



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLMİŞ ENDOKRON
RESTORASYONLARDA PREPARASYON
GEOMETRİSİNİN UZUN DÖNEM BAŞARIYA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Esma ÇAĞLAYAN

Samsun
Haziran-2019



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLMİŞ ENDOKRON
RESTORASYONLARDA PREPARASYON
GEOMETRİSİNİN UZUN DÖNEM BAŞARIYA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Esmâ ÇAĞLAYAN

Danışman
Prof. Dr. Çağrı URAL

Samsun
Haziran-2019

T.C
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Uzmanlık Öğrencisi Dt. Esmâ ÇAĞLAYAN tarafından Prof. Dr. Çağrı URAL danışmanlığında hazırlanan “Farklı Materyallerden Üretilmiş Endokron Restorasyonlarda Preprasyon Geometrisinin Uzun Dönem Başarıya Etkisinin İncelenmesi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 12.06.2019 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Çağrı URAL (Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. İbrahim DURAN (Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. Yurdanur UÇAR (Çukurova Üniversitesi)

ONAY:

Bu tez, Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

....../....../.....

İmza
Prof. Dr. Selim ARICI
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın yürütülmesi sırasında desteğini esirgemeyen, bilgi birikim ve tecrübeleri ile yanımda olduğunu hissettiren danışmanım Prof. Dr. Çağrı URAL'a teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca uzmanlık öğrenimim boyunca bilgi ve deneyimleri ile bana destek olan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine teşekkür ederim.

Çalışma sürecinde tüm zorlukları benimle göğüsleyen ve hayatımın her evresinde bana destek olan sevgili eşim Dr. Sezai ÇAĞLAYAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Bununla birlikte eğitim hayatım boyunca bana her zaman güvenen anneme, babama, abime, ablama ve diğer tüm aile fertlerine manevi destekleri için teşekkür ederim.

Üç yıl boyunca iyi ve kötü günümde desteklerini hep hissettiğim ve yanımda olan değerli dostlarım, eş kıdemlilerim Uzm. Dt. Batuhan ÇETİNER ve Uzm. Dt. Tuğba CAN'a, kıymetli dostlarım Dr. Öğr. Üyesi Ezgi YÜCEER ÇETİNER ve Uzm. Dt. Dilara KAZAN'a teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım boyunca yanımda olan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı araştırma görevlisi arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, PYO.DIS.1904.18.012 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET
FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLMİŞ ENDOKRON
RESTORASYONLARDA PREPARASYON GEOMETRİSİNİN UZUN DÖNEM
BAŞARIYA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Farklı materyallerden üretilen endokron restorasyonların, diş üzerinde yerleştirileceği alanın farklı şekillerde hazırlanmasının uzun dönem klinik başarıya etkilerinin incelenmesidir.

Materyal ve Metot: Alt birinci molar dişlere (n=30) kanal tedavisi işlemleri uygulandıktan sonra iki gruba ayrıldı. Birinci gruba mine sement sınırının 1 mm üzerinden herhangi bir aksiyel duvar bırakılmadan, ikinci gruba ise bukkal duvar bırakılarak, kavite preparasyonu hazırlandı. İki farklı preparasyon geometrisinde üç farklı kimyasal içeriğe sahip hibrit seramik bloktan üretilen endokron restorasyonlar altı alt gruba ayrıldı (n=5). Restorasyonlar rezin simanla simante edildi. Simantasyon sonrasında tüm örnekler termal yaşlandırma işlemine tabi tutuldu. Yaşlandırma sonrasında Universal test cihazına yerleştirilen örnekler oblik yükleme uygulandı ve kırılma dayanımı değerleri kaydedildi. Kırık tipleri taramalı elektron mikroskopu (x250 büyütme) ve stereomikroskop altında incelendi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi yapıldı. Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) için, üç boyutlu modellemeler in vitro test koşullarını taklit edecek şekilde bilgisayar ortamında oluşturuldu. Elde edilen bu modellere bukkal tüberküllerin lingual eğiminden oblik olacak şekilde 200 N kuvvet uygulanarak oluşan stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelendi.

Bulgular: İstatistik sonuçlarına göre farklı preparasyon geometrilerinin kırılma dayanımına etkilerinin anlamlı olmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$), duvarlı grup örneklerde Lava Ultimate diğer materyallere (GC Cerasmart, Vita Enamic) göre kırılma dayanımı açısından anlamlı fark göstermiştir ($p<0,05$). Kırılma tipleri daha çok restore edilemez kırıklar şeklinde oluştu. SESA’de dentinde en yüksek stres değerleri duvarlı olarak hazırlanan modellerde gözlemlendi.

Sonuç: Kavite dizaynı ve kullanılan materyalin fiziksel özellikleri matematiksel olarak kırılma dayanımı üzerine farklılıklar ortaya koymuştur. Uzun dönem başarı için preparasyon geometrisi ve kullanılan materyalin kimyasal özellikleri göz önünde bulundurulması gereken faktörlerdir.

Anahtar Kelimeler: Endokron, kırılma dayanıklılığı, kavite dizaynı, polimer infiltre seramik ağ, rezin nanoseramik, sonlu elemanlar stres analizi

Esma ÇAĞLAYAN, Uzmanlık Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi – Samsun, -2019

ABSTRACT
THE ASSESSMENT OF PREPARATION GEOMETRY ON LONG TERM
SUCCESS IN THE ENDOCROWN RESTORATION PRODUCED BY
DIFFERENT MATERIALS

Purpose: The purpose of this study is to investigate the effects of preparation of endocrown restorations produced from different materials to be placed on a tooth in different ways on long term clinical success.

Material and Method: The lower first molar teeth (n=30) were divided into two groups after canal treatment procedures applied over them. In the first group, the cavity preparation was performed without applying any axial wall above 1 mm of the enamel cemented border while applying only a buccal wall in the second group. Endocrown restorations produced from hybrid ceramic block with three different chemical contents in two different preparation geometries were divided into six subgroups (n=5). Restorations were cemented with resin cement. All samples selected were subjected to thermal cycling after the cementation. After aging process, oblique loading was applied to the samples placed on the Universal test apparatus and fracture strength values were recorded. The fracture types were examined under a scanning electron microscope (under x250 magnification) and a stereomicroscope. Statistical analysis of the data obtained was performed. Three-dimensional models were created in a computer environment to simulate in vitro test conditions for finite element analysis (FEA). Stresses were examined by three dimensional FEA method. In these models, stresses were applied by using three dimensional FEA method by applying 200 N force to oblique from the lingual slope of the buccal tubercles.

Results: It is determined that the fracture types were rather type IV that could not be restored. The highest stress values FEA were observed in the models prepared by making buccal walls.

Conclusion: Cavity design and physical features of materials used has mathematically effects on fracture strength. Preparation geometry and chemical features of materials used are the factors need to be taken into consideration for long term success.

Keywords: Cavity design, endocrown, finite element analysis, fracture strength, polymer infiltrating ceramic network, resin nanoceramic,

Esmâ CAGLAYAN, Specialty Thesis
University of Ondokuz Mayıs – Samsun, -2019

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
°C	: Santigrat Derece
Å	: Angström
µm	: Mikrometre
ADA	: American Dental Association
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
Al ₂ O ₃ 2SiO ₂ 2H ₂ O	: Alüminyum silikat hidrat
B ₂ O ₃	: Bor oksit
Bis-EMA	: Bisfenol etoksilat bisfenol-A dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A-diglisideter metakrilat
Bis-MEPP	: 2,2-Bis 4-metakriloksi polietoksi fenil propan
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim
CaO	: Kalsiyum oksit
Dk	: Dakika
DMA	: Dimetakrilat
GPa	: Gigapaskal
HF	: Hidrojen Florür
ISO	: Internationa Organization for Standardization
K ₂ O	: Potasyum oksit
K ₂ O.Al ₂ O ₂ .6SiO ₂	: Potasyum alüminyum silikat
Li ₂ SiO ₃	: Lityum Metasilikat
Mm	: Milimetre
ml	: Mililitre
MPa	: Megapaskal

N	: Newton
Na ₂ O	: Sodyum oksit
NaOCl	: Sodyum hipoklorit
Nm	: Nanometre
pH	: Power of Hydrogen
SESA	: Sonlu Elemanlar Analizi
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO ₂	: Silika
SiO ₄	: Silisyum tetrahedral
Sn	: saniye
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
Zr ₂ O	: Zirkonyum dioksit

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kanal Tedavili Dişlerde Oluşan Biyolojik ve Mekanik Değişiklikler	3
2.2. Kanal Tedavili Dişlere Tedavi yaklaşımları	4
2.3. Kanal Tedavisi Sonrası Kalan Diş Dokusunun Restorasyonu	6
2.3.1. Konservatif Restorasyonlar.....	7
2.3.2. Kron Restorasyonu	7
2.3.3. Post-Kor Restorasyonlar	7
2.3.4. Onley, Overley ve Endokron Restorasyonlar	9
2.4. Dental Seramikler.....	11
2.4.1. Dental Seramiklerin Yapısı.....	11
2.4.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	12
Tam Seramiklerin Güncel Sınıflandırılması	14
2.4.3. Tam Seramiklerin Yapım Yöntemleri	16
2.5. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri.....	16
2.6. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu	21
2.6.1. Rezin Simanlar	22
2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Mekanik Testler	24
2.8. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	26

2.9. Örnek Yüzeylerinin Mikroskop İle İncelenmesi.....	27
2.10. Stres Analiz Yöntemleri	27
2.10.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
3.1. Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması.....	32
3.2. Endokron Preparasyonlarının Hazırlanması	33
3.3. Örneklerin Gruplandırılması	36
3.4. Endokron Restorasyonların Üretilmesi	36
3.5. Üretilen Test Örneklerinin Simantasyonu	41
3.8. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi	45
3.9. Sonlu Elemanlar Stres Analizi	47
3.9.1. Diş Yapılarının Modellenmesi.....	48
4. BULGULAR	54
4.1. Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesine Ait Bulgular	54
4.2. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular	58
4.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Testine Ait Bulgular	63
4.3.1. Dentinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_vM).....	64
4.3.2. Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}).....	65
4.3.3. Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}).....	67
4.3.4. Restorasyonda Görülen Von Mises Bulguları (σ_vM).....	70
4.3.5. Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	71
4.3.6. Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max})	73
5. TARTIŞMA	79

6. SONUÇ VE ÖNERİLER	98
KAYNAKLAR.....	100
EKLER.....	123
EK 1.Etik Kurul Onayı.....	123
ÖZGEÇMİŞ.....	124



1. GİRİŞ

Diş hekimliğinin tartışmalı konularından biri olan kanal tedavili dişlerin restorasyonu, kapsamlı olarak literatürde kendine yer edinmiştir. Buna rağmen, dişlerin restorasyonunda kullanılacak materyaller ve tedavi planlaması kesin bir sonuca bağlanamamıştır.¹ Restorasyon kalitesi ile endodontik tedavi görmüş dişin klinik başarısı arasında doğrudan ilişki olduğunu belirten birçok çalışma literatürde yer almaktadır.^{1, 2}

Yapılan çalışmalarda kanal tedavili dişlerin vital dişlere göre daha kırılgan olduğu ortaya konmuştur.³ Bunun esas nedeni, dişlerde bulunan çürüğün temizlenmesi ve endodontik giriş kavitesi hazırlanması sırasında meydana gelen madde kaybıdır. Preparasyon sırasında özellikle oklüzal bölgedeki marjinal sırtların uzaklaştırılması, dişlerin kırılma direncini olumsuz yönde etkilemektedir.⁴ Geleneksel yöntemde aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerin restorasyonunda amaç; kök kanalına yerleştirilen post üzerine kor yapının şekillendirilmesi ve kronlarla kayıp diş dokusunun yerine konmasıdır. Ancak birçok araştırmacı kök perforasyonu, adeziv başarısızlık, post kırığı ve ikincil çürük oluşumu gibi riskler yüzünden post kullanımını tavsiye etmemektedir.⁵⁻⁷

Günümüzde adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili dişlerde “endokron” olarak adlandırılan alternatif bir restorasyon çeşidi gündeme gelmiştir.^{8,9} Endokronlar, pulpa odası içerisinde merkezi retansiyon kavitesinden destek alan ve kron-kor materyali tek bir ünite halinde bulunan monoblok restorasyonlardır. Makromekanik tutuculuk pulpa duvarlarından mikromekanik tutuculuk ise adeziv simantasyondan elde edilmektedir.⁹ Endokron restorasyonlar, estetik ve mekanik özellikleri geliştirilmiş materyallerden üretilmektedir. Seramik bloklar biyolojik uyumluluk, kimyasal stabilite ve estetik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıkça kullanılmalarına rağmen karşıt dişlerde meydana getirdiği aşınma, işlenmesinin ve tamir edilmesinin zorluğu gibi nedenlerden dolayı hibrit bloklar gündeme gelmiştir.¹⁰

Bu çalışmamızın amacı, bukkal duvara sahip ve hiç duvarı olmayan, aşırı madde kaybına uğramış kök kanal tedavili alt daimi birinci molar dişlerin restorasyonunda farklı kimyasal içeriğe sahip prefabrike olarak üretilmiş hibrit

bloklardan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim) tekniği ile üretilen endokronların, kırılma dayanımlarının karşılaştırılması ve sonlu elemanlar analizi ile stres birikimleri incelenerek başarısının değerlendirilmesidir.

Çalışmanın hipotezi; farklı preparasyon tiplerinin ve endokron restorasyon üretiminde kullanılan farklı kimyasal içeriğe sahip üretim materyallerinin endokron restorasyonların kırılma dayanıklılıkları üzerine anlamlı etkileri olacaktır, şeklinde kurulmuştur.

Bu hipotezin sınanması adına şu araştırma sorularına cevap aranmaya çalışılmıştır;

Dişlerde duvar varlığının (kalan diş dokusunun korunmasının) uzun dönem başarıya etkisi var mıdır?

Farklı test yöntemleri (in vitro ortamda kırılma kayanımı testi ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemi) birbirlerini destekler nitelikte midir?

Farklı kimyasal içeriğe sahip ve prefabrike olarak üretilmiş hibrit CAD/CAM blok materyallerinin endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığı üzerine etkileri var mıdır?

Çalışmanın limitasyonları sonuçları ne derece etkilemektedir?

Bu çalışma giriş bölümü hariç Genel Bilgiler, Materyal ve Metot, Bulgular, Tartışma, Sonuç ve Öneriler bölümlerinden oluşmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Protetik diş hekimliği klinik pratiğinde, aşırı madde kaybına uğramış dişlerin tedavileri hakkında literatürde birçok araştırma yapılmış ve bu konu hala güncelliğini korumaktadır. Kök kanal tedavileri, pulpa iltihabı ve nekrozu, çürük, erozyon, atrizyon, abrazyon ve travma gibi sebeplerle uygulanmaktadır. Başarılı bir kök kanal tedavisinde uzun dönem başarıyı etkileyen en önemli faktörlerden birisi, kök kanal tedavisi sonrasında uygulanacak restorasyon şekli ve restorasyonun biyomekanik özellikleridir. Endodontik tedavi görmüş dişlerin uzun dönem klinik başarısı ile restorasyon kalitesi arasında doğrudan ilişki olduğu bildirilmektedir.²

Kök kanal tedavili dişlerde karşılaşılan en büyük problem, endodontik giriş kavitesinin hazırlanması esnasında oluşan madde kaybı ve pulpa dokusunun uzaklaştırılması ile dişin kırılma riskinin artmasıdır.¹¹ Yapılan bu işlemler dişler üzerinde mekanik ve biyolojik değişikliklere sebep olmakta ve kırılma riskini artırarak restorasyonda başarısızlığa yol açmaktadır. Endodontik tedavi sonrasında, dişlerin uzun dönem ağız içinde varlıklarını koruyabilmeleri için farklı restorasyon seçenekleri bulunmaktadır. Son zamanlarda adeziv diş hekimliğindeki gelişmelere bağlı olarak tedavi planlamasında daha konservatif yaklaşımlar öne çıkmaktadır.

2.1. Kanal Tedavili Dişlerde Oluşan Biyolojik ve Mekanik Değişiklikler

Kanal tedavili dişlerde ortaya çıkan kırılmaların sebeplerine dair farklı görüşler bulunmaktadır. Geçmiş yıllarda yapılan araştırmalarda, diş üzerinde koruyucu görevi bulunan pulpanın uzaklaştırılmasıyla birlikte zamanla nemini kaybeden diş yapısının kırılma riskinde artış olduğu ortaya konulmuştur.^{12, 13} Öte yandan, Papa ve Messer¹⁴ aynı bireylerden protetik amaçla çekilen vital ve devital dişlerin biyomekanik özelliklerini karşılaştırdıkları bir in vitro çalışmada, doğal dişlerin nem içeriğinde ve mikro yapılarında bir miktar değişiklik kaydedilmiştir. Ancak bu değişimlerin kırılma dirençleri arasında önemli bir fark oluşturmadığı belirtilmiştir. Vital ve devital dişlerin dentinlerinin nanomekanik özelliklerinin incelendiği diğer bir araştırmada, elastik modülü ve mikrosertlik değerleri açısından bir farklılık bulunamamıştır.¹⁵

Reeh ve ark.¹⁶ tarafından yapılan in vitro bir çalışmada, devital dişlerin, dentinde oluşan biyolojik değişiklikler sebebiyle değil, diş dokusundaki aşırı madde kaybı sebebiyle kırılmaya daha eğilimli olduğu saptanmış, vital dişlerin devital

dişlerden kırılma dayanıklılıklarının sadece %5 daha fazla olduğu bildirilmiştir. Huang ve ark.¹⁷, yaptıkları in vitro çalışmada, çekilmiş vital ve devital dişlere mekanik testler uygulamışlardır. Kanal tedavili dişlerin, sıkışma kuvvetleri altında elastik modülüsünün daha düşük olduğu buna karşılık nem kaybının dişin kırılma dayanıklılığını arttırmadığını bildirmişlerdir. Sedgley ve Messer'in,¹⁸ aynı bireylerden protetik amaçla çekilen karşılıklı vital ve devital dişlerin biyomekanik özelliklerini karşılaştırdıkları in vitro çalışmada, vital dişlerin devital dişlerden %3,5 daha sert olduğu, kırılma yükleri arasında anlamlı bir ayrım olmadığı ve kanal tedavisinden sonra dişlerin dayanıklılığının azalmadığı rapor edilmiştir.

Kanal tedavili dişlerde pulpa dokusunun uzaklaştırılmasına bağlı olarak duyuusal geri bildirim mekanizmasının kaybedilmesi çiğneme esnasında dişin kendini koruma fonksiyonunu azaltarak, gelen kuvvetlere karşı diş savunmasız bırakmaktadır.^{19, 20} Ayrıca kök kanal tedavisi sırasında medikamanlar, irrigasyon solüsyonları, dezenfektanlar ve kalsiyum hidroksit kullanımı, dentinin fiziksel özelliklerini değiştirerek kırılmaya yatkınlığını arttırdığı literatürde bildirilmiştir.^{21, 22} İlgili literatürde yapılan inceleme ve araştırmalardan da anlaşılmaktadır ki kanal tedavisi sonrası kalan diş dokusu üzerinde birçok biyolojik ve mekanik değişiklikler olmaktadır. Oluşan bu değişiklikler ve kök kanal tedavisinde kullanılan ajanlar ve ekipmanlar kalan diş dokusunun mekanik özelliklerini direkt etkilemektedir. Sonuç olarak bu tür tedavilerin gerçekleştirildiği dişlerde uzun dönem başarı için tedavi yaklaşımları özellikle mekanik başarısızlıkların önüne geçmek için büyük öneme sahiptir.

2.2. Kanal Tedavili Dişlere Tedavi yaklaşımları

Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyon aşamasında, tedavi planlaması ve materyal seçimine yönelik birçok çalışma bulunmasına rağmen bu konuyla ilgili ortaya konan çalışmalar nitelik olarak kesin yargılara varmak için yeterli düzeyde değildir. Tedavi tekniğinin ve materyalinin belirlenmesinde dişin fizyolojik ve anatomik özellikleri, oklüzyon durumu, tedavi planlamasındaki rolü, kalan diş dokusu miktarı, estetik ve fonksiyonel gereksinimleri ile dişin periodontal sağlığı göz önünde bulundurulması gereken faktörlerdendir.^{5, 16, 23}

Kök kanal tedavisi gerektiren dişlerde oluşan sınırlı koronal kayıp, restorasyon gereksinimi olmayan veya minimal restorasyona ihtiyaç duyan dişlerde görülür. Minimal preparasyonla giriş kavitesinin hazırlanması, dişin biyomekanik özelliklerini önemli ölçüde değiştirmemektedir.^{16, 24, 25} Bu dişlerin pulpa odası ve giriş kavitelerinin adeziv restorasyonlar ile restore edilmesi tavsiye edilmektedir.²⁶ Ancak parafonksiyonel alışkanlıklar, grup rehberliği ve dik kasp eğimine sahip olan hastalarda dişlerin oklüzal yüzeyini içine alan restorasyonlar önerilir.²⁵ Retansiyon, rezistans ve stabilite açısından koronal yapının yeterli olduğu kök kanal tedavisi gerektiren, post-kor restorasyonlarına gereksinim duymayan dişler de ise endokron veya onley gibi oklüzal yüzeyi kaplayan restorasyonlar önerilmektedir. Ayrıca daha düzgün bir kavite preparasyonu elde etmek için kavite tabanında kompozit rezin kullanımı da tavsiye edilmektedir.^{5, 16}

Koronal diş yapısının yarısından fazlasının kaybında, geleneksel yaklaşımda koronal yapının sınırlı ve adezyon için uygun yüzeyin yetersiz olduğu durumlarda, diş-restorasyon bütünlüğünün ve kırılmaya karşı direncinin sağlanabilmesi için post-kor restorasyonların yapımının ardından metal destekli porselen kron restorasyonların yapımı önerilir. Bu restorasyonlar yaygın olarak kabul görseler de tam seramik kronlarla karşılaştırıldıklarında yetersiz estetik, sınırlı doku uyumu, korozyona eğilim, alerji oluşturma riski ve gingival renklenme gibi bazı dezavantajlara sahiptirler. Ayrıca döküm sırasında oluşabilecek kenar uyumsuzlukları, mikrosızıntı sebebiyle kenar bölge renklenmesi, ikincil çürük ve periodontal problemlere neden olabilir.

Kalan koronal diş yapısının rotasyonel kuvvetlere karşı stabilitesi uygun preparasyon dizaynı ile birlikte (duvar kalınlığı 1-1,5 mm) sağlanmalıdır. Ferrule etkisi postların oluşturduğu kama etkisi ve post yerleşimi sırasında oluşan lateral kuvvetlere direnç gösterilmesi için önerilmiştir²⁷ ve kronun bilezik şeklinde diş dokusunu sarması olarak tanımlanır.²⁸ Kronun bitim noktasının koronalinde 1-2 mm'lik bir diş dokusunun olması, dişin kırılmaya karşı direncini önemli oranda arttırmaktadır.²⁹⁻³¹ Koronalde kalan doku miktarı, dişeti sınırında meydana gelen stres konsantrasyonunu önemli ölçüde azaltmaktadır.³²

Post-kor restorasyonların gelen yükleri en uygun şekilde destek dokulara ve köke ilettiği ve diş güçlendirdiğini bildiren çalışmalar olduğu gibi^{33, 34} bunun aksine dişte fraktürlere neden olduğunu gösteren çeşitli in vitro ve in vivo çalışmalar da bulunmaktadır.³⁵ Post için seçilen materyal, post uzunluğu, konikliği, çap ve yüzey

özellikleri ile ilgili etkenler post uygulamalarının başarısında önemli faktörlerdendir. Diş dokusu ve restoratif materyal ara yüzeyindeki farklılık nedeniyle meydana gelen değişimler³⁶ ve restoratif materyalin elastisite modülü, endodontik tedavili dişlerin mekanik davranışını etkilemektedir.³⁷

Restorasyon kenar sınırının subgingival olduğu ve yeterli ferrule etkisi sağlanamayan dişlerde ise kron yükseltme ya da ortodontik olarak dişin sürdürülmesi düşünülebilir. Ancak bu durumda kron kök oranı bozulur, ayrıca tedavinin maliyeti ve süresi de uzar.³⁸ Ayrıca bu tür dişlerin biyomekanik açıdan güvenilirliği ve uzun dönem başarısı tatmin edici olmayabilir. Diş çekimi ve implant tedavisi, aşırı madde kaybı olan dişlerin konvansiyonel tedavisinde alternatif olarak kabul edilmektedir.³⁹

2.3. Kanal Tedavisi Sonrası Kalan Diş Dokusunun Restorasyonu

Endodontik tedavili dişlerin birçoğunun, endodontik başarısızlıktan ziyade, uygun olmayan restorasyonlar neticesinde oluşan kırık sebebiyle kaybedildiği bilinmektedir.²⁹ Bu nedenle kalan diş dokusu miktarı, estetik ve fonksiyonel gereksinimler, dişin oklüzyondaki rolü, restoratif tedavi yöntemi ve materyalin belirlenmesi oldukça önemlidir.⁴⁰

Madison ve Wilcon'ın⁴¹ yaptıkları in vitro çalışmada kanal tedavisinin uzun dönem başarısı için koronal tıkanmanın en az apikal tıkama kadar önemli olduğu bildirilmiştir. Timpawat ve ark.'nın⁴² yaptığı in vitro çalışma da benzer görüşü desteklerken, yetersiz koronal tıkanmanın bakteriyel sızıntıya neden olabileceği gösterilmiştir.

Kanal tedavisi sonrası aşırı madde kaybı olan dişler direkt veya indirekt olarak restore edilebilir. İndirekt restorasyonlar, kırılma direnci ve sızdırmazlık açısından direkt restorasyonlardan üstündür. Bu avantajlarının yanı sıra maliyetlerinin yüksek oluşu, yapım aşamalarının uzun sürmesi ve periodontal uyumlarının direkt restorasyonlar kadar iyi olmaması dezavantajlarıdır.⁴³

Endodontik tedavi sonrası aşırı madde kaybı göstermeyen dişler direkt kompozit rezinlerle konservatif bir yaklaşımla tedavi edilebilir. Aşırı madde kaybına uğramış dişlerin restorasyonunda ise sıklıkla kron protezleri tercih edilmektedir. Post korlar ile beraber uygulanan kronlar geleneksel bir yaklaşım olsa da, son yıllarda seramik veya kompozit rezinden üretilen endokron, onley gibi indirekt restorasyonlar da kullanılmaktadır.⁴⁰

2.3.1. Konservatif Restorasyonlar

Endodontik tedavi sonrası aşırı madde kaybı göstermeyen dişler konservatif bir yaklaşımla tedavi edilebilir. Dişin konservatif olarak tedavi edilebilmesi için bukkal ve lingualde en az 1,5 mm kalınlığında, 3-4 mm yüksekliğinde sağlam dentin dokusu kalmalıdır.⁴⁴ Özellikle kanal tedavili dişlerde küçük bir endodontik giriş kavitesi açılmışsa, marjinal sırtlar, fasiyal ve lingual duvarlar sağlam ise direkt kompozit resin restorasyonlar uygulanabilir.⁴⁵

Amalgamlar ise uzun dönem başarısı ve dentine yakın elastikiyet modülüsüne sahip oluşu gibi üstün fiziksel özellikleri sebebiyle endodontik tedavili dişlerde restoratif materyal seçeneklerinden biri olarak hala kullanılmaktadır. Lakin amalgamdan zamanla salınan metal iyonlarının toksik etkilerinin olması ve estetik beklentinin artması, son zamanlarda birçok hasta ve klinisyen tarafından amalgamın tercih edilmemesine sebep olmuştur.⁴⁶

2.3.2. Kron Restorasyonu

Çürük, restoratif işlemler ve kök kanal tedavisi sonucu koronal diş yapısı büyük oranda kaybedildiği durumlarda, tam kron restorasyonlar tercih edilmektedir.^{47, 48}

Tam kronlar, kırılmaya karşı dirençleri ve sızdırmazlık açısından konservatif restorasyonlardan üstündür. Bazı durumlarda kron doğrudan kalan diş yapısı prepare edilerek üretilse de, genellikle kök kanalı içerisine bir post yerleştirilerek kor ve kron materyalinin tutuculuğu sağlanır.⁴⁹ Kor yapı post ile dişe bağlanarak kayıp koronal yapıyı oluşturur, kron ise koru kaplayarak dişe fonksiyonel ve estetik özelliklerini tekrar kazandırır. Post ve korların diğer bir rolü de fonksiyon altında kron kenarlarını deformasyondan koruyarak koronal sızıntıyı önlemektir. Bir post ve kor yerleştirilmesi ile sağlanan koronal kapama endodontik tedavinin sonucunu olumlu yönde etkiler.⁵⁰

2.3.3. Post-Kor Restorasyonlar

Diş hekimliğinde aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda post-kor sistemleri sıklıkla kullanılmaktadır. Restorasyonun amacı; kronu desteklemek, diş dokusunu yerine koymak ve retansiyona katkı sağlamaktır. Sistem, dişeti üzerinde kalan koronal diş yapılarını taklit eden ve restorasyona tutuculuk sağlayan bir ‘kor’ ve kök kanalı içinde kalan bir ‘post’ tan oluşur. Post, kök kanalının 2/3’üne kadar uzanan, destek ve tutuculuk sağlayan bölümdür.^{51, 52}

Post-Kor Restorasyonların Endikasyonları:

- Kor yapımı, tutucu oluklar, yardımcı kaviteler, asit ile pürüzlendirme ve bağlanma yöntemleriyle onarılamayan kron kaybının olduğu durumlarda,
- Malpoze bir dişin oklüzal veya aksiyal olarak düzeltilmesi sırasında pulpa bütünlüğü bozulacaksa,
- Periodontal desteği zayıf dişlerde, kron/kök oranının endodontik desteklerin kullanımıyla güçlenmesi gerektiğinde,
- Overdenture protezlerde köklerden destek, stabilite ve retansiyon alınması gerekliliğinde,
- Travma sonucu meydana gelen kırıklarda,
- Restorasyon sonrası endodontik girişimin güçleneceği pulpa prognozunun şüpheli olduğu geniş defektli dişlerde kullanılabilirler.⁵³

Post Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları:

- İnatçı periapikal patoloji varlığında,
- Kırılmaya eğilimli ince kök formu olan dişlerde,
- Ağız hijyeni kötü ve motive edilemeyen hastalarda,
- Yetersiz kök kanal dolgusu varlığında, post kor yapımı uygun değildir.⁵⁴

Post uygulanırken dikkat edilmesi gereken hususlar:

- Apikalde en az 4 mm guta perka bırakılmalıdır,
- Post yerleştirilirken gereksiz diş dokusu uzaklaştırılmamalıdır,
- Rotasyonel kuvvetlere karşı dirençli olarak tasarlanmış post kullanılmalıdır,
- Kuvvetler fonksiyon sırasında kemik kretinde yoğunlaştığından, kemik kretinin apikale uzanan post yerleştirilmelidir.

Postlar şekil, retansiyon, yapım yöntemi ve üretildikleri malzemeye göre farklı başlıklar altında sınıflandırılabilirler.

Post şekillerine göre:

- Paralel postlar,
- Açılı postlar,
- Paralel-açılı postlar,

Retansiyon şekline göre:

- Aktif postlar,
- Pasif postlar,

Yapım şekline göre:

- Fabrikasyon,
- Döküm,

Üretildikleri malzemeye göre:

- Metal alaşım postlar,
- Fiberle güçlendirilmiş postlar,
- Seramik postlar,

Endodontik tedavili dişlerin post-kor restorasyonlar ile tedavi edilmesi konusundaki tartışmalar ve diş hekimliğindeki güncel gelişmeler, farklı konservatif tedavi yöntemlerinin araştırılmasına neden olmaktadır.

2.3.4. Onley, Overley ve Endokron Restorasyonlar

Diş hekimliğinde meydana gelen teknolojik gelişmelerle birlikte yeni kullanıma sunulan dayanıklı ve estetik özelliklere sahip monoblok, estetik materyaller ve indirekt hazırlanan intrakoronal restorasyonlar, kavitenin şekline göre onley, overley veya endokron olarak adlandırılırlar. Son zamanlarda bu restorasyonlar endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. Overleyler kaybolan dokuyu yerine koymak için bir veya daha fazla kasp birleştirirken, endokronlar kanal içi post, kor ve kronu tek bileşende bir araya getirirler.⁵⁵

Endokronlar, aşırı madde kaybı olan endodontik tedavi görmüş dişlerin tedavilerinde uygun alternatif bir restorasyon tekniği olarak karşımıza çıkmaktadır. Adeziv sistemlerdeki gelişmelerle ortaya çıkan bu restorasyon tekniği, 1995 yılında Pissis⁸ tarafından kor ve kronu içeren monoblok bir yapı olarak tanımlanmıştır. Endokron terimi ise ilk defa 1999'da Bindl ve Mörmann⁵⁶ tarafından kullanılmıştır.

