten AT. 3D micro-CT analysis of void formations and push-out bonding strength of resin cements used for fiber post cementation. The Journal of Advanced Prosthodontics 2016; 8: 101-109.

157. Arola DD, Reprogel RK. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. Biomaterials 2006; 27:2131-2140.

EKLER

EK 1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: MÜBERRA GÜNEY
Adres	:Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 53100, RİZE
Eğitim	
Lise	: Özel Yavuz Sultan Fen Lisesi - Ankara (2004-2007)
Lisans	: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2007-2012)
Uzmanlık	:Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2019)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	