

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**CAD/CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN PORSELEN ENDOKRONLARIN
KIRILMA DAYANIKLILIĞI AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Burcu ALTUN

**TEDAVİ PROGRAMI
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2016**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**CAD/CAM SİSTEMİ İLE ÜRETİLEN PORSELEN ENDOKRONLARIN
KIRILMA DAYANIKLILIĞI AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Burcu ALTUN

**TEDAVİ PROGRAMI
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Şükran BOLAY**

**ANKARA
2016**

01/09/2016

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Burcu Altun'un 01/09/2016 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "CAD/CAM sistemi ile üretilen porselen endokronların kırılma dayanıklılığı açısından değerlendirilmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Restoratif Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakır

Hacettepe Üniversitesi

Tez Danışmanı : Prof Dr. Şükran Bolay

Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Mine Betül Üçtaşlı

Gazi Üniversitesi

ONAY: Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Osman Faik Köseoğlu

Dekan Vekili

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bana hayatımın her bölümünde sabır, içtenlik ve özveriyle daima destek olup yol gösteren, bilimsel alanda yenilik ve gelişmelere olan ilgisiyle konulara farklı açılardan bakmamı sağlayan, iyi bir akademisyen olma yolunda ufkumu genişleten ve beni cesaretlendiren, çok değerli danışman hocam Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sn. Prof. Dr. Şükran BOLAY'a,

Uzmanlık eğitimim ve tez sürecim boyunca katkılarını ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen sayın anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Filiz YALÇIN ÇAKIR'a,

Hacettepe Üniversitesi'ndeki uzmanlık eğitimim boyunca görüş ve bilgileri ile hep yanımda olan değerli hocalarım Prof. Dr. Saadet GÖKALP, Prof. Dr. Sevil GÜRGAN, Prof. Dr. Gül ÖZGÜNALTAY, Prof. Dr. Jale GÖRÜCÜ, Prof. Dr. Meserret BAŞEREN, Prof. Dr. Arlin KİREMİTÇİ, Prof. Dr. Nuray ATTAR, Prof. Dr. Rüya YAZICI ve Doç. Dr. Esra ERGİN'e,

Tez çalışmam boyunca bana birçok aşamada destek olan Dr. Fatma Dilşad ÖZ başta olmak üzere tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Endodontik çalışmalarımda tüm içtenliğiyle bana yardımcı olan sevgili Dr. Emel UZUNOĞLU'na,

Arkadaşlıklarını, dostluklarını ve yardımlarını her zaman canı gönülden hissettığım ve çok değer verdiğim canım arkadaşlarım Dr. Zeynep Bilge KÜTÜK ve Dt. Canan ÖZTÜRK'e,

Restoratif diş tedavisi ana bilim dalı çatısı altında birlikte çalıştığımız tüm idari personelimize,

Uzmanlık eğitimim için çıktığım bu yolda bütün kararlarıma sonsuz destek veren, bugünlere gelmemde büyük emeği olan, bana huzur dolu bir yaşam sunan, büyük fedakarlık gösterip, gücüme güç katan sevgili babam Metin BEKTAŞ'a, canımdan çok sevdiğim annem Sebahat BEKTAŞ'a ve yüreğimde yeri hep ayrı olan birtanecik abim Barış BEKTAŞ'a,

Fakülte hayatım boyunca benimle aynı heyecanı teneffüs eden ve her zaman yanımda olan, hayatıma huzur ve neşe katan, çok değer verdiğim kıymetli eşim Sinan ALTUN'a tüm kalbimle en içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Altun, B. CAD/CAM sistemi ile üretilen porselen endokronların kırılma dayanıklılığı açısından değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2016. Bu *in vitro* çalışmada, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sisteminde kullanılan içeriği farklı seramik bloklardan hazırlanan porselen endokronların kırılma dayanıklılığı açısından değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Kırkbeş adet çekilmiş insan alt molar dişi rastgele 3 gruba ayrılmıştır (n=15). Üç gruptaki 45 dişe standart kanal tedavisi işlemi uygulanıp, endokron preparasyonu yapılmıştır. Deney grupları şu şekilde belirlenmiştir; Grup 1; Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Vita Suprinity), Grup 2; Lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD) ve Grup 3; Rezin hibrit nanoseramik (Cerasmart). Restorasyonlar *dual-cure* rezin siman Variolink N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak dişlere simante edilmiş ve örnekler distile suda 37°C'de 24 saat süreyle bekletilmiştir. Daha sonra tüm örnekler 5°C ve 55°C arasında 5000 döngülük termal siklus işlemine tabi tutulmuştur. Örneklerle universal bir test cihazında kırılma dayanıklılığı testi 0.5 mm/dak hızla yükleme yapılarak uygulanmıştır. Restorasyonların maksimum kırılma dayanıklılığı (Newton) değerleri kaydedilmiştir. Örneklerin kırılma tipleri incelenip, fotoğraflanmıştır. Kırılma dayanıklılığı testi bulguları tek-yönlü ANOVA varyans analizi ile değerlendirilmiştir ($p=0,05$). En yüksek ortalama kırılma dayanıklılığı Grup 3'te görülmüştür ($2379,6 \pm 483,07$ N). Bu değer diğer grupların ortalama değerlerinden anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Grup 1 ($1321,2 \pm 379,47$ N) ve Grup 2 ($1489,7 \pm 240,65$ N)'nin ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Cerec Omnicam sistemi ile üretilen Cerasmart porselen endokronların kırılma dayanıklılığının diğer gruplardan anlamlı olarak yüksek olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, endokron, kırılma dayanıklılığı

ABSTRACT

Altun, B. Evaluation of fracture strength of porcelain endocrowns produced by CAD/CAM system. Hacettepe University School of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Specialization Thesis, Ankara, 2016. The aim of this *in vitro* study was to evaluate fracture strength of porcelain endocrown produced by a CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) system using different types of ceramic blocs. Forty-five extracted human mandibular molars were divided randomly into 3 groups (n=15). Standardized endodontic treatment was applied the forty-five molars in three groups, received endocrown preparations. Experimental groups were; Group 1; Lithium silicate reinforced with zirconia (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Germany), Group 2; Lithium silicate (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) and Group 3; Resin hybrid nanoceramic (Cerasmart, GC Dental Products). Restorations were cemented with dual-cure resin cement Variolink N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and samples were stored in distilled water at 37°C for 24 hours. All samples were subjected to thermocycling for 5000 cycles in water baths between 5° C and 55°C. The fracture strength of specimens was determined under compressive loads along the long axis of the restored teeth at a 0.5 mm/min crosshead speed until fracture. The maximum fracture strengths of restorations were recorded. Fracture modes were determined and photographed. The fracture strength data were statistically analyzed with one-way ANOVA ($p=0,05$). The highest fracture strength values were observed in Group 3 ($2379,6 \pm 483,07$ N), which was significantly higher than the other groups ($p<0.05$). No significant difference was found between Group 1 ($1321,2 \pm 379,47$ N) and Group 2 ($1489,7 \pm 240,65$ N) ($p>0.05$). Cerasmart porcelain endocrowns produced by Cerec Omnicam system was demonstrated significantly higher fracture strength values than the other groups.

Key Words: CAD/CAM, endocrown, fracture strength

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER	x
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Kapsam	1
1.2. Amaç ve Hipotezler	4
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Endodontik Tedavili Dişlerdeki Değişiklikler	5
2.2. Endodontik Tedavili Dişlerde Tedavi Yaklaşımı	6
2.2.1. Geleneksel Yaklaşım	7
2.2.2. Güncel Yaklaşım	8
2.3. Post ile Destekli Restorasyonlar	8
2.4. Post İçermeyen Restorasyonlar	9
2.5. Endokron Restorasyonlar	10
2.6. Endokron Preparasyonu	12
2.7. Seramikler	12
2.8. Dental Seramiğin Yapısı	14
2.9. Dental Seramiklerin Özellikleri	15
2.10. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	15
2.10.1. Tam Seramik Restorasyonlar	21
2.11. Posterior Dişlerde Estetik Restorasyonların Yapım Teknikleri	22
2.12. CAD/CAM Sistemleri	24
2.12.1. Verilerin Kaydedilmesi	25
2.12.2. Bilgisayar Destekli Tasarım Yapılması (CAD)	26
2.12.3. Restorasyonun Üretilmesi (CAM)	26