Her adeziv sistemde olduğu gibi endokron uygulamalarında da, minimal invaziv preparasyonla olabildiğince diş dokusunun korunması esastır.⁵⁷ Endokronlar pulpa odasının iç duvarlarına ve kavite marjinlerine adeziv simanla bağlanmaktadır. Makromekanik tutuculuk pulpa odası duvarlardan, mikromekanik tutuculuk ise adeziv simantasyonla sağlanmaktadır.^{58, 6} Endokronların kırılma dayanımları ile ilgili sistematik derleme ve meta analiz çalışmaları incelendiğinde endokronların post-kor sistemleriyle hazırlanan geleneksel kronlardan daha başarılı olduğu belirtilmiştir.^{6, 59-62} Marcia ve ark.⁶³ tarafından 2017 yılında hazırlanan 10 yıllık retrospektif bir çalışmada, endokronların brüksizm gibi oklüzal risk faktörlerinin varlığında bile aşırı madde kaybı

olan molar ve premolar dişlerde güvenilir bir tedavi seçeneği olduğu ortaya konmuştur. Yapılan az sayıdaki klinik çalışmalarda endokronların yüksek başarı oranlarına sahip olduğu bildirilmiştir.^{9, 64, 65} Biacchi ve ark.⁶'nın 2012 yılında yaptıkları in vitro çalışmada endokronlar ile fiber post ile güçlendirilmiş geleneksel kronlar arasındaki kırılma direnci karşılaştırılmış ve endokronlar daha yüksek kırılma direnci göstermiştir.

Endokronlar diğer uygulamalara göre daha kısa sürede hazırlanır ve daha konservatif bir tedavi seçeneğidir. Supragingival marjinler sayesinde plak kontrolü sağlanarak periodontal sağlık korunmaktadır. Endokron ile restore edilen dişlerde çiğneme kuvvetleri, tüm diş yapısı boyunca post-kor ile desteklenmiş kronlara göre daha homojen bir dağılım göstermektedir.⁵⁹ İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu, geleneksel kronlarla yeterli seramik kalınlığının sağlanamadığı durumlarda endokronların kullanımı önerilmektedir.⁶⁶ Bununla birlikte klinik kısa kron boyuna sahip, aşınmış, kalsifiye, açılı veya kısa kök kanallarına sahip, post uygulamalarının kontrendike olduğu dişlerde de endokronlar alternatif bir tedavi yöntemidir.

Endokron preparasyonu yapılmadan önce diş üzerindeki eski dolgu materyalleri tamamen kaldırılmalıdır. Pulpa odasındaki siman ve güta-perka artıkları temizlenmelidir. Sulkus içerisine retraksiyon kordu yerleştirilerek preparasyona başlanması önerilmektedir. Temel olarak endokron preparasyonu, 1-1,2 mm derinliğinde çevresel servikal marjinlerden ve pulpa odasının içindeki retansiyon kavitesinden oluşmaktadır.^{8, 56} Restore edilecek dişler standardize edilemediği için kavite preparasyonu vakaya göre değişkenlik göstermekle beraber, premolar dişler için 3 mm çapında, 5 mm derinliğinde; molar dişler için 5 mm çapında, 5 mm derinliğinde retansiyon kavitesi önerilmektedir.⁸ Endokronların oklüzal kalınlığı da genellikle 3-5 mm arasında değişmektedir. Tsai ve ark.⁶⁷ oklüzal kalınlık arttıkça seramik kronların kırılma dayanımlarının arttığını rapor etmişlerdir. Mörmann ve ark.⁶⁸ ise 5,5 mm oklüzal kalınlığa sahip endokronların kırılma dayanımlarının, 1,5 mm oklüzal kalınlığa sahip klasik preparasyonlu seramik kronlardan daha yüksek olduğunu ifade etmişlerdir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda ise endokron preparasyonuna dair şu parametreler önerilmiştir:

- 2-3 mm oklüzal redüksiyon sağlanmalı,
- Kavite iç kenar açıları 90° marjin tabanıyla hazırlanmalı,
- Pürüzsüz iç geçişler sağlanmalı,

- Mmkn olduğunca supragingival mine marjinleri içermeli,
- 8-10° pulpa odası i eğimine sahip olmalı,
- Düz bir pulpal taban oluşturulmalıdır.^{25, 69}

Ayrıca, pulpa odasındaki düzensizliğin giderilmesi, daha düz bir yüzey elde edilmesi ve sağlam diş yapısının korunması için bu alanın rezin kompozit ile düzenlenmesini önerilmektedir.^{70, 71}

Estetik beklentilerin artması ve gelişen teknoloji ile birlikte, diş hekimliğinde daha estetik restorasyonların yapılabilmesi için, kullanılan materyaller geliştirilmekte veya yeni materyaller üzerinde çalışılmaktadır. Metal bir alt yapıyla desteklenmesi gerekmeyen güçlendirilmiş estetik sistemler arasında sıklıkla kullanılanlar seramik ve zirkonyadır. Son yıllarda özellikle CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli retim) retim tekniğindeki gelişmeler ve kullanılan materyal çeşitliliği endokron restorasyonların yapımında kullanılabilen hibrit yapıya sahip materyallerin de klinik kullanıma sunulmasını sağlamıştır.

2.4. Dental Seramikler

Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen “keramikos” kelimesinden türeyen seramik, topraktan oluşan ve genel olarak silikat yapısına sahip bir materyaldir. Küçük atomlu bir veya birden fazla metal veya metal olmayan (silisyum gibi) atomların, geniş atomlu bir element olan oksijen ile yüksek ısıda kovalent ya da iyonik kimyasal bağlarla bağlanmasıyla oluşan inorganik bir bileşiktir.⁷²

2.4.1. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramiklerin temel yapısı; kuartz, feldspar ve kaolinin farklı oranlardan oluşan bileşiminden meydana gelir. Seramiğe doğal bir translüsensi veren feldspar ana yapıyı oluşurmaktadır. Potasyum alüminyum silikat/ortoklas ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve albit karışımıdır. Dental porselenlerde %70-80 oranında bulunur. Feldspar, kuartz ve kaoline matriks görevi görür. Fırınlama esnasında eriyerek kaolin ve kuartzı sararak porselenin bütünlüğünün sağlanmasıyla rol oynar. Fırınlama sırasında oluşan toplanma ve akmayı azaltır. Bu önemli özellik sayesinde diş şeklinin ve yüzey özelliklerinin kaybolması önlenerek krona doğal bir görünüm kazandırır.⁷³⁻⁷⁵

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, karışımda % 10-30 oranında bulunarak matriks içinde doldurucu görevi yapar. Fırınlama işlemi sonucu oluşabilecek

büzülmeleri önleyerek porselenin dayanıklılığını artırır. Erime ısısı çok yüksek olan kuartz, yüksek sıcaklıklarda restorasyonun şeklinin korunmasını sağlar.⁷³⁻⁷⁵

Kaolin, dehidrate bir alüminyum hidrat silikatıdır ($Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$). Çin kili olarak da bilinmektedir. %1-5 oranında bulunmaktadır. Adeziv özelliğinden dolayı kuartz ve feldspar arasında bağlayıcı rol oynamaktadır. Isıya karşı oldukça dayanıklıdır. Fakat opak olduğu için çok az miktarda kullanılmaktadır. Seramik hamuruna elastikiyet sağlayarak elde işlenebilme özelliği verir.⁷⁴⁻⁷⁶

Seramik yapıda bu üç temel maddeye (feldspar, kaolin ve kuartz) ek olarak, potasyum, kalsiyum ve sodyum oksit bulunmaktadır. Bu maddeler, yapıya sertlik sağlar ve erime sıcaklığını düşürür. Ayrıca devitrifikasyon ve akıcılığa karşı direnç sağlayarak porselenin stabilitesini artırır.⁷⁷

2.4.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Gün geçtikçe çeşitliliği artan dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından bazı özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır.

Fırınlama Sıcaklıklarına Göre:⁷⁸

- Yüksek ısı seramikleri (1300-1400 °C)
- Orta ısı seramikleri (1100-1300 °C)
- Düşük ısı seramikleri (850-1100 °C)
- Ultra düşük ısı seramikleri (<850 °C)

Kullanım Yerlerine Göre:⁷⁸

- Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan seramikler
- Tam kronlar, inleyler, onleyler yapımında kullanılan seramikler
- Metal destekli restorasyonların üretiminde kullanılan seramikler
- Anterior ve posterior köprülerde kullanılan seramikler

İşleme tekniklerine göre:⁷⁹

- Toz-likit karışımı ile üretilen seramikler
- Slip-cast yöntemi ile üretilen seramikler
- Isı-basınç yöntemi ile üretilen seramikler
- Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile oluşturulan seramikler

Mikroyapılarına göre:⁷⁹

- Cam bazlı sistemler

- Cam bazlı dolduruculu sistemler
- Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler
- Polikristalin katılar

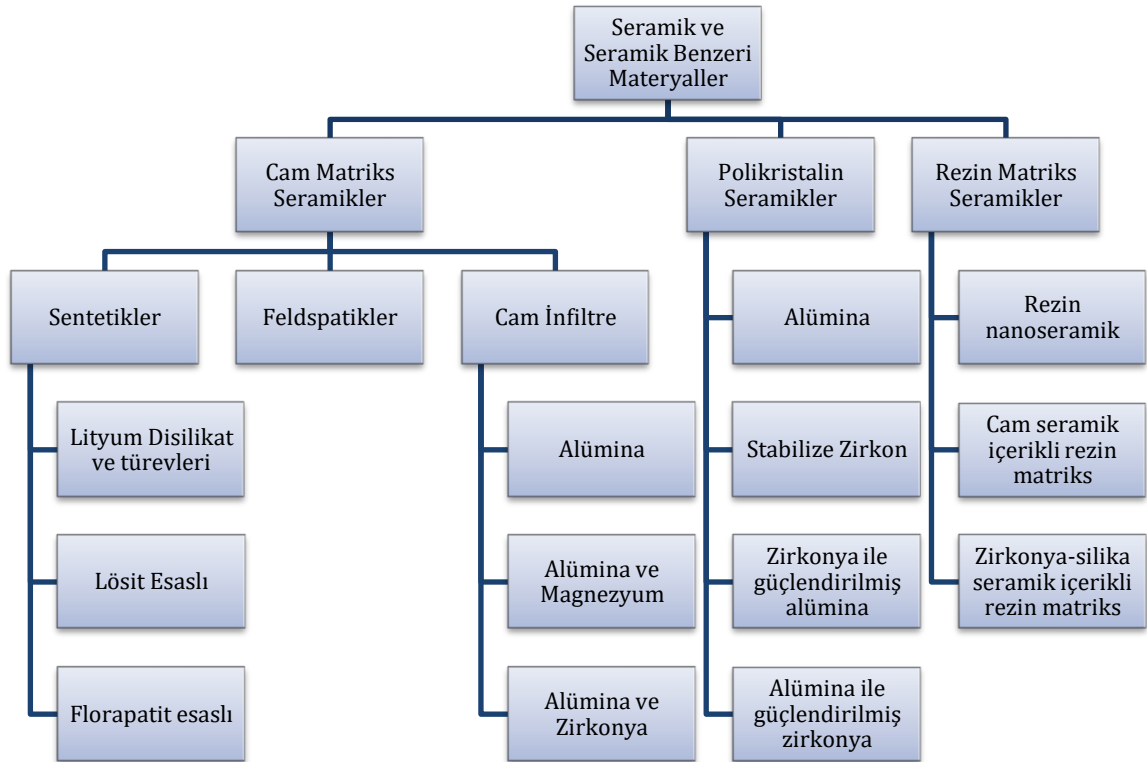
İçeriklerine göre:⁷⁷

- Metal destekli seramikler
- Döküm metal üzerine bitirilen seramikler
- Alüminyum folyo üzerine bitirilen seramikler
- Metal desteksiz seramikler (Tam seramikler)

Tam Seramiklerin Güncel Sınıflandırılması

Teknolojideki ilerlemelerle birlikte çeşitliliği artan dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından bileşimleri, işleme yöntemleri, fırınlanma sıcaklıkları, mikro yapıları, kırılma direnci gibi özelliklerine göre sınıflandırmıştır. Ancak bu sınıflandırmalar belirsiz olabilmekle birlikte yeni restoratif materyallerin sisteme kolayca dahil edilmesine izin vermemektedir.

Gracis ve ark.⁸⁰ tarafından, tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller için yeni bir sınıflandırma sistemi tanımlanmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Tamamı seramik ve seramik benzeri materyallerin güncel sınıflaması⁸⁰

Günümüzde dental teknolojiye paralel olarak, özellikle estetik kaygının yüksek olduğu durumlarda genellikle tam seramik restorasyonlar tercih edilmektedir.

Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları:

- Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
- Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
- Abrazyon, atrizyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
- Diastema varlığında,
- Diş arkında yerleşim bozukluğu olan dişlerde,
- Şekil bozukluğu olan dişlerde,
- Doğumsal veya kazanılmış kısa dişsiz boşlukların varlığında,
- Kule defektlerinde,
- Black 1-2- 3-4- 5 kavitelerde,
- Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
- Metal alerjisi olan kişilerde,
- Çene-yüz protezlerinde,^{81, 82}

Tam Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları:

- Kısa klinik kron boyuna sahip dişler,
- Örtülü kapanış gibi oklüzyon bozuklukları,
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireyler,
- Diş kesiminin ardından kapanış mesfesinin 1 mm'den az olduğu durumlarda,
- Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgeler ve kapanışın uygun olmadığı olgular,
- Periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,
- Karşılıklı temas gerektiren sporlarla uğraşanlarda ön grup dişlerin restore edilmesi gerektiği durumlar,^{81, 83}

Tam Seramik Restorasyonların Avantajları:

- Metal-porselen kronlarda görülen porselenin iç yüzeyindeki opak tabakasından kaynaklanan, translüsensi eksikliği görülmez. Böylece doğal dişe yakın estetik sonuç sunabilmeleri,
- X-ışınlarına karşı geçirgen oldukları için restore edilen dişin kök kanalı veya mevcut dolguların radyografik incelemelerde rahatlıkla görülebilmesi,

- Metal destekli porselen restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkilerin görülmemesi,⁷³
- Isı ve elektrik yönünden inert bir yapıda olmaları nedeni ile dişleri iyi bir şekilde koruyarak termal hassasiyeti azaltır,⁸⁴
- Porselen restorasyon ile seramik alt yapı arasında sıkı bir bağlantı olduğu için, metal-porselen birleşimindeki kabarcık, çatlak, ayrılma gibi sorunların görülmemesi,
- Metal-porselen restorasyonlarda görülen alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenmenin görülmemesidir.⁸⁵

Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları:

- Diş kesiminin metal destekli porselen kronlara göre daha fazla dikkat ve özen gerektirmesi,
- Basamaklı kesim gerektiği için üst çene arka bölgede uygulanmasının zor olması,
- Daha dikkatli ve titiz bir laboratuvar çalışması gerektirmesi,
- Kırılgan olmaları,
- Maliyetinin yüksek olması ve ek laboratuvar ekipmanı⁸⁶

2.4.3. Tam Seramiklerin Yapım Yöntemleri

Tam seramik sistemleri, yapım yöntemleri yönünden dört gruba ayrılmaktadır.

Bu sınıflandırma aşağıdaki gibidir:⁸⁷

- Isıya dayanıklı daylar üzerinde hazırlanan seramik sistemleri,
- Dökülebilir cam seramikler
- Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (ısı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri),
- CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim) sistemleri

2.5. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri

CAD/CAM kavramı diş hekimliği teknolojisinde, bilgisayar kontrolünde çalışan ve makine ile üretilecek malzemenin bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarımı ve üretimi anlamına gelmektedir. CAD (Computer Aided Design) “Bilgisayar Destekli Dizayn”, CAM (Computer Aided Manufacturing) terimi ise “Bilgisayar Destekli Üretim” demektir.⁸⁸

1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan bir sistem olan CAD/CAM teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır.⁸⁹ CAD/CAM sistemi diş hekimliğinde ilk kez 1985 yılında hasta başında inley üretimi ile kullanılmaya başlamıştır.⁹⁰ Kullanılan ilk CAD/CAM sistemlerinde blok şekillendirilmesi iki eksenle yapılırken, günümüzde altı eksenle aşındırma yapabilen sistemler kullanılmaktadır. Bu sistemlerin geliştirilmesiyle birlikte diş ve restorasyon arasındaki uyumun artması sağlanmıştır.⁹¹

CAD/CAM sisteminde, görüntü bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra ilgili bilgisayar programı kullanılarak restorasyon tasarımı yapılmaktadır.⁹²

CAD/CAM ile üretilen restorasyonlar, konvansiyonel restorasyonlara göre bir takım preparasyon farklılıkları içerirler. Temel preparasyon kuralları şu şekildedir:⁹³

- Aksiyel eğim açısı 10°'den az veya paralele yakın olmalıdır,
- Belirgin kavite marjin sınırları olmalıdır,
- Yaklaşık 90°'lik geçiş açıları olmalıdır,
- Üç yüzlü kavitelere paralel aksiyal duvarlar olmalıdır,
- Ulaşılamayan hiçbir bir bölge veya yüzey olmamalıdır,

CAD/CAM Sisteminin Avantajları:

- Konvansiyonel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmıştır.
- Daha uyumlu restorasyonlar daha kısa sürede yapılabilir.
- Restorasyon üretim aşamaları kısaldığından hata yapma olasılığı azalmış ve çapraz kontaminasyon riski de azalmıştır,
- Seramik materyallerin füzyon, kondansasyon, sinterizasyon işlemleri nispeten azalmıştır,
- Tek seansta restorasyonlar hazırlanabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı azalmıştır,
- Ölçü alma, geçici kron hazırlama gibi zorluklar ortadan kalkmıştır,
- Teknisyenlerin restorasyon yapımında harcadıkları zaman azalmıştır,
- Üretim sürecinde geçen aşamalar ve veriler daha sonraları incelenmek için arşivlenebilmektedir.^{94, 95}

CAD/CAM Sisteminin Dezavantajları:

- Üretim maliyetleri oldukça fazladır. Monokromatik blokların kullanılması estetik beklentinin yüksek olduğu durumlarda her zaman beklentiye karşılayamamaktadır.

Ancak farklı renk seçeneklerine sahip blokların üretilmeye başlanması ile bu sorunlar ortadan kalkmaya başlamıştır,

- Subgingival kesim yapılan hastalarda bitim sınırlarının bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabilmektedir. Bu nedenle iyi bir dişeti retraksiyonuna ihtiyaç vardır,
- Tecrübe gerektirir.⁹⁶

CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre üç gruba ayrılmaktadır:⁹⁷

1. Ofis Sistemi: Hekim prepare edilen diş dijital olarak tarar, hasta başında restorasyonu üretir ve tek seansta yerleştirir.
2. In Lab Sistemi: Ağız içinden alınan ölçülerden elde edilen alçı modelden tarama yapılarak veya dijital ölçüler üzerinden restorasyon üretimi gerçekleştirilir.
3. Merkezi Üretim: Hekim, hasta başında dijital olarak elde ettiği ölçü verilerini internet aracılığıyla laboratuvara gönderir.

Diş Hekimliğinde Kullanılan Hibrit Materyaller

Seramikler yüksek dayanıklılık, biyouyumluluk ve estetik özellikleri ile ön plana çıkmış olsa da aşındırıcı özelliği oldukça yüksektir. Buna karşın kompozit rezin materyallerin aşınma direncinin seramiklerden oldukça düşük olması, intraoral olarak tamir edilebilmeleri ve işlenmesinin kolay oluşu, kompozit rezinleri CAD/CAM için umut verici bir seçenek haline getirmiştir.⁹⁸ Bu nedenle son dönemlerde klasik partikül dolduruculu rezin ve seramikler arasında ara bir ürün olması amacıyla yüksek seramik dolduruculu hibrit materyaller üretilmiştir.⁹⁹

Hibrit materyaller; seramik materyaller ile kompozit materyallerin üstün özelliklerini bir araya getiren bir malzemedir.⁸⁰ Bu bloklar üretimleri sırasında ısıl işlem gördüğünden restorasyonun üretimi aşamasında yeniden ısıl işleme gerek yoktur.⁸⁰

CAD/CAM sistemlerine uygun olarak tasarlanan bu blokların üreticiler tarafından geliştirilme amaçları;⁸⁰

- Elastisite modülünün dentine daha yakın olması,
- Cam-matriks seramikler ve polikristalin seramiklerle kıyaslandığında işlenmeleri ve uyumlanmalarının daha kolay olması,
- Kompozit rezinlerle modifikasyonunun ve tamirinin yapılabilmesidir.

Tamamı seramik ve seramik benzeri materyallerin güncel sınıflaması⁸⁰ (Şekil 2.1) esas alınarak rezin matriks seramikler adı altında ele alınmıştır.

Rezin matriks seramikler

Son yıllarda yüksek oranda seramik partikülleri doldurulmuş organik bir matriksten oluşan rezin matriks seramikler, yeni bir kategori altında incelenmektedir.^{80, 100-102} Geleneksel seramikler, metal olmayan inorganik materyallerin yüksek sıcaklıkta fırınlanması ile üretilen inorganik bileşiklerdir. Bu tanımlamaya göre, organik bir matriksin varlığı teorik olarak rezin matrikse sahip seramikleri sınıflandırmanın dışında bırakıyor gibi görünse de rezin matriks seramikler sınıflandırmaya dahil edilmiştir. Dental işlemler ve isimlendirilmesine ilişkin 2013 Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) kılavuzunda¹⁰⁰ yer alan porselen/seramik tanımı, ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı inorganik bileşikler içeren, preslenebilen, fırınlanan, cilalanan ya da işlenebilen materyaller olarak yapılmıştır. Buna göre, ağırlıkça %50'nin üzerinde ısıya dayanıklı inorganik bileşiklerden oluşan bu materyallerin, daha az baskın olan organik faz (polimer) varlığı göz önüne alınmadan sınıflamaya “*rezin matriks seramikler*” olarak dahil edilmiştir.¹⁰³

Rezin Nanoseramikler: Bir materyali oluşturan atom boyutları küçüldükçe materyale ait yeni özellikler de ortaya çıkmaktadır. Nano yapıya eklenen her yeni atomda, atomun fiziksel yapısı, atomun cinsi, nano yapının tür ve geometrisine bağlı olarak materyalin özellikleri de değişmektedir. Nano yapıda görülen farklılıkların yalnızca boyutsal küçülme olarak adlandırılması doğru değildir, aynı zamanda küçük ölçekli boyutlarda farklı fiziksel özellikler de ortaya çıkmaktadır.^{104, 105}

“Kuvvet absorbe eden esnek nanoseramik” olarak bilinen rezin nanoseramik materyaller, bir polimer matriksine gömülü olan nispeten küçük ve muntazam bir şekilde dağıtılmış alümina, baryum, silikat veya zirkonyum parçacıklarından oluşur.¹⁰⁶ Ağırlıkça %71-%80 aralığında farklı inorganik doldurucu oranlarına göre nanoseramikler üretilmektedir. Organik kısım ise; 2,2-Bis 4-metakriloksi polietoksi fenil propan (Bis-MEPP), üretan dimetakrilat (UDMA) ve dimetakrilat’tan (DMA) oluşmaktadır.¹⁰⁷ Yapısındaki nanopartiküller seramik matriks içerisinde homojen dağılım gösterir. Yüksek esneme direnci sayesinde çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilir ve yüksek kırılma dayanımına sahiptir. Homojen nano matriks içeriği ile doğal dişlerin yapısına benzerdir. İnley, onley, kron ve implant destekli restorasyonlarda kullanımı endikedir.¹⁰³ Blokların üretim aşamasında yapıya silan katılarak seramik parçacıklar ve rezin matriks arasında kimyasal bağlantı oluşturulmaktadır. Spesifik

kompozisyon ve üretim teknolojisi sayesinde, yüksek kırılma dayanımı ve yüksek aşınma direncine sahiptir. Nanopartiküller nedeniyle önemli ölçüde geliştirilmiş polisajlanabilme ve optik özelliklere de sahip bir materyaldir. Elastik modülünün dentine yakın değerler gösterdiği ve cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe ettiği belirtilmiştir. Nanoseramiklerin şok absorbe etme özelliklerinin olduğu ve implantüstü restorasyonlarda seramiklerden daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Ayrıca karşı dişte meydana getirdikleri aşınma, cam seramiklere göre daha azdır.^{108, 109}

Cam Seramik İçerikli Rezin Matriks: Süngerimsi kemik ve dentinin özel yapısı ve bileşimi göz önüne alınarak, görece zayıf ve kırılkan olan inorganik bileşenler ile esneklik sağlayan organik matriksten oluşan ‘Polimer Seramik Ağı’ adı verilen yeni bir tür interpenetran faz malzemesi geliştirilmiştir.^{101, 110} Ağırlıkça %86 ya da hacimce %75 inorganik faz, ağırlıkça %14 ya da hacimce %25 organik faz içerir. İnorganik fazı feldspatik seramik, organik fazı ise dimetakrilatlar (UDMA ve TEGDMA) oluşturur. İç içe geçmiş üç boyutlu çift ağ yapısına sahip blokların üretiminde seramik tozu bloklara sıkıştırılarak gözenekli bir seramik ağı elde etmek için sinterlenir. Daha sonra gözenekli inorganik ağa bir monomer karışımı infiltre edilir, ardından bir polimer ağı oluşturmak için ısıyla indüklenerek polimerize edilir. Her iki yapı da bağlayıcı bir ajan tarafından oluşturulan kimyasal bağlarla birbirine bağlanır^{101, 111}

Elastik modülü dentin ve mine için elde edilen değerler arasındadır. Diğer hibrit seramikler ve kompozitlere kıyasla en yüksek dolgu maddesi içeriği ile en yüksek Vickers sertliğine sahiptir.¹¹² Tüm bu özellikler sayesinde oldukça ince üretilmekte ve fazla diş kesimi önerilmeyen bireylerde rahat kullanım imkanı sağlamaktadır.^{113, 114}

Tüm rezin matriks seramikler, dentine benzer bir elastik modülüsüne sahiptir. Böylece kalıcı deformasyon veya bozulma olmaksızın önemli ölçüde yüksek stres absorbe edilebilmektedir. Bu nedenle hibritler, implant destekli kronların üretilmesi için en çok tavsiye edilen materyallerdir.¹⁰³ CAD/CAM ünitesindeki freze süreleri, diğer seramiklere göre daha kısa sürmektedir. Frezelemeden sonra sinterlemeye ihtiyaçları yoktur, restorasyonun düzgünlüğü ve yüzey parlatma işlemi mekanik olarak özel patlarla elde edilmektedir. Restorasyonlar ağızda kolayca tamir edilebilir, aşınmaya

karşı dayanıklıdır ve karşıt dişte seramiklere kıyasla daha az aşınma meydana getirmektedir.¹¹³

Zirkonya-Silika Seramik İçerikli Rezin Matriks Seramikler: Farklı organik matriksler (UDMA ve TEGDMA) ve ağırlıkça %60'ından fazlasını inorganik içerik (silika tozu, zirkonyum silikat, mikro kümeli silika) oluşturur. Bu grupta, polimer matrikse gömülü %85 ultra ince zirkonya silika seramik parçacıklarından oluşan kompozit bloklar da bulunmaktadır.⁸⁰ Diş minesine benzer translusens yapıya sahip oluşu ve floresans özelliğinin iyi olması sebebiyle ön bölgede kron ve veneer restorasyon yapımında kullanılırken, yüksek mekanik özellikleri sayesinde arka grup dişlerde inley, onley, kron ve implant destekli restorasyon olarak kullanılabilir.¹¹⁵

2.6. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu

Simantasyon, diş ile restorasyon arasında bağlantı oluşturarak restorasyonun uzun süre ağızda kalması, mikrosızıntının önlenmesi ve restore edilen dişin dayanıklılığının artırılması amacıyla yapılan klinik bir işlemdir.^{116, 117}

Yapıştırma ajanı olarak kullanılacak ideal bir yapıştırma simanı;^{118, 119}

- Kesme kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeli,
- Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı,
- Gerekli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalı,
- Yeterli kırılma direnci göstermeli,
- Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,
- Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı,
- Ağız içinde çözülmemeli,
- Biyouyumlu olmalı,
- Çürük önleyici özelliğe sahip olmalı,
- Yeterli sertleşme ve çalışma süresine sahip olmalı,
- Çevresel faktörlerle yeterince dengeli bir uyum içerisinde olmalıdır (yorgunluk direnci, erozyon vb.).

Simantasyon sınıflandırması iki grupta incelenebilir:¹²⁰

- Geleneksel simantasyon
- Adeziv simantasyon

Çinko fosfat, çinko polikarboksilat veya cam iyonmer simanlar kullanılarak yapılan geleneksel simanların uygulanması kolaydır, fazla siman basit bir şekilde uzaklaştırılır ve istenildiği zaman çıkarılması daha basittir. Fakat retansiyonu yetersiz, suda çözünürlüğü fazladır. Diş yapısına adezyonu oldukça düşüktür ve estetik özellikleri de istenilen düzeyde değildir.⁷⁷ Geleneksel simantasyonda restorasyonun diş üzerinde uzun süre kalabilmesi için diş preparasyonu sırasında retansiyon ve rezistans formu elde edilmesi gerekmektedir birlikte, restorasyon-diş arasında 50-120 µm siman aralığı bulunmalıdır.¹²⁰

Adeziv simantasyonda restorasyon-diş arasında adezyon için rezin simanlar kullanılmaktadır. İki grup arasındaki en önemli fark sertleşme mekanizmalarıdır. Geleneksel simanlar asit baz reaksiyonu sonucu sertleşerek tuz ve su oluşturur. Resin simanlar ise polimerizasyon yoluyla sertleşirler.¹²⁰

Adeziv diş hekimliği, estetik beklentilerin artması, dental materyallerdeki ve teknolojiideki hızlı gelişmeler ve diş dokusunu koruma prensiplerine dayanması nedeniyle klinik uygulamalarda hızla yer almaya başlamıştır. Bu uygulamalar yaklaşık yarım asır önce diş yüzeyinin fosforik asitle pürüzlendirilmesiyle başlamıştır.¹²¹ Önce mine ve dentinin, fosforik asitle pürüzlendirilmesi, ardından bağlama ajanlarının hızla geliştirilmesi, diş hekimliğinde yeni bir bakış açısı getirmiştir. Bu gelişmelerle Black'in savunduğu geniş kavite preparasyonları yerini daha küçük preparasyonlara bırakmıştır.

2.6.1. Resin Simanlar

Adeziv resin simanlar, sabit protetik restorasyonların kullanımının artışına bağlı olarak geliştirilmiş organik polimer faz (matriks), inorganik faz (doldurucu partikül) ve ara fazdan (bağlayıcı ajan) olmak üzere üç ayrı fazdan oluşan simanlardır.¹²²⁻¹²⁴

Organik matriks faz, Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA; inorganik faz, matriks içine dağıtılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyurndan oluşur. Ara faz ise organik silisyum bileşiği olan silanlardan meydana gelir.¹²⁴ Polimer matriks olarak kullanılan üretdimetakrilat (UDMA) iyi adezyon sağlar ve renk değişimine karşı daha dirençlidir. Viskoziteyi azaltmak ve dentine bağlanmayı artırma amacı ile organik matrikse 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) eklenmiştir.^{124, 125}

Adezyon özellikleri oldukça iyi olan adeziv rezin simanlar, dişlerde daha konservatif preparasyon şekillerine izin vererek seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini arttırmırlar.¹²⁴ Bunlara ek olarak, mekanik ve fiziksel dayanıklılıklarının yüksek olması, farklı yüzeylere yüksek bağlanabilme özellikleri, çözünürlüklerinin düşük olması, pek çok renk ve opasite seçeneklerinin bulunması gibi avantajlara sahiptirler. Buna rağmen; karmaşık klinik aşamaları, zor manipulasyonları ve post-operatif hassasiyete neden olmaları gibi dezavantajları da mevcuttur. Adeziv rezin simanlar, polimerizasyon mekanizmalarına göre üç ana gruba ayrılırlar:

- Kimyasal olarak polimerize olan (self-cure) adeziv rezin simanlar,
- Işık ile polimerize olan (light-cure) adeziv rezin simanlar,
- Hem kimyasal olarak hem de ışık ile polimerize olan (dual-cure) adeziv rezin simanlar.¹²⁶

Dual polimerize olan rezin simanlar, ışık gücünün, rezin simanın tamamına ulaşmasının mümkün olmadığı ve 1,5-2 mm'den daha kalın restorasyonların simantasyonunda ya da ışığın geçişine izin vermeyen opak restorasyonlarda dual polimerize rezin simanlar kullanılmaktadır. Dual polimerize olan rezin simanlarda ışık ile polimerizasyon, kimyasal polimerizasyona kıyasla çok daha hızlı meydana geldiği için siman karıştırma sonrası beklemeksizin ışıkla polimerize edilmesi önerilmemektedir. Beklemeden ışıkla polimerize edildiğinde, simanın viskozitesi hızla yükselerek kimyasal reaksiyonu sağlayan peroksitamin sistemi birbirini bulamaz ve polimerizasyon işlemi tam olarak gerçekleşmez. Bu nedenle mümkün olan en son evrede ışık kaynağı kullanılmalıdır.¹²⁷

Rezin Simanların Adeziv Sistemlerine Göre Sınıflandırılması:

- Asitlenen ve Yıkayan (Etch & Rinse Simanlar)

“Etch & rinse” simanlar klinik olarak en çok güvenilen ve yüksek bağlanma kuvveti gösteren sistem olmasına rağmen çoklu aşamaya sahip olduğundan uygulanması teknik hassasiyet gerektirmektedir. Sistemin ilk aşamasında mine ve dentin üzerine %30-40 oranında fosforik asit uygulanır. İkinci aşamada etanol, aseton veya su içerisinde çözülmüş monomerler içeren primer ajan uygulanır. Sistemin üçüncü aşamasında ise, hidrofobik monomerlerden oluşan bonding ajanlar rezin bazlı kompozit ile hibrit tabakası arasında köprü görevi görerek bağlantı sağlanmaktadır.¹²⁷

Klinik uygulama aşamalarına göre üç aşamalı ve iki aşamalı sistemler olarak ikiye ayrılmaktadırlar. Üç aşamalı sistem asit, primer ve bonding ajanların uygulanmasını içerir. İki aşamalı sistem ise asit uygulanması sonrası primer ve bonding işlemlerinin bir çözücü içerisinde bulunarak uygulanmasıdır.¹²⁸ İki aşamalı asitlenen ve yıkanan siman sistemleri ise daha az karmaşık gibi görünse de üç aşamalı sistemlere kıyasla daha düşük bağlantı göstermektedir.^{129, 130}

➤ Kendinden Asitli (Self-Etch Rezin) Simanlar

Kendinden asitli rezin siman sistemleri, ayrı bir asitleme ve yıkama fazı gerektirmeyen sistemlerdir. Üç aşamanın fonksiyonlarını bir araya getirmek için tek aşamada uygulanmaktadır. Solüsyonunda mine ve dentini eş zamanlı demineralize edebilen ve primerin infiltre olmasını sağlayan asidik monomerler içerir. Asidik rezin primerin pH'ları 1-2 arasındadır. Yıkılarak uzaklaştırılmaz ve dentinde hibrit tabakası oluştururlar. Bonding uygulaması ise hibrit tabakanın rezin bazlı yapıştırıcı siman ile bağlantısını sağlar.¹³¹

Kendinden asitli rezin simanların kullanımı, post-operatif hassasiyeti azaltmaktadır. Ancak mine yüzeyinin asitlendiği ve yıkandığı sistemlere göre daha zayıf bağlantı gösterdiği bildirilmiştir.¹³²

➤ Kendinden Adezivli (Self-Adeziv) Rezin Simanlar

Cam iyonomer simanların adezyon, flor salınımı gibi özellikleri ile birlikte geleneksel rezin simanların mekanik özellikleri birleştirilerek self adeziv rezin simanlar geliştirilmiştir. Çift pat ya da toz-likit şeklinde olabilen bu simanlar dual-polimerize olurlar. Dentine bağlanmada etkili olarak kullanılmaktadır. Tam seramik kronların, köprülerin, laminate veneerlerin, porselen inley ve onleylerin simantasyonunda kullanılabilir. Bu sistemler sayesinde adeziv simantasyon prosedürleri kısalmıştır. Self adeziv simanlar tek aşama uygulanmaları ve postoperatif hassasiyetin nadir görülmesi nedeniyle çok sık tercih edilmektedir.¹²⁰

2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Mekanik Testler

Bükülme dayanıklılığı ve ölçümü, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme, makaslama gibi mekanik testler ağız ortamındaki kuvvetlere benzer kuvvetler üreterek materyallerin mekanik özelliklerin test eden sistemlerdir.¹³³ Farklı araştırmalarda kullanılabilen bu testler vasıtasıyla malzemeler için ön bir değerlendirme yapılmış olur. Fakat hiç bir test tek başına ağızda oluşan kuvvetleri taklit

edememektedir. Çünkü çiğneme ile oluşan kuvvetler birçok yönde dağılarak farklı bileşenler oluşturmaktadır.¹³³

Mekanik Testleri Etkileyen Faktörler

Bağlantı Alanı: Yüzey alanı ve bağ dayanımı arasındaki ilişki özellikle mikro testlerin gelişimiyle daha da dikkat çekmiştir. Bağlı yüzeylerin başarısızlığı, kuvvete maruz kalan yüzeyde bulunan kritik hacimdeki kırıkları tetikleyen çatlaklarla oluşur. Yüzey alanı genişledikçe, çatlak oluşma olasılığı artar.¹³⁴

Yapıştırılan Malzemenin Elastiklik Modülü: Malzemenin elastiklik modülü kuvvet dağılımını etkiler. Kuvvet dağılımı etkileri yüzeyin ve malzemenin bağ dayanımını etkiler.¹³⁴

Kuvvetin Uygulandığı Yer: Kuvvetin uygulandığı nokta ve bağlantı ara yüzeyi arasındaki mesafe stres dağılımını etkiler. Stress yoğunluğu daha çok kuvvetin uygulandığı noktada fazladır.¹³⁴

Kafa Hızı: Polimerler ve kompozitler viskoelastik özellikleri dolayısıyla deformasyon hızına karşı oldukça duyarlıdırlar. Deneysel çalışmalarda kompozitin akma sınırının ve elastik modülünün yüksek yükleme hızında arttığı görülmüştür.¹³⁴

Bir materyalin dayanıklılığı, performansını doğrudan etkiler. Materyallerin gerilim stresleri farklı testlerle ölçülebilmektedir. Üst yapı seramiği ile alt yapı arasındaki bağlanma dayanımının ölçülebilmesinde kullanılan test yöntemleri örnekler üzerinde oluşan gerilmelerin doğasına göre; bükme, burkulma, makaslama, çekme ve basma olarak sınıflandırılmıştır.¹³⁵

Kırılma dayanımı testi materyalin çatlak yayılımına direncinin ölçülmesidir. Numunenin geometrisine, yüzey pürüzlülüğüne, test konfigürasyonu gibi faktörlere bağlıdır.¹³⁶

Kırılma dayanımı testi, örneklerin (köprü, kron, inley) kırılma noktasına kadar kuvvet uygulanarak yapılmaktadır. Bu testler, dişlerin anatomik yapısına uygun olarak üretilen tam seramik restorasyonların davranışlarının tanımlanmasında ve klinik uygulamalarına karar vermede oldukça önemlidir.¹³⁷ Yeni bir dental materyalin in vivo kullanılabilirliğinin değerlendirilmesi noktasında, zaman ve maliyetin etkin kullanılabilmesi adına öncelikle bir in vitro çalışmanın yapılması önerilmektedir.¹³⁸ Bu testler, seramik örneklerin davranışlarının tanımlanmasında ve performanslarının değerlendirilmesinde faydalı araçlardır.¹³⁷

2.8. Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Restoratif materyaller ağız içerisinde sürekli olarak ısı, Ph ve tükürük akışı değişimlerine maruz kalmaktadır. Bu sebeple klinik koşulların restorasyon üzerindeki etkilerini, in vitro çalışmalara yansıtabilmek için yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. En sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleri, termal siklus (ısıl döngü), suda bekletme, otoklavla yaşlandırma,¹³⁹ oklüzal yükleme ve NaOCl solüsyonunda bekletme ile yaşlandırma gibi yöntemlerdir.¹⁴⁰

En sık kullanılan yapay yaşlandırma tekniklerinden biri uzun dönem suda bekletme ile yaşlandırmadır. Örnekler 37 C° de suda belli bir süre bekletilmektedir. Bu periyot birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun süreler olabilir. Çoğu çalışma bağlanma kuvvetlerinde kısa bir bekleme periodundan sonra bile azalma olduğunu göstermiştir.¹⁴⁰ Bağlanma kuvvetlerindeki azalma, rezin veya kollajenin hidrolizle yıkımına bağlıdır. Su, polimerize matrikse infiltre olarak mekanik özelliklerinin azalmasına neden olur. Ayrıca monomerler de bağlantıyı zayıflatır.¹⁴⁰

Oklüzal yükleme ile yaşlandırma; çiğneme simatörleri ile mekanik yükleme yapılarak in vivo oluşan streslere benzer stresler yüklenmektedir. Örnekler yaşlandırıldıktan sonra bağlanma etkinlikleri ölçülmektedir.¹⁴⁰

NaOCl solüsyonunda bekletme ile yaşlandırma, bağlayıcı yıkımını sağlamanın bir yolu olup demineralize olmuş ve açığa çıkmış kollajen fibrillerin deproteinizasyonunu sağlamaktır.¹⁴¹ %10 luk NaOCl solüsyonu in vivo yıkımı taklit eden, ancak oldukça hızlandırılmış şekilde bu görevi yapan bir solüsyondur. %10'luk NaOCl hibrit tabakasını çözer ve organik bileşenleri ortamdan uzaklaştırır. Yaşlandırma işleminden sonra, bağlanma değerlerinde önemli düşüşler olur.¹⁴¹

Isıl Döngü ile Yaşlandırma (Termal Siklus)

1952'den beri diş hekimliği araştırmalarında sıklıkla kullanılan termal siklus yönteminde, ağız içerisinde oluşan ısısal değişiklikleri yansıtabilmek için, restoratif materyaller tekrar eden döngüsel bir sıcak ve soğuk su banyosuna maruz bırakılarak yaşlanma taklit edilmektedir. Diğer bir ifadeyle bu test yöntemi, materyallerin in vivo dayanımını öngörebilmek için yapılan in vitro bir testtir.¹⁴²

Termal siklus yöntemi, örnekler üzerinde iki farklı etkiye sahiptir. Birincisi sıcak su, ara yüz bileşenlerinin hidrolizini, su alımını, yıkım ürünlerini ve tam polimerize olmamış rezin oligomerlerinin ortaya çıkmasını hızlandırır. İkincisi ise

restoratif materyal ve diş arasındaki termal genleşme katsayısı farklılığına bağlı olarak, diş ve materyal arasında tekrarlayan genleşme ve büzülme stresleri meydana getirir.¹⁴³ Ağız içinde ısı değişim siklus sayısı günde 20-50 olabileceği düşünülerek, 10 000 siklus sayısının dental materyalin ağız içindeki bir yıllık kullanımına denk geldiği bildirilmiştir.^{142, 143}

2.9. Örnek Yüzeylerinin Mikroskop İle İncelenmesi

Diş hekimliğinde yüzeylerin incelenmesinde sıklıkla stereomikroskoplar ve taramalı elektron mikroskopları (SEM) kullanılmaktadır.

Stereomikroskoplar düşük büyütme ile derinlikli görüntü elde etmek ve gözle görülen cisimlerin yüzey özelliklerinin incelenmesi amacıyla kullanılmaktadır.¹⁴⁴

SEM, diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede kullanılan yüzey analiz tekniklerinden birisidir. Yüksek çözünürlükte detaylı yüzey bilgisi vermektedir. Ayırım gücü, odak derinliği, görüntü birleştirme özelliğinden dolayı SEM araştırmalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Geleneksel görüntüleme için örneklerin yüzeyi iletken ile kaplanması gerekmektedir.¹⁴⁵

2.10. Stres Analiz Yöntemleri

Bir cisme gelen kuvvetlerin oluşturduğu streslerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl tasarlanması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemlerinden bazıları şunlardır:¹⁴⁶

- Gerinim ölçer analiz yöntemi
- Halografik interferometre analiz yöntemi
- Fotoelastik analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
- Kırılgan vernikle kaplama yöntemi

2.10.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, varolana en yakın bir şekilde biyomekanik sistemin matematiksel modelinin hazırlanarak, bilgisayar vasıtasıyla analiz edilmesi üzerine kurulmuştur. Doğanın tüm gerçekliği ile sanal ortamda imite edilmesi olarak da tanımlanabilmektedir. Sonlu elemanlar analizi, fiziksel modelleri tarif eden

matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Günümüzde kullanılan modern ve bilimsel tekniklerden olan bu yöntem, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözümler sağlamaktadır.

Son yıllarda, diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının incelenmesi, diş ve biyomateryal yapılarında oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla stres analizlerinin yapılması oldukça önem kazanmıştır. Uzun ömürlü restorasyonlar üretebilmek için materyallerin mekanik özellikleri ve çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres dağılımı ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir. Bu amaçla kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini, uygun yükleme koşulları altında test etmek gayesiyle sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi kullanılmaktadır.^{147, 148}

Sonlu Elemanlar Yönteminde Temel Kavramlar

➤ Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde modellerin bölünmesiyle oluşan sonlu sayıda eleman, belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, direkt düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir. Düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır. Bu düğüm noktaları belirli noktalardan hareket etmeyecek şekilde birbirlerine sabitlenmesi gerekmektedir.¹⁴⁹⁻¹⁵¹

➤ Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde oluşturulan model, eleman (element) adı verilen basit geometrik şekillere bölünür. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse o kadar gerçekçi sonuçlar elde edilir.¹⁴⁹ Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), ebat (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklere göre sınıflandırılırlar.¹⁵²

➤ Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Ağ (mesh) yapısı ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları belirlenmektedir. Mesh üretimi farklı şekillerde yapılabilmekte olup bunlardan biri, programlar tarafından otomatik olarak yapılmakta, diğeri ise kullanıcının kendisinin mesh üretme işlemini gerçekleştirmesidir. Otomatik olarak yapıldığında, kullanıcı

tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer düğüm noktalarını ve elemanları otomatik sıralayarak numaralanmasını sağlar. Kullanıcı mesh üretme yapacaksa, ayrıca mesh üretilecek alanın üzerinde, bölgelerin eleman yoğunluğunun nerede fazla, nerede az olacağına karar vermesi gerekebilir. Asıl önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceği ve nasıl mesh edileceğidir.¹⁴⁹

➤ *Sınır şartları (Boundary conditions)*

Sınır şartları, gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin durumuna göre belirlenir ve cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir. Analiz yapılan cismin neresine kuvvet uygulanacaksa o bölgeye göre sınır şartları belirlenir.¹⁴⁹

➤ *Stres (Gerilim) ve Strain (Gerinim)*

Stres(Gerilim), birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanmaktadır. Cismin içindeki gerilme, birim alana gelen kuvvet olarak tanımlanır. Gerilmenin fonksiyonel denklemdeki karşılığı “Kuvvet/Alan”dır. Gerilme birimi Paskal’dır (P veya N/m^2). Dişhekimliğinde tercih edilen birim ise genel olarak Megapaskal’dır (MPa veya N/mm^2).¹⁵³ Çekme (tensile), sıkışma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi iç gerilimlerin üç farklı şeklidir.¹⁵⁴

1. Çekme (Uzama) Stresi: cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, ters yönde ve aynı doğrultuda iki kuvvetin cisme uygulanması ile oluşan strestir.
2. Sıkışma (Basma) Stresi: Cismin yapıtaşlarını birbirine yaklaştırmaya zorlayan ters yönde ve aynı doğrultuda iki kuvvetin cisme uygulanması ile meydana gelen strestir.
3. Makaslama (Kayma) Stresi: Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan birbirine paralel, farklı doğrultuda ve zıt yöndeki iki kuvvetin cisme uygulanması ile meydana gelir.¹⁵⁵

➤ *Strain (Gerinim)*: Belirli bir kuvvetin bir cisme uygulanması ile birlikte birim boyutta meydana gelen boyutsal şekil değişimidir. Bir yapıya kuvvet uygulanarak gerilim oluşturduğunda, eş zamanlı olarak gerinim de oluşmaktadır. Gerilme ve gerinim (stres ve strain) nicelik olarak birbirinden farklıdır. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvetdir. Gerinim bir kuvvet değil, yalnızca bir büyüklüktür. Gerinimin bir ölçü birimi

yoktur. Gerinimin fonksiyonel denklemdeki karşılığı “Boyuttaki değişim / Orijinal” boyut olarak tanımlanmıştır.¹⁵⁴

Cisimler kuvvet uygulaması sonucu iki farklı biçimde şekil değiştirmektedirler.

1. Elastik şekil değiştirme: Kuvvetin sona ermesiyle cismin başlangıç noktasına geri dönmesidir.
2. Plastik şekil değiştirme: Kuvvetin sona ermesiyle cismin başlangıç noktasına geri dönememesidir.¹⁵⁶

➤ *Elastisite Modülü (Young's Modülü)*

Materyalin sertliğinin ölçüsünü veren ve Gigapaskal (GPa) birimi ile ifade edilen elastisite modülüsü, gerilmenin gerinime (stres/strain) oranıdır. Elastisite modülüsü arttıkça cismin katılığı da aynı oranda artmaktadır. Aynı kuvvet altında, yüksek elastisite modülüsüne sahip bir cisim, düşük elastisite modülüsüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar.¹⁵⁷

➤ *Poisson Oranı*

Elastik sınırlar içerisinde kuvvete dik olarak meydana gelen gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranına Poisson Oranı denir. Bu oran, cisimlere özgü ayırıcı bir özellik olmakla birlikte, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişebilmektedir. Zıt yönlerden çekilen lastik bir cismin gerilerek boyunun uzaması ve fakat eninin daralması, bu duruma verilebilecek somut bir örnektir. Gerilme tipi yüklemelerde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı olarak ifade edilen bu oran, Fransız matematikçi Simeon Denis Poisson’dan ismini almıştır.¹⁵⁸

➤ *Von Mises Stres*

Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için kullanılır ve şekil değiştirmenin başlangıcı olarak ifade edilir. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi vermektedir. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir. Von Mises stres, kırılma (fatigue) dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır.¹⁵⁹

➤ *Asal Gerilmeler (Principal Stress)*

Bütün düzlemlerde makaslama gerilmelerinin sıfır olduğu ve alana dik olan normal gerilmelerden oluşan gerilmeler asal gerilmeler (principal stress) adını alır. Maksimum, orta (intermediate) ve minimum olmak üzere üç tip asal gerilme vardır.¹³⁸

Maksimum asal gerilmeler pozitif değerdedir ve en yüksek çekme gerilmelerini ifade eder. Minimum asal gerilmeler negatif değerdedir ve en yüksek basma gerilmelerini ifade eder.¹⁶⁰

Sonlu elemanlar analizi dış hekimliğinde kullanılan önemli bir stres analiz yöntemi olmakla birlikte bazı avantaj ve dezavantajlara sahiptir.¹⁶¹ önemli avantajları şunlardır: Çalışmanın isteğe bağlı olarak tekrarlanabilmesi; kuvvetin büyüklüğünün, yönünün ve uygulama noktasının değiştirilebilmesi; deneysel araca ilişkin özellikler olan sınır koşullarının, malzeme özelliklerinin, uygulanan kuvvetlerin ve geometrisinin analizinin kolayca değiştirilebilmesi; modelin herhangi bir yerine uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen stresin teorik olarak gerçeğe yakın bir şekilde ölçülebilmesidir. Dezavantajları ise şunlardır: Modellenen malzemenin elastiklik, homojenite ve izotropi gibi özelliklerinin varsayıma dayandırılması; analizin sağlıklı bir şekilde yapılabilmesi için yeterli teknoloji ile birlikte zaman ve bilgi birikimine ihtiyaç duyulması; sanal ortamda yapılan analizin gerçekleştirildiği yazılım ve donanımının kısıtlı olması ve gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanabilmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda farklı materyallerden üretilmiş endokron restorasyonlarda preparasyon geometrisinin başarıya etkisi ve kırılma dayanımları in vitro olarak incelenmiştir. Bunun yanı sıra restoratif materyal ve diş dokusundaki stres değerleri ve dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir. Çalışmada test edilecek örnek sayısı yapılan power analizi sonucunda belirlenmiştir.

Çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütüldü. Bu çalışma, PYO.DIS.1904.18.012 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir. Bu in vitro çalışmanın etik onayı, 14.09.2017 tarihli toplantıda Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı tarafından 2017/324 protokol numarası ile alındı (Ek 1).

3.1. Dişlerin Seçimi ve Hazırlanması

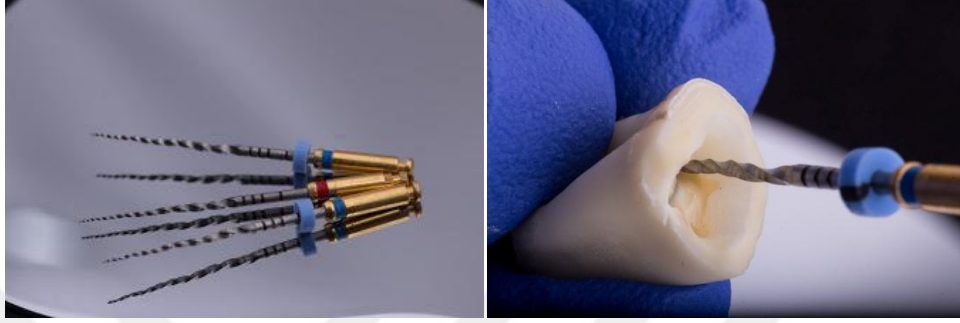
Periodontal nedenlerle çekilmiş alt daimi birinci molar dişlerin seçiminde çürüksüz ve boyutlarının birbirine yakın olmasına dikkat edildi (Şekil 3.1). Üç farklı materyal ve iki farklı kavite dizaynı hazırlanarak üretilen endokronların kırılma dayanımı testi için 30 adet alt daimi birinci molar diş temin edildi.



Şekil 3.1. Örnek dişlerin seçimi

Dişlerdeki periodontal dokular scaler ile temizlendi. Seçilen dişler, deney aşamasına kadar 5°C'de en fazla 6 ay olacak şekilde ve haftada bir distile su değiştirilerek bekletildi (ISO 11405). Dişlere kök kanal tedavilerinin yapımı için elmas rond frezle su soğutması altında endodontik giriş kaviteleri açıldı. Endodontik giriş kaviteleri hazırlandıktan sonra pulpa dokusu el aletleri yardımıyla uzaklaştırıldı ve kök kanal boyları tespit edildi. Kök kanal preparasyonları, nikel-titanyum döner alet kullanılarak (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) yapıldı (Şekil 3.2).

Genişletme sırasında %2,5'lik NaOCl ile irrige edildi. En son şekillendirilen kanallar distile su ile yıkandı ardından paperpointler (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) kullanılarak kurutuldu. Tüm dişlerin kök kanalları endodontik sealer (AH Plus, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) kullanılarak standart olarak 30 numaralı açılı güta perka kon ile (Sybron Endo, Orange, CA) dolduruldu.



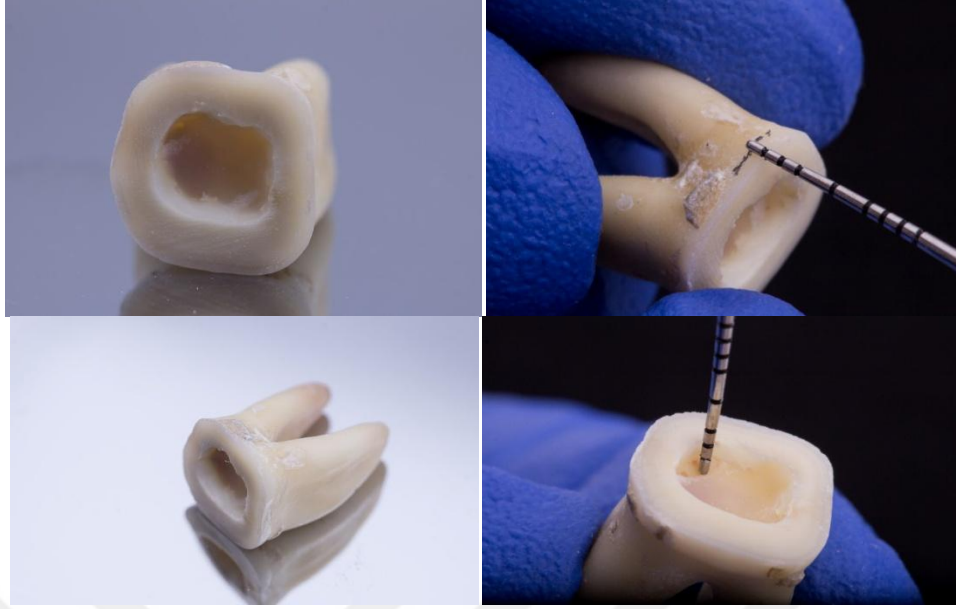
şekil 3.2. Nikel-titanyum döner aletlerle kanal preparasyonun yapılması

3.2. Endokron Preparasyonlarının Hazırlanması

İki farklı preparasyon dizaynı yapılacak endodontik tedavi yapılmış alt birinci molar dişler, iki farklı gruba ayrıldı. Dişlerin yarısı mine-sement birleşim sınırının 1 mm üzerinden elik separe ile su soğutması altında horizontal yönde kesildi (şekil 3.3 ve şekil 3.4)

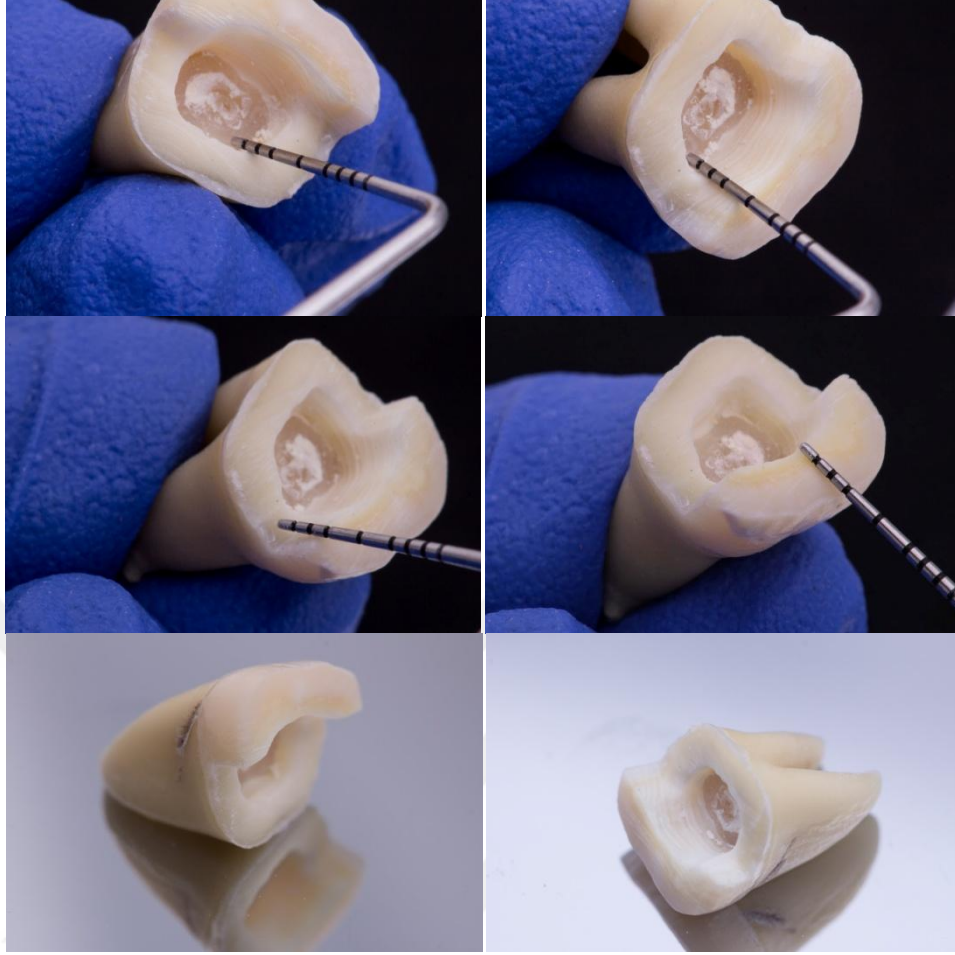


şekil 3.3. rnek dişlerin koronal kısımlarının uzaklaştırılması



Şekil 3.4. Duvarsız hazırlanan örnek dişler

Diğer yarısı ise bukkal duvar korunarak mine-sement birleşiminin 1 mm üzerinde çelik separe ile su soğutması altında horizontal yönde kesilerek koronal kısmı uzaklaştırıldı. Koronal kısımları uzaklaştırılan dişlere endokron preparasyonları tek bir hekim tarafından yapıldı. Pulpa odası iç duvarları oklüzale doğru genişleyecek şekilde 4° derece eğime sahip elmas chamfer frez ile şekillendirildi. Pulpa odası tabanı düz ve pürüzsüz bir şekilde hazırlandı. Kavite iç kenar açıları 90° butt-joint marjin tarzda bitirildi. Kavite duvar kalınlıkları, 2 mm'den az olmayacak şekilde preparasyonlar hazırlandı. Frezler kalın grenliden ince olana doğru sırasıyla kullanıldı. Bukkal duvarlar korunarak hazırlanan ikinci grup dişlerde ise bukkal duvar mine sement birleşiminin 4 mm üzerinde kalacak şekilde bukkal kuspların oklüzalinden redüksiyon yapıldı. Bukkal duvarlar kalınlıkları 2 mm'den az olmayacak şekilde preparasyonlar tamamlandı. Duvar kalınlıkları ve kavite derinlikleri periodontal sond ve kumpasla ölçülerek kontrol edildi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Bukkal duvar bırakılarak hazırlanan örnek dişler

Preparasyonlar tamamlandıktan sonra kavite tabanı ve kök kanal ağızları mikrosızıntının önlenmesi amacıyla akışkan kompozit (3M ESPE, Seefeld, Germany) ile örtüldü ve örnekler pulpa odası derinliği 2 mm olacak şekilde hazırlandı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Kök kanal ağızlarının akışkan kompozit ile kapatılması

3.3. Örneklerin Gruplandırılması

İki farklı kavite preparasyonu yapılarak hazırlanan dişler daha sonra üretim için kullanılan prefabrike CAD/CAM blok materyali farklılığına göre üç alt gruba ayrılarak altı grup oluşturuldu. Grupların adı ve özellikleri Tablo 3.1 gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada oluşturulan test grupları

Grup Adı	Grup No	Özellik ve İçerik
GC1	1	Duvarsız hazırlanan dişlerde hibrit nano seramik bloklardan üretilen endokronlar
LU1	2	Duvarsız hazırlanan dişlerde hibrit nano seramik bloklardan üretilen endokronlar
VE1	3	Duvarsız hazırlanan dişlerde polimer infiltre hibrit seramik bloklardan üretilen endokronlar
GC2	4	Duvar bırakılarak hazırlanan dişlerde hibrit nano seramik bloklardan üretilen endokronlar
LU2	5	Duvar bırakılarak hazırlanan dişlerde hibrit nano seramik bloklardan üretilen endokronlar
VE2	6	Duvar bırakılarak hazırlanan dişlerde polimer infiltre hibrit seramik bloklardan üretilen endokronlar

3.4. Endokron Restorasyonların Üretilmesi

Test örneklerinin üretiminde kullanılan materyallerin teknik bilgileri, Tablo 3.2 ve Şekil 3.7’de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan test materyallerinin özellikleri

Materyal	Üretici	Tipi	İçerik	Lot No
GC Cerasmart	GC Corp.,Tokyo, Japonya	Rezin nanoseramik, Fleksibil nanohibrit	Ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nanopartikülleri. Ağırlıkça %29 Bis-MEPP, UDMA ve DMA polimerleri	1803011
Lava Ultimate	3M ESPE, Seefeld, Germany	Rezin nanoseramik, Nanohibrit	Ağırlıkça %80 silika ve zirkonya nanopartikülleri. Ağırlıkça %20 Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA,ve TEGDMA polimerleri	N987419
Vita Enamic	Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	Hibrit seramik	Ağırlıkça %86 Feldspatik seramik: SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, B ₂ O ₃ , ZrO ₂ CaO. Ağırlıkça %14 UDMA, TEGDMA polimerleri	56720



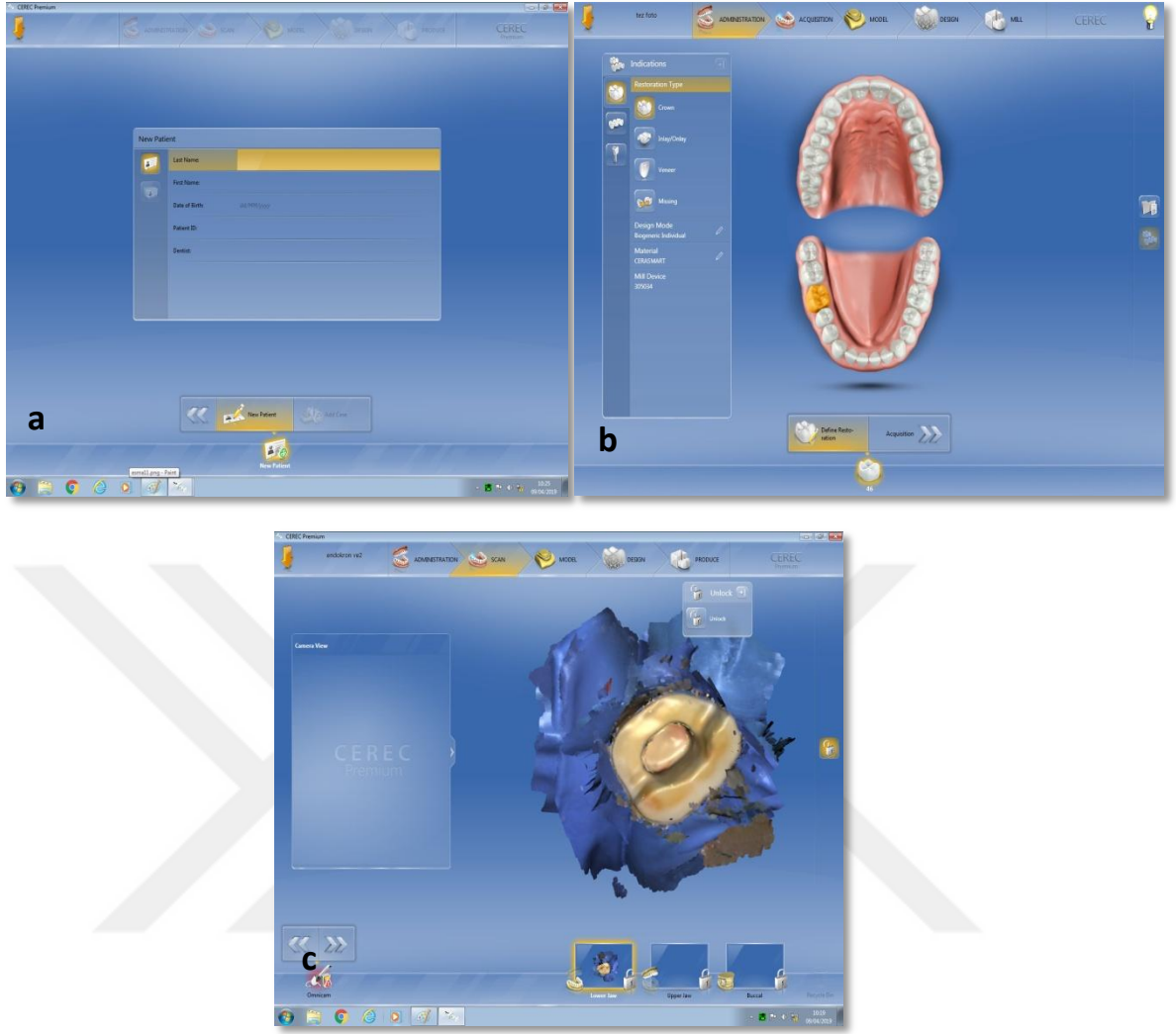
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan test materyalleri

Preparasyonu tamamlanan örneklerin dijital ölçüleri ağız içi tarayıcı (Cerec Omnicam, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanılarak kaydedildi. Restorasyonların dizaynı bilgisayar (CEREC AC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) üzerindeki yazılım programı (CEREC Software 4.4.4 Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile tamamlandı ve seramik test örneklerinin üretimi, CAD/CAM (Cerec MC XL, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) freze cihazı kullanılarak üretildi (Şekil 3.8).