2.13. CEREC Sistemi	29
2.13.1. CEREC Sisteminde Dijital Ölçünün Alınması	31
2.13.2. CEREC Sisteminde Restorasyonun Tasarımı	31
2.13.3. CEREC Sisteminde Restorasyonun Üretimi	31
2.14. Cerec Sisteminde Kullanılan Bloklar	32
2.15. Rezin Simanlar	35
2.16. Yaşlandırma	36
2.17. Mekanik Özellikler	37
2.17.1. Kırılma Dayanıklılığı	37
2.17.2. Sertlik	38
2.17.3. Esneklik ve Elastisite Modülü	38
2.17.4. Kuvvet	38
2.17.5. Stres	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması	41
3.2. Dişlere Kanal Tedavilerinin Uygulanması ve Endokron Preparasyonu	42
3.3. Örneklerin Gruplandırılması	47
3.4. CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Hazırlanması	50
3.4.1. Restorasyonların CAD/CAM Sisteminde Tasarımı	56
3.4.2. Restorasyonların CAD/CAM Sisteminde Üretimi	60
3.5. Hazırlanan Porselen Endokronların Bitirme ve Polisaj İşlemleri	62
3.6. Restorasyonların Simantasyonu	68
3.7. Termal Siklus İşlemi	72
3.8. Kırılma Dayanıklılığı Testi	73
3.8.1. Kırılma Tipi Analizi	74
3.9. İstatistiksel Değerlendirme	74
4. BULGULAR	76
5. TARTIŞMA	79
6. SONUÇLAR	92
KAYNAKLAR	93
EK1; ETİK KURUL	117
ÖZGEÇMİŞ	118

SİMGELER VE KISALTMALAR

Al_2O_3	Alüminyum oksit
B_2O_3	Bor trioksit
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim
$^{\circ}C$	Santigrat Derece
CaO	Kalsiyum oksit
dk	Dakika
EDTA	Etilendiamin tetraasetik asit
GPa	Gigapaskal
K_2O	Potasyum oksit
$K_2OAl_2O_36SiO_2$	Feldspar
$KAlSi_2O_6$	Lösit
LED	Light Emitting Diode
Li_2O	Lityum oksit
$Li_2Si_2O_5$	Lityum disilikat
MgO	Magnezyum oksit
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MPa	Megapascal
N	Newton
Na_2O	Sodyum oksit (soda)
NaOCl	Sodyum hipoklorit
nm	Nanometre
P_2O_5	di fosfor penta oksit
SiO_2	Silisyum dioksit
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
ZrO	Zirkonyum oksit
ZrO_2	Zirkonyum dioksit
%	Yüzde

μ	Mikron
μm	Mikrometre



ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. Restorasyonların yapım teknikleri	23
3.1. Okluzal yüzeyleri kesilmiş dişlerin bukkalden görünümü	42
3.2. Kök kanallarının doldurulmasından sonraki görüntü	43
3.3. Kök kanal tedavisi radyografileri	44
3.4. Fazlalık olan gütaperka konlarının uzaklaştırılması sonrası görüntü	45
3.5. Endokron preparasyonunun ve restorasyonunun şematik görüntüsü	46
3.6. A. Pulpa odasının tabanı,	47
B. Periodontal sond yardımıyla derinliğin ölçülmesi	47
3.7. Deney gruplarına ait örnek dişler	48
3.8. Vita suprinity bloklar	49
3.9. IPS e.max CAD bloklar	49
3.10. GC Cerasmart bloklar	49
3.11. Cerec omnicam	50
3.12. Cerec SW yazılımı giriş ve "Add New Patient" seçeneği	51
3.13. Örnek kimlik kartı	51
3.14. Blokların seçimi	52
3.15. Restorasyon tipi ve diş numarası seçimi ve "Biogeneric Individual" seçeneği	53
3.16. Acquisition	54
3.17. Modelin hazırlanması	55
3.18. Dijital ölçü görünümü ve kenar sınırının çizilmesi	56
3.19. Restorasyonun tasarımı	57
3.20. A. Restorasyon parametrelerinin seçilmesi	57
B. Çalışma için tercih edilen parametreler	57
3.21. A. "Design" ekranı, B. "Tools" seçenekleri	58
3.22. A. "Design" ekranı, B. "Form" bölümünün seçenekleri	59
3.23. A. "Design" ekranı, B. "Shape" bölümünün seçenekleri	59
3.24. A. "Design" ekranı, B. "Analyzing Tools" bölümü seçenekleri	60

3.25.	"Milling Preview"	60
3.26.	Blokların boyutlarının belirlenmesi	61
3.27.	A. Ivoclar progmat P310 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),	62
	B. Fırının tablasına metal tutucular ve porselen yastığı ile sabitlenmiş Vita Suprinity restorasyonları,	62
	C. Porselen yastığı (Object Fix Flow, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),	62
3.28.	Kristalizasyon sonrası Vita suprinity restorasyonları	63
3.29.	A. Vita akzent plus likit ve tozu	64
	B. ve C. Fırça yardımıyla glaze materyalinin restorasyona uygulanışı	64
3.30.	Vita suprinity restorasyonlarının glazür aşaması	64
3.31.	A. Ivoclar progmat P310 (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),	65
	B. Fırının tablasına metal tutucular ve porselen yastığı ile sabitlenmiş IPS e.max CAD restorasyonları,	65
	C. Porselen yastığı (Object Fix Flow, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),	65
3.32.	Kristalizasyon sonrası IPS e.max CAD restorasyonları	66
3.33.	IPS e.max CAD "Glaze and Stain Liquid ve Glaze Paste	67
3.34.	IPS e.max CAD restorasyonların glazür aşaması	67
3.35.	GC Cerasmart restorasyonlarının glazür işlemi	68
3.36.	Hidroflorik asit jel uygulanması	69
3.37.	Kumlama cihazı ve kumlama işlemi	69
3.38.	Monobond S uygulanması (Silan Uygulaması)	70
3.39.	Syntac primer uygulanması	70
3.40.	Syntac adhesive uygulanması	71
3.41.	Heliobond uygulanması	71
3.42.	Simantasyon sonrası restorasyonlar	72
3.43.	Termal siklus işlemi	73
3.44.	A. Mod Dental Min-100 (Esetron) test cihazı;	74
	B. Kırılma dayanıklılığı testi uygulanması	74

4.1.	Kırılma dayanıklılığı analizi değerlerinin grafik olarak gösterilmesi	76
4.2.	Deney gruplarının kırılma tiplerinin yüzdeleri	78
4.3	Kırılma Tipleri	78



TABLOLAR

	Sayfa
2.1. Endodontik tedavili dişlerde dişteki madde kaybına bağlı SI/STA sınıflandırması	11
2.2. İçerikleri ve üretim şekillerine göre seramik materyaller	20
3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	40
3.2. Test edilen porselen materyallerin mekanik özellikleri	41
3.3. Deney gruplarının dağılımı	47
4.1. Deney gruplarının ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri	76
4.2. Grupların ikili karşılaştırılması sonucu elde edilen (p) değerlerinin çapraz tablosu	77

1. GİRİŞ

1.1. Kapsam

Restoratif diş hekimliğinin amacı, doğru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonunda doğal diş görünümünün yeniden kazandırılması ile fonksiyon, fonasyon ve estetiğin sağlanmasıdır. Kaybedilen sağlıklı diş dokularının yerine yapılan restorasyonlar; estetik olarak beklentiyi karşılayabilmeli, çeşitli kuvvetlere karşı koyabilecek üstün mekanik özelliklere ve iyi bir marjinal uyuma sahip olmalı, renk değişikliğine uğramamalı, yapım teknikleri kolay ve ekonomik olmalıdır. Uygulanan yöntem ve kullanılan materyaller tedavinin başarısını etkileyen en önemli unsurlardır (1).

Günümüzde, estetik restoratif yaklaşımlar konusunda hem hekim hem de hastaların isteklerine cevap verebilmek için yoğun bilimsel araştırmalar yapılmaktadır. Diş hekimliğinde her zaman dişlerin tedavisi için yeni tekniklerin ve en iyi dental materyallerin geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Kompozit rezin ve porselenler diş dokusuyla benzer özelliklere sahip restoratif materyallerdir. Ancak, bu materyallerin hiç birinin dentin ve minerin kendine has özelliklerini tam olarak taklit edebilmesi mümkün değildir. Dişin, hiç bir porselen, kompozit ya da metal alaşımı tarafından karşılanamayan doğal bir güzelliği ve mekanik performansı vardır. Bu materyallerin çoğu, görsel olarak diş andırabilir ancak hiç biri asıl dokunun özelliklerini yerine getiremez. Son dönemlerde diş dokusuna uyumlu materyallerin geliştirilmesiyle ilgili çalışmalar yapılırken biyomimetik yaklaşım ön plana çıkmıştır. Biyomimetik yaklaşımın restoratif diş hekimliğinde karşılığı, dişlerin restore edilmesinde kullanılan materyallerin, tekniklerin ve ekipmanların dişin yapısı, fonksiyonu ve biyolojik yapısını model alıp, incelemesidir. Diş minesinin yerine porselen kullanılması gibi eşleştirmelerle doğal dişin benzerini oluşturma çabası bu yaklaşıma bir örnek olabilir (2).

Endodontik tedavi yöntemleri; yeni kanal şekillendirme teknikleri ve kanal doldurma yöntemleri ile kullanılan materyallerdeki sürekli gelişmeler sayesinde güvenilir ve gereksinim duyulan bir tedavi seçeneği olmuştur. Ancak ağızda tutulan endodontik tedavili dişlerin kapsamlı bir restorasyona ihtiyacı vardır. Endodontik tedaviler sonrası ağızda kalan dişlerin hangi

yöntemlerle tedavi edileceği en kritik noktayı oluşturmaktadır. Yapılacak restorasyonlar uzun dönem kullanılabilir ve güvenilir bir sonuç ortaya koymalıdır (3). Bu dişlerde, sağlıklı diş dokusunu koruyarak, adezyon için yeterli alanı artırarak, diş-restorasyon bütünlüğünü sağlamak, tedavinin uzun dönemdeki başarısını korumak için gerekli bir unsurdur.

Endodontik tedavili dişler travma, çürük, eski restorasyonlar ve endodontik işlemler nedeniyle ileri derecede yapı kaybına uğrarlar. Literatürde yaygın olan görüşlerden biri endodontik tedavinin oluşturduğu biyolojik değişikliklerin dişin kırılma direncini artırdığı yönünde iken, diğer bir görüş ise endodontik tedavili bir dişin dayanıklılığının direkt olarak kalan dentin dokusunun miktarına bağlı olduğu yönündedir (4,5).

In vitro bir çalışmaya göre çiğneme kuvvetlerine karşı diş endodontik giriş kavitesinin %5, tek yüzlü kavitenin %20, üç yüzlü kavitenin ise %63 oranında zayıflattığı ve buna bağlı olarak marjinal sırtları içeren kavite preparasyonlarının dişin kırılmaya direncini azalttığı bildirilmiştir (6). Bu nedenle kalan diş dokusunu koruyarak en uygun restoratif tekniği ve materyali belirlemek oldukça önemlidir. Endodontik tedavi görmüş dişlerde kırılmayı önlemek için giriş kavitesi, endodontik girişimler, kanal genişletme işlemleri nedeniyle diş yapısının zayıflamasının önlenmesi, korunması ve dişin mine ve dentinle uyumlu materyallerle desteklenmesi gereklidir.

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu, restoratif diş hekimliğinde tartışılan bir konu olmaya devam etmektedir. İleri derecede kayba uğramış endodontik tedavili dişlerin kron retansiyonuna yardımcı olması için direkt ve indirekt *post* ve *core* uygulamaları ile restorasyonu önerilmektedir. Ancak kullanılan *post-core* sistemleri; kor için retansiyon sağlarken, kökte zayıflatıcı etki oluşturup, kök boyunca kırık oluşma riskini artırmaktadır (7).

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte minimal invaziv yaklaşımlara olan ilginin her geçen gün artması, restoratif diş hekimliğinde endodontik tedavi görmüş olan dişlerin restorasyonu için yeni tedavi yöntemlerinin geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Bu durum, endodontik tedavili molar dişlerin restorasyonu için geleneksel *post-core* ve kron restorasyonları yerine seramik inleyler, onleyler ve endokronların alternatif uygulamalar olmasına sebep olmuştur (8). İlk olarak 1995'te Pissis tarafından önerilen endokron; bütün kor ve kronu içeren tek ünitelik bir restorasyondur

(9). Adeziv diş hekimliğinin prensiplerini esas alarak pulpa odasında santral retansiyon kavitesi hazırlanır. Pulpa odasının aksiyal duvarlarının mevcut yüzeyleri makroretansiyon kaynağı oluştururken; adeziv rezin ile mikromekanik retansiyon sağlanır (10).

Endokronlar; özellikle klinik kron boyu yetersiz, interokluzal mesafesi dar, geniş diş dokusu kayıplarında yeterli ferruleye izin vermeyen durumlarda uygulanmaktadır (11). Diş yapılarının korunması, makroretansiyon gerekliliğinin az olması, klinik ve laboratuvar aşamalarının azlığı endokronların üstün yönleridir. Uygulama için harcanan zaman, *post-core* ve kron restorasyonları ile karşılaştırıldığında daha kısadır (12).

Endokronların elde edilmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde her geçen gün yeni materyal ve tekniklerin gelişmesiyle beraber hasta başı tasarım ve üretim imkanı sağlayan CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisi kullanıma sunulmuştur. İlk olarak CAD/CAM diş hekimliğinde Francois Duret tarafından 1970 yılında uygulanmıştır (13). Daha sonra Werner H.Mörmann yaptığı çalışmalarla 1980'lerde Cerec sistemlerini geliştirmiştir (14). CAD/CAM günümüzde hasta başında kullanılan ve kabul görmüş ileri bir teknolojidir. CAD/CAM teknolojileri içinde klinisyenler tarafından oldukça ilgi gören Cerec (*Ceramic Reconstruction*) sistemi geliştirilerek Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kamera, Cerec SW (Software) 4.3 yazılımı ve Cerec MC XL frezleme cihazı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kullanılmaya başlanmıştır (15).

Endokronun CAD/CAM teknolojisi ile üretiminde farklı içeriğe sahip seramik bloklar kullanılmaktadır. Feldspatik seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler, lösitle güçlendirilmiş seramikler ve zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler ile son zamanlarda üretilen rezin nanoseramik hibrit bloklar bunlar arasında sayılabilir. Lityum disilikat, materyalin dayanıklılığını artırıp estetik özelliklerini geliştirdiği için seramik kronlar, inleyler, onleyler, veneerler ve implant restorasyonlarda kullanılabilirler (16). Lityum disilikat geleneksel yöntemle preslenebilmekte ya da CAD/CAM teknolojisi ile üretilebilmektedir. Son zamanlarda ise fleksible nanoseramik hibrit bir blok (GC Cerasmart) ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat içerikli blok (Vita Suprinity) CAD/CAM teknolojisi ile üretilecek şekilde kullanıma sunulmuştur.

GC Cerasmart bloklar, rezin ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini içeren nanoseramik rezin bloklardır. Bu blokların endokron restorasyonlar için dişin mekanik özelliklerini taklit edebilme potansiyeli olması nedeniyle araştırılması gerekmektedir. Vita Suprinity bloklar, mekanik özelliklerinin artırılması için zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat içerikli bir yapıdadır. Mekanik özelliklerinde iyileştirme yapılırken artan dayanıklılığın, diş dokuları ile ne kadar uyumlu olduğunu değerlendirmek için çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu iki blokla ilgili literatürde henüz sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır.

Cerec sisteminin geliştirilmesiyle son olarak kullanıma sunulan Cerec Omnicam ile tasarlanan ve üretilen porselen endokronların değerlendirildiği çalışmalar literatürde kısıtlıdır. Bu sistemde kullanılan farklı CAD/CAM bloklarından üretilen porselen endokronların mekanik özelliklerinin incelenmesi ve karşılaştırılması gereklidir.

1.2. Amaç ve Hipotezler

Bu çalışmanın amacı, 3 farklı içeriğe sahip CAD/CAM blokları kullanılarak Cerec Omnicam sistemi ile tasarlanan ve üretilen porselen endokronların, kırılma dayanıklılıklarının ve kırılma tiplerinin değerlendirilmesidir. Çalışmamızda zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity), lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve rezin hibrit nanoseramik (GC Cerasmart) bloklardan elde edilen porselen endokronlar, kırılma dayanıklılıkları ve kırılma tipleri açısından karşılaştırılmıştır.

Hipotez: CAD/CAM sisteminde kullanılan farklı bloklarla üretilen porselen endokronlar kırılma dayanıklılığı açısından karşılaştırıldığında, rezin hibrit nanoseramik (GC Cerasmart, Corp., Tokyo, Japan) bloğun en yüksek, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Germany) bloğun ise en düşük değere sahip olması beklenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Endodontik Tedavili Dişlerdeki Değişiklikler

Endodontik tedavili dişlerdeki kırılma dayanıklılığın azalmasının esas nedeni dehidratasyon ve dentindeki fiziksel değişikliklerden ziyade, diş yapısının çürük, travma veya geniş kavite preparasyonu ile yapı kaybına uğramasıdır (17). Geçmiş yıllarda endodontik tedavili dişlerin nem kaybına bağlı olarak kollajen çapraz bağlarında birtakım değişiklikler olduğu bu yüzden vital dişlere oranla kırılmaya daha meyilli oldukları varsayılmıştır (18). Dişin devital olması ile birlikte nem içeriğinin bir miktar değiştiği bilinmektedir (19,20). Endodontik tedavide kullanılan irrigasyon solüsyonları ve dezenfektanlar, dentinin mineral ve organik içeriğini değiştirip, dişin elastikiyetini, bükülme dayanıklılığını ve mikrosertliğini azaltırlar (21,22). Ancak Papa ve Messer (23) *in vitro* bir çalışmada, aynı bireylerden protetik amaçla çekilen vital ve devital dişlerin nem içeriklerine bakıldığında, değerler arasında önemli bir fark olmadığını tespit etmişlerdir. Reeh ve diğ. (6) yaptıkları *in vitro* bir çalışmada, devital dişlerdeki değişikliklerin, dentinde oluşan biyolojik değişikliklerden ziyade diş dokusundaki fazla madde kaybından dolayı kırılmaya daha yatkın olduğunu ve vital dişlerin devital dişlerden sadece %5 daha dayanıklı olduklarını bulmuşlardır.