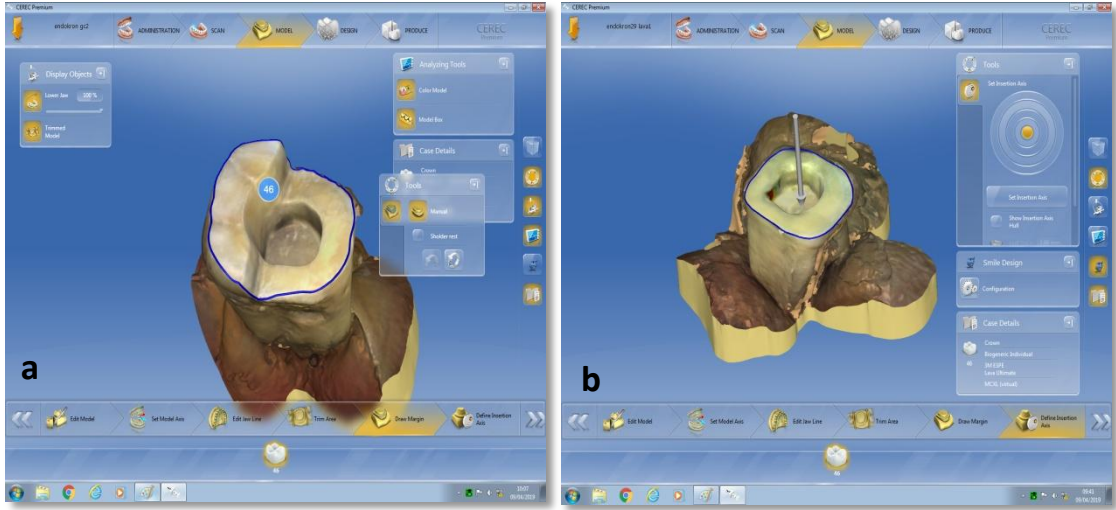
Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan CEREC AC ve CEREC MC XL cihazları

Her bir örneğin dijital ölçüsü alınmadan önce restorasyonun, ait olduğu gruba özel dosya açıldı. Örneklerin kimlik bilgileri oluşturulduktan sonra “Uygulama” kısmına geçildi. “Endikasyon” sekmesinden restorasyon tipi “Kron” ve tasarım şekli “Biogeneric Individual” olarak seçildi. “Materyal” kısmında kullanılan materyallerin markası seçildi. Ardından restorasyonun üretileceği diş numarası ağız modeli üzerinden seçildi ve dijital ölçü almak için “Acquisition” sekmesi açıldı. Dijital kamera dişe mümkün olan en yakın mesafeden tutularak sırasıyla bukkal, oklüzal, lingual, mezial ve distal bölgeler tarandı (Şekil 3.9).



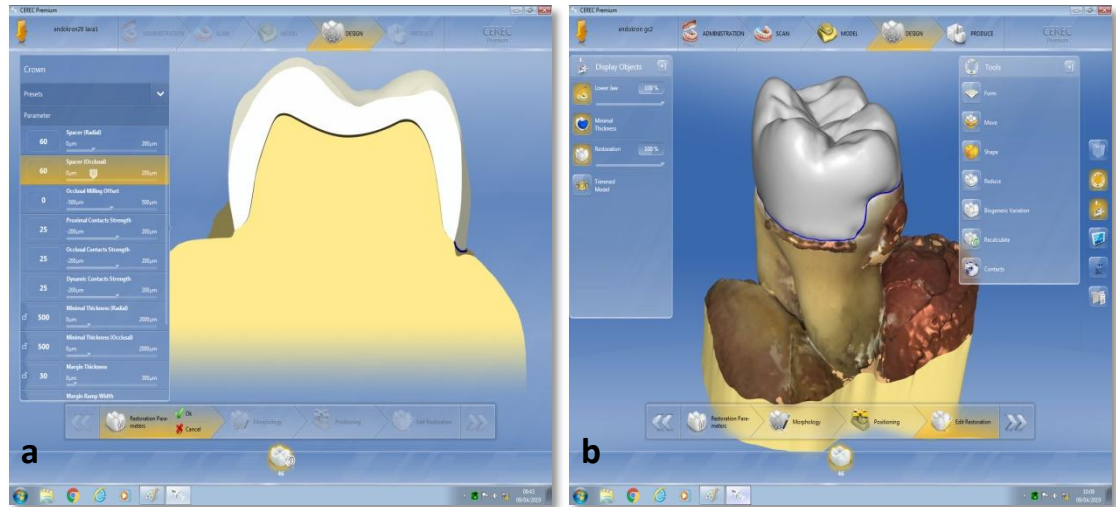
Şekil 3.9. a) Örneklerin kimlik bilgilerinin oluşturulması, b) Restorasyonun tipi, tasarım şekli ve restorasyon materyalinin türünün girilmesi, c) Örnekten görüntü alınması işlemi

Dijital ölçü alımı tamamlandıktan sonra, “Model” ekranı sekmesinde dişlerin marjinal bölgelerinde sınır çizimleri yapılarak restorasyonun marjinal sınır çizgileri oluşturuldu. Gerekli görülen kısımlarda düzeltmeler yapıldıktan sonra “Giriş Yolunun Belirlenmesi” sekmesinden restorasyonun giriş yolu belirlendi (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. a) Model üzerinde marjin çiziminin yapılması, b) Giriş Yolunun Belirlenmesi

Marjin çizimi ve giriş aksı belirlenmesinin ardından, endokron restorasyonu için uygun olan parametreler ayarlandı (Software üzerinden kullanılan parametrelerin fotoğraflarının çekilmesi gerek veya tablo yapılabilir). “Tasarım” sekmesine geçildi. Kullanılan yazılım otomatik olarak bir tasarım belirledikten sonra seçenekler kısmından form ve şekil açısından gerekli düzenlemeler yapıldı. Tüm restorasyonların kron boyu 7 mm’yi geçmeyecek şekilde tasarlandı (Şekil 3.11)



Şekil 3.11. a) Restorasyon parametrelerinin ayarlanması, b) Endokron restorasyonunun şekillendirilmesi

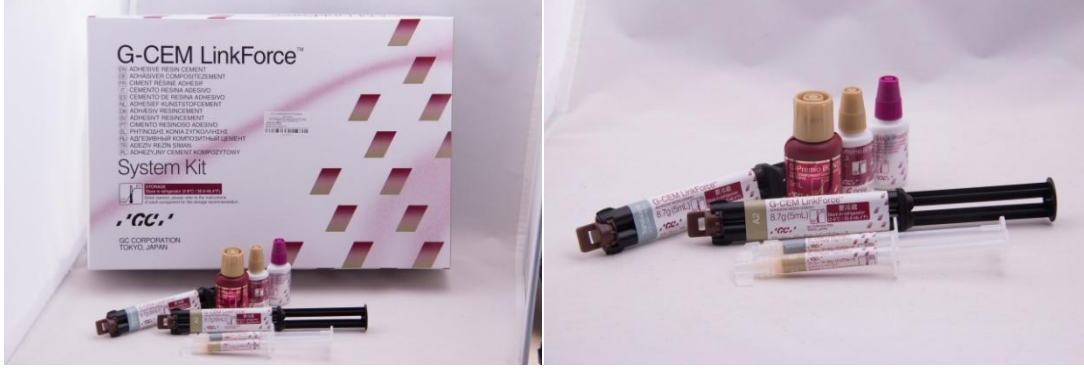
Tasarım tamamlandıktan sonra “Üretim” sekmesine geçilerek, restorasyonun bloktan kazınması işlemine başlamadan önce restorasyonun ve tijin blok içerisindeki konumu ve blok boyutu belirlendi. Cerec kazıma cihazına torklu özel bir tornavida ile bloklar yerleştirildi. Blokların kazıma işlemleri için özel frezler (Cylinder Pointed Bur 12S-Step Bur 12S, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanıldı. Ardından kazıma cihazındaki talimatlar doğrultusunda frezlerin ve blok boyutunun doğruluğu kontrol edilerek kazıma işlemi başlatıldı. Bu işlem her bir örnek için ortalama 14 dakika sürdü (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. a) Üretim aşamasına geçilmeden önce restorasyonun kontrol edilmesi, b) Tasarlanan restorasyonun ve tijin sanal blok içerisinde kontrol edilmesi

3.5. Üretilen Test Örneklerinin Simantasyonu

Tüm seramik test örnekleri üretici firma talimatları doğrultusunda simantasyona hazırlandı (Tablo 3.3) ve simantasyonunda dual polimerize olan total-etch adeziv rezin siman sistemi (G-Cem Linkforce, GC Corp.,Tokyo, Japonya) kullanıldı (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Çalışmada kullanılan adeziv rezin siman sistemi

Tüm dişlerin preparasyon yapılan mine yüzeyleri 30 sn, dentin yüzeyleri 15 sn süreyle %37' lik fosforik asit ile pürüzlendirildi. Ardından yüzeyler 20 sn su spreyi ile yıkayıp hava spreyi ile kurutuldu. Bağlayıcı ajan (G-Premio BOND, GC Corp.,Tokyo, Japonya) bir fırça yardımıyla preparasyon yüzeylerine 20 sn boyunca uygulandı ve 5 sn hava spreyi ile inceltilti. Her yüzeyden (oklüzal-meziyal-distal-lingual) 10 sn olacak şekilde LED ışık kaynağı ile (Elipar DeepCure-S LED Curing Light, 3M ESPE, Seefeld, Germany) ile polimerize edildi.

GC ve VE bloklardan üretilen endokronların bağlanma yüzeyleri %5'lik hidroflorik asit ile (Ultradent Products Inc., Utah, ABD) 60 sn pürüzlendirildi. Ardından restorasyonlar 60 sn su ile yıkandıktan sonra hava ile kurutuldu. Asitle pürüzlendirilen restorasyon iç yüzeylerine bond fırçası yardımıyla 20 sn süre ile silan (G Multi Primer, GC Corp.,Tokyo, Japonya) ve bağlayıcı ajan (G-Premio Bond Dual Cure Activator, GC Corp.,Tokyo, Japonya) bire bir oranında karıştırılarak uygulandı. 5 sn hava ile inceltildikten sonra 10 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

LU bloklarından üretilen endokronların bağlanma yüzeyleri mat görüne kadar 50 µm boyutunda (2 bar basınç altında) aliminyum oksit (Al_2O_3) tozu içeren kumlama cihazı kullanılarak pürüzlendirildi. Restorasyonların Al_2O_3 ile pürüzlendirilen bağlanma yüzeyleri ultrasonik temizleyici (Bandelin Sonorex RK 102, Berlin, Germany) içerisinde 12 dk ultrasonik temizleme işlemine tutuldu. Kumlanan restorasyon yüzeyi ultrasonik temizlemeden sonra kurutuldu. Ardından pürüzlendirilen restorasyon iç yüzeylerine bond fırçası yardımıyla 20 sn süre ile silan (G-MULTI Primer, GC Corp.,Tokyo, Japonya) ve bağlayıcı ajan (G-Premio BOND Dual Cure

Activator, GC Corp.,Tokyo, Japonya) bire bir oranında karıştırılarak uygulandı. 5 sn hava ile inceltildikten sonra 10 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Tablo 3.3. Seramik test örneklerine uygulanan yüzey işlemleri

Materyal	Uygulanan Yüzey İşlemi
GC Cerasmart	%5'lik hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirme, silan uygulaması
Lava Ultimate	25-50 µm Al ₂ O ₃ ile kumlama (2 bar basınç altında) ,silan uygulaması
Vita Enamic	%5'lik hidroflorik asit ile 60 sn pürüzlendirme, silan uygulaması

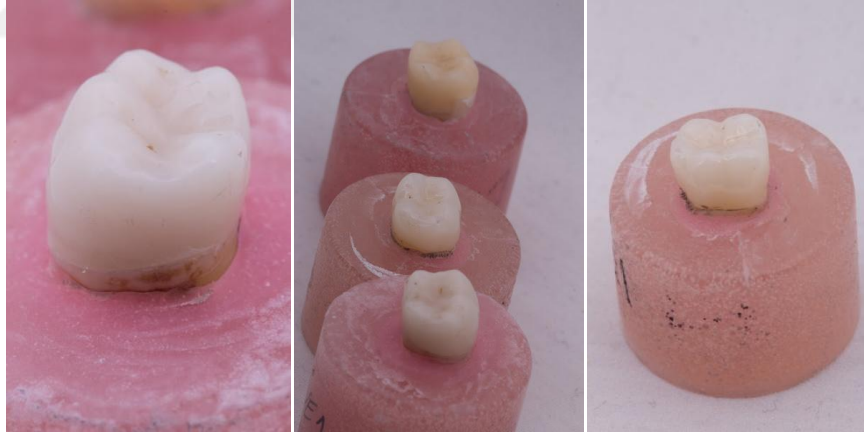
Yüzey hazırlıkları sonrasında G-Cem Linkforce (GC Corp.,Tokyo, Japonya) yapıştırma simanı restorasyonların iç yüzeyine ve kavitelerin içerisine uygulandı. Restorasyonlar kaviteye dikkatlice yerleştirildikten sonra oklüzal yüzeyden parmak basıncı uygulanarak 2 sn polimerize edildi. Fazla siman bir sond yardımıyla uzaklaştırıldı. Firma talimatlarına uygun olarak tüm yüzeylerden 30 sn ışık uygulanarak LED ışık kaynağı ile polimerizasyonlar gerçekleştirildi. Son olarak siman artıkları, bitim ve cila diskleri (Sof-Lex System Kit, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD) kullanılarak restorasyon kenarlarından uzaklaştırıldı.

Simantasyonu tamamlanan tüm dişler, 37°C'de 24 saat distile su içinde bekletildi. Daha sonra tüm örneklerle, termal siklus cihazında (DTS B1,Dentester, Salubris Technica, İstanbul, Türkiye) 5°C ve 55°C arasında, 20 sn bekletme ve 5 sn geçiş süresi ile 5000 kez ısı döngü ile yaşlandırma işlemi uygulandı (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Örneklerin ısı döngü işlemi ile yaşlandırması

Yaşlandırılan örnekler kırılma dayanımı testi için hazırlandı. Örnekler mine-sement sınırının 2 mm üzerinde ve uzun aksları yer düzlemine dik olacak şekilde 3 cm çapında silikon kalıba yerleştirildi ve otopolimerizan akrilik reçine (ProBase Cold, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) içerisine gömüldü (Şekil 3.15).



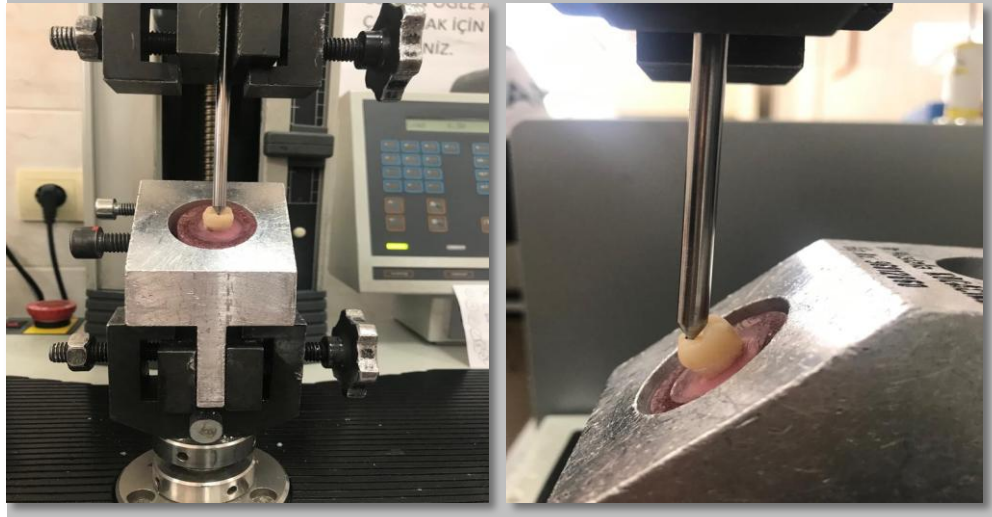
Şekil 3.15. Otopolimerizan akrile gömülü endokron restorasyonlar

Ardından örnekler kırılma dayanıklılığı testi için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Universal Test Cihazı'na (Lloyd LRX,, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) alındı. Örnekler, dişlerin uzun aksı yer düzlemi ile 45° açı yapacak şekilde paslanmaz çelikten hazırlanan özel bir düzencek içerisine yerleştirildi (Şekil 3.16). 2,5 mm çapında küresel çelik uç kullanılarak bukkal tüberkülün lingual eğiminin merkezinden 1 mm/dk kafa hızı ile sıkıştırma kuvveti

uygulandı (Şekil 3.17). Kırılma gerçekleştiği andaki maksimum kuvvet Newton (N) cinsinden bilgisayara kaydedildi.



Şekil 3.16. Universal test cihazı ve örneğin yerleştirilmesi



Şekil 3.17. Endokron örneklerine oblik kuvvet uygulanması

3.8. Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Kırılma dayanımı testi sonrası her bir örnek için kırık yüzeyleri stereo mikroskop (Leica EZ4 D, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) altında incelenerek başarısızlık tipleri dört grup altında sınıflandırıldı. Buna göre;

- Tip I: Endokron materyalinde koheziv başarısızlık
- Tip II: Endokron materyali ve dentin arasında adeziv başarısızlık

- Tip III: Mine ya da dentinde koheziv başarısızlık
- Tip IV: Kökü de içine alan kırığa ait başarısızlık, olarak sınıflandırıldı.¹⁶² Mine-sement sınırının üzerindeki başarısızlıklar “Restore edilebilir” olarak, mine-sement sınırının altında köke kadar uzanan başarısızlıklar 'Restore edilemez' olarak sınıflandırıldı.¹⁶²

Test örneklerinden bağımsız olarak GC, LU, VE bloklardan üç farklı endokron üretildi ve restorasyonlara test örneklerinde olduğu gibi yüzey işlemleri yapıldı. Elde edilen numuneler, simantasyon öncesinde ve kırılma dayanımı sonrasında yüzeydeki değişikliklerin gözlemlenebilmesi adına SEM cihazında değerlendirilmek üzere pirinç taşıyıcılar üzerine yapıştırıldı. Vakum altında yaklaşık 200 Å altın/palladyum ile kaplanan örnekler (Şekil 3.18), JSM-7001F (JEOL, Tokyo, Japonya) taramalı elektron mikroskobu ile x250 büyütme altında incelendi. Dijital fotoğraflar Semafore sistemi (JEOL, Tokyo, Japonya ile çekildi.



Şekil 3.18. Vakum altında örneklerin altın/palladyum ile kaplanması

İstatistiksel değerlendirme IBM SPSS V23 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programı kullanılarak yapıldı. Normal dağılım gösteren verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında ANOVA testi uygulandı. Varyansların homojenliği Levene testi ile incelendi ve homojen dağılan verilerde çoklu karşılaştırmalar için Tukey testi, homojen olmayan verilerde ise Tamhane T2 testi kullanıldı. Verilerin analiz sonuçları aritmetik ortalama $\pm$ standart sapma şeklinde sunuldu. Elde edilen istatistiksel test sonuçları için anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

3.9. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Bu araştırma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir. Araştırmada, iki farklı kaviteye sahip diş modeli üç farklı materyalle (GC, LU, VE) kombine edilerek toplamda altı adet model sanal ortamda yerleştirilmiştir. Elde edilen bu modellere oblik fonksiyonel kuvvetler uygulanarak oluşan stresler üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile üç boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) üç boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde, programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya aitt olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.4).

Tablo 3.4. Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları

Materyal	Young's Modulus (GPa)	Poisson Oranı
Dentin ¹⁶³	18.60	0.31
Enamel ¹⁶⁴	84.10	0.33
Kortikal kemik ¹⁶⁴	13.700	0.30
Trabeküler kemik ¹⁶⁴	1.37	0.30
GC Cerasmart ¹⁶⁵	8.4	0.30
Periodontal ligament ¹⁶⁶	0.07	0.45
Lava Ultimate ¹⁶⁷	12.7	0.45
Vita Enamic ¹⁶⁷	37.8	0.244
Güta-Perka ¹⁶³	0.069	0.45
Adeziv siman ¹⁶⁴	6	0.30
Akışkan kompozit rezin ¹⁶⁶	5.30	0.28

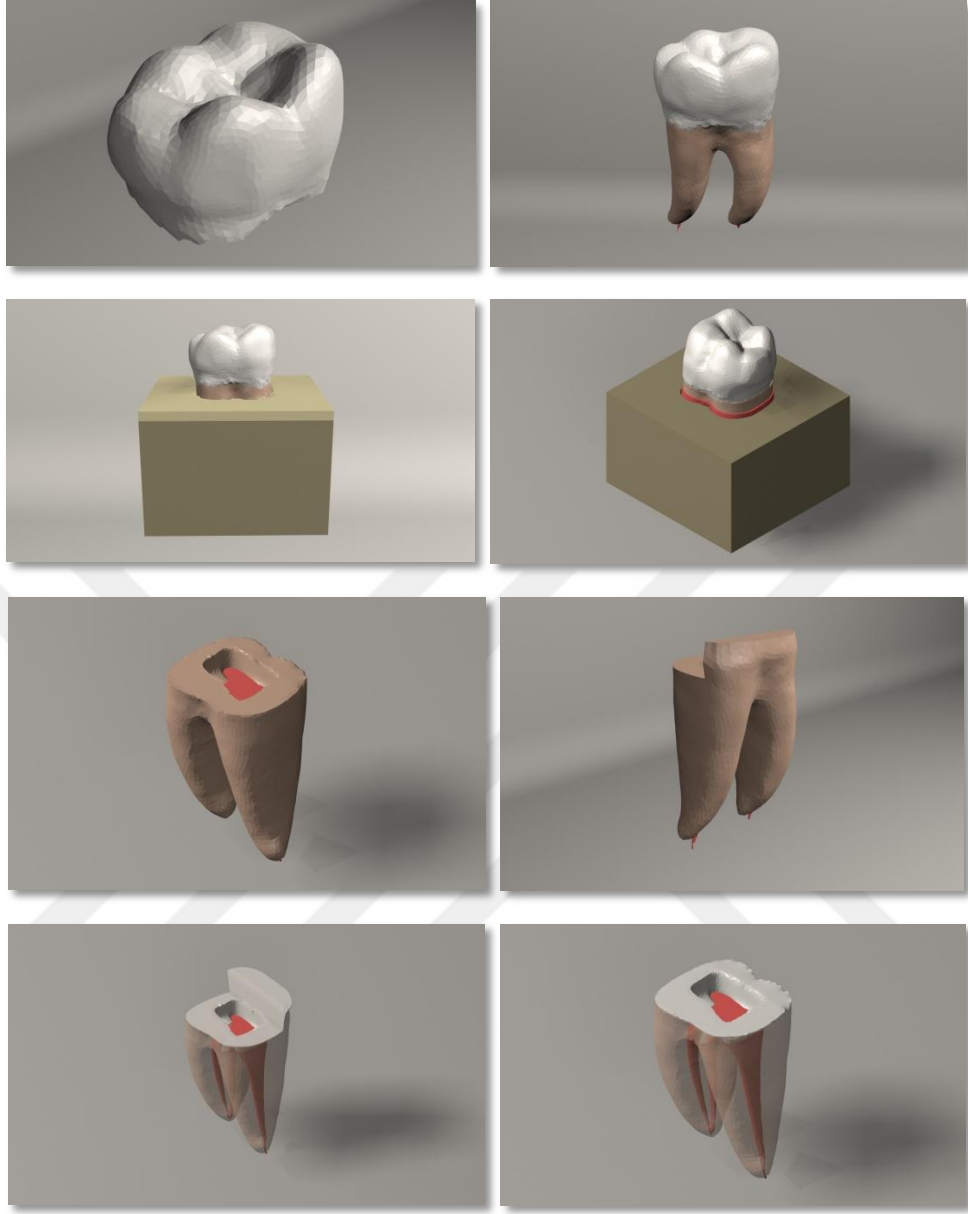
3.9.1. Diş Yapılarının Modellenmesi

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile üç boyutlu taramadan (Şekil 3.19), Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) üç boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından faydalanıldı.



Şekil 3.19. Activity 880 optik tarayıcısı

Çalışmada alt birinci molar diş kullanılmıştır. Bu amaçla öncelikle Wheeler atlasından ilgili dişin ön, yan, üst ve alt görüntüleri alınmıştır. Diş boyutları da yine aynı atlastan alınmıştır. Daha sonra Rhinoceros yazılımında diş bu görüntülere göre modellenerek ölçeklendirilmiştir. Böylece anatomik açıdan doğru bir diş modeli elde edilmiştir. Diş yapısındaki diğer öğeler, istenen anatomik limitasyonların dikkate alınarak Rhinoceros yazılımında modellenmiştir. Bu çalışmada iki farklı model oluşturulmuştur (Şekil 3.20).



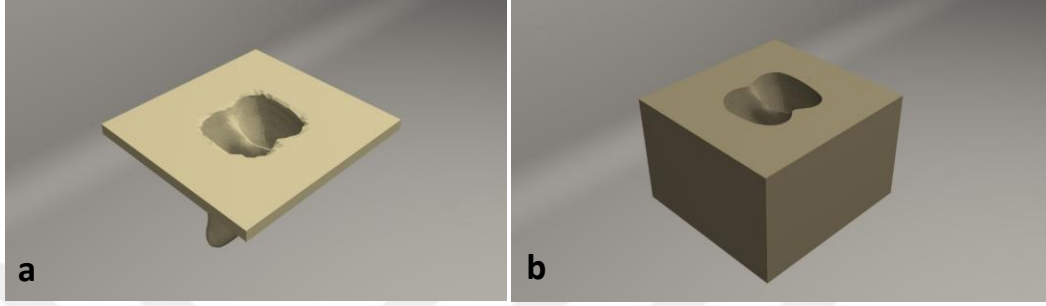
Şekil 3.20. Diş yapılarının modellenmesi

Kortikal Kemiğin Modellenmesi

Rhinoceros yazılımında önce bir kutu modellendi. Kutunun diş köküne her ekseninde en az 2 mm kalınlıkta olmasına dikkat edildi. Arkasından kökün bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla kök ve kortikal kemik uyumu sağlanmıştır (Şekil 3.21).

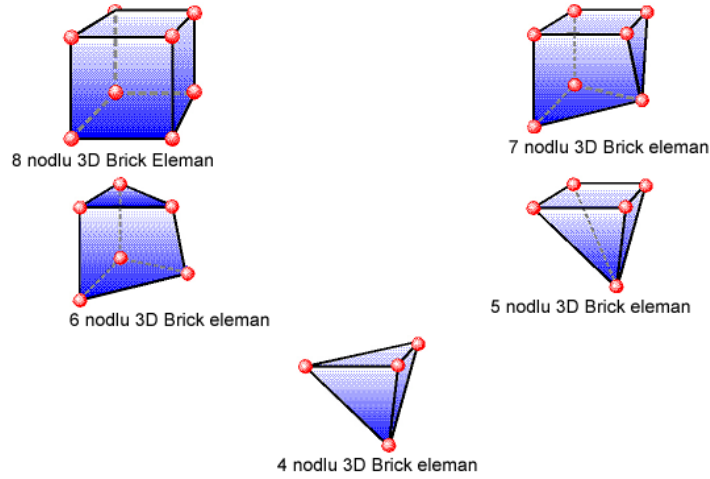
Spongioz Kemiğin Modellenmesi

Rhinoceros yazılımında önce bir kutu modellenmiştir. Kutunun dış köküne her ekseninde en az 2 mm kalınlıkta olmasına dikkat edilmiştir. Arkasından kökün bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla kök ve spongioz kemik uyumu sağlanmıştır (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. a) Kortikal Kemiğin Modellenmesi, b) Spongioz Kemiğin Modellenmesi

Rhinoceros yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir. Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur (Şekil 3.22). Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Modellerde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.



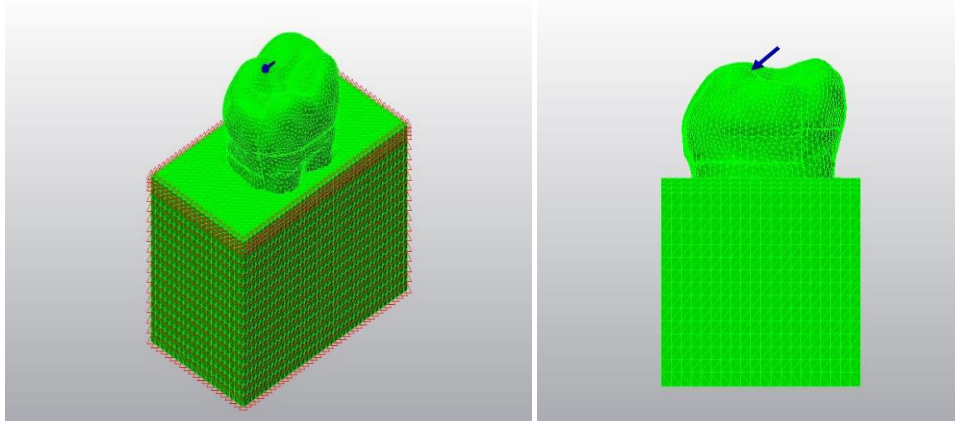
Şekil 3.22. 4, 5, 6, 7 ve 8 nodlu 3 boyutlu elemanlar

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz dış modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.5’te verilmiştir.

Tablo 3.5. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

Modeller	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
1. Grup (Duvarı olmayan modeller)	171790	33945
2. Grup (Bukkal duvara sahip modeller)	193507	38389

Oluşturulan matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gerekmektedir. Çalışmada tüm bileşenler birbirlerine %100 kontak halinde tanımlanmıştır. Kemik dokularının yan ve alt yüzeylerinden, 6 Degree of Freedom’da 0 hareket ve rotasyon tanımlanmıştır. Çalışmada bukkal tüberküllerin lingual eğiminden oblik olacak şekilde 200 N kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.23).



Şekil 3.23. Modellerin yükleme koşulları

4. BULGULAR

Çalışmamızda iki farklı kavite dizaynına sahip üç farklı materyal kullanılarak üretilen endokronların Universal test cihazında oblik kuvvet altında kırılma dayanımından elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi. Her bir örnek için kırılma sonrası başarısızlık tipleri incelendi. Oblik kuvvet altında dentinde ve restorasyonda meydana gelen stres yoğunluklarını ve dağılımlarını değerlendirebilmek için ise sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanıldı. Buna göre bulgular üç başlık altında incelendi.