Huang ve diğ. (20) yaptıkları *in vitro* çalışmada, çekilmiş vital ve devital insan dişleri üzerinde bazı mekanik testler uygulayarak devital dişlerin sıkışma kuvvetleri altında elastisite modülünün çoğunlukla daha düşük olduğunu, fakat nem kaybının dişin dayanıklılığını azaltmadığını belirtmişlerdir. Sedgley ve Messer (24) aynı bireylerden protetik amaçla çekilen karşılıklı okluzyondaki vital ve devital dişlerin biyomekanik özelliklerini karşılaştırdıkları bir *in vitro* çalışmada, vital dişlerin devital dişlerden %3,5 oranında daha sert olduğunu, kırılma dayanıklılıkları arasında anlamlı bir fark bulunmadığını ve endodontik tedaviden sonra dişlerin kırılma dayanıklılığının artmadığını göstermişlerdir. Blaser ve diğ. (25) kavite derinliğinin dişi ne kadar zayıflattığıyla ilgili yaptıkları *in vitro* bir çalışmada, dar bir boyun (*istmus*) ve derin bir pulpa odası preparasyonunun, geniş bir boyun ve sığ bir preparasyondan daha çok zayıflattığını belirlemişlerdir. Bundan dolayı endodontik tedavili posterior dişlerde dişi

zayıflatan temel nedenin, kavitenin derinliği olabileceğini ileri sürmüşlerdir. Diğer bir konu da pulpa dokusunun kaybına bağlı olarak sinirsel iletimin bozulmasıdır, bu da endodontik tedavili dişin çiğneme sırasında korunmasını azaltabilir (26). Reeh ve diğer. (27) diş dayanıklılığının azalmasının esas nedeninin marjinal duvarların kaybı olduğunu göstermiştir ve endodontik giriş kavitesinin, kök kanal preparasyonunun, madde kaybı ve diş kırılmasına yatkınlığı artırmada dentinde meydana gelen değişikliklere göre daha etkili olduğunu savunmuşlardır. Ayrıca, endodontik tedavi ve restoratif işlemlerin tüberkül dayanıklılığı üzerine etkisini karşılaştıran bir çalışma göstermiştir ki, endodontik işlemler, okluzal kavite preparasyonları ve MOD kavite preparasyonları sırasıyla; %5, %20 ve %63 oranında dişlerin direncini azaltmaktadır (6).

2.2. Endodontik Tedavili Dişlerde Tedavi Yaklaşımı

Kalan diş yapısının bütünlüğü ve kalitesi, restorasyon için sağlam bir temel oluşturur (28,29). Endodontik tedavili dişler üzerine bazı çalışmalar yapılmış olsa da, tedavi planlaması ve restorasyon materyalinin seçimi hala tartışmalıdır. Çürük, travma, erozyon, abrazyon, atrizyon, endodontik giriş kavitesinin şekli ve konumu planlamada dikkat edilecek faktörler arasındadır (30). İlk olarak, restorasyona başlamadan önce iyi bir apikal tıkanmanın sağlandığından emin olunmalıdır. Ayrıca perküsyonda hassasiyet olmamalı, eksuda, fistül veya aktif bir inflamasyon bulunmamalıdır (31). Dişin anatomik ve fiziksel özellikleri, periodontal dokuların sağlığı, diş dokusundaki yapı kaybı, okluzyon şekli, estetik ve fonksiyonel gereksinimler yapılacak olan restorasyonu ve seçilecek olan materyali etkilemektedir (32). Diş yapısını destekleyen uygun bir restoratif materyal tipinin kullanılması endodontik tedavili bir dişin ömrünü etkileyen önemli bir faktördür (33).

Endodontik tedavili dişlerin tedavi yaklaşımını geleneksel ve güncel olarak sınıflayabiliriz.

2.2.1. Geleneksel Yaklaşım

Çoğunlukla döküm/prefabrike *post-core*, kron ya da pin tutuculu amalgam/kompozit *core* restorasyonlarından oluşur (5). İlk uygulandığı dönemlerde pin tutuculu amalgam/kompozit *core* restorasyonu çok talep görmesine rağmen dentinde meydana gelebilecek çatlak ya da kırık oluşturma ihtimali güvenilirliği hakkında şüphe oluşturmuştur (34). Prefabrike *post* ve pin kullanılarak amalgam/kompozit *core* uygulaması eskiden çok sık kullanılan tedavi yöntemlerinden olmuştur (35). Yapılan bazı *in vitro* çalışmalar, pin tutuculu amalgam/kompozit *core* uygulamasının, döküm *posttan* daha dayanıklı olduğunu göstermiştir (36,37). Kantor ve Pines (38) ise yaptıkları, bir *in vitro* çalışmada bunun tam tersini savunmaktadır. *Post-core* ve kron uygulaması ise çok eski tarihe dayanmaktadır. *Post-core* ve kronun bir bütün halinde üretildiği 'Richmond Kron' restorasyonları 19. yüzyılın sonlarında geliştirilmiştir. Ancak bu restorasyonlar ile kanal giriş yollarının paralelliği her zaman sağlanamadığı için ve restorasyonun yeniden yapılandırılmasında yaşanabilecek güçlükler nedeniyle kullanımları sıkıntılı olmuştur. Kök kırıklarını engelleyip, krona desteklik sağlamak için endodontik tedavili dişlere uygulanan kron restorasyonlarında 'ferrule etkisi' oluşturulması uygun görülmüştür. Ferrule etkisi, kron preperasyonunun gingivalinde bulunan vertikal diş dokusu bandı olarak ifade edilir, bu doku diş dokusunun çevresini bilezik şeklinde sarmalıdır (39,40). Ferrule etkisi, *post* uygulaması sırasında oluşan lateral kuvvetlere direnç gösterilmesi ve *postların* yarattığı kama etkisini ortadan kaldırmak için önerilmiştir (41). Kronun bitim noktasının üstünde 1-2 mm diş dokusunun yer alması dişin kırılmaya karşı direncini önemli ölçüde artırmaktadır (40,42,43). Koronalde bulunan doku miktarı diş eti etrafında meydana gelen stresi büyük oranda azaltmaktadır (44). Ferrule etkisi, kronun direncini de büyük oranda artırır (41). Restorasyon kenar çizgisinin diş etinin altında olduğu ve ferrule etkisinin yetersiz kaldığı dişlerde kron yükseltme ya da dişin ortodontik tedavi ile sürdürülmesi düşünülebilir. Ancak böyle bir durumda kron kök oranı bozulmuş olur, ayrıca tedavinin süresi uzar ve hastanın memnuniyet oranı düşebilir (39). Koronal yapının çok az olduğu durumlarda ferrule oluşturulamayabilir. Ancak restorasyonun klinik başarısında ferrulenin başarıyı etkileyen faktörlerden biri olduğu asla

unutulmamalıdır (45). *Post-core* materyali, simantasyon için kullanılan ajan, dentin kalınlığı, kalan dentin duvarının konumu, kron, çiğneme esnasında oluşan kuvvetler ile oluşan travma veya parafonksiyonel alışkanlıklar da restorasyonun klinik başarısını etkileyen diğer faktörler arasında sayılabilir (46).

2.2.2.Güncel Yaklaşım

Estetik ihtiyaçların artması, geleneksel yaklaşım prensipleriyle yapılan yöntemlerin adeziv materyallerle geliştirilmesine sebep olmuştur. Tam seramik kronlar, metal *post-core*lar ile kullanıldığında, seramiğin ışığa geçirgen olması ve metal *post-core* yapının opak olması sebebiyle, estetik görüntünün bir miktar kaybına yol açmaktadır (9). Uygulanan siman ile tam seramik restorasyonun kalınlığı ve opasitesine bağlı olarak metal *post-core* rengi yansıyabilir ve restorasyonun ışık geçirgenliğini engelleyebilir (47). *Post-core* materyali olarak eğer değersiz alaşımlar kullanılırsa, korozyon ürünleri diş etinde birikme yapabilir veya kök renklenmesine sebep olabilir (48). Fiberle güçlendirilmiş *postlar* ve seramik *postlar*, döküm ve metalik *postlar* ile kıyaslandığında alternatif güncel tedavi seçenekleri olarak düşünülebilir (49).

2.3. *Post* ile Destekli Restorasyonlar

Estetik açıdan tam seramik kronlar, metal *post-core* ile kullanıldığında istenilen beklentiyi karşılamayabilir. Günümüzde estetik beklentileri de karşılayabilmek amacıyla üretilmiş fiberle güçlendirilmiş *postlar* önemli yer tutar.

Fiberle Güçlendirilmiş Postlar: Kompozit rezinin fiberle birlikte kullanılmasıyla ortaya çıkmıştır. İlk kez fiber *post* Duret tarafından bulunmuştur (50). Metalik olmayan fabrikasyon bir *post* çeşididir. Fiziksel yapısı, epoksi matris içine karbon fiberlerin gömülmesi ile oluşturulmuştur. Metal bulundurmadıkları için metal alerjisi veya korozyona sebep olmazlar, biyouyumludurlar. Diğer *postlara* göre daha az kök kanal preparasyonuna ihtiyaç duyulduğu için doku kaybı daha az olur (51). Elastisite modülü dentininkine yakındır ve dentinle benzer mekanik özellikler gösterirler (52).

Karbon, cam ve kuartz olmak üzere üç tipi bulunmaktadır. Karbon fiber *postlar* yaygın olarak kullanılsa da radyolüsent görüntü vermesi ve kron ya da restorasyonun altındaki görüntünün engellenememesi nedeniyle kuartz ve cam fiber *postlar* daha sık kullanılmaktadır (33,53).

Seramik Postlar: 20. yüzyılın sonlarında seramik *postlar* kullanılmaya başlanmıştır. Renk açısından dentinle benzerliği sebebiyle tam seramik kronlarla beraber uygulandıkları zaman optik özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir (49). Seramik *postlar*, cam seramikler, alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramikler ve zirkonyum oksit seramiklerden üretilmektedir (49).

2.4. Post İçermeyen Restorasyonlar

Direkt veya indirekt yöntemlerle *post* içermeyen restorasyonlar uygulanabilir. Direkt yöntem hekimin materyali hasta başında tek aşamada uygulaması ile gerçekleşir. İndirekt yöntem ise materyaller laboratuvar işlemleri gerektirdiğinden en az iki aşamada uygulanır (54). Kalan diş dokusu miktarı retansiyon açısından yeterli olduğu durumlarda *post* içermeyen restorasyonlar uygulanabilir. Restoratif materyalin fiziksel yapısı, kalan diş dokusunun miktarına bağlı olarak önem kazanır (55). Kullanılacak materyalin boyutsal stabilitesi iyi olmalı, sıkışma ve esneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç göstermeli, elastisite modülü diş dokusuna yakın olmalı, su emilimi çok düşük olmalı, diş dokusuna benzer termal ekspansiyon katsayısına sahip olmalı, uygulaması kolay, bağlanma yeteneği başarılı, biyouyumlu ve çürük oluşumunu engelleme özelliğine sahip olmalıdır (56,57). Materyalin seçimi sırasında, posterior dişler daha çok çiğneme kuvveti ile anterior dişler ise daha çok kesme kuvvetiyle karşılaştıkları için restore edilecek bölge oldukça önemlidir.

Post içermeyen indirekt uygulanan restorasyonlar, altın ya da seramik onleyler, inleyler ve endokronlardır. *Post* içermeyen ve kron yapılmamış kompozit ya da amalgam ile restorasyonu tamamlanmış endodontik tedavili posterior dişlerde uygulanan retrospektif bir çalışmada, üç yüzlü kaviteye yerleştirilmiş amalgam restorasyonların başarısızlık oranı kompozit ile restore edilmiş restorasyonlardan daha fazla olduğu gösterilmiştir (58). Kompozit

uygulanan dişlerde kırık nedeniyle olan başarısızlık daha az bulunmuştur ve bu dişlerin tamiri amalgam uygulanan dişlere göre daha kolaydır (58). Ancak prospektif bir çalışmada, üç yıl sonunda kompozit restorasyonlar sekonder çürüğü engellemede amalgam restorasyonlar kadar başarılı bulunmamıştır (59).

2.5. Endokron Restorasyonlar

Endokron restorasyonlarla ilgili literatürde pek fazla bilgi bulunmamaktadır. İlk kez 1999'da Bindl ve Mörmann tarafından tanımlanmıştır. Kök desteği bulunmayan, pulpa odasını retansiyon için kullanan ve 90° açılı preparasyona sahip restorasyonlar olarak tarif edilmişlerdir (11). Günümüzde adeziv teknolojinin ilerlemesi, seramiklerin gelişmesi, asit uygulanıp rezin simanlarla güçlü bir bağlantı sağlanabilmesi *post* uygulanmadan özellikle molar dişlerin restore edilmesine olanak sağlamıştır. Yapılan çalışmaların sonuçları endodontik tedavili posterior dişlerde onley, overlay ve endokronlar gibi restorasyonların sıklıkla kullanıldığını göstermiştir (9,11,60). Endokronun avantajı eğer yeterli yüzey varsa makroretantif preparasyona ihtiyaç duymamasıdır. Endokron makroretansiyonu pulpa odasından, mikroretansiyonu adeziv bağlanma ile sağlarlar. Endokron preparasyonun en büyük avantajı kök kanalında *post* için yer hazırlanmaması ve *core* yapının üretilmesine gerek kalmamasıdır. Böylece *post* uygulandığında oluşma ihtimali olan kök kırıkları elimine edilmiş olur ve zamandan tasarruf sağlanır. Endokron restorasyonlarında pulpa odasının derinliğinin fazla olması adezyon için gerekli yüzey alanını artırır. Biacchi ve Basting (12) tarafından yapılan bir *in vitro* çalışmada, cam fiber *post* kullanımı ve geleneksel kron uygulamalarının endokronlar ile kırılma dayanıklılığı açısından kıyaslaması yapılmıştır. Sonuç olarak endokronların geleneksel kronlara göre sıkışma kuvvetlerine karşı daha dayanıklı olduğu bulunmuştur. Biyomekanik bazı kısıtlamalardan dolayı her durumda *post-core* ve kron uygulaması yapılamaz. Endokronlar;

1. Klinik kron boyu yetersiz
2. İnterokluzal mesafesi dar

3. Geniş diş dokusu kayıplarında
4. Yeterli ferruleye izin vermeyen vakalarda özellikle endikedir (61).

Diş dokusu kaybının miktarının incelenmesinde Lasfargues ve diğ. (62) tarafından geliştirilen SI/STA (Site-Stage Classification System) sınıflaması esas alınmıştır. Bu sınıflama restoratif materyalin seçimine rehberlik ederek çürük lezyonun konumu ve aşamalarını belirleyen bir sistemdir (63). 0. ve 1. dereceler endodontik tedavi görmüş dişlerle ilgili değildir. Derece 2 en fazla diş kaybının kök kanal sistemine giriş kavitesi nedeniyle olduğu dişlerde gözlenir. En fazla görülen olgular ise derece 3 ve 4'te gözlenen, 1. ve 2. bölgelerle ilgili durumlardır. Bu olgularda, doku kaybının derecesi bukkolingual genişlik ve derinlik açısından değerlendirilmelidir (30). SI/STA sınıflaması Tablo 2.1'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Endodontik tedavili dişlerde dişteki madde kaybına bağlı SI/STA sınıflandırması (62).

Bölge (lezyon topografisi)	Derece (lezyonun yaygınlığı)
1: Diş dokularında okluzal kayıp	0: Diş dokularındaki herhangi bir kayıp
2: Diş dokularında proksimal kayıp	1&2: Orta derecede diş kaybı; kalan diş dokusu dayanıklı yapıdadır
3: Diş dokularında servikal kayıp	3&4: Diş dokularında büyük/yaygın kayıp ve tüberküllerde kırıklar ya da zayıflamalar

Endokronların avantajları:

1. Estetikirler ve konservatifirler,
2. Biyolojik olarak uyumludurlar,
3. Diş etinin altına inen preparasyona ihtiyaç duymadığı için periodontal dokularla dosttur,
4. Farklı yapılarla sahip kanallarda uygulanabilirler (çok eğimli, çok geniş, ince veya kırılma eğilimli dişler),
5. Kök perforasyonuna neden olmazlar.

2.6. Endokron Preparasyonu

Endokron preparasyonu, restoratif materyal için yeterli yer sağlayacak ve kırık oluşmasını engelleyecek şekilde planlanmalıdır. İçsel gerilimi azaltmak ve restoratif materyalin daha iyi adaptasyonunu sağlayabilmek için iç açılı keskin olmamalıdır. Kullanılan frezin ucu ve kenarları yuvarlatılmış olmalıdır. Estetik restorasyonun simantasyonunda adeziv yöntem kullanılacağı için okluzale doğru açılendirme gerektirdiği durumlarda artırılabilir. Preparasyon esnasında vertikal duvarlar oluşturulurken frez dişin uzun aksı boyunca kullanılır. Restorasyonun uyumlanması aşamasında zorluk yaşanmaması için preparasyonda kesinlikle *undercut* bırakılmamalıdır. Dişte eski restorasyonlar ve çürük mevcutsa tamamen uzaklaştırılmalıdır. Pulpa odasının duvarları 8-10° lik açı ile anatomik yapıya uygun biçimde şekillendirilir. Kök kanal ağızları ile kavite tabanı koronal mikrosızıntıları engellemek için ışıkla polimerize olan cam iyonomer siman ile kapatılır. Pulpa odasının tabanı düz bir şekilde hazırlanır. Bu durumda pulpa odasında 1-3 mm yükseklikte santral retansiyon kavitesi oluşturulur. Koronal duvarlar restorasyonun giriş yoluna engellememesi için 4° lik açı ile okluzale doğru açılır tarzda prepare edilir. Kalan koronal diş duvarlarının boyutu kalınlık ölçer ile ölçülür ve yeterli destekliğin sağlanabilmesi için en az 2 mm olmalıdır. Duvarlar arası geçişler yaklaşık 90° olacak şekilde şekillendirilir. Belirgin bir şekilde kavite kenarlarında *undercut* bulunuyorsa ışıkla polimerize olan cam iyonomer siman ile bu bölgeler bloke edilir. İyi bir bağlanma sağlanması için mine dokusu mümkün olduğunca korunmalıdır (1).