ANOVA test sonuçlarına göre çalışmamızın sınırları dahilinde farklı preparasyon geometrilerinin kırılma dayanımına etkilerinin anlamlı olmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$), duvarlı grup örneklerde gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$). Farklı preparasyon tiplerinin ve endokron restorasyonlarının üretiminde kullanılan farklı kimyasal içeriğe sahip materyallerini restorasyonların kırılma dayanımları üzerine etkilerinin anlamlı olacağı yönündedir, şeklinde kurulan çalışma hipotezi kısmen reddedilmiştir.

4.1. Kırılma Dayanımı Değerlendirilmesine Ait Bulgular

Kırılma dayanımı test verilerinin istatistiksel analizi sonucu elde edilen ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.1’de, ANOVA test sonuçları Tablo 4.2’de, kırılma dayanımı açısından grupların istatistiksel olarak çoklu karşılaştırılması ise Tablo 4.3’de sunulmuştur.

Tablo 4.1. Gruplara göre oblik kuvvet altında kırılma değerlerinin (Newton) karşılaştırılması

Gruplar	Kırılma dayanımı (N)	
	Ortalama $\pm$ Standart Sapma	Minimum-Maksimum
GC1	387,40 $\pm$ 48,95	312,14 – 427,00
LU1	659,40 $\pm$ 226,87	382,60 – 871,00
VE1	340,00 $\pm$ 98,38	255,82 - 480,00
GC2	500,40 $\pm$ 165,33	277,17 – 693,70
LU2	606,20 $\pm$ 293,57	302,65 – 1056,70
VE2	439,60 $\pm$ 136,22	280,76 - 693,70

Tablo 4.2. ANOVA test sonuçları

Duvarlı Grup	Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	P
Gruplar arası	297078,533	2	148539,267	7,012	,010
Grup içi	254200,400	12	21183,367		
Toplam	551278,933	14			

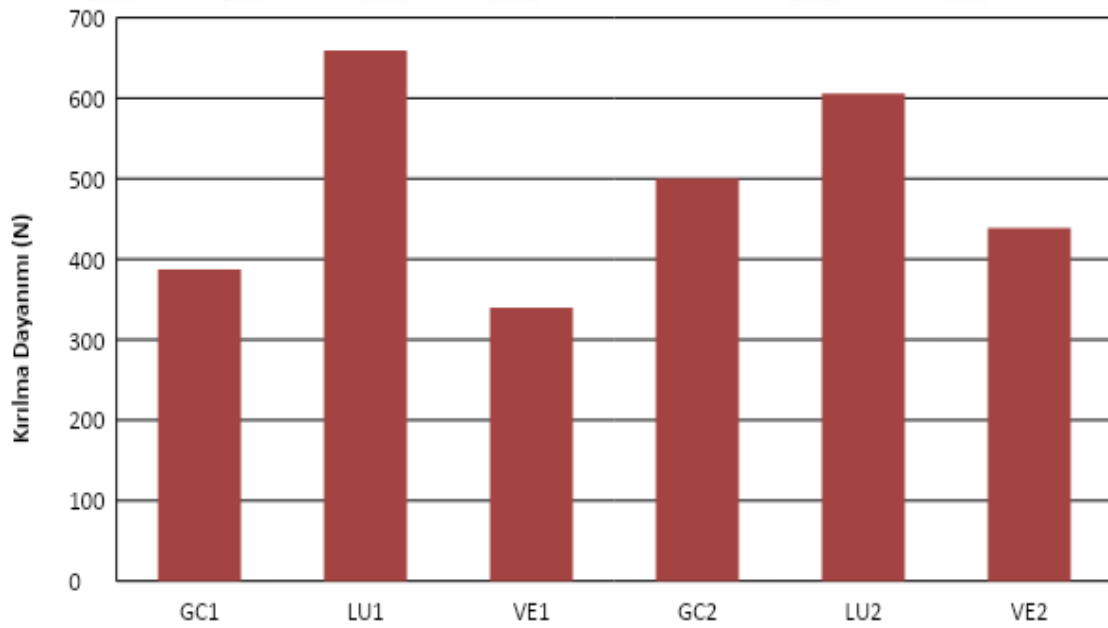
Duvarsız Grup	Kareler Toplamı	Df	Kareler Ortalaması	F	P
Gruplar arası	71076,400	2	35538,200	,807	,469
Grup içi	528301,200	12	44025,100		
Toplam	599377,600	14			

Tablo 4.3. Grupların çoklu karşılaştırılması

Duvarlı Grup	P
GC Cerasmart — Vita Enamic	,866
GC Cerasmart — Lava Ultimate	,030
Lava Ultimate — GC Cerasmart	,030
Lava Ultimate — Vita Enamic	,012
Vita Enamic — Lava Ultimate	,012
Vita Enamic — GC Cerasmart	,866

Tablo 4.3. Grupların çoklu karşılaştırılması (devamı)

Duvarsız Grup		P
GC Cerasmart	Vita Enamic	,892
	Lava Ultimate	,712
Lava Ultimate	GC Cerasmart	,712
	Vita Enamic	,445
Vita Enamic	Lava Ultimate	,445
	GC Cerasmart	,892



Şekil 4.1. Test gruplarının kırılma dayanımlarına ait ortalama değerlerin şematik görünümü

Elde edilen test verileri incelendiğinde deney grupları arasındaki en yüksek kırılma direncinin LU1 ($659,4 \pm 226,87$) grubunda, en düşük kırılma direncinin ise VE1 ($340,0 \pm 98,38$) grubunda elde edildiği görülmüştür. Yapılan istatistiksel testler sonucunda duvarlı gruplarda kırılma direnci açısından LU ile diğer materyaller (GC ve VE) arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,05$). (Tablo 4.3)

LU1 ve LU2 test grupları haricinde tüm test gruplarında kırılma dayanım değerleri duvarlı preparasyon şekillerinde artış gösterdi ancak hiçbir test grubunda anlamlı farklılığa rastlanmadı ($p > 0,05$). Sadece LU test grubunda duvarlı preparasyon şekli duvarsız preparasyon şeklinden matematiksel olarak düşük değerler gösterdi. Ancak burada da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığa rastlanmadı.

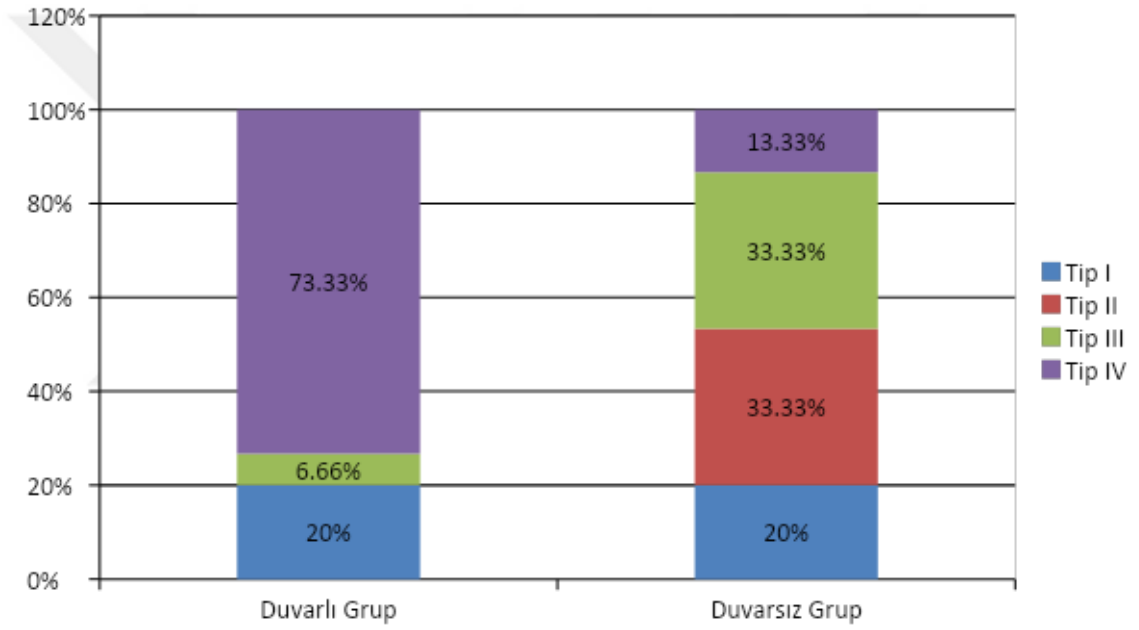
4.2. Başarısızlık Tiplerine Ait Bulgular

Stereomikroskop kullanılarak incelenen örneklerin (Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6 ve Şekil 4.7) kırık yüzeylerinin başarısızlık yüzdeleri Tablo 4.4’de gösterildi. Duvarlı gruplar için kırılma tipleri incelendiğinde gruplar arasında en çok Tip IV (%73,33) gözlenirken, Tip II kırılmaya test gruplarında rastlanmadı. Duvarsız preparasyon geometrisinde kırılma tipleri incelendiğinde gruplar arasında en çok Tip III (%33,33) ve Tip IV (%33,33) kırılma görüldü (Şekil 4.2).

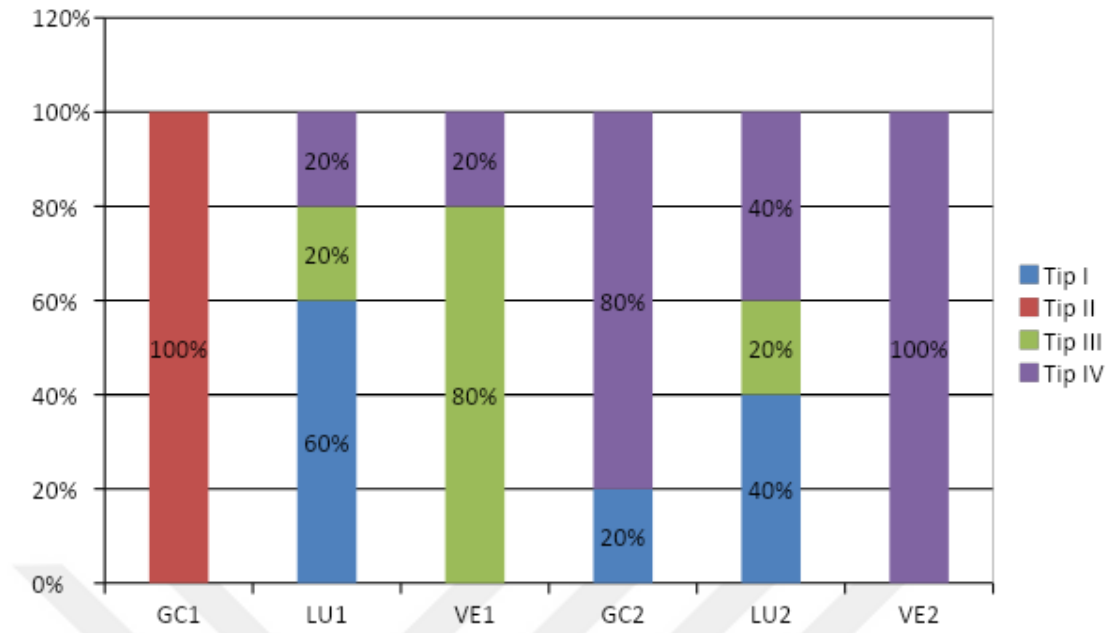
GC1 grubunun tamamında Tip II kırılma görüldü. LU1 grubunda en çok Tip I (%60) kırılma gözlenirken, Tip II kırılmaya rastlanmadı. VE1 grubunda en çok Tip III (%80) kırılma gözlenirken Tip I ve Tip II kırılmaya rastlanmadı. GC2 grubunda en çok Tip IV (%80) kırılma gözlenirken Tip II ve Tip III kırılmaya rastlanmadı. LU2 grubunda en fazla Tip I (%40) ve Tip IV (%40) kırılma gözlenirken Tip II kırılmaya rastlanmadı. VE2 grubunun tamamında Tip IV kırılma gözlemlendi (Tablo 4.4 ve Şekil 4.2).

Tablo 4.4. Kırılma tiplerine ait yüzdelik değerler

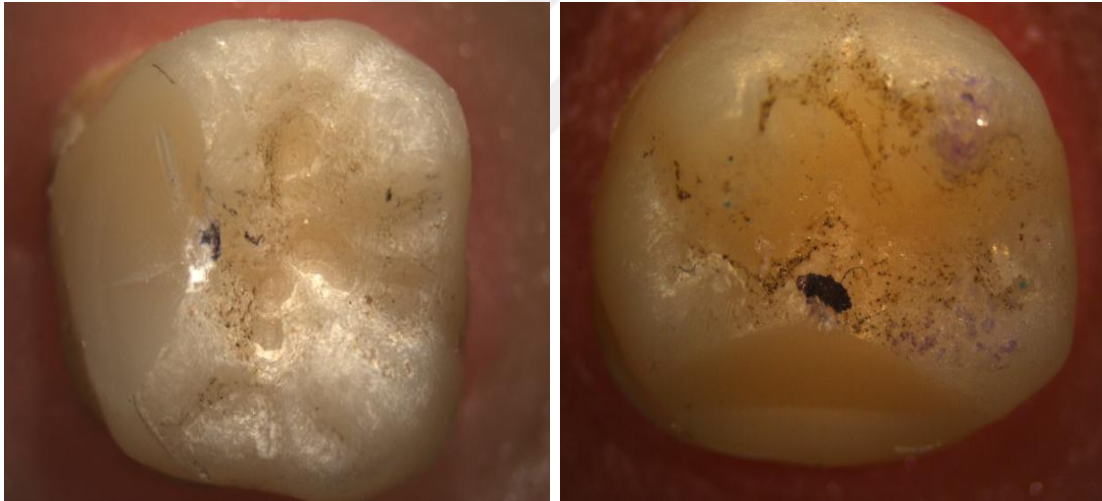
Kırılma Tipleri	GC1	LU1	VE1	GC2	LU2	VE2
Tip 1	% 0,0	% 60	% 0,0	% 20	% 40	% 0,0
Tip 2	% 100	% 0,0	% 0,0	% 0,0	% 0,0	% 0,0
Tip 3	% 0,0	% 20	% 80	% 0,0	% 20	% 0,0
Tip 4	% 0,0	% 20	% 20	% 80	% 40	% 100



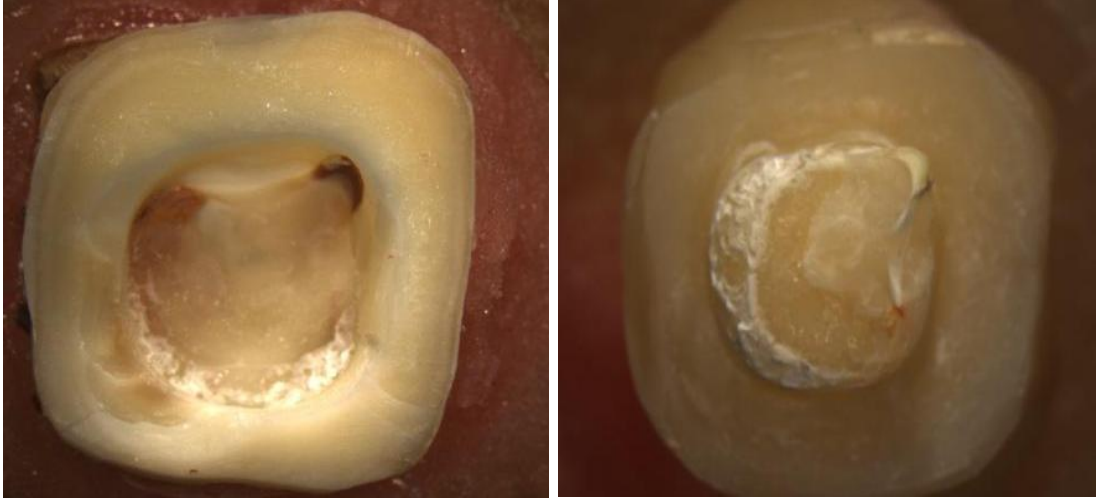
Şekil 4.2. Tüm test gruplarında duvarlı ve duvarsız gruplarda kırılma tiplerine ait ortalama başarısızlık yüzdeleri



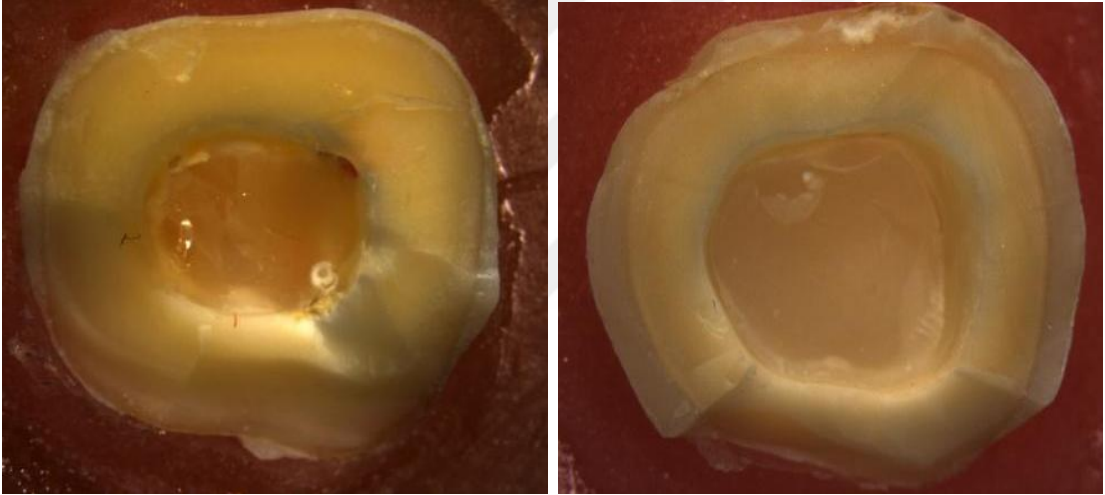
Şekil 4.3. Test gruplarına göre kırılma tiplerine ait başarısızlık yüzdeleri



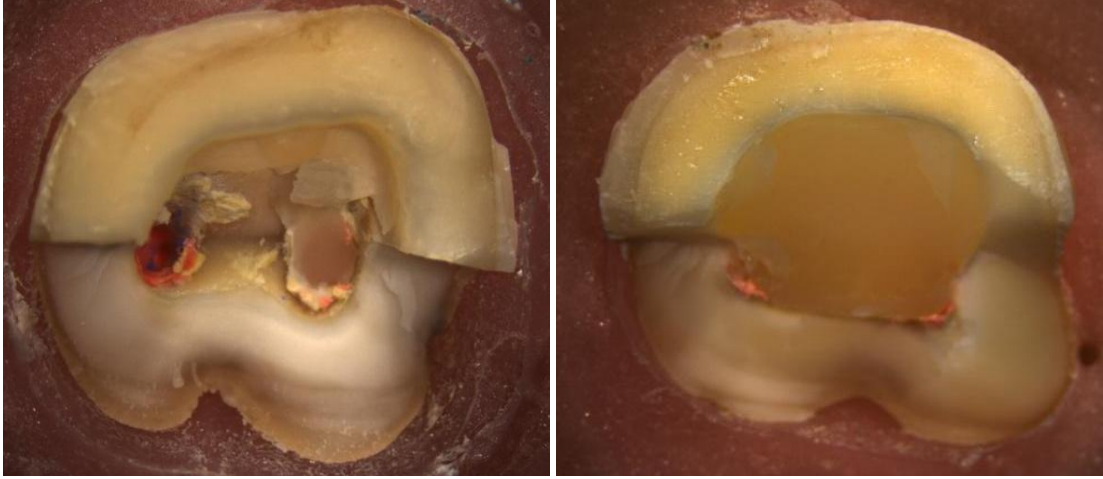
Şekil 4.4. Tip I kırılma



Şekil 4.5. Tip II kırılma

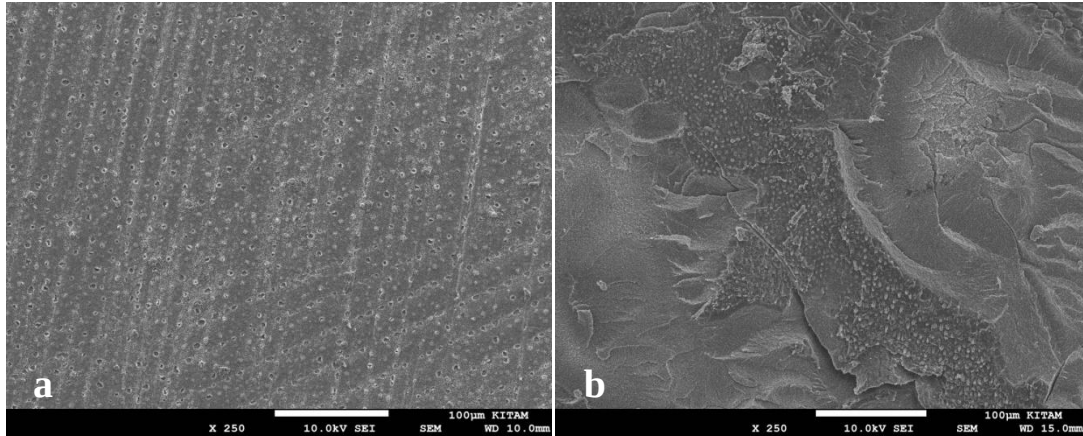


Şekil 4.6. Tip III kırılma

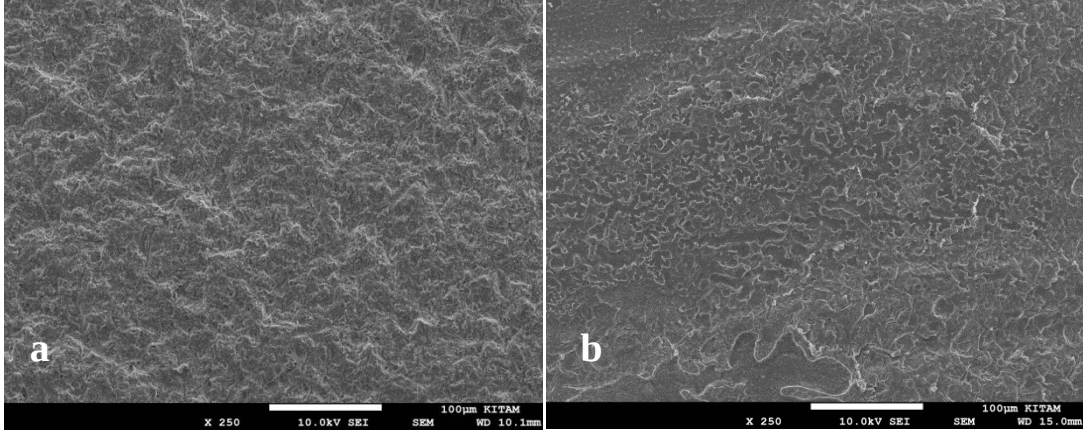


Şekil 4.7. Tip IV kırılma

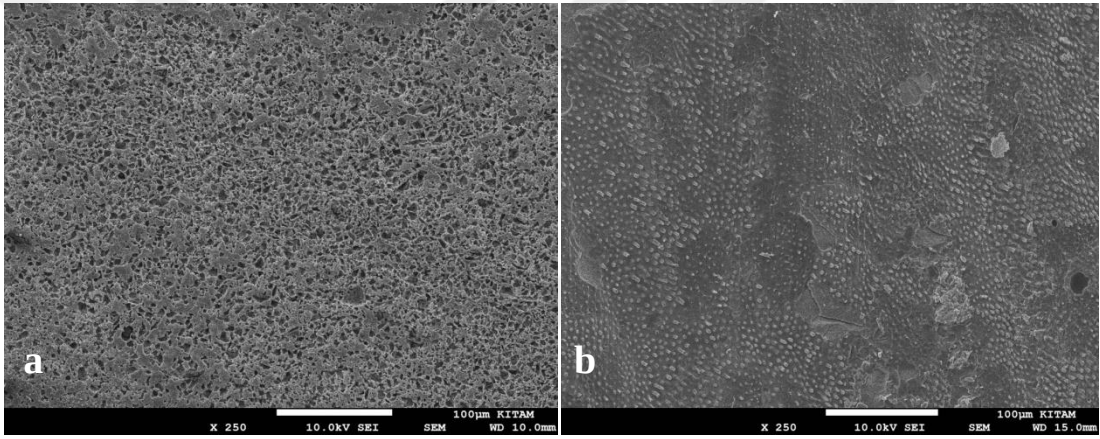
Simantasyon öncesi ve sonrası yüzey işlemleri yapılan GC Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic materyallerinin SEM görüntüleri incelendi (Şekil 4.8, Şekil 4.9, Şekil 4.10). Simantasyon sonrası yüzey işlemi yapılan yüzeylerin incelenmesinde siman bağlantı ve artıklarının restoratif test materyalleri üzerinde kaldığı tespit edildi. Adeziv siman ve diş yüzeyleri arasında koheziv başarısızlıkların daha çoğunlukta olduğu gözlemlendi.



Şekil 4.8. GC test grubu örneklerinden x250 büyütme ile alınan SEM görüntüleri, a) Yüzey işlemleri yapılmış simantasyon öncesi, b) Kırılma dayanım testi sonrası



Şekil 4.9. LU test grubu örneklerinden x250 büyütme ile alınan SEM görüntüleri a) Yüzey işlemleri yapılmış simantasyon öncesi, b) Kırılma dayanım testi sonrası



Şekil 4.10. VE test grubu örneklerinden x250 büyütme ile alınan SEM görüntüleri a) Yüzey işlemleri yapılmış simantasyon öncesi, b) Kırılma dayanım testi sonrası

4.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Testine Ait Bulgular

Yaptığımız çalışmada, iki farklı kavite dizaynı üzerine yapılacak üç farklı materyalle (GC Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic) tasarlanan protetik restorasyonların, oblik yükleme altında oluşan stres değerleri ve renkli dağılım skalaları tablolar kullanılarak gösterilmiştir. Von Misses stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir. Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir. Modellerimizde dentin ve restorasyon üzerinde seçilen düğüm

noktalarındaki değerler ölçölmüş, tablolarda maksimum gerilme ve maksimum sıkışma streslerinin rakamsal değerleri gösterilmiştir.

4.3.1.Dentinde Görölen Von Mises Bulguları (σ_vM)

Oblik kuvvet altında dentin üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Tablo 4.5’de gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Oblik kuvvet altında dentin üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

Çalışma Grupları	Von Mises stres değerleri (MPa)
GC1	30,9500
LU1	31,7100
VE1	31,5400
GC2	3940,5600
LU2	3023,8700
VE2	2371,1700

➤ Dentinde Seçili Döğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (GC1)

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında oluştuğu gözlemlenmiştir. Dişin boyun bölgesinde görölen en yüksek Von Mises stres değeri 30,9567 MPa’dır (şekil 4.11).

➤ Dentinde Seçili Döğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (LU1)

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında oluştuğu gözlemlenmiştir. Dişin boyun bölgesinde görölen en yüksek Von Mises stres değeri 31,7183 MPa’dır (şekil 4.13).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (VE1)**

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 31,7183 MPa'dır (Şekil 4.15).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (GC2)**

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 3940,56 MPa'dır (Şekil 4.12).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (LU2)**

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin bukkal duvarında görülen en yüksek Von Mises stres değeri 3023,87 MPa'dır (Şekil 4.14).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (VE2)**

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin bukkal duvarında görülen en yüksek Von Mises stres değeri 2371,17 MPa'dır (Şekil 4.16).

4.3.2. Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max})

Oblik kuvvet altında dentin üzerinde oluşan çekme stres değerleri Tablo 4.6'da gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Oblik kuvvet altında dentin üzerinde oluşan çekme stres değerleri

Çalışma Grupları	Maximum Principle Stres Değerleri (MPa)
GC1	24,5300
LU1	25,5100
VE1	25,1100
GC2	1653,9400
LU2	1410,3200
VE2	906,3900

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) (GC1)**

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 24,535 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.11).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) (LU1)**

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve MPa 25,5135 değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.13).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) (VE1)**

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve MPa 25,1175 değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.15).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) (GC2)**

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 1653,94 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.12).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri
(Maximum Principle Stress: σ_{max}) (LU2)**

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve MPa 1410,32 değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.14).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri
(Maximum Principle Stress: σ_{max}) (VE2)**

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 906,394 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.16).

**4.3.3. Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri
(Minimum Principle Stress: σ_{min})**

Oblik kuvvet altında dentin üzerinde oluşan basma stres değerleri Tablo 4.7’de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Oblik kuvvet altında dentin üzerinde oluşan basma stres değerleri

Çalışma Grupları	Minimum Principle Stres Değerleri (MPa)
GC1	6,0812
LU1	6,1889
VE1	6,1155
GC2	15,3841
LU2	13,9718
VE2	10,7802

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri
(Minimum Principle Stress: σ_{min}) (GC1)**

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve MPa -6,08125 değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.11).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (LU1)**

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -6,1889 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.13).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (VE1)**

Dentinde oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve MPa -6,1155 değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.15).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (GC2)**

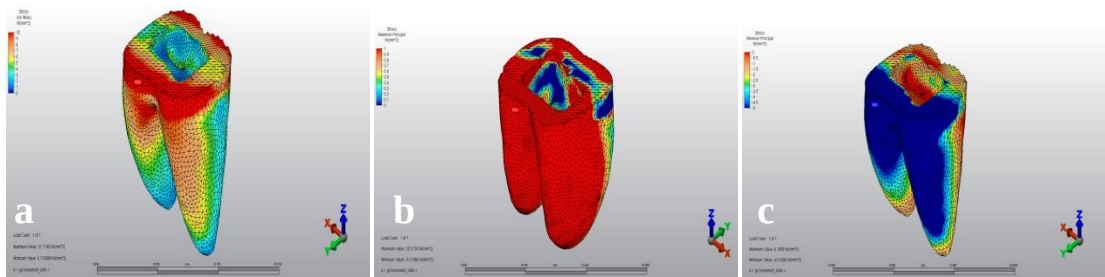
Dentinde oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve MPa -15,3841 değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.12).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (LU2)**

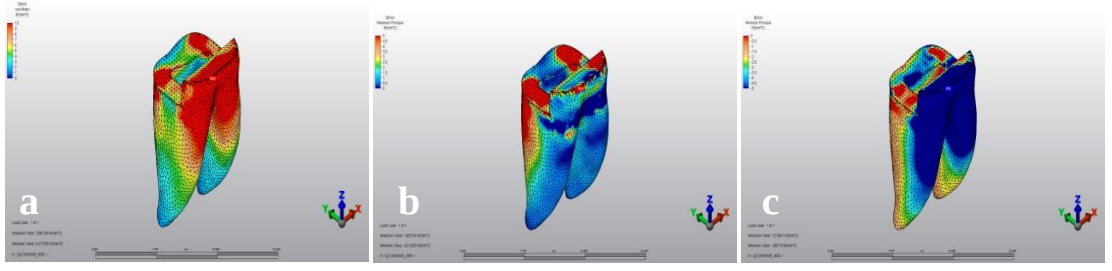
Dentinde oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -13,9718 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.14).

➤ **Dentinde Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (VE2)**

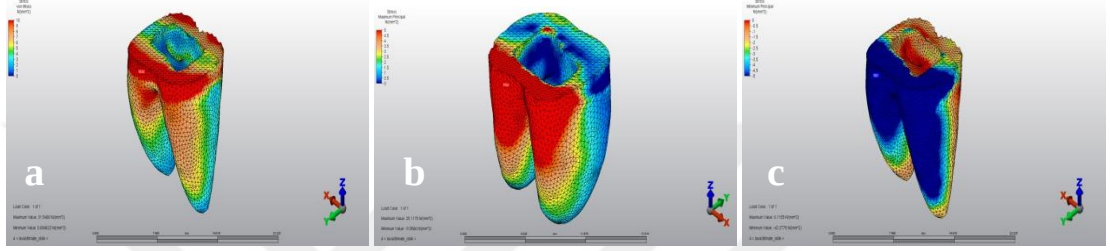
Dentinde oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 10,7802 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.16).



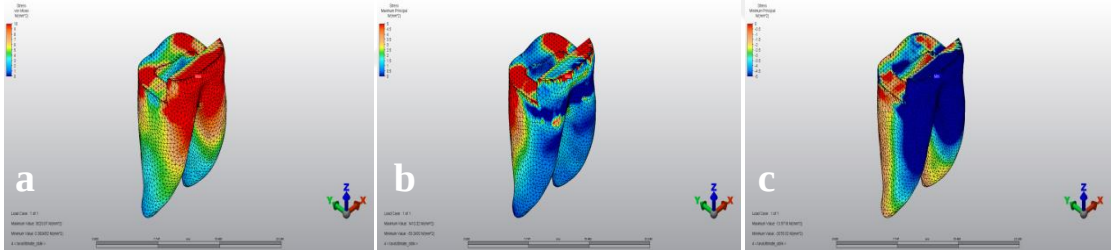
Şekil 4.11. Dentinde seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (GC1)



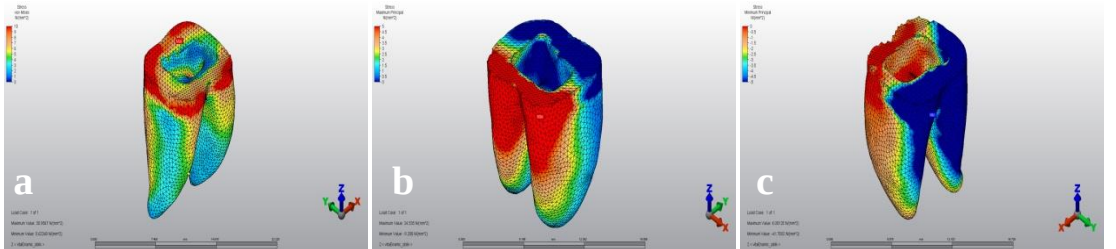
Şekil 4.12. Dentinde seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (GC2)



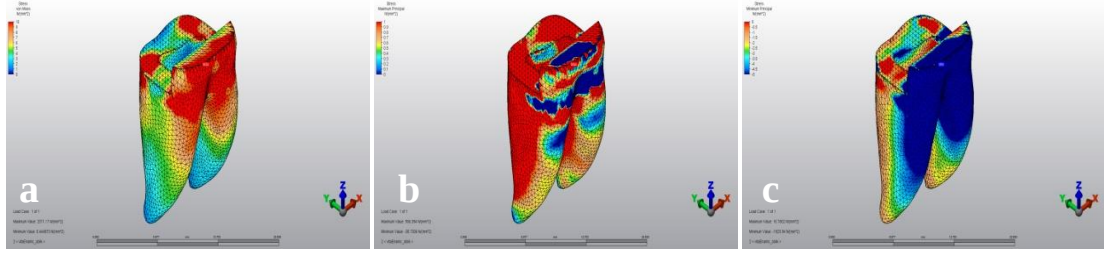
Şekil 4.13. Dentinde seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (LU1)



Şekil 4.14. Dentinde seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (LU2)



Şekil 4.15. Dentinde seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (VE1)



Şekil 4.16. Dentinde seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (VE2)

4.3.4. Restorasyonda Görülen Von Mises Bulguları (σ_vM)

Oblik kuvvet altında restorasyon üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Tablo 4.8’da gösterilmiştir.

Tablo 4.8. Oblik kuvvet altında restorasyon üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

Çalışma Grupları	Von Mises Stres Değerleri (MPa)
GC1	553,1910
LU1	344,1460
VE1	594,9330
GC2	1191,3000
LU2	779,3850
VE2	1263,4800

➤ Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (GC1)

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin bukkal bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 553,191 MPa’dır (Şekil 4.17).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (LU1)**

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin bukkal bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 344,146 MPa'dır (Şekil 4.19).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (VE1)**

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin bukkal bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 594,933 MPa'dır (Şekil 4.21).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (GC2)**

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin bukkal bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 1191,3 MPa'dır (Şekil 4.18).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (LU2)**

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin bukkal bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 779,385 MPa'dır (Şekil 4.20).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (VE2)**

Maksimum stres değerinin kuvvet uygulama alanında olduğu gözlemlenmiştir. Dişin bukkal bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 1263,48 MPa'dır (Şekil 4.22).

4.3.5. Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

Oblik kuvvet altında restorasyon üzerinde oluşan çekme stres değerleri Tablo 4.9'de gösterilmiştir.

Tablo 4.9. Oblik kuvvet altında restorasyon üzerinde oluşan çekme stres değerleri

Çalışma Grupları	Maksimum Principle (MPa)
GC1	30,2164
LU1	38,9128
VE1	29,2237
GC2	249,9080
LU2	206,7740
VE2	264,3570

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max}) (GC1)**

Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 30,2164 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.17).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max}) (LU1)**

Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 38,9128 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.19).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max}) (VE1)**

Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 29,2237 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.21).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max}) (GC2)**

Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 249,908 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.18).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max}) (LU2)**

Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 206,774 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.20).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}) (VE2)**

Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 264,357 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.22).

4.3.6. Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max})

Oblik kuvvet altında restorasyon üzerinde oluşan basma stres değerleri Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

Tablo 4.10. Oblik kuvvet altında restorasyon üzerinde oluşan basma stres değerleri

Çalışma Grupları	Minimum Principle (MPa)
GC1	1,9964
LU1	5,2230
VE1	1,7355
GC2	15,3841
LU2	13,9718
VE2	5,9611

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (GC1)**

Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -1,99642 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.17).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (LU1)**

Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -5,22306 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.19).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (VE1)**

Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -1,73554 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.21).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (GC2)**

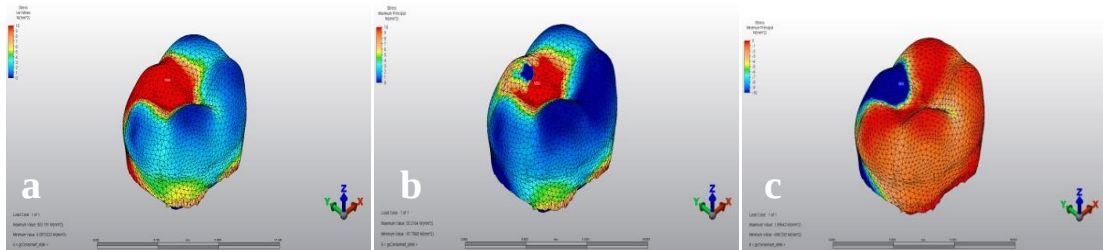
Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -6,80312 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.18).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (LU2)**

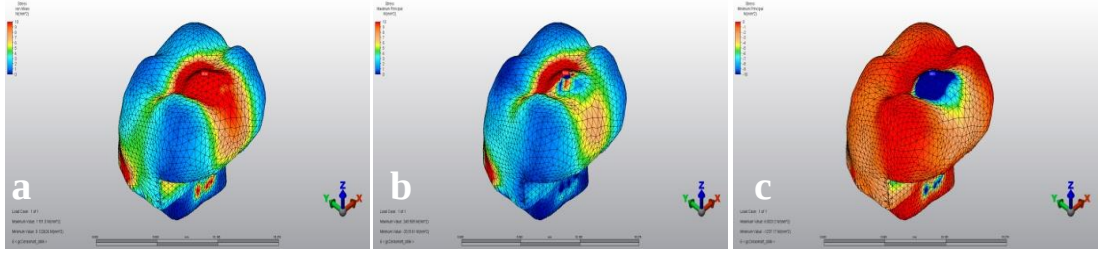
Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -16,2579 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.20).

➤ **Restorasyonda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{max}) (VE2)**

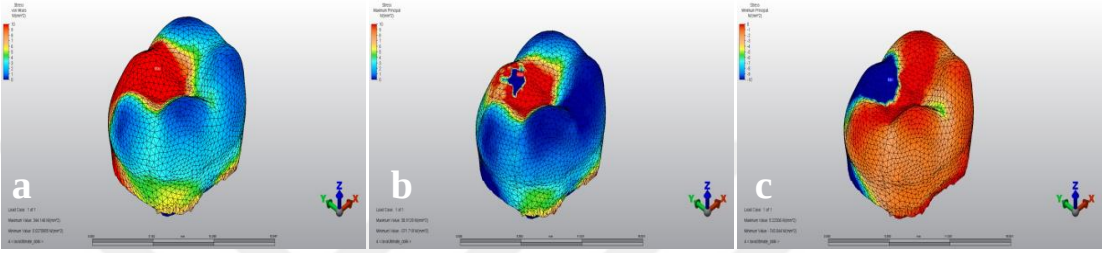
Restorasyonda oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -5,96112 MPa değerinde olduğu görülmüştür (Şekil 4.22).



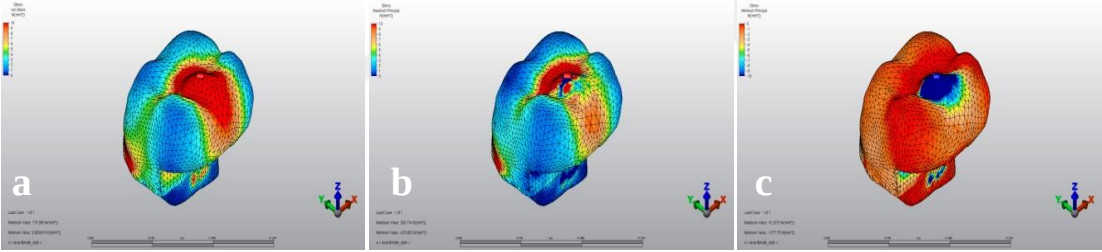
Şekil 4.17. Restorasyonda seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (GC1)



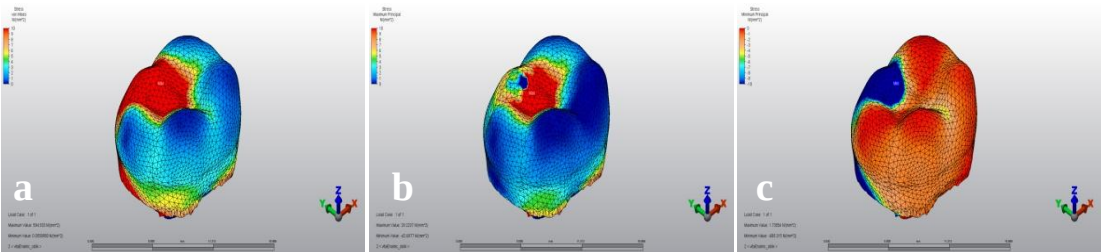
Şekil 4.18. Restorasyonda seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (GC2)



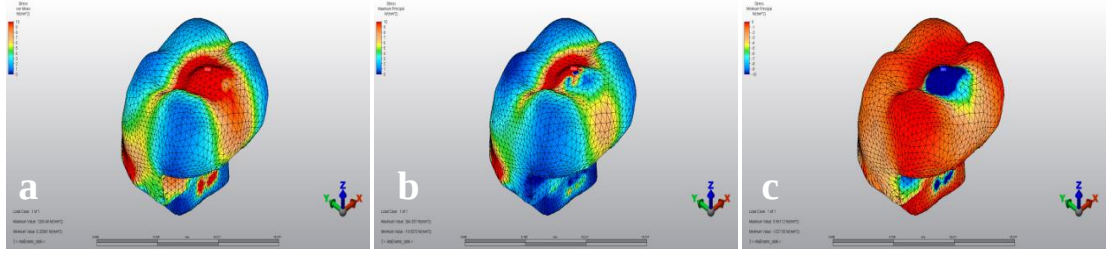
Şekil 4.19. Restorasyonda seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (LU1)



Şekil 4.20. Restorasyonda seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (LU2)



Şekil 4.21. Restorasyonda seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (VE1)



Şekil 4.22. Restorasyonda seçili düğüm noktalarında oluşan a) Von Mises stresleri, b) Çekme stresleri, c) Basma stresleri (VE2)

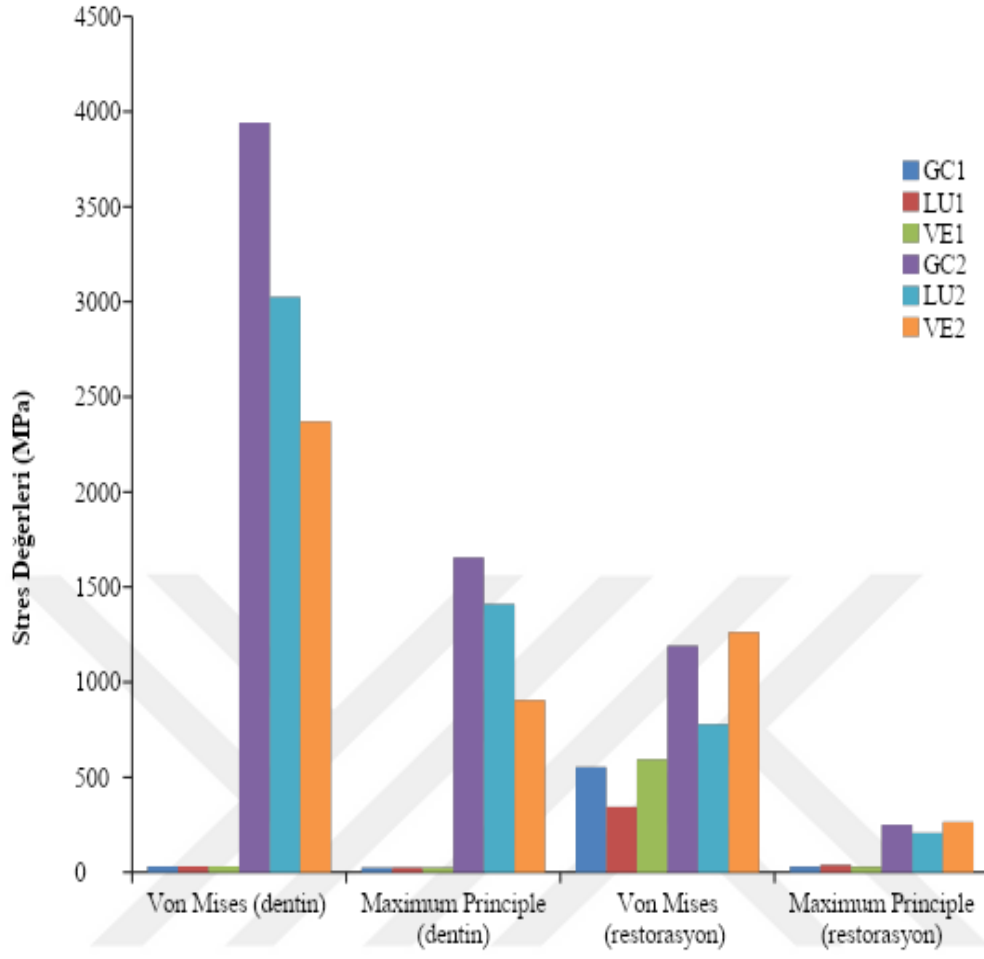
Sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle elde edilen dentin ve restorasyonda meydana gelen bütün stres değerleri genel bir bakış açısı sağlaması açısından Tablo 4.11, Tablo 4.12, Şekil 4.23’de gösterilmiştir.

Tablo 4.11. Oblik kuvvet altında dentin üzerinde oluşan stres değerleri

Çalışma Grupları	Von Mises (MPa)	Maximum Principle (MPa)	Minimum Principle (MPa)
GC1	30,9567	24,5350	6,0812
LU1	31,7183	25,5135	6,1889
VE1	31,5468	25,1175	6,1155
GC2	3940,5600	1653,9400	15,3841
LU2	3023,8700	1410,3200	13,9718
VE2	2371,1700	906,3940	10,7802

Tablo 4.12. Oblik kuvvet altında restorasyon üzerinde oluşan stres değerleri

Çalışma grupları	Von mises (MPa)	Maximum principle (MPa)	Minimum principle (MPa)
GC1	553,1910	30,2164	1,9964
LU1	344,1460	38,9128	5,2230
VE1	594,9330	29,2237	1,7355
GC2	1191,3000	249,9080	6,8031
LU2	779,3850	206,7740	16,2579
VE2	1263,4800	264,3570	5,9611



Şekil 4.23. Dentin ve restorasyon üzerinde meydana gelen stres değerlerinin şematik görünümü

5. TARTIŞMA

İleri derecede kron harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerin ideal restorasyonu literatürde kapsamlı yer tutan ve tartışılan bir konudur. Endokronlar adeziv sistemlerin gelişmesiyle birlikte post-kor restorasyonlara alternatif olarak kullanılmaktadır. Basit hızlı ve konservatif bir yöntem olan endokronlar günümüzde klinisyenlerin öncelikli tercihleri arasındadır. “Farklı materyallerden üretilmiş endokron restorasyonlarda preparasyon geometrisinin uzun dönem başarıya etkisinin incelenmesi” başlıklı in vitro çalışmamızın amacı çürük, travma gibi etmenler nedeni ile aşırı kron harabiyetine uğramış dişlerin tedavisinde, tercih edilen metodolojilerden biri olan endokron restorasyonların, diş üzerinde yerleştirileceği alanın farklı şekillerde hazırlanmasının ve üretiminde farklı materyallerin kullanımının uzun dönem klinik başarıya etkilerinin incelenmesidir. Çalışmanın hipotezi ise farklı preparasyon tiplerinin ve endokron restorasyonlarının üretiminde kullanılan farklı kimyasal içeriğe sahip materyallerinin restorasyonların kırılma dayanımları üzerine etkilerinin anlamlı olacağı yönündedir. Çalışma kapsamında, aşağıda verilen araştırma soruları yanıtlanarak hipotez sınanmıştır.

Dişlerde duvar varlığının (kalan diş dokusunun korunmasının) uzun dönem başarıya etkisi var mıdır?

Farklı test yöntemleri (İn vitro ortamada kırılma dayanımı testi ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemi) birbirlerini destekler nitelikte midir?

Farklı kimyasal içeriğe sahip ve prefabrike olarak üretilmiş hibrit CAD/CAM blok materyallerinin endokron restorasyonların kırılma dayanıklılığı üzerine etkileri var mıdır ?

Çalışmanın limitasyonları sonuçları ne derece etkilemektedir?

Sonuç olarak çalışmanın literatüre katkısı ise şu şekilde özetlenebilir; klinikte sıklıkla karşılaşılan endodontik tedavi görmüş ve aşırı kron harabiyetine uğramış dişlerin uzun dönem başarısı için, optimal preparasyon geometrisi hakkında literatürde yeterli veri bulunmamaktadır. Bu çalışmada kullanılan farklı preparasyon teknikleri ile hazırlanan dişlerin farklı güncel materyaller ile restore edilerek kırılma dayanıklılığı açısından sonuçlarının ortaya konduğu çalışma sayısı ilgili literatürde kısıtlıdır. Ayrıca uzun dönem klinik başarının ölçülmesinde etkili olan parametrelerin araştırılması için kullanılan farklı test yöntemlerinin (sonlu elemanlar stres analizi ve laboratuvar testleri)

birlikte kullanılması, sonuçların karşılaştırılmasını sağlayarak, sonuçların daha güvenilir olmasını temin etmiştir.

Başarısız protetik uygulamalar sonucu oluşan diş eksikliğinin protez veya dental implantlar ile giderilmesi zahmetli, maliyetli ve uzun süren bir tedavidir. Aşırı madde kaybına uğramış, uygun endikasyondaki dişlerin endokron restorasyonlar ile tedavileri, maliyetli ve uzun süren diğer tedavi seçeneklerinin yapılmasını engellemektedir. Bu çalışma ile bu tip dişlere uygun endokron restorasyonlarla tedaviden daha fazla başarı elde edilmesi araştırılmıştır. Ayrıca diş hekimliği alanında, geliştirilen CAD/CAM güncel materyallerinin başarısının arttırılmasına yönelik veriler de elde edilmiştir.

Bu in vitro çalışmanın hipotezinin sınanması sürecinde iki farklı kavite dizaynına sahip aşırı madde kaybına uğramış kanal tedavili dişlerde üç farklı materyalden üretilen endokronların kırılma dayanımları ve stres dağılımları değerlendirilmiştir.

Pulpa dokusunun uzaklaştırılmasıyla canlılığını yitiren devital dişler, vital dişlere oranla daha yüksek biyomekanik başarısızlık riski taşımaktadır. Bu nedenle yapılacak restorasyon, en az endodontik tedavi sürecindeki uygulamalar kadar önemlidir.¹⁶⁸ Kanal tedavili dişlerin restorasyonunda geleneksel tedavi yaklaşımı olan post-kor restorasyonlar uzun süredir kullanılmaktadır. Post uygulamaları aşırı madde kaybı olan dişlerde kor yapıyı oluşturmaktadır.¹⁶⁹ Ancak, restorasyonun kor kısmı güçlenirken kök kısmı zayıflayabilmektedir.⁶⁶ Post uygulaması ile klinik başarı elde edilse de kök kanalı içerisinde post yerleştirme esnasında sağlıklı diş dokusunun kaldırılması uzun dönem başarıyı olumsuz etkilemektedir. Ayrıca post uygulamalarındaki adeziv başarısızlık, post kırığı, ikincil çürükler, kökte perforasyon ve kırık oluşturma riski önemli dezavantajlarındanır.¹⁷⁰ Bütün bu olumsuzluklar post-kor uygulamalarına alternatif tedavi seçeneği arayışlarına sebep olmuştur. Postlara alternatif restoratif yaklaşımlar arasında en güncel olanı endokronlardır.¹⁷¹

Endokronlar post, kor ve kronu tek bir sistemde birleştiren monoblok yapıda restorasyonlardır.^{7, 171, 172} Her adeziv sistemde olduğu gibi endokron uygulamalarında da minimal invaziv preparasyonla maksimum diş dokusunun korunması esastır.⁵⁷ Endokronlar pulpa odasının iç duvarlarına ve kavite marjinlerine adeziv simanla bağlanmaktadır. Makromekanik tutuculuk pulpa odası duvarlardan, mikromekanik

tutuculuk ise adeziv simantasyonla sağlanmaktadır.^{58, 6} Endokronlar diğer uygulamalara göre daha kısa sürede hazırlanır ve daha konservatiftir. Supragingival marjinler sayesinde plak kontrolü sağlanarak periodontal sağlık korunmaktadır. Endokron ile restore edilen dişlerde çiğneme kuvvetleri tüm diş yapısı boyunca daha homojen bir şekilde dağıtılmaktadır.⁵⁹ İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu, geleneksel kronlarla yeterli seramik kalınlığının sağlanamadığı durumlarda endokronların kullanımı önerilmektedir.⁶⁶ Homojen olmayan, farklı elastisite modülüne sahip materyaller arasındaki ara yüz bölgelerinde daha fazla stres birikiminin olduğu ve bu bölgelerin restoratif sistemlerde en zayıf alan olduğu bildirilmektedir. Ara yüz alanları olmayan, monoblok bir restorasyon olan endokronlarda bu bölgelere bağlı başarısızlık riski yoktur.¹⁷³

Endokronların kırılma dayanımları ile ilgili sistematik derleme ve meta analiz çalışmaları incelendiğinde endokronların post-kor sistemleriyle hazırlanan geleneksel kronlardan daha başarılı olduğu belirtilmiştir.^{6, 59-62} Marcia ve ark.⁶³ tarafından 2017 yılında hazırlanan 10 yıllık retrospektif bir çalışmada, endokronların brüksizm gibi oklüzal risk faktörlerinin varlığında bile aşırı madde kaybı olan molar ve premolar dişlerde güvenilir bir tedavi seçeneği olduğu ortaya konmuştur. Yapılan az sayıdaki klinik çalışmalarda da endokronların yüksek başarı oranlarına sahip olduğu bildirilmiştir.^{9, 64, 65} Biacchi ve ark.⁶'nın 2012 yılında yaptıkları in vitro çalışmada endokronlar ile fiber post ile güçlendirilmiş geleneksel kronlar arasındaki kırılma direnci karşılaştırılmış ve endokronlar daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Rayyan ve ark.¹⁷⁴'nın 2019'da kron boyları uzatılmış alt molar dişlerde yaptıkları bir in vitro araştırmada endokron ile post-kor sistemlerinin kırılma dirençleri karşılaştırılmış, endokronlar geleneksel kronlara göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Post kor ve endokronların karşılaştırıldığı bir SESA çalışmasında endokronlar dentin üzerinde daha düşük stres yoğunluğu meydana getirmiştir.¹⁷⁵

Protetik restorasyonlarda, uygulanan materyallerin uzun dönem ağızda kalması amaçlanmaktadır. Bu nedenle kullanılan materyalin biyomekanik özellikleri önemlidir.¹⁴⁰ Dental materyaller klinisyenlerin kullanımına sunulmadan önce in vitro veya in vivo çalışmalarla test edilmektedir. In vivo testler güvenilir olmasına rağmen deney sürelerinin uzun olması, hastaların standarde edilememesi, maliyetli olması, uyulması gereken etik ve yasal kurallar bu testlerin uygulanabilirliğini zorlaştırmıştır. In

vitro deneylerin kontrol edilebilir ve tekrarlanabilir oluşu, in vivo deneylere göre maliyetinin düşüklüğü gibi sebepler araştırmacıları bu testlere yönlendirmiştir.¹⁷⁶ Bunlara ek olarak bir materyalin veya tekniğin araştırıldığı durumlarda sıklıkla in vitro testler tercih edilmektedir. Yukarıda sayılan nedenler göz önünde bulundurularak çalışmamız in vitro ortamda gerçekleştirilmiştir.

In vitro çalışmalarda doğal diş kullanılacaksa insan dişi, sığır dişi veya rezin dişler kullanılmaktadır. Sığır dişleri, insan dişlerine benzer özellikler göstermelerinin yanı sıra insan dişlerinden hacimsel olarak çok büyüktür. Standardizasyonu sağlamak açısından rezin dişlerin kullanımı avantajlı olsa da biyomekanik özellikleri ve adezivlerle olan bağlantısı klinik ortamı yansıtmamaktadır.¹⁷⁷ Çalışmalarda kullanılan insan dişlerinde; biyomekanik özellikleri ve boyutları açısından geniş bir varyasyona sahip olması standardizasyonu güç kılmaktadır. Bunun yanı sıra insan dişlerinin homojen bir yapıya sahip olmaması anatomik çeşitliliğin bir sonucudur ve klinik tutarlılık açısından da klinik şartları taklit edebilmektedir.¹⁷⁸ Üstelik insan dişlerinin, restoratif materyallerle bağlantısının iyi olması ve elastik özelliklerinin klinik şartları daha doğru yansıtması in vitro çalışmalarda kullanımını arttırmıştır.¹⁷⁹ Bu sebeple çalışmamız in vitro ortamda çekilmiş insan dişleri kullanılarak yapılmıştır.

Aşırı koronal yıkımı olan kanal tedavili kesici dişlerin^{175, 180} premolarların^{181, 182} ve molar dişlerin restorasyonunda^{183, 184} endokron restorasyonlar kullanılabilir. Bindl ve ark.⁹ gerçekleştirdikleri klinik bir çalışmada premolar ve molar dişlere 208 adet endokron simante edilmiş ve performansları değerlendirilmiştir. Endokron restorasyonlarda molar dişlerin premolar dişlerden daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır. Premolar dişlerin adeziv yüzey alanının daha az olması ve premolarların kron boyunun daha yüksek oluşu mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır.⁶ Bazı araştırmacılar endokronların endikasyonlarının molar dişlerle sınırlandırılması gerektiğini bildirmişlerdir.⁷¹ Molar dişlerin endokron restorasyonlarda daha başarılı sonuçlar vermesi nedeniyle çalışmamızda alt daimi birinci molar dişler kullanılmıştır.

Temel olarak, endokron restorasyonlar için hazırlık prensipleri belirsizdir.^{9, 25, 175, 181, 185} Günlük pratik için klinik olarak ilgili araştırmalara ihtiyaç vardır. Çalışmamız sırasında, kapsamlı bir literatür araştırması yapıldığında, endokron restorasyonlar için kavite dizaynının nasıl olması gerektiği ile ilgili kısıtlı verilere ulaşılmaktadır. Ayrıca, kavite dizaynı ile ilgili bir standardizasyonun olmadığı da görülmektedir. Bu açıdan

çalışmamız özgün bir değere sahiptir ve sonuçlarımız klinisyenlere yol gösterici niteliktedir.

Einhorn ve ark.'nın⁷¹ 2017 yılında yaptıkları çalışmada endokron preparasyon parametrelerinin restorasyonun performansını etkilediği bildirilmiştir. Bu çalışmada 2-3 mm arası tüberküllerde aşındırma, marjin sınırlarının 90° ile bitirilmesi, pulpa odasının okluzo-servikal iç konikliği 6° 'lik açı ile oluşturulması, akışkan rezin simanlarla düz pulpal taban oluşturulması ve mümkünse supra gingival marjin formu yapılması önerilmektedir.

Hayes ve ark.⁷⁰ molar dişlerdeki kavite derinliğinin, dişlerin kırılma dayanımına etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada 2 mm pulpa odası derinliğine sahip molar dişlerin yüksek kırılma direnci gösterdiğini ve bu grubun diğerlerinden daha fazla tamir edilebilir kırık içermesi nedeniyle 2 mm'den derin retansiyon kavitesi oluşturulmaması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmanın dışında molar dişlerde 2 mm derinlikte merkezi retansiyon kavitesi hazırlanarak yapılan çalışmalar da mevcuttur.^{71, 186, 187} Çalışmamızda da endokron preparasyonları gerçekleştirilen molar dişlerin pulpa odası içerisindeki kavite derinliği 2 mm ile sınırlandırılmış ve standardizasyonun sağlanması için tüm preparasyon işlemleri tek bir kişi tarafından gerçekleştirilmiştir.

Endokron restorasyonların üretiminde rezinle bağlanan protetik materyaller kullanılır. Feldspatik, cam-seramik, hibrit rezin kompozitler ve rezin kompozit materyaller endokronların üretiminde kullanılabilecek restoratif malzemelerdir. Seramikler, yüksek dayanıklılık, biyouyumluluk ve estetik özellikleri ile ön plana çıkmış olsa da aşındırıcı özellikleri oldukça yüksektir. Buna karşın kompozit rezin materyallerin aşınma direncinin seramiklerden oldukça düşük olması, intraoral olarak tamir edilebilmeleri ve işlenmesinin kolay oluşu, kompozit rezinleri CAD/CAM için umut verici bir seçenek haline getirmiştir. Son dönemlerde klasik rezinler ve seramikler arasında ara bir ürün olan yüksek seramik dolduruculu hibrit materyaller üretilmiştir.¹⁸⁸

Rezin nanoseramik sınıfında yer alan GC Cerasmart ve Lava Ultimate, cam seramik içerikli rezin matriks grubunda yer alan Vita Enamic çalışmamızda kullanılmıştır. Literatür incelendiğinde GC bloklardan oluşturulan endokronların kırılma dayanımı ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. VE ve LU bloklardan oluşturulan endokronların kırılma dayanımı ile ilgili ise sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.

Çalışmamızda standardizasyonun sağlanması amacıyla benzer morfolojiye ve boyutlara sahip alt daimi birinci molar diş kullanıldı. CAD/CAM ile üretimi yapılan endokronların oklüzal yüzey anatomileri ve kalınlıkları CAD/CAM yazılımında standardize edildi. Tasarım sekmesinde restorasyonların şekil ve form düzenlemeleri yapılarak tüm restorasyonların kron boyu 7 mm' yi geçmeyecek şekilde ayarlandı.

İndirekt restorasyonların simantasyonunda birçok farklı rezin siman kullanılmaktadır. Bunlar adeziv özelliklerine göre (etch and rinse, self-etch, self- adeziv simanlar) ve polimerizasyon tiplerine göre (kimyasal, ışıkla, dual polimerize simanlar) sınıflandırılırlar.¹²⁰ Restorasyonun simantasyonunda kullanılan rezin simanının yeterli polimerizasyonu oldukça önemlidir. Resin simanın monomer dönüşüm derecesi direkt olarak restorasyonun mekanik ve biyolojik özelliklerini etkilemektedir.¹⁸⁹ Klinik olarak dual polimerize resin simanlar, ışıkla polimerize olanlara tercih edilmektedir, bunun sebebi indirekt restorasyonlar altında resin tabakasının tamamının fotopolimerize olup olmadığı şüpheli olmasıdır. Işık kaynağı ve resin siman arasında bir restorasyon varlığı, polimerizasyon için gerekli olan ışığın geçişini bozmakta ve ışıkla polimerizasyonun başlaması için mevcut olan enerji yoğunluğunu düşürmektedir.¹⁹⁰ Dual polimerize resin siman kullanımı ile ışık kaynağının ulaşamadığı alanlarda otopolimerizasyon mekanizması ile polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanmaktadır. Ancak yine de dual polimerize resin simanın polimerizasyon sonrası optimum fiziksel özelliklere ulaşabilmesi için yeteri kadar ışık ile polimerize edilmesi gerekmektedir.^{191, 192} Gregor ve ark.¹⁹³ 7,5 mm kalınlığındaki kompozit resin ve seramik endokronlan dual polimerize resin siman ile simante ettikleri çalışmalarında, restorasyon altındaki simanın yeterli biçimde polimerize olduğunu bildirerek, indirekt restorasyonların simantasyonunda resin simanların kullanılabilceğini bildirilmiştir. Önceki çalışmalarda^{183, 194} da olduğu gibi çalışmamızda total-etch/dual polimerize resin siman sistemi tercih edilmiştir.

Kırılma dayanımını değerlendiren bazı çalışmalarda periodontal ligament simülasyonu yapılırken^{181, 195} kalınlık ve stabilite açısından standardizasyonunun zor olduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur.^{196, 197} Marchionatti ve ark.¹⁹⁷ yaptıkları bir çalışmada, periodontal ligamentin taklit edilmesinin, dişlerin bağlanma dayanımlarını ve kırılma direncini etkilemediğini bu nedenle periodontal ligament uygulamasının gerekli olmadığını belirtmiştir. Standardizasyonunun zorluğu nedeniyle çalışmamızda periodontal ligament simülasyonu tercih edilmemiştir.