2.7. Seramikler

Seramik sözcüğü, Yunanca kökenli “keramikos” sözcüğünden türetilmiştir. Yüksek ısıda pişirilmiş topraktan elde edilen materyal olarak tanımlanır (64).

Kullanılan ilk seramikler yapı olarak opak, zayıf ve pöröziteye sahip olmalarından dolayı diş hekimliği uygulamalarında tercih edilmemiştir. Bu seramiklerin yapısında büyük oranda kaolin bulunurken, silika ve feldspar gibi minerallerin yapıya katılmasıyla diş hekimliğinde restorasyon uygulamaları

için gerekli olan dayanıklılık ve yarı saydamlık özelliği sağlanmıştır (64).

Diş hekimliğinde seramik ilk olarak protetik amaçla 1774'te Fransız Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır (65,66). Diş materyali olarak patenti ilk kez 1789'da Dubois de Chamont ve Duchateau tarafından alınmıştır (67). İlk porselen tozunu ve porselenden elde edilen dişleri, Chamont 1792'de üretmiştir, protezlerde yapay diş ve direkt yöntemle dolgu maddesi olarak kullanmıştır (66). Paris'te 1808'de Giuseppe Angelo Fonzi ilk kez tek diş seramiklerini kullanmıştır, fakat gözenekli yapı ile kırılma sorununun dolayısı çok başarılı olamamıştır (68). 1949 yılında Almanya'da Gatz gözeneksiz yapıyı ve vakumda seramiğin pişirilmesini başarmış ve pörözitesiz düzgün bir yapıya sahip seramik elde edilmiştir (69). Seramik, mekanik ve estetik özelliklerinin geliştirilmesiyle diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle estetik sebeplerden dolayı diş hekimliğinde çok talep edilmişlerdir (70). 1963'te Mc Lean ve Hughes, alümina seramikleri üretmişlerdir ve bununla çağımızdaki metal desteksiz restorasyonların alt yapısı oluşturulmuştur (71). 1980'li yıllarda ise kayıp mum tekniği ile kronlarda estetik beklentileri karşılayan dökülebilir cam seramik sistemler diş hekimliğinde yer bulmaya başlamıştır (Dicor ve Cerapearl). Aynı tarihlerde Cerestore alümina seramikler de kullanılmaya başlanmıştır. 1985'de IPS Empress ve In Ceram sistemleri üretilmiş ve kullanılır hale gelmiştir (72).

Diş hekimliğindeki seramiklerin yapısı cam matriks içerisinde bulunan kristalin minerallerden meydana gelmektedir. Bu seramiklerin kırılma, fırınlama sırasında büzölmeye uğrama, renk değişimi gibi bazı dezavantajlara sahip oldukları görölmüştür (70). Seramikler kaolin, feldspar ve silikadan meydana gelmektedir (73). Seramikler kovalent ve iyonik bağlara sahiptir. Seramiklerin sertlik ve stabilitesinin yanında kırılma sebebi bu bağlardır. Bununla birlikte seramiğin direncine ve elastisite modölünün yüksek olmasına da bu bağların sebep olduğu ileri sürölmektedir (71). İlk restorasyonların en büyük dezavantajı; stresin yoğun olduğu alanlarda kullanılmalarını engelleyen düşük dirençleri olmuştur. Bu da yüksek dirençli materyallerin gelişiminin önünü açmıştır. Gelişmeler iki yol izlemiştir. İlki, yüksek dirençli estetik olmayan seramik *core* materyalinin düşük dirençli estetik porselen ile kullanılmasıyken diğeri, yüksek direnç ve estetiğin birlikte kullanılmasıdır (74).

2.8. Dental Seramiğin Yapısı

Diş hekimliğindeki seramikler çoğunlukla silikat yapıdadır. Bir veya daha fazla metalin, metal olmayan bir element (örn. oksijen) ile oluşturduğu bir kombinasyondur (66). Merkezdeki silisyum (Si^{+4}) katyonunun dört köşesine yerleşen bu yapı oksijen (O^-) anyonlarının meydana getirdiği “*tetrahedral*” yapılardan oluşmaktadır (69). Ana yapıyı, feldspar ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$), kuartz (Silika, SiO_2) ve kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) oluşturmaktadır ve “triaksiyel” seramik yapısı olarak adlandırılmaktadır (64,75).

Feldspar: Saf ve renksiz yapıdadır. Seramiğin ana yapısını oluşturur. Seramiklere doğal bir radyolusentlik verir. Seramik içindeki oranı artırıldığında materyalin yarı saydamlığını artırarak camsı görünüm elde edilmesini sağlar. Bağlayıcı bir özelliği vardır. Seramik içeriğinde en az %60 oranında bulunmaktadır. Feldspar saf yapıda değildir, içinde değişik oranlarda soda (Na_2O) ve potasyum oksit (K_2O) bulunur (64).

Kuartz: Seramik yapısına desteklik sağlar. Pişirme sonrası meydana gelen büzülme engeller. Yapı içinde %10–30 arasında bulunarak doldurucu görevi yapar. Termal genleşme katsayısının kontrolüne yardımcı bir yapıdır. Seramiklerin dayanıklılığını artırır ve materyale şeffaf bir görünüm sağlar (76).

Kaolin: Alüminyum-hidrat-silikat yapısındadır. Çin kili olarak da adlandırılan çoğunlukla küçük hegzagonal yüzeylere sahip çok ince yumuşak kilsli bir materyaldir. Isıya dayanıklı bir yapısı vardır ve opaktır. Isı ile içeriğindeki nem buharlaşır ve yapışkan yapısı ile diğer maddeleri bir arada tutmaya yardımcı olur. Seramik hamurunun yapısında %1–5 oranında bulunur (66,77).

Bu üç ana maddeden başka akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, doğal dişe yakın bir görünüm sağlamak için çeşitli renk pigmentleri ve opaklaştırıcı özelliğini artıran farklı ajanlar da seramik yapıya ilave edilebilmektedir (78).

2.9. Dental Seramiklerin Özellikleri

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, ağız içi sıvılarına karşı direnç gösteren, ortamdaki kimyasal reaksiyonlardan etkilenmeyen ve stabilitesini uzun süre muhafaza eden estetik materyallerdir (70,79). Ağız içinde kullandığımız bu seramikler doğal dişlere yakın renge sahiptirler. Benzer şekilde ışık geçirgenliği, saydamlığı, ısı iletkenlik katsayısı ve ısıl genleşme katsayısı dişe çok yakın değerdedir (79). Biyolojik olarak uyumlu materyallerdir ve su emilimi olmamaktadır (70). Seramiklerin üzerinde plak tutunması oldukça azdır ve çok kolay temizlenebilmektedir (80,81). Genellikle korozyona uğramazlar ve alerjik reaksiyona sebep olmazlar (81). Seramiklerin üzerine uygulanan glazür tabakası güçlü asitlere karşı seramiklerin çözünürlüğünü tam olarak engelleyememektedir (71). Ancak seramiklerin karşıt dişte oluşturduğu aşınmayı kısmen azaltır (82). Sıkışma dayanıklılıkları 350-550 MPa arasında değişmektedir. Seramikte esneme olayı mümkün olmadığından ve gerilme dayanıklılığının düşük olmasından kaynaklı restorasyonlarda kırıklar oluşabilmektedir (83). Materyalin içinde küçük boyutta çatlak ya da pöröziteler bulunabilmektedir. Bu yapısal düzensizlikler gerilim yoğunlaşmasından ileri gelmektedir. Seramiğin kullanımı açısından bu durum oldukça büyük bir dezavantaj oluşturmaktadır (66,84).

2.10. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde seramiklerin birçok tipi kullanılmaktadır. Günümüzde seramikler farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır. Tedavi esnasında vakalara uygun seramiğin belirlenebilmesi açısından sınıflandırmanın bilinmesi önemlidir. Yapım tekniklerine ve içeriklerine göre seramikler sınıflandırılabilirler (85). Rosenbulm ve Shulman (86) seramikleri metal destekli ve tam seramik olmak üzere iki sınıfta incelemiştir. Metal destekli seramik restorasyonlar, metal alaşımlarının geliştirilmesi ve veneer materyallerindeki yapısal gelişmelerle birlikte yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde uygulanan sabit restorasyonların yaklaşık %70'ini oluşturmaktadır (77). Metal destekli seramikler yüksek dayanıklılığa sahiptir. Sabit protez yapımına imkan sağlamaktadır. Rengi değişmemekte ve elde

edilmek istenen renk kolaylıkla sağlanabilmektedir. Gözenekli yapı oluşturmadığından ağız sıvılarından etkilenmemektedir (87). Ancak metal marjinlerinin görünmesi estetiğin kaybına neden olur. Transludent görünümün elde etmek zordur. Metal ile seramik arasındaki bağlantıda başarısızlık görülebilir. Estetik nedenlerle restorasyonun aşırı dış bükey yapılması durumunda, çevre dokular zarar görebilmektedir. Kullanılan alaşıma bağlı olarak allerjik reaksiyonlar oluşabilmektedir (87).

Rosenbulm ve Shulman (86) sınıflandırmalarında tam seramikleri 5 gruba ayırmıştır; geleneksel, infiltre edilebilir, frezlenebilir, preslenebilir ve dökülebilir seramikler. O'Brien ise tam seramik sistemleri içeriklerine göre 3 gruba ayırmıştır (84). Buna göre:

1. Güçlendirilmiş alt yapı seramikleri: Alüminyum ile güçlendirilmiş, magnezyum ile güçlendirilmiş ve zirkonyum ile güçlendirilmiş olanlar,
2. Feldspatik: Yüksek ve düşük lösit oranı bulunanlar,
3. Dökülebilen ve preslenebilen cam seramikler: Lösit ile güçlendirilmiş, lityum disilikat ile güçlendirilmiş ve mika içerenler şeklindedir.

Conrad ve diğ. (88)'ne göre seramikler 3 gruba ayrılmaktadır. Bunlar zirkonyum dioksit esaslı seramikler, cam seramikler ve alüminyum esaslı seramiklerdir. Cam seramikler de kendi içinde 3'e ayrılır:

1. Feldspatik seramikler,
2. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler,
3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler.

En yaygın kullanılan sınıflandırma ise yapım tekniğine göre olandır (89). Dental seramikler ısı ve basınçla şekillendirilen seramikler, dökülebilir sistemler, sinterlenebilen seramikler ve makine ile şekillendirilen seramikler olmak üzere aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir (86,90).

Isı ve Basınçla Şekillendirilen (Modele Enjekte Edilen) Tam Seramik Sistemleri: Üreticiler seramiklerdeki pöröz oluşumunu engellemek ve homojen bir yapı sağlamak amacıyla önceden hazırlanmış seramik materyalleri (ingotlar) kullanarak bir ısıtma tekniği geliştirmişlerdir. Seramik ingotların manşet içinde bulunan döküm boşluğuna yüksek sıcaklıkta basınçla enjekte edilmesi şeklinde uygulanmaktadır. Bu teknik için kullanılan seramik materyali feldspatik seramiktir. Lösit kristalleri ya da lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiştir. Isı ve basınç altında ingot seramik şekillendirilmesinin

ardından boyama teknikleri uygulanıp restorasyonun bitirme işlemi sağlanmaktadır (88). Bu seramik sistemlerinden bazıları şunlardır: IPS Empress I ve II (Ivoclar, Lichtenstein), OPTEC (Jeneric/Pentron, USA), PLATINA press system ceramic (Heimerle, Germany), Carrara Press-Full ceramic system (Elephant, Holland).

Dökülebilir Seramikler: Cam seramiklerin refraktör day içerisinde 1350°C sıcaklık altında santrifüj tekniği ile elde edilen tam seramiklerdir. Önceden yapılan ısıtma işlemi ile likit cam fazına getirilerek pöröz oluşumu engellenmeye çalışılmıştır. Dicor cam porselen materyali ilk olarak Peter Adair tarafından 1982'de piyasaya sunulmuştur (91). Kullanılan seramiğin içeriğinde mika (%55) ve cam (%45) bulunur. Geleneksel kayıp mum tekniği ile beraber cam dökümünün birlikte uygulandığı bir yöntemdir. Hobo ve Kyocera (92) tarafından, dökümü gerçekleştirilebilen apatit bir seramik olan Cerapearl (Kyocera Corporation, Kyoto, Japan) geliştirilmiştir ve yapı olarak doğal diş minesine yakın özelliklere sahiptir. Bu materyalde kristalizasyona bağlı olarak apatit kristalleri meydana gelmektedir. Dicor'dan farkı ana yapı olarak hidroksiapatit kullanan bir sistemdir.

Sinterlenebilen Seramikler (Refraktör day tekniği): Toz ve likidin karıştırılıp tam seramik restorasyonların refraktör day üzerinde tabakalanarak uygulanması ile hazırlanan sistemlerdir. Tabakalama tekniği bu sistemlerde pöröziteye neden olmaktadır (90). Bu seramiklere örnek olarak Hi-Ceram (Vita, Germany), Mirage (Chameleon Dental, USA) ve Cerestore (Johnson and Johnson Dental Care Co., USA) verilebilir (1).

Makine ile Şekillendirilen Seramikler: Mil kopyalama tekniği, teknisyen tarafından elde edilen modelasyon sistemde bulunan tarama odasına oturtulur ve kopyası sistemin diğer alanında kesim yapılarak oluşturulur. Kopyalama alanında, kesim özelliği bulunmayan, tarayıcılar modelajın üzerinde dolaştırıldığında kesim alanında özel frezler ve diskler aynı anda seramik bloğu şekillendirmektedir (90). CAD/CAM sistemlerinde de bu teknik uygulanmaktadır.

CAD/CAM tekniğinde hazırlanan tam seramikler, bilgisayar ortamında verilerin toplanıp, tasarım elde edildikten sonra seramik blokların kesilmesiyle sağlanır. Bu sistem bir bilgisayar, bir optik kamera ve bir su ile çalışan frezleme ünitesinden oluşmaktadır. Optik ölçü elde edilirken üç boyutlu ağız

içi tarayıcı kullanılır. Restorasyonun sınır alanları çizici uç yardımı ile belirlenir ve hafızaya alınır. Frezleme ünitesine yerleştirilen seramik bloktan elmas kaplı disklerle kesim işlemi yaklaşık 10-15 dakika içinde tamamlanır (90). Cerec Blocks, VitaMark II ve IPS e.max CAD bu sistemde kullanılan bazı bloklardır.

Dental seramikler kristal içeriklerine göre de sınıflandırılmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin güçlendirilmesi için farklı kristal yapılar kullanılmaktadır. En sık tercih edilen kristal yapılar; lösit, lityum disilikat, alüminyum oksit, magnezyum oksit ve alüminyum oksitin birlikte kullanımı ve zirkonyum dioksittir (85).

Lösit ($KAlSi_2O_6$) kristalleriyle güçlendirilmiş seramikler: %68 kuartz ve %18 alüminyum oksit içeren lösit ve potasyum alümina silikat yapısındadır. Bu seramiklerin yapımında presleme işlemi uygulandığından pörözite oluşumu azalmıştır (85). İlk olarak 1983'te Zürih Üniversitesi'nde lösitle güçlendirilmiş seramik restorasyonlar geliştirilmiştir. Ardından 1990'da IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi isminde piyasaya sunulmuştur. En büyük avantajı materyalin içinde bulunan homojen bir şekilde dağılan lösit kristallerinin, mikroçatlakların oluşumuna sebep olan gerilme stresine karşı bir bariyer oluşturmasıdır (93). Optec (Jeneric, Pentron Inc., USA) preslenebilir cam seramik sistemi, lösit ile güçlendirilmiş seramik sistemlerden diğeridir. Lösit kristallerinin çekirdek şeklinde büyümeleri ile daha dayanıklı bir yapı elde edilmiştir. Feldspatik bir porselene lösit ilave edilmiştir ve şeffaf bir yapıya sahiptir (94).

Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler: Alt yapıyı güçlendirmek için tam seramik restorasyonlarda tercih edilen dolduruculardan bir diğeri de lityum disilikattır ($Li_2Si_2O_5$). Lityum disilikat, çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kenetlenmiş çok küçük kristallerden meydana gelmektedir. Materyal içinde çatlakların yayılımını bu kristaller engelleyip dayanıklılığı artırmaktadır (80). Feldspatik cam matrikse hacimce %70 oranında lityum disilikat ilave edilmesiyle, IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi üretilmiştir (95). IPS Empress II, IPS Empress ile kıyaslandığında daha yüksek bükülme dayanıklılığına (360 MPa) sahiptir (96). IPS Empress II'nin fiziksel özellikleri geliştirilip, translusensisi artırılmış ve IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) adı altında piyasaya sunulmuştur (88). IPS e.max Press 3-6 μ m uzunluğunda, %70 civarında lityum disilikat kristalleri

içermektedir. Bükülme dayanıklılığı yaklaşık 400 MPa olarak bildirilmiştir (16). CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle Ivoclar firması IPS e.max CAD blokları üretmiştir.