Termal siklus işlemi, ağız içi koşulları taklit etmek amacıyla, restoratif materyalleri tekrar eden döngüsel bir sıcak ve soğuk su banyosuna maruz bırakarak in vitro koşullarda yaşlanma etkisini sağlamaktadır.¹⁹⁸ Literatürde termal siklus protokolüne ait bir standart getirilememiştir. Uygulanan banyo sıcaklıkları, devir sayısı, banyolar arası bekletme süreleri farklılık göstermektedir. ISO standartlarına göre 5°C ve 55°C arasında su sıcaklıkları ağız içi fizyolojisine en yakın değerler olarak kabul edilmekte¹⁹⁹ ve dental materyallerin test edilmesinde bu sıcaklık değerleri kullanılmaktadır.¹⁹⁸ Deneysel çalışmalarda uygulanan devir sayısı 100 ile 100.000 arasında değişiklik göstermektedir. Endokronlar ile ilgili birçok in vitro çalışmada termal siklus işlemi yaşlandırma amacıyla kullanılmaktadır.^{162, 182, 183, 200} Çalışmamızda ağız ortamının taklit edilmesi amacıyla termal siklus işlemi 5°C ve 55°C su sıcaklıkları arasında, 5000 siklus sayısı ve 20 saniye banyolarda bekletme süresi ile uygulandı.

Ağız içinde kuvvetler yatay ve dikey yönde oluşmaktadır. Aksiyel yükleme, restoratif materyalin elastikiyet modülü ve kalınlığının restoratif materyalin uzun dönem kullanımı için belirleyici olduğunda oklüzal kuvvetleri temsil edebilir, ancak gerçekte bu kuvvetlere çigneme fonksiyonu sırasında yanal kuvvetler de eşlik etmektedir.¹⁴⁰ Çalışmamızda klinik koşullarını, in vitro ortama daha iyi aktarabilmek amacıyla özel bir test düzeneği içerisinde yerleştirilen örneklerle 45° eğimle oblik kuvvet uygulandı. Endokronların kırılma dayanımının incelendiği çalışmaların bir kısmında bizim çalışmamıza benzer şekilde oblik kuvvetler uygulanmıştır.^{6, 196, 200, 201}

Sağlıklı bir insanda, ağız içinde maksimum ısırma kuvvetleri molar bölgede 597 N (kadınlar) ve 847 N (erkekler) arasında değişmekle birlikte, bu kuvvetler 900 N'a kadar erişebilmektedir.²⁰² Ancak çalışmamızda 45° lik eğim ile uygulanan oblik kuvvet, daha yıkıcı etkilere sahip olabilmektedir. Çünkü kuvvet dişin uzun aksı boyunca dağıtılmamakta servikal bölgede yoğunlaşmaktadır. Oblik yöndeki bu uygulamanın, oldukça yüksek bir kırılma kuvveti oluşturduğu ve kırık oluşturma olasılığını arttırdığı bildirilmektedir.²⁰³

Kırılmanın meydana geldiği kuvvet miktarı birçok faktörden etkilenmektedir. Bunlar arasında kuvvetin uygulandığı ucun şekli ve keskinliği, uygulanan kuvvetin açısı, kullanılan örneğin kenar açısı, kenardan uzaklık ve malzemenin mekanik özellikleri gibi birçok faktör yer almaktadır.²⁰⁴ Bu faktörleri standardize etmek amacıyla 2,5 mm çapında küresel çelik uç kullanılarak bukkal tüberkülün lingual eğiminin

merkezinden 45°'lik eğimle 1 mm/dak kafa hızı ile sıkışma kuvveti tüm örneklerle uygulandı. Benzer yöntem literatürde farklı çalışmalarda da görülmektedir.^{162, 182, 183, 200}

Kırılma dayanım testleri, dişlerin fonksiyon sırasında dayanabilecekleri maksimum kuvveti belirlemeleri açısından önemlidir. Fakat bu testlerin dezavantajı, çekilmiş dişler ile yapılmasıdır.²⁰⁵ Çalışmalarda kullanılan dişlerin mineralizasyon ve dehidratasyon dereceleri, morfolojileri, kimyasal yapıları ve hacimleri birbirinden farklıdır. Bu etmenlerin tamamı dişin kırılma direnci üzerine etkilidir ve standardizasyonun sağlanmasını zorlaştırır. Ayrıca kırılma dayanım testi ile diş uygulanan anlık kuvvet karşısında, dişin vereceği tepki değerlendirilmektedir. Buna rağmen, zaman içerisinde çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak geride kalan diş dokularında meydana gelebilecek yorulmanın değerlendirilmesi mümkün olmamaktadır. Kırılma dayanım testleri, uygulanan kuvvet sonucunda oluşan stres miktarı ve stres oluşan bölgeler hakkında fikir vermediği için restoratif yaklaşımların uzun soluklu değerlendirilmelerinde yetersiz kalırlar. Bu noktada restoratif yaklaşımların karşılaştırılmasında diş dokuları ve restorasyonda meydana gelebilecek yorulma ve yıllar içinde oluşabilecek deformasyona dair fikir edinilebilmesi amacıyla, stres analiz yöntemlerinin kırılma dayanım testleri ile birlikte kullanılması önerilmektedir.²⁰⁶ Stres analiz yöntemleri değerlendirildiğinde ise sonlu elemanlar stres analizinin, birçok yönden diğer stres analiz yöntemlerine göre üstün olduğu bilinmektedir.²⁰⁷ Canlı doku ve organlarda gerilim analizi yapmak oldukça zor bir işlemdir. Bu sebeple, stres analiz çalışmaları canlı malzemenin sanal modeli üzerinde yapılır. Mühendislikte karmaşık analitik sistemlerin çözümünde kullanılan sonlu elemanlar analizi, diş hekimliğinde de her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, stres dağılımlarının ve yer değiştirmelerin bir arada elde edilebilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajlara sahiptir.²⁰⁸ Aynı zamanda, bu analiz yöntemi risk faktörleriyle ilişkili bulguların, klinik deneyimlere dayandırılmadan önce saptanmasına izin verir.²⁰⁹ Bu sebeple çalışmamızda, kırılma dayanımı testine ek olarak endodontik olarak tedavi görmüş diş dokularında meydana gelen stresin değerlendirilmesinde, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Kuvvet dağılımını etkileyecek en önemli etken kullanılan malzemenin ve dokuların yapısıdır. Malzemenin ve dokuların, elastikiyet modülü ve poisson oranı olmak üzere iki önemli ayırt edici özelliği bulunmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan materyallerin elastiklik modülleri ve poisson oranları için kabul edilmiş evrensel bir tablo yoktur. Bu değerler alınırken farklı çalışmalarda en çok kullanılan değerler kabul edilmiştir. Stres analizlerinden matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilen numerik değerler varyasyon göstermediğinden, sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi, rutin olarak yapılması gereken bir işlem değildir. Ancak bu sonuçlardan klinik uygulamalarda faydalanmak için yeterli ve tatmin edici yorumların yapılması gerekmektedir.

Gerilim analizlerinin sonuçlarının değerlendirilmesinde ve tanımlamalarda hangi tip değerlerin kullanılacağına dair kesin bir görüş mevcut değildir. Asal gerinim ve Von Mises gerilim değerleri, karşılaştırmalarda en sık kullanılan parametrelerdir.²⁰⁶

Kuvvetlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada, oblik kuvvetlerin kalan diş dokularında vertikal kuvvetlerden daha çok stres oluşturduğu gözlenmiştir. Dişe uygulanan vertikal kuvvetler köke ve periodontal dokulara iletilmektedir. Böylece dişin koronal yapılarında daha az stres oluşmaktadır. Ancak oblik kuvvetler periodontal dokulardan ziyade, koronal yapılarda stres oluşturmaktadır. Bu nedenle oblik kuvvetler koronal diş yapılarında daha yorucu ve kırıcı etki yapmaktadır.²¹⁰ Çalışmamızda hazırlanan modellere bukkal tüberküllerden 200 N değerinde oblik kuvvet uygulanmıştır.

Yapılan in vitro testlerin yanı sıra, iki ayrı kavite dizaynına sahip endodontik tedavi görmüş alt birinci molar dişte farklı CAD/CAM materyalleri kullanılarak hazırlanan endokronların mekanik performansı sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir.

SESA testi sonuçlarında materyal fark etmeksizin, duvarlı gruplarda stres değerleri duvarsız gruba göre oldukça yüksek değerlere ulaşmıştır. Dentinde en yüksek stres değerlerini Cerasmart, en düşük değerleri ise Enamic vermiştir. Restorasyonda en yüksek stres değerlerini Enamic, en düşük stres değerlerini ise Lava Ultimate göstermiştir.

Klinik pratiğinde rastlanan kırıkların kalan diş dokularını da içermesi dokuların korunup korunmaması hususunda soru işaretleri oluşturmuştur. Endokron

preparasyon parametreleri restorasyonun performansını etkilemektedir⁷¹ ve endokron restorasyonları için hazırlık prensipleri belirsiz olup, günlük pratik için klinik olarak ilgili araştırmalara ihtiyaç vardır.¹⁸³

Çalışmamızda iki farklı kavite dizaynı hazırlanmış olup, birinci gruba sement mine birleşiminin 1 mm üstünden hiç duvar bırakılmadan, ikinci grup ise fonksiyonel tüberkül olan bukkal tüberküllerden aşındırma yapılarak 2 mm yüksekliğinde bukkal duvar bırakılarak hazırlanmıştır. Kırılma dayanımı testinde LU test grubu haricinde duvarlı gruplar duvarsız gruplara göre matematiksel olarak daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Bununla birlikte kırık tipleri değerlendirildiğinde, duvarlı gruplarda çoğunlukla katastrofik kırılma tipi gözlemlenmiştir. Kırıklar, kökü de içine alacak şekilde, geri dönüşümsüz tarzdadır.

Sonlu elemanlar analizi bulgularına bakıldığında duvarlı gruplarda dentin üzerinde oluşan stres değerleri, duvarsız grupların dentin üzerinde oluşturduğu stres değerinden oldukça yüksek olduğu görülmektedir. İki grup arasında oluşan bu bariz farklılık, restorasyonun uzun yıllar oral kavitede idame ettirilebilmesi için kavite tasarımının, kullandığımız materyallerden daha etkili olabileceğini düşündürmektedir.

Guleç ve Ulusoy'un¹⁶⁷ 2017'de yaptıkları SESA çalışmasında, iki farklı kavite tasarımı ile hazırlanmış üst premolar dişler, farklı CAD/CAM materyalleri (Vitablocks Mark II, Vita Enamic, Lava Ultimate) ile restore edilmiş ve stres dağılımları incelenmiştir. Kavite dizaynları, bir grupta bukkal duvar kalacak şekilde diğer grupta ise herhangi bir duvar bırakılmadan mine sement seviyesinde oluşturulmuş ve sonlu elemanlar analizi ile uzun dönem başarısızlık riskleri araştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda kullanılan restoratif materyal fark etmeksizin, duvar bırakılmadan hazırlanan tüm dişlerde daha düşük stres yoğunluğu gözlemlenmiştir. Çalışmamızın sonuçları; Guleç'in çalışma sonuçlarına koşut olarak, restorasyonun uzun dönem başarısı açısından, kavitenin geometrik dizaynının, kullanılan materyalden daha önemli olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda yapılan SESA çalışmasında duvar bırakılan modellerde bukkal bölgede yüksek stres konsantrasyonlarının meydana gelmesi, uzun dönemde, diş dokularını içeren kırılmaların oluşabileceğini düşündürmektedir.

İstatiksel olarak anlamlı bir fark bulunamasa da duvarlı gruplar matematiksel anlamda daha yüksek kırılma değerlerine ulaşmıştır. Ancak kırılma tipleri

incelendiğinde, duvarlı gruptaki kırıkların %73,33'nün kökü de içine alacak tarzda ve restore edilemez şekilde geri dönüşümsüz olduğu görülmüştür. Duvarsız gruplar ise %13,33 oranında katastrofik kırılma göstermiştir. Bukkal duvar bırakılarak üretilen restorasyonlarda duvarsız restorasyonlara göre daha fazla stres oluşmasının sebebinin, restorasyonun diş ile olan temas yüzeylerinin daha geniş olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca geometrik olarak homojen olmayan restorasyon dizaynının daha yıkıcı stres dağılımı oluşturduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur.^{167, 211} Bu veriler preparasyon geometrisinin uzun dönem başarıyı etkilediğini göstermektedir.

Aktaş ve ark.¹⁸³ yaptığı farklı seramik materyallerden hazırlanmış endokronların kırılma dayanımını araştırdığı bir çalışmada endokron kavite preparasyonları çalışmamızdaki duvarlı kavite tasarımına benzer şekilde bukkal duvar içermektedir. Kırılma dayanımı testi sonucunda incelenen kırık tiplerinin, çalışmamızla uyumlu bir şekilde yarısından fazlası restore edilemez tarzda olduğu görülmektedir.

Hayes ve ark.⁷⁰'nın yaptığı in vitro bir çalışmada 3-2 ve 4 mm pulpal uzantı bırakılmış endokron kavite hazırlanarak kırılma dayanımları test edilmiştir. En yüksek kırılma direncini 4 mm pulpal uzantısı olan grup göstermesine rağmen, 2 mm ve 4 mm'lik gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. Sonuç olarak 2 mm pulpa uzantısına sahip kavite dizaynları önerilmiştir. Sebep olarak ise 2 mm'lik gruptaki kırıkların, restore edilebilir olması ve bu oranın daha yüksek olması gösterilmiştir. Başka bir çalışmada ise kompleks kavite dizaynına sahip endokron kavitelerinde, restorasyon ile diş arasında iç uyumun bozularak kırılma direncinin düştüğü bildirilmiştir.⁷¹

Duvar içermeyen grupların kırılma dayanım testleri sonucunda kırık tipleri incelendiğinde, restore edilebilirliği açısından daha yüksek performansa sahip olmasından dolayı kavite preparasyonu sırasında duvarların kaldırılmasının uzun dönem başarı için daha etkili olabileceği düşünülmektedir.

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda elde edilen veriler incelendiğinde deney grupları arasındaki en yüksek kırılma direncinin LU1 ($659,4 \pm 226,87$) grubu, en düşük kırılma direncinin ise VE1 ($340,0 \pm 98,38$) grubunda olduğu görülmüştür. Yapılan tek yönlü ANOVA testi sonucunda gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

2015 yılında Albero ve arkadaşları,²¹² farklı CAD/CAM materyallerinin (Vita Enamic, Lava Ultimate, Mark II, IPS E.max CAD ve Empress CAD) mekanik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Vita Enamic grubu, Lava Ultimate grubunda aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Aboushelib ve Elsafi²¹³ 2016 yılında yaptıkları bir çalışmada anterior dişlerin kron restorasyonlarını CAD/CAM materyallerinden (IPS e.max CAD, IPS Empress, Zirkonia, Lava Ultimate, Vita Enamic) üretmiş ve örneklerin yarısına yaşlandırma öncesi, diğer yarısına ise yaşlandırma sonrası Universal test cihazında kırılma dayanımı testi uygulamışlardır. Bu çalışmada Vita Enamic ile Lava Ultimate arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Kanat Ertürk ve ark.¹⁸⁰ maksiller santral dişlere farklı preparasyon derinliği ile uyguladıkları endokronların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada Monoblok Zirkonya, IPS e.max CAD, Vita Enamic, Lava Ultimate ve Vita Mark II bloklar değerlendirilmiştir. Vita Enamic grubu ve Lava Ultimate grubu arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Furtado de Mendonca ve arkadaşlarının²¹⁴ 2018 yılında yaptıkları bir çalışmada, molar dişlerin kron restorasyonlarında CAD/CAM materyallerinin (IPS e.max CAD, Vita Enamic, GC Cerasmart, Vita Suprinity) kırılma dayanımlarını değerlendirmişler ve IPS e.max CAD bloklardan üretilen kronların ortalama kırılma değerinin Vita Enamic ve GC Cerasmart bloklardan üretilen kronlardan yüksek bulunduğunu ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirtmişlerdir. GC ve VE grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda da GC ve VE bloklardan üretilen endokronların ortalama kırılma dayanım değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.

Gresnigt ve ark.¹⁶² Lava Ultimate ile hazırlanan CAD/CAM endokronların uzun aksına dik ve lateral olarak kuvvet uygulamışlar ve kırılma dayanımını ortalama 2675 ± 588 N (lateral) ve 838 ± 169 N (dik) olarak elde etmişlerdir. Çalışmalarda kullanılan materyallerin benzer olmasına rağmen kırılma dayanımı açısından sonuçların farklı çıkmasının nedeninin, çalışmamızda kuvvetin oblik yönde uygulanması olduğunu düşünmekteyiz.

Zarone ve arkadaşlarının⁷ 2005 yılında yaptıkları bir çalışmada, üst kesici dişlerde kompozit, seramik ve sinterize alümina endokronların çiğneme kuvvetleri

altında oluşturdıkları stresler sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Tüm modellerde stres birikimi, mine-sement sınırına yakın olan kök ve kron dentininde meydana gelmiştir. Bu çalışmada, elastiklik modülü diş dokusuna yakın olan materyallerin diş üzerinde oluşturduğu streslerin daha az olduğu belirtilmiştir. Ayrıca yüksek elastisite modülüne sahip materyallerin dişte daha fazla stres birikimine sebep olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda ise elastiklik modülü en düşük materyal olan GC dentinde en yüksek stres birikimine sebep olmuş ve bu çalışma ile farklılık göstermiştir. Zarone ve arkadaşlarının⁷ yapmış olduğu bu çalışma ile çalışmamızın sonuçlarının farklılık göstermesinin sebebi olarak, çalışmaların birinde molar diğeri kesici diş kullanılmış olup, molar ve kesici dişler arasındaki önemli biyomekanik farklılıkların olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.¹⁷⁵

Elastisite modülü yüksek materyallerin fonksiyonel kuvvetleri ileterek daha az stres oluşturduğu, elastisite modülü düşük olan materyallerin ise daha yüksek stres oluşturarak yıkıcı etkilere sebep olduğu bilinmektedir.²¹⁵

D'souza ve arkadaşları²¹⁶ tarafından 2016 yılında yapılan bir çalışmada, alt birinci molar dişler beş farklı materyal (altın, metal alt yapılı porselen, kompozit, alumina ile güçlendirilmiş zirkon, zirkon kor üzeri porselen) kullanılarak restore edilmiş ve kronların stres dağılımı sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. En yüksek elastisite modülü değerine sahip olan alumina ile güçlendirilmiş zirkon materyali, restorasyonda en yüksek stres dağılımı oluştururken, dentinde en düşük stres dağılımına neden olmuştur. Bizim çalışmamızda da elastisite modülüsü yüksek olan Vita Enamic, dentinde daha az stres oluşturmuştur. Bu çalışma, materyallerin elastisite modülü değerleri açısından yorumlandığında çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Zhu ve arkadaşları²¹⁷ 2017 yılında yaptıkları çalışmada, üst premolar dişlerde farklı materyallerle (Paradigm MZ100, IPS Empress, IPS e.max, In Ceram Zirkonya), farklı kalınlıklarda tasarlanan endokron restorasyonların dentin ve restorasyon içerisinde oluşan stres dağılımını, sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemişlerdir. Kalan diş doku miktarı daha fazla olan modelde, dentinde daha az stres birikimi olduğu ortaya konmasına rağmen siman aralığında stresin arttığı rapor edilmiştir. Öte yandan materyalin elastisite modülüsü arttığında restorasyon ve dentin üzerinde de stres birikiminin arttığı, siman aralığında ise stresin azaldığı bildirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada konservatif yaklaşımla kalan diş dokuların korunmasının ilerleyen

yıllarda koheziv bağlanma başarısızlıklarına yol açabileceğine değinilmiştir. Elastisite modülüsü yüksek materyallerin dişle endokuron arasında bağlantı dayanıklılığı sağlasa da ilerleyen dönemlerde kalan diş dokusunda kırılmalara neden olabileceği ileri sürülmüştür.

Stres konsantrasyonunda materyallerin elastisite modülüsü değerlerinin, üretilen restorasyonların kalınlığından daha etkili olduğu bilinmektedir.²⁰⁵ Literatür incelendiğinde yapılan çalışmalarda, yüksek elastisite modülüsüne sahip materyallerin daha fazla stres biriktirme eğiliminde olduğu ifade edilirken, düşük elastisite modülüsüne sahip materyallerin ise stresleri absorbe ettikleri belirtilmiştir.²¹¹

Guleç ve Ulusoy'un¹⁶⁷ 2017'de yaptıkları çalışmada, iki farklı kavite tasarımı ile hazırlanmış üst premolar dişler, farklı CAD/CAM materyalleri (Vitablocks Mark II, Vita Enamic, Lava Ultimate) ile restore edilmiş ve stres dağılımları incelenmiştir. Kavite dizaynları, bir grupta bukkal duvar kalacak şekilde diğer grupta ise herhangi bir duvar bırakılmadan mine sement seviyesinde oluşturulmuş ve sonlu elemanlar analizi ile uzun dönemde başarısızlık riskleri araştırılmıştır. Bu çalışma sonucunda kullanılan restoratif materyal fark etmeksizin, duvar bırakılmadan hazırlanan tüm dişlerde daha düşük stres yoğunluğu gözlemlenmiştir. Dentinde en düşük stres değerlerinin, yüksek elastisite modülüsüne sahip Vitablocks Mark II ile hazırlanan modellerde olduğuna dikkat çekilmiştir.

Çalışmamızın sonuçları; Guleç'in¹⁶⁷ çalışma sonuçlarına koşut olarak, restorasyonun uzun dönem başarısı açısından, kavitenin geometrik dizaynının, kullanılan materyalden daha önemli olduğunu göstermektedir. Geçmişte yapılan çalışmalara benzer olarak çalışmamızın sınırları dahilinde elde edilen test sonuçlarına göre elastisite modülüsü yüksek olan materyallerin, dişler üzerinde daha az yıkıcı etkisi olduğu sonucu ortaya konmuştur. Düşük elastisite modülüsüne sahip materyaller, diş dokularına daha fazla stres iletmektedir.²⁰⁶

Özkır'ın,²¹¹ 2018 yılında farklı materyallerin parsiyel kronlar üzerindeki stres dağılımına etkisini incelediği çalışmada, yüksek elastisite modülüsüne sahip bir materyal olan porselen malzemenin, restorasyon içinde daha yüksek stres değerleri göstermesine karşın stresi diş yapısına aktarmadığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da, diğer materyallere göre daha yüksek elastisite modülüsüne sahip olan Vita Enamic,

restorasyonda daha fazla stres biriktirirken dişte daha az stres biriktirmiştir. Bu çalışma sonuçları çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin elastisite modulusleri, GC (8,4 GPa)¹⁶⁵ < Lava Ultimate (12,7 GPa) < Vita Enamic (37,8 GPa) şeklinde sıralanmaktadır.¹⁶⁷ Dentinde en fazla stresi GC, en az stresi VE restorasyonda ise en fazla stresi VE, en az stresi ise LU oluşturmuştur. Elastisite modülüsü değerleri üzerinden bir çıkarım yapıldığında, restorasyon içerisinde en düşük stres konsantrasyonunun GC ile hazırlanan endokronlarda olması beklenebilirdi. Ancak kapsamlı bir literatür incelemesi yapıldığında; stres konsantrasyonlarının malzemenin geometrisi, kompozisyonu, yükleme koşulları gibi iç veya dış faktörlerin varlığıyla değişebileceği görülmektedir.²¹¹ Dentin dokusunun elastisite modülü ilgili araştırmalarda 19,9 GPa olarak rapor edilmiştir.^{163, 164} Kullanılan restoratif materyalin dentin dokusu ile uyumlu elastisite modülünün restorasyondaki stresi minimize etmiş olabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle restoratif materyeldeki en az stresin LU test grubunda oluşmuş olabileceği düşünülmektedir.

Yang ve arkadaşlarının²¹⁸ 2018 yılında yaptığı başka bir araştırmada farklı materyaller (altın alaşım, e.max seramik, kompozit) kullanılarak tasarlanan onley ve inleyler içerisinde biriken stres dağılımları değerlendirilmiştir. Restorasyonlarda, farklı materyallerin stres yoğunluğu açısından anlamlı bir farklılık göstermediği rapor edilmiştir.

Tribst ve arkadaşlarının²¹⁹ 2018 tarihli çalışmalarında, farklı kavite yüksekliklerine sahip üst molar dişlerde, iki farklı materyalden üretilmiş endokronlar modellenerek çekme stres değerleri sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Kaviteler 1,5-3 ve 4,5 mm diş dokusu bırakılarak hazırlanmış, materyal olarak ise lityum disilikat ve lösit seramik kullanılmıştır. Stres dağılımı incelendiğinde, yüksek elastisite modülüsüne sahip lityum disilikatın restorasyonda ve dentinde daha yüksek stres yoğunluğu oluştururken, siman hattında daha düşük stres yoğunluğuna neden olduğu görülmüştür. Bunlara ek olarak, çalışmamızda daha önce de belirtildiği gibi, fazla diş dokusu bırakılarak hazırlanan dişlerde, restorasyonda daha yoğun bir şekilde stres konsantrasyonu gözlemlenmiştir. Bu araştırmaya paralel olarak çalışmamızda da kalan diş dokusu miktarı daha fazla olan grupta, dentinde ve restorasyonda belirgin bir şekilde yüksek stres konsantrasyonu gözlemlenmiştir. Ayrıca ne kadar diş dokusu kalırsa

kırılmalara karşı o kadar direnç geliyeceği de rapor edilmiştir. Bu nedenle diş dokularının korunması önerilmiştir. Böylece, olası adeziv başarısızlıkların engellenebileceği düşünülmüştür.

Vianna ve arkadaşlarının²²⁰ 2018 yılında alt molar dişler üzerinde yaptıkları çalışmada, iki farklı kavite iki farklı materyalle endokron restorasyonlar hazırlanarak stres dağılımları sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Bu araştırmada, kavite dizaynının stres dağılımı üzerindeki etkisinin, kullanılan materyalden daha etkili olduğu gösterilmiştir. Çalışmamızda da stres dağılımları açısından iki farklı kavite geometrisi arasında ciddi farklar görülmüştür. Bu çalışmada elde edilen bulgulara koşut olarak, duvarlı kavitelerde daha fazla keskin kenar ve köşelerin olmasının, stres konsantrasyonun artmasına sebep olduğu söylenebilir. Yapılan bu araştırma, çalışmamızın sonuçlarını destekler mahiyettedir.

Kırılgan malzemelerin homojen kalınlığa sahip olmasının, farklı elastisite modülüsü içeren yapılar arasında gerilim/gerinim aktarılması açısından önemli olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur.²²⁰ Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda bukkal duvara sahip kavitelerde oluşan stresin daha fazla olması, homojen olmayan restorasyon kalınlığına bağlı olduğu düşünülmektedir.

Stereomikroskop altında incelenen örneklerin kırık yüzeylerinin başarısızlık tipleri incelendi. Duvarlı gruplar için kırılma tipleri incelendiğinde gruplar arasında en çok Tip IV (%73,33) gözlenirken, Tip II kırılma hiç gözlenmedi. Duvarsız gruplar için kırılma tipleri incelendiğinde gruplar arasında en çok Tip III (%33,33) ve Tip IV (%33,33) kırılma görüldü.

GC1 grubunun tamamında Tip II kırılma görüldü. LU1 grubunda en çok Tip I (%60) kırılma gözlenirken, Tip II kırılmaya rastlanmadı. VE1 grubunda en çok Tip III (%80) kırılma gözlenirken Tip I ve Tip II kırılmaya rastlanmadı. GC2 grubunda en çok Tip IV (%80) kırılma gözlenirken Tip II ve Tip III kırılmaya rastlanmadı. LU2 grubunda en fazla Tip I (%40) ve Tip IV (%40) kırılma gözlenirken Tip II kırılmaya rastlanmadı. VE2 grubunun tamamında Tip IV kırılma gözlemlendi. Çalışmamızda mine sement sınırının üzerindeki başarısızlıklar 'restore edilebilir', mine sement sınırının altında köke kadar uzanan başarısızlıklar 'restore edilemez' olarak değerlendirilmektedir.

Çalışmamızda kullandığımız materyaller birbirinden farklı elastik modülüne sahiptir. Seçilen materyalin elastik modülü dentininkinden yüksek olduğunda, restoratif sistem diş yapısından daha rijit hale gelebilir. Dentinin elastik modülüne yakın materyaller kullanıldığında restoratif sistem biyomekanik olarak diş yapısına yakın davranışlar sergilemektedir.¹⁷¹ Çalışmamızda kullandığımız materyallerden LU, elastisite modülüsü dişe en yakın olan materyaldir. Kırılma dayanımı, SESA ve kırık tipleri incelendiğinde LU ile hazırlanan endokron restorasyonlar daha başarılı bulunmuştur. Kırıkların %50'si ise sadece restorasyonda sınırlı kalan koheziv tarzda kırıklardır. Toplam kırıkların ise %70 restore edilebilir kırıklardır. Kırılma dayanım sonuçları incelendiğinde ise matematiksel olarak en yüksek kırılma değerleri LU'de görülmüştür. İstatiksel olarak ise duvarlı gruplar arasında LU anlamlı farklılık göstermiştir. Buna rağmen LU'nun kırılma dayanımı sonuçları istatiksel olarak incelendiğinde diğer materyallere göre daha yüksek standart sapma göstermiştir. VE ise çalışmamızda kullanılan en yüksek elastisite modülüne sahip materyal olup restorasyonda en fazla stres biriktirmiş ve kırıkların tamamı diş dokusunu içine alan tarzda kırıklardır. Kırıkların %60'ı ise kökü de içine alan restore edilemez tipte kırıklardır. VE, kırılma dayanımı testinde en düşük değerleri vermiştir. Bu veriler sonucunda, restorasyon üzerinde oluşan stres değerlerinin kırılma tipini etkilediğini düşünmekteyiz.

Yaptığımız kapsamlı literatür araştırması sonuçlarının rehberliğinde çalışmamızın sonuçlarını uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ve termal siklusun etkileri olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda üretici firma talimatlarına göre Lava Ultimate'e kumlama, klinik pratiğimizde de sıklıkla kullanılan HF ile pürüzlenirme ise GC Cerasmart ve Vita Enamic 'e uygulanmıştır.

Nagas ve ark.²²¹ 2016 yılında yaptıkları çalışmada Enamic, Cerasmart, Lava Ultimate kullanılmış, bir gruba HF asit uygulaması yapılmış diğer grup ise silikon karbit aşındırıcılar ile aşındırılmıştır. Bağlantı dayanımları incelenmiş, üç farklı materyal grubunda da mekanik pürüzlendirme tatmin edici sonuçlar vermiştir. Rezin nanoseramiklerde cam içeriği ihtiva etmesine rağmen, HF asidin yüzeyi çözerek istenilen pürüzlendirmeyi meydana getiremediği ortaya konmuştur. Kırılma tipleri incelendiğinde ise 94 Cerasmart örneğinden 83'ü adeziv kırılma tipi göstermiştir. Çalışmamızda da GC örneklerin birçoğu adeziv tarzda ayrılmalar göstermiştir.

Yılmaz ve arkadaşlarının²²² 2019 yılında hibrit seramik materyallerin bağlantı dayanımlarını test ettikleri çalışmada ise ve HF asit uygulaması, kumlama ve lazer ile yüzey işlemleri yapılmış, sırayla en yüksek dayanım değerlerini lazer, kumlama, HF uygulanan örnekler vermiştir. HF asitin materyalin rezin matriks kısmında çözülme meydana getirdiği ortaya konmuştur.

Park ve Choi²²³'nin 2016 yılında yaptıkları çalışmada rezin nanoseramiklere, HF ve air abrazyon uygulanmış ardından örneklerin yarısına silan uygulaması yapılmış diğer yarısına ise silan uygulanmamış ve bağlantı dayanımları incelenmiştir. Dört farklı örnek grubunda yapılan incelemede silan varlığı fark etmeksizin kumlama yapılmış örneklerin tamamı HF kullanılan örneklerden daha yüksek değerlere ulaşmıştır. Bu çalışmada rezin nanoseramikler üzerinde HF'ün etkisinin olmadığına dikkat çekilmiştir. HF'nin seramiklerde bağlantı için istenilen yüzey bir görünümü olan, bal peteği görüntüsü meydana getirmektedir. Rezin nanoseramiklerde ise seramik oranı düştüğü için, bu görüntü istenilen düzeyde oluşmamaktadır. Çalışmamızda yüzey işlemlerinde GC endokron yüzeylere HF asit kullanılmıştır. GC, çalışmamızda kullanılan en az seramik içeriğine sahip hibrit seramik materyaldir. Literatür verileri, SEM görüntüleri ve kırılma tipleri incelendiğinde GC'de bağlantı değerlerinin daha düşük olduğunu düşünmekteyiz.

Hampe ve arkadaşlarının²²⁴ 2018 yılında yaptıkları çalışmada ise Brilant Crios, Cerasmart, Katana Avencia, Lava, Vita Enamic, IPS Impress CAD ve IPS Emax CAD kullanılarak termal siklusun farklı materyaller üzerindeki etkisi incelenmiştir. Öncelikle termal siklus işlemine girilmemiş örnekler kırılma dayanım testi uygulanmış, sonra yaşlandırma yapılan grup test edilmiştir. En büyük değişim GC'de görülmüş, lōsit ve lityum disilikat daha stabil sonuçlar vermiştir. Bu çalışmada rezin içeriği arttıkça termal siklusun materyal üzerindeki yıpratıcı etkisinin arttığı belirtilmiştir. Çalışmamızda ise rezin içeriği yüksek olan GC'nin adeziv tipi kırık oluşturmaması, termal siklustan daha fazla etkilenmesi sebebiyle olduğu düşünülmektedir. Seramik içeriği yüksek olan LU hem daha yüksek değerlerde kırılmış hem de daha güvenli kırılma tipleri göstermiştir.

Sönmez ve ark.²²⁵ 2018 Enamic, Lava Ultimate, IPS Emax CAD, IPS Impress CAD, Vita Mark II kullanılarak yaptığı çalışmada seramik-kompozit-polimer içeriğine sahip materyallerin seramiklere göre termal siklustan daha fazla etkilendiği bildirilmiştir. Ayrıca Trtibs ve arkadaşlarının²¹⁹ yaptıkları SESA çalışma sonuçları

ışığında elastisite modülüsü düşük olan GC materyalinin siman hattında yüksek stres yoğunluğu oluşturarak desimante olmuş olabileceğini düşünmekteyiz.

İkisinde rezin nanoseraamik grubuna dahil olan GC ve LU'nun farklı davranışlar sergilemesi ve materyal özelliklerinin farklı olmasının sebebi ise Lava'nın daha büyük çaplarda doldurucu içermesi gibi yapısal kompozisyon farklılıklarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Materyallerin davranış şekillerinde, kimyasal kompozisyon yapısal kompozisyonundan daha etkilidir.²²⁶

Çalışmamızın sınırları ise termal siklus süresi, yüzey işlemlerinin standardizasyonun yapılamaması, kırılma dayanımı testi için daha fazla örneğe ihtiyaç duyulmasıdır.

Laboratuvar koşullarında uygulanan kırılma dayanıklılığı testlerinin, ağız içi ortamını tam olarak taklit edemediği dikkate alınması gereken bir durumdur. Çalışmamızın güvenilirliğini artırmak ve farklı bakış açıları kazandırmak amacıyla çalışmamız SESA yöntemi ile de desteklenmiş olmasına rağmen, elde ettiğimiz in vitro test sonuçlarının, klinik araştırmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıda yazılı sonuçlara ulaşılmıştır;

1. Preparasyon geometrisi matematiksel olarak restorasyon kırılma dayanımı değerlerini etkilemiş olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamıştır. Duvarlı tip preparasyon şeklinde üretilen restorasyonlar bir test grubu haricinde (LU) matematiksel olarak daha yüksek kırılma dayanım değerleri vermişlerdir.

2. SESA sonuçları genel anlamda in vitro test sonuçlarını destekler niteliktedir. Bunun tek istisnası, “VE” test grubunda elastik modülü yüksek ve oluşan stresin restorasyon üzerinde yoğunlaşmış olmasına rağmen Tip I kırık tipine hiç rastlanmamıştır.

3. SESA sonuçlarına göre duvarlı tip preparasyon şeklinde materyalden bağımsız olarak dentinde yüksek stres değerleri görülmüştür. Elde edilen bu veri in vitro kırılma dayanımı testi sonuçlarını destekler niteliktedir. Elde edilen başarısızlıkların büyük kısmı Tip III ve Tip IV kırıklardan oluşmuştur ve bu başarısızlık tipleri daha çok tamir edilemez başarısızlık sınıfına girmektedir.

4. Duvarsız tip preparasyonlarda elde edilen dayanım değerleri matematiksel olarak duvarlı tipe göre daha düşük değerler göstermiştir. Kullanılan materyalin kimyasal içeriği kırılma dayanımı açısından değerlendirildiğinde istatistiksel farklılık oluşturmamıştır ancak matematiksel olarak oluşan farklılık elastik modülü düşük olan test grupları lehinedir. Dentin ile elastik modülü en yakın olan test grubu en yüksek kırılma dayanım test değerlerini vermiştir.

5. Bu tez çalışmasında preparasyon geometrisinin kırılma dayanımı üzerine etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış olmasına rağmen elastik modülü düşük olan materyallerin matematiksel olarak yüksek değerler göstermesi ve elde edilen kırıklar sonrası tamir edilebilir olma oranının yüksek oluşu, klinik pratikte dentine yakın elastik modülü düşük materyallerin kullanımlarının avantajlı ve güvenli olacağı sonucunu düşündürmektedir.

6. Preparasyon geometrisinde de yukarıda bahsedildiği şekilde benzer bir durum söz konusudur, sağlam dentin dokusunun mümkün olduğu kadar fazla miktarda bırakılması endokron restorasyonların kırılma dayanımı açısından avantajlı olacağı öngörülebilir ancak başarısızlıkların tamir edilemez şekilde meydana gelmesi nedeni ile

klinisyenin endikasyonu koyarken, bırakılacak sağlam dentin dokusu şekli ve miktarını vakaya göre değerlendirmesi gerekliliği sonucu ortaya çıkmaktadır.

7. Çalışmanın temel amacı yüzey işlemlerinin bağlantı değerleri üzerine etkilerinin incelenmesi olmamakla beraber, çalışmanın sınırları dahilinde rezin nano seramiklerde kumlama yapılmasının HF asit uygulamasına göre avantajlı olduğu öngörülebilir.



KAYNAKLAR

1. Faria AC, Rodrigues RC, de Almeida Antunes RP, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *JProsthodont Res.* 2011;55(2):69-74.
2. Cheung, W. A review of the management of endodontically treatedteeth:post,core and the final restoration. *JADA.* 2005;136:611-618.
3. Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod.* 1994;20:479–485.
4. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *J Prosthet Dent.* 2003;89:462–465.
5. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008;39(2):117-129.
6. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent.* 2012;37(2):130-136.
7. Zarone F, Son-entino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 2006;22(11):1035-44.
8. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1995;7(5):83-94.
9. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent.* 1999;1(3):255-65.

10. Wendler M1, Belli R2, Petschelt A2, Mevec D3, Harrer W3, Lube T3, Danzer R3, Lohbauer U4. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater.* 2017 Jan;33(1): 99-109.
11. Gonzalez-Lopez S, De Haro-Gasquet F, Vilchez-Diaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Oper Dent.* 2006;31: 33-8.
12. Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent.* 1984;52: 231-234.
13. Rivera EM, Y.M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Arch Oral Biol.* 1993;38:541-546.
14. Papa J, C.C., Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1994;10:91-93.
15. Cheron RA, Marshall SJ, Goodis HE, Peters OA. Nanomechanical properties of endodontically treated teeth: Brittle or not. *J Endod* 2011;37(11):1562-5.
16. Reeh, E.S., Messer, H.H., Douglas, W.H. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989;15 (11):512-516.
17. Huang, T.J., Schilder, H., Nathanson, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod.* 1992; 18(5):209-215.
18. Sedgley CM, M.H. Are endodontically treated teeth more brittle. *J Endod.* 1992;18:332-335.
19. Paphangkorakit J, O.J.A.O.B. The effect of normal occlusal forces on fluid movement through human dentine in vitro. 2000;45:1033–1041.
20. Paphangkorakit J, O. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol.* 1997;42:11–17.

21. Andreasen JO, Farik B, MuriJcsgaard EC. Long-term calcium hydroxide asa root canal dressing may increase risk of root fracture. Dent Traumatol. 2002;18(3):134-7.
22. Grigoratos D, Ki1owles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. Int Endod J. 2001;34(2):113-9.
23. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. Dent Clin North Am. 2002;46(2):367-84.
24. Trope M, Ray HL. Resistance to fracture of endodontically treated roots. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1992;73(1):99-102.
25. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clirical report. Quintessence Int. 2008;39(2):99-106.
26. Krejci I, Stavridakis M. New perspectives on dentin adhesion-differing methods of bonding. Pract Periodontics Aesthetic Dent. 2000;12(8):727-732.
27. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1990;63(5):529-536.
28. Stankiewicz, N.R., Wilson, P.R. The ferrule effect: a literature review. Int Endod J. 2002;35 (7):575-581.
29. Assif, D., Bitenski, A., Pilo, R., Oren, E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. Journal of Prosthetic Dentistry, 1993;69(1):36-40.
30. Isidor, F., Brondum, K., Ravnholt, G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. International Journal of Prosthodontics. 1999;12(1):78-82.

31. Fernandes, A.S., Dessai, G.S. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(4):355-363.
32. Libman, W.J., Nicholls, J.L. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. . *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(2):155-161.
33. Mader CL. Fusion of the teeth. *J Am Dent. Assoc*. 1979; 98:62- 64.
34. Mufflemann HR, Son S. Gingival sulcus bleeding- a leading symptom in initial gingivitis. *Helv Odontol Acta* 1971; 15:107-110.
35. Hattab FN, Yassin OM, Rawashdeh MA. Supernumerary teeth: report of three cases and review of the literature, *ASDC J Dent Child*. 1994; 65:382-393.
36. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture?. *J Dent Res*. 2010;89:587-591.
37. Soares CJ, Castro CG, Santos Filho PC, Soares PV, Magalhaes D, Martins LR. Two-dimensional FEA of dowels of different compositions and external surface configurations. *J Prosthodont*. 2009;18:36-42.
38. Stankiewicz, N.R., Wilson, P.R. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J*. 2002;35(7):575-581.
39. Cho GC. Evidence-based approach for treatment planning options for the extensively damaged dentition. *J Calif Dent Assoc*. 2004;32(12):983-990.
40. Cohen SP. Restoration of the endodontically treated tooth. In: Hargreaves KM, Cohen S, editors. *Cohen's pathways of the pulp*. 10th Edition: Elsevier Mosby; 2011. p. 777-807.
41. Madison S, W.L. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth, part III, in vitro study. *J Endodon*. 1998;14:455.

42. Timpawat S, A.C., Trisurwan W. Bacterial coronal leakage after obturation with thrice root canal sealers. *J Endodon*. 2001;27:36-39.
43. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth? *J Conserv Dent*. 2010;13(4):246-8.
44. Roberson TM, Heymann HO, Edward J, Swift JE. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. 5th edition. St. Louis. Mosby; 2010.
45. Wendt SL Jr. Microleakage and cusp fracture resistance of heat-treated composite resin systems. *Am J Dent*. 1991;4:10-14.
46. Ekstrand J, Nielsen JB, Havarinasab S, Zalups RK, Söderkvist P, Hultman P. Mercury toxicokinetics--dependency on strain and gender. *Toxicol Appl Pharmacol*. 2010;243(3):283-91.
47. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent*. 1999;82:643-57.
48. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 2002;87:256-63.
49. Summit JB, Robbins JW, Schwart RS. *Fundamentals of operative dentistry-a contemporary approach*. Quintessence, 3rd Edition. Illinois. Hanover Park; 2006.
50. Saunders WP, Saunders EM. Coronal leakage asa cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol*. 1994;10(3):105-8.
51. Christensen GJ. Posts and cores: State of the art. *J Am Dent Assoc*. 1998;129:96-97.
52. Ingle JE, Bakland LK. *Endodontics*. 4th edition. Philadelphia: Lea&Febiger; 1994.
53. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. *Lleri Restorasyon Teknikleri*. 1. Baskı, Ankara. Polat Basımevi; 1998.

54. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 2nd Edition. The C. V. Mosby Co. St. Louis; 1995.
55. Rocca GT, Bouillaguet S. Alternative treatments for the restoration of non-ital teeth. *Rev Odont Stomat.* 2008;37:259-272.
56. Bindl A, Mormann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent.* 1999;1:255-65.
57. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 2008 Feb;39(2):117-29.
58. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent.* 2015;40(2):201-10.
59. Chang C, Kuo J, Lin Y, Chang Y. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences.* 2009; 4(3):110-117.
60. Ramírez-Sebastià A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. *Clinical Oral Investigations.* 2014;18(2): 545–554.
61. N. Forberger, T.N. Gohring 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 *J. Prosth. Dent.* 2008;100 (4):264-273.
62. C.L. Lin, Y.H. Chang, C.A. Pai Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent. Mater.* 2011;27(5):431-438.
63. Belleflamine MM, Geeis 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. *J Dent.* 2017;63:1-7.

64. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int. J. Periodont. Restor. Dent.* 2004;24 (5):446-455.

65. N. Decerle, M. Bessadet, M.L. Munoz-Sanchez, C. Eschevins, J. Veyrune, E. Nicolas. Evaluation of Cerec endocrowns: a preliminary cohort study *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 2014;22(2):89-95.

66. Özlem Acar, Saadet Ünver . Endokuronlar: literatür derlemesi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2016; 16:184-188.

67. Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass-ceramic thickness on Hertzian and bulk fracture mechanisms. *Int J Prosthodont.* 1998;11:27-32.

68. Mormann WH, Bindl A, Luthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosthodont.* 1998;11:333-9.

69. Moore P. Cerec Doctors Publicitions. Charlotte, NC, Dentsply Sirona; 2013.

70. Hayes A, Duvall N, Wajdowicz M, Roberts H. Effect of Endocrown Pulp Chamber Extension Depth on Molar Fracture Resistance. *Oper Dent.* 2017;42(3):327-334.

71. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance. *J Prosthodont.* 2019;28(1):e237-e242.

72. Jones DW. Development of dental ceramics. *Dent Clin N Am.* 1985;29(4):621.

73. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. İstanbul. İstanbul Üniversitesi Basım Evi ve Film Merkezi; 1983. s. 1-26.

74. Anusavice, K.J. Philips' Science of Dental Materials. 11th Edition. Missouri. Elsevier Science; 2003.

75. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I. GÜ Dişhek Fak Derg. 2005;22(1):41-48.
76. Noort R. Introduction to dental materials. 3rd Edition. Mosby, St. Louis; 2007. p.240.
77. O'Brien WJ. Dental Materials and their selection. 3. Edition. Illinois. Quintessence Publishing Co;2002.p.28-31.
78. Anusavice K.J. Phillip's Science of Dental Materials. 10th Edition, Philadelphia. W.B. Saunders Company; 1996.p.10-45.
79. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. Compend Contin Educ Dent. 2014;35(1):38-43.
80. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015;28(3):227-35.
81. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent. 2010;31(9):682-700.
82. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M. Tüm Seramik Kronlar. İzmir. Meta Basım; 2002.p.3-8.
83. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128:297-307.
84. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1998;59(3):301-6.
85. Conrad HJ, Seong WJ, Pessun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent. 2007;98:389-404.
86. Donovan JE, Kahn RL. Restorative options for posterior teeth. J Can Dent

Assoc. 1990;18:39-44.

87. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Canada. 4th Edition, Quintessence Publishing Co Inc; 2008.p.132-155

88. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer- Aided Design and Computer Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. J Int Oral Health. 2015;7(4):96-104.

89. Sim C, Ibbetson R. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. Int J Prosthodont. 1993;6:36-42.

90. Mörmann WH., Brandestini M. The Fundamental Inventive Principles of CEREC CAD/CAM. State of the Art of CAD/CAM Restorations:20 years of CEREC. Quintessence. 2006.

91. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair side computer aided design/ computer aided machining restorations. Dent Clin North Am. 2002;46:405-426.

92. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc. 2006;137(9):1289-1296.

93. Jedynekiewicz N, Martin N. CAD-CAM in Restorative Dentistry: The Cerec Method. 1993;36.

94. Çetindağ MT, Meşe A. Diş hekimliğinde kullanılan Cad/Cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2016;26(3):524-533.

95. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92:557-562.

96. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 2005;26:507-508-510.

97. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *J Int Oral Health: JIOH*. 2015;7(4):96.
98. Bankoğlu G, Güngör M, Turhan Bal B, Yilmaz H, Aydın C, Karakoca Nemli S. Fracture strength of CAD/CAM fabricated lithium disilicate and resin nano ceramic restorations used for endodontically treated teeth *Dental Materials Journal* 2017;1-7.
99. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, Feilzer AJ, Krejci I. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD–CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mater*. 2016;32(12):e338-e350.
100. Silva LH, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*. 2017; 31(suppl):e58:133-46.
101. Coldea A. Chapter II: Literature review. In: Suitability of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks for CAD/CAM based dental restorative materials [dissertation]. New Zealand. University of Otago; 2014.
102. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent*. 2012;33(1):50,52-8.
103. 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 Maced J Med Sci*. 2018;24;6(9):1742-1755.
104. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(10):1382-1390.
105. Hamouda IM. Current perspectives of nanoparticles in medical and dental biomaterials. *J Biomed Res*. 2012;26(3):143.

106. GCA [Internet]. GC Cerasmart Brochure. [Cited 2019 Jun 3]. Available from: http://www.gcamerica.com/products/digital/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf
107. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;55:1-11.
108. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):587-93.
109. 3M ESPE [Internet]. [Cited 2019 Jun 3]. http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf
110. Studart AR. Towards high-performance bio-inspired composites. *Advanced Materials*. 2012;24(37):5024-44.
111. VITA [Internet]. Canada: [cited 2019 Apr 28]. Available from: https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=31792&sprache=en&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1
112. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. 2014;33(5):705-10.
113. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*. 2013;6(7):118-22.
114. VITA [Internet]. Canada: [cited 2019 Apr 28]. Available from: <https://www.vitanorthamerica.com/en-US/VITA-ENAMIC-75.html>
115. Shofu Inc, Shofu Block & Disc HC Brochure [Internet]. [cited 2019 June 03]. <http://www.shofu.com/en/wp-content/uploads/sites/2/2016/11/Shofu-HC-Block-Disk-Brochure-1.pdf>

116. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89: 268-274.
117. Chang JC, Hart D, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*, 2003;90:18-23.
118. Tsukakoshi M., Shinya A., Gomi H., Lassila L.V.J, Vallittu P.K. Shinya A. Effects of Dental Adhesive Cement and Surface Treatment on Bond Strength and Leakage of Zirconium Oxide Ceramics. *Dental Materials Journal*. 2008;27(2):159-171.
119. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):135-141.
120. Şen D. Simantasyon. 1. Basım. İstanbul: Quintessence Yayıncılık; 2011.s.7-15.
121. Marshall, S.J., Bayne, S.C., Baier, R., Tomsia, A.P., Marshall, G.W. A review of adhesion science. *Dent Mater*. 2010;26(2):e11-16.
122. Goldstein RE. Esthetics in dentistry. 2nd Edition. London: BC Decker Inc; 2014.
123. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*. 2000;13:60-76.
124. Dikicier S. Diş hekimliğinde adezyon ve adeziv rezin sim:ulanla güncel yaklaşımlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg Supplement*. 2016;14:152-8.
125. Silva e Souza MH, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza P de A, de Goes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci*. 2010;18:207-14.
126. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28:3757-85.

127. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. EÜ Dişhek Fak Derg. 2014;35(2):1-8.
128. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. J Prosthet Dent. 1995;(73):515-524.
129. De Munck J, Vargas M, Iracki J. One-day bonding effectiveness of new selfetch adhesives, to bur cut enamel and dentine. Oper Dent. 2005;30:39-49.
130. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. J Esthet Restor Dent. 2010;22(6):412-419.
131. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. J Dent. 2002;(30):371-382.
132. Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self- etching adhesive cement systems. J Adhes Dent. 2005 Spring;7(1):7-17.
133. Kunt G.E., Çetiner R.B. Mekanik testler: bükülme dayanıklılığı ve ölçümü, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme, makaslama Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics. 2017;3(3):210-5
134. Braga R.R., Meira J.B.C., Boaro L.C.C., Xavier T.A. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. Dental Materials, 2010;26:38-49.
135. Van Meerbeek, M.Peumans, A.Poitevin, A.Mine, A.Van, Ende A.Neves J. De Munck. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes Dental Materials. 2010;26(2):e100-e121.
136. Ayaz, F., Tağtekin D., Yanıkoğlu, F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodlar. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2011;4: 49-56.
137. Sadighpour L, Geramipناه F, Raeesi B. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. J Dent (Tehran). 2006;3(3):143-152.
138. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of allceranic crowns. Int J Prosthodont. 1994;7(4):329-38.

139. Çakır, Tutku Burcu. Dental zirkonyanın düşük ısı bozunmasının silika kaplama ve tekrarlanan fırınlama yöntemleriyle engellenmesi; yöntemlerin dayanıklılık ve renge etkileri Marmara Üniversitesi SBE, doktora tezi, 2017.
140. Ayaz F., Tağtekin D., Yanıkoğlu, F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodlar. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2011;4: 49-56.
141. Tekçe N., Demirci M., Tuncer S. Dentin bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanıklılığını değerlendirme yöntemleri. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2013;Cilt: 47, Sayı: 1 Sayfa: 73-91
142. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;29:295-308.
143. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118-132.
144. Karakoç Z., Ketani M.A, Ketani S. Mikroskopların Çalışma Mekanizması ve Çeşitleri. Dicle Üniv Vet Fak Derg 2016: :1(1):1-6
145. Jeffree C.E., Read N.D. Electron Microscopy of Plant Cells, Ambient and low temperature scanning electron microscopy. Academic Press, Londra, 1991; s: 313-413
146. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara:Ankara Üniversitesi Yayınları; 2010.s.94-120.
147. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. J Oral Rehabil. 2006;33:690-7.
148. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. J Biosci Bioeng. 2007;104:363-370.

149. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85:585-98.
150. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 2010;11:18-23.
151. Şahin MK, Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti. A.D., 2008.
152. Moaveni, S. *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*. New Jersey: Prentice Hall; 2003. p.44-449
153. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol*. 1996;22:104-10.
154. O'Brien, W.J. *Dental Materials and Their Selection*, 4th edition. Chicago: Quintessence; 2008.p.196-197.
155. McCabe, J.F., and Walls, A. *Applied dental materials*. John Wiley and Sons; 2013.
156. T Ceyhan, N Köse. Ortopedide biyomalzeme kullanımı: Genel bilgiler ve tanımlar. *TOTBİD Dergisi*. 2011;10(2):79-82.
157. Eraslan O. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2004.
158. Can T. Atrofik dişsiz üst çene kemiğinde, farklı yerleşimli zigomatik implantlar üzerine uygulanan protetik restorasyonlar sonucu oluşan stresin sonlu eleman stres analizi ile değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Samsun, Uzmanlık Tezi*, 2019; 32-33.

159. Eyüboğlu, T.F., Önal, B., Erdilek, N., Gören, B., Ergücü, Z. Molar Dişlerde İnley Restorasyonların Mekanik Performansının İncelenmesi: 3-Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi GÜ Diş Hek Fak Derg. 2008;25(1):27-33.
160. Becerikli B. Endokronların biyomekanik açıdan incelenmesi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir, Doktora Tezi, 2015;49-50.
161. Becerikli B. Endokronların biyomekanik açıdan incelenmesi. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir, Doktora Tezi, 2015;54-55.
162. 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. Dent Mater. 2016;32(5):607-14.
163. Fonseca G, Andrade G, Oliveira Dal Piva M, Tribst J, Borges A. Computer-aided design finite element modeling of different approaches to rehabilitate endodontically treated teeth. 2018;18(4):329-335
164. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. Eur J Oral Sci. 2010;118(1):87-93.
165. Yamaguchi S, Kani R, Kawakami K, Tsuji M, Inoue S, Lee C, Kiba W, Imazato S. Fatigue behavior and crack initiation of CAD/CAMresin composite molar crowns. Dent Mater. 2018 Oct;34(10):1578-1584.
166. Zhu J., Rong Q., Wang X., Gao X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. J Prosthet Dent. 2017 May;117(5):646-655.
167. Gulec L., Ulusoy N. Effect of Endocrown Restorations with Different CAD/CAM Materials: 3D Finite Element and Weibull Analyses. Biomed Res Int. 2017.
168. Tosun S., Özsevik A.S., Aydın U. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. Gaziantep Medical Journal. 2016;22(1):33-38 .

169. Ahmetoğlu F, Şimşek N, Yıldırım G, Polat MT. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda post materyalleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2014;24(1).
170. Gürbulak A.G., Leblebicioğlu İ., Yancar Y. Güncel post yaklaşımları ve karşılaşılan başarısızlıklar. İstanbul üniversitesi diş hekimliği fak. Der. 2012; 46(3):61-62.
171. Sedrez-Porto JA, Rosa WL, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrownrestorations: A systematic review and meta-analysis. J Dent. 2016;52:8-14.
172. Sevimli G., Cengiz S., Oruc M.S. Endocrowns: review. J Istanbul Univ. Fac Dent. 2015 29;49(2):57-63.
173. Ausiello P, Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically treated premolars adhesively restored. Am J Dent. 1997;10:237-41.
174. Rayyan M.R, Alauti R.Y, Abanmy M.A, AlReshaid R.M, Bin Ahmad HA. Endocrowns versus post-core retained crowns for restoration of compromised mandibular molars: an in vitro study. Int J Comput Dent. 2019;22(1):39-44.
175. Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. Dent Mater. 201329(12):e309-17.
176. Baydır A. Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü, Süleyman Demirel Üniversitesi. Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora tezi. 2010.
177. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. J Oral Sci. 2011;53(3):273-282.
178. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. J Prosthet Dent. 1997;78(1):5-9.

179. 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. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2002;10(1):15-22.
180. Kanat E.B, Sarıdağ S, Kösele E., Helvacıoğlu Yiğit D, Avcu E, Yildiran Avcu Y. Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM materials. *Dent Mater J*. 2018;37(2):256-265.
181. Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent Mater*. 2011;27(5):431-438.
182. Guo J, Wang Z, Li X, Sun C, Gao E, Li H. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(6):489-493.
183. Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: an in vitro biomechanical study. *J Prosthodont*. 2016;27(4):340-346.
184. Carvalho AO, Bruzi G, Anderson RE, Maia HP, Giannini M, Magne P. Influence of adhesive core buildup designs on the resistance of endodontically treated molars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Oper Dent*. 2016;41(1):76-82.
185. Gupta A., Musani S., Dugal R., et al: A comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with bonded partial restorations and full-coverage porcelain-fused-to-metal crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34:405-411.
186. Zimmermann M, Valcanaia A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Three-Dimensional Digital Evaluation of the Fit of Endocrowns Fabricated from Different CAD/CAM Materials. *J Prosthodont*. 2018; 28(2):e504-e509.

187. Krance A, DuVall N, Brewster J, Roberts H. Fracture resistance of all-ceramic crowns based on different preparation designs for restoring endodontically treated molars. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31(1):72-79.
188. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, Sedlacek R, Gregor L, Rizcalla N, Feilzer AJ, Krejci I. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD–CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mater*. 2016;32(12):e338-e350.
189. 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. *Ani J Dent*. 2011;24(2):115-8.
190. 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. *Clin Oral Invest*. 2005;9(2):71-6.
191. Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, Cerutti. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro- Raman analysis. *J Dent*. 2009;37(8):610-5.
192. Faria-e-Silva AL, Casselli DS, Lima GS, Ogliari FA, Piva E, Martins LR. Kinetics of conversion of two dual-cured adhesive systems. *J Endod*. 2008;34(9):1115-8.
193. 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. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):942-948.
194. Konstantinos T., Maria T., Paris G., Effrosyni T. Endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth: clinical performance of three cases. *Restor Dent Endod*. 2018;43(4):e38.
195. Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E. Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dent Mater*. 2013;29(6):e70-e77.

196. Ramírez-Sebastià A, Bortolotto T, Cattani-Lorente M, Giner L, Roig M, Krejci I. Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: influence of post length on fracture strength. Clin Oral Invest. 2014;18(2):545-554.
197. Marchionatti AME, Wandscher VF, Broch J, Bergoli CD, Maier J, Valandro LF, Kaizer OB. Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots restored with fiber posts. J Appl Oral Sci. 2014;22(5):450-458.
198. MoiTesi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. J Mech Behav Biomed Mater. 2014;29:295-308.
199. International Standards Organization, Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. ISO/TR1 1405, Dental Materials, 1-14, 1994.
200. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. Oper Dent. 2015;40(2):201-10.
201. 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. J. Prosthet Dent. 2008;100(4):264-73.
202. Waltimo A, Könönen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent Res. 1993;101(3):171-5.
203. Pedrollo L.D., Van E.A., De M.J., Umeda S.T.Y., Cardoso V.L.C., Van M.B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. J Dent. 2017;59:54-61.
204. Quinn GD. On edge chipping testing and some personal perspectives on the state of the art of mechanical testing. Dent Mater. 2015;31(1):26-36.

205. Elayouti A, Serry MI, Geis-Gerstorfer J, Lost C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. *Int Endod J*. 2011; 44(6): 543-9.
206. Yıkılğan İ. Farklı etkenlerin endodontik tedavi görmüş dişlerde stres oluşumu üzerine etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2011; 66-78
207. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Fotiadis N, et al. Influence of endodontic treatment, post insertion, and ceramic restoration on the fracture resistance of maxillary premolars. *Int Endod J*. 2010; 43(6): 469-77.
208. DeHoff, PH., Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal ceramic crowns. *J Dent Res*. 1984; 63:1327-1331.
209. Aydınlık, E., Sahin, E. Diş Hekimliğinde Stres Analizleri. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1977; 1:78-85.
210. Plasmans PJ, Visseren LG, Vrijhoef MM, Kayser AF. In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Endod*. 1986; 12(9): 382-7.
211. Özkır S., E. Effect of restoration material on stress distribution on partial crowns: A 3D finite element analysis. *J Dent Sci*. 2018; 3(4): 311-317.
212. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel CAD/CAM polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*. 2015; 7(4): e495.
213. Aboushelib MN, Elsafi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater*. 2016; 32(4): 529-534.
214. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvêa CVDD, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. *J Prosthodont*. 2018; 587-594

215. Roberson TM, Heymann HO, Edward J, Swift JE, editors. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry* 5 th ed. St. Louise: Mosby; 2010.
216. D'souza KM, Aras MA. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution pattern in a mandibular first molar tooth restored with five different restorative materials. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;17(1):53-60.
217. Zhu J, Rong Q, Wang X, Gao X. Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2017;117(5):646-655.
218. Yang H, Park C, Shin JH, Yun KD, Lim HP, Park SW, Chung H. Stress distribution in premolars restored with inlays or onlays: 3D finite element analysis. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(3):184-190.
219. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Madruga CFL, Valera MC, Borges ALS, Bresciani E, de Melo RM. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dent Mater.* 2018;34(10):1466-1473.
220. Vianna ALSV, Prado CJD, Bicalho AA, Pereira RADS, Neves FDD, Soares CJ Effect of cavity preparation design and ceramic type on the stress distribution, strain and fracture resistance of CAD/CAM onlays in molars. *J Appl Oral Sci.* 2018;26:e20180004
221. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LV Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res.* 2016;60(4):265-273.
222. Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S, Karakaya I. The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *J Prosthodont.* 2019;28(2):e496-e503.
223. Park JH, Choi YS. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(4):275-84.

224. Hampe R, Theelke B, Lümke mann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture Toughness Analysis of Ceramic and Resin Composite CAD/CAM Material. *Oper Dent*. 2019.
225. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):5.
226. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, Grosogeat B. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):384-389.



EKLER

EK 1.Etik Kurul Onayı



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

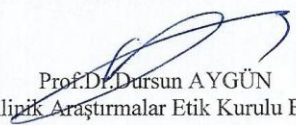
Sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/1129-1273

30 .11.2017

Sayın Doç. Dr. Çağrı URAL

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz **Farklı materyallerden üretilmiş endokron restorasyonlarda preparasyon geometrisinin uzun dönem başarıya etkisinin incelenmesi** başlıklı OMÜ KAEK 2017/324 Karar nolu **Rastgele seçilmiş test modelleri üzerinde kontrollü in vitro çalışma** nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları, Klinik Araştırmalar Etik kurulu yönergesine göre 14.09.2017 tarihli Etik Kurulumuzda incelenmiş etik açıdan uygun bulunmuştur. Ancak araştırma bütçesinin maddi desteği henüz sağlanamadığından projeye bütçe desteği sağlanıp, tarafımıza bildirilmesinden sonra başlanmasına oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.


Prof.Dr.Dursun AYGÜN
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Esmâ ÇAĞLAYAN

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Tarihi : 22.08.1988

Medeni Hali : Evli

Bildiği Yabancı Diller : İngilizce

Eğitim Durumu

İlk/Orta : Abidinpaşa İlköğretim Okulu

Lise : İncesu Anadolu Lisesi

Lisans/Yüksek Lisans : Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi

Çalıştığı Kurum/Kurumlar : Sağlık Bakanlığı (2013-2016) - Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi (2016-Halen)

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar : ITI

Bilimsel Etkinlikler :

Yayınlar :

Aldığı burslar :

Ödüller :

Projeler :

e-posta : esmadurmus406@gmail.com