Zirkonyum ile güçlendirilmiş seramikler: Zirkonyum monoklinik, kübik, tetragonal olmak üzere üç farklı yapıda görülebilmektedir. Monoklinik yapıda olan materyal stabil değildir. Zirkonyumun sertliği tetragonal yapıda iken yttrium oksitle stabilize edilmesiyle sağlanabilmektedir (97). Bloklar şeklinde bulunmaktadır. Mevcut zirkonyum seramiklerin bükülme dayanıklılıkları 900 - 1200 MPa arasında değişiklik göstermektedir (98). Bu seramiklere Everest (KaVo Dental, Germany) ve DC-Zirkon (Dcs Dentalsysteme GmbH, Kelkheim, Germany) örnek verilebilir (85). 2014'de Cerec sistemlerinde tercih edilen yeni bir zirkonyum blok Vita Suprinity (IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein) piyasaya sunulmuştur. Bunun yanısıra zirkonyum blok olmadığı halde zirkonyum oksit partikülleri içeren Lava Ultimate bloklar bulunmaktadır.

Alüminyum oksitle (Al_2O_3) güçlendirilmiş seramikler: İçeriğinde %45-85 civarında alüminyum ve %15 civarında silika bulunmaktadır. Kırılmaya karşı dirençlidirler (85). Kron yapımında ve metal alt yapıların üstünde faset şeklinde kullanımları mümkündür. Örnek olarak In-Ceram Alümina ve Procera All-Ceram gösterilebilir (85).

İçerikleri ve üretim şekillerine göre seramik materyallerin çeşitleri Tablo 2.2'de gösterilmiştir.

Tablo 2.2. İçerikleri ve üretim şekillerine göre seramik materyaller.

Seramik Materyaller	Geleneksel teknik ile üretilen seramikler	CAD/CAM yöntemi ile üretilen seramikler
Feldspatik Seramikler	Vintage, Duceram, IPS Classic	Vita Mark I, MARK II, Cerec Blocs, Vita Triluxe, Dicor MGC
Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	IPS Empress Esthetic, Optec OPC	IPS Empress CAD, Cerec Pro-Cad
Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler	IPS e.max Press	IPS e.max CAD, Vitablocks Esthetic Line
Zirkonyum Oksit ve Alüminyum oksit ile Güçlendirilmiş Seramikler	In-Ceram Zirconia (Press)	In-Ceram Zirconia, DC-Zirkon, InCoris, ZI, Vita Suprinity
Alüminyum Oksit İle Güçlendirilmiş Seramikler	In-Ceram Alümina	Procera All-Ceram
Rezin Hibrit Nanoseramikler		Lava Ultimate, Vita Enamic, GC Cerasmart

2.10.1. Tam Seramik Restorasyonlar

Tam seramikler, geliştirilmiş yüksek dayanıklılığa sahip porselenin kullanıldığı sistemlerdir. Uygulanan ilk tam seramik restorasyonlarda, %40–50 oranında alümina kristalleri içeren bir kor maddesi kullanılmıştır. Bu kor maddesi, feldspatik porselen ile kaplanarak daha sağlam kronlar elde edilmiştir. Ancak bu uygulamalar tek diş restorasyonundan öteye gidememiştir. Tam seramikler hazırlanırken day üzerine sarılan platin folyonun dış tabakası elektrolitik kaplama prosedürüyle kaplanır. Ancak bu tabaka ışık geçirgenliğini azaltır ve estetiği olumsuz etkiler (99).

Tam seramik restorasyonların endikasyonları (84,100) :

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

Tam seramik restorasyonların kontrendikasyonları (84,100,101) :

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

Tam seramik restorasyonların avantajları (84,100,101) :

1. Biyolojik olarak uyumludurlar,
2. Homojen yapıya sahiptirler,
3. Renkte derinlik sağlayıp, ışığı yansıtma özelliklerinden dolayı doğal diş yapısına yakın görünüm sağlarlar,
4. Doğal diş dokusuna yakın ısıl genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler,

5. Sıkıştırma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdırlar,
6. Metalik tat oluşturmazlar,
7. Radyolojik olarak çürüğün teşhisine olanak sağlar.

Tam seramik restorasyonların dezavantajları (84,100,101):

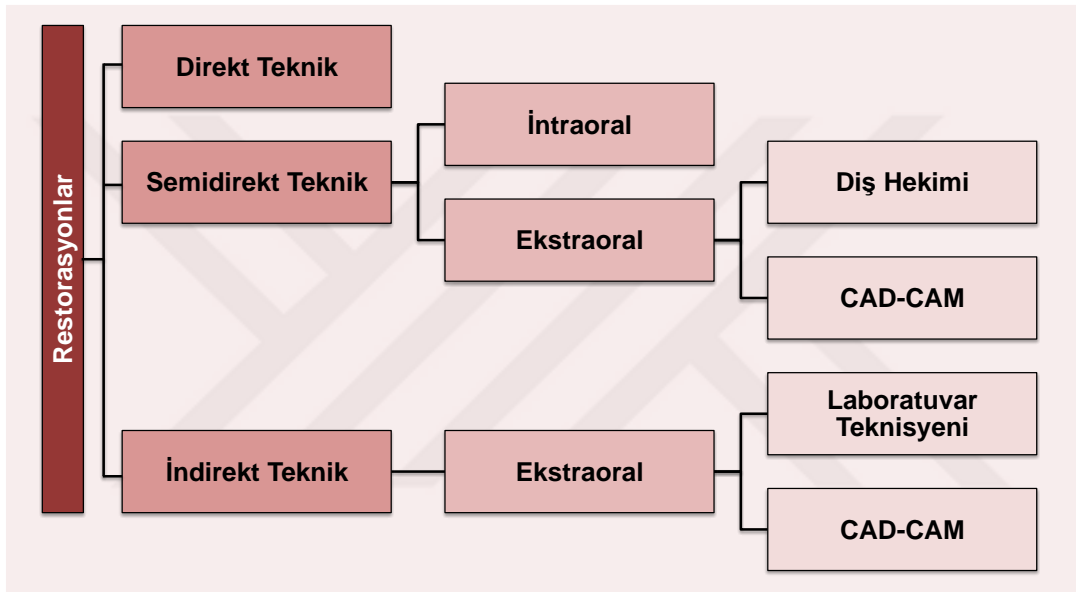
1. Kırılgan bir yapıya sahiptir. Ağızdaki uyumlamaları dikkatli yapılmalıdır.
2. Gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri çok düşüktür.
3. Preparasyon, ölçü alımı, restorasyonun hazırlanması ve simantasyon aşamalarında büyük özen ve titizlik gerektirir.
4. Bazı sistemlerde özel ekipmana ihtiyaç olduğu için pahalıdır.

2.11. Posterior Dişlerde Estetik Restorasyonların Yapım Teknikleri

Posterior dişlerde tedavi seçeneği olarak amalgam kullanımı uzun yıllardır devam etmektedir (102). Amalgamın aşınma direncinin yüksek olması, çiğneme basıncına karşı daha dayanıklı olması, ağız sıvılarında çözünmemesi, düşük maliyete sahip olması ve uzun süre ağız ortamında kalabilmesi gibi avantajlarından dolayı halen tercih edilmektedirler (103). Tercih edilmeme sebepleri arasında; estetik olmayışı, galvanik akıma sebep olması, preparasyonda fazla doku kaybına neden olması, korozyona ve renklenmeye yol açması, özellikle restorasyonun uygulama ve söküm işlemleri esnasında hekim ve hastanın maruz kaldığı cıva sayılabilir (104,105). Yıllar önce posterior dişlerin restorasyonunda uzun bir süre altın materyali kullanılmıştır. Bu materyalin kırılma dayanıklılığının yüksek olması, biyolojik olarak ağız dokularıyla uyumlu olması, karşıt arktaki dişler üzerinde aşınmaya sebep olmaması avantajları arasında sayılırken, maliyetinin yüksek olması, estetik olmayışı ve laboratuvar işlemleri gerektirmesi gibi dezavantajlarının bulunması kullanımının büyük ölçüde azalmasına yol açmıştır (106). Hastaların estetik talepleri, çevresel faktörler, ilerleyen teknolojiye ve yapılan tanıtımlara bağlı olarak gitgide artmaktadır (107). Önceleri sadece anterior dişler için estetik beklentiler yüksek iken, günümüzde bu beklenti posterior dişler için de geçerli hale gelmiştir. Teknolojinin hızlı ilerleyişi, yeni materyallerin sürekli piyasa sunuluşu ve hastaların bu konuda bilinçlenmesi hekimlerin de posterior dişler üzerinde daha estetik çalışmalar yapmalarına imkan sağlamıştır (108). Araştırmacılar

bu ihtiyaçlar doğrultusunda sürekli olarak yeni ürünler üzerinde çalışmalarını sürdürmektedirler. İlk kullanıldığı dönemlerde *post-operatif* hassasiyet, kullanıma bağlı olarak renklenme ve düşük aşınma direnci gibi olumsuz özelliklerinden dolayı kompozitlerin kullanımı azalmış, ardından mekanik özellikleri iyileştirilmiş ışıkla polimerize olan kompozitlerin üretilmesiyle kullanımları artmıştır (109). Kompozitler farklı tekniklerle uygulanabilmektedir.

Genel olarak, restorasyonların yapım teknikleri Şekil 2.1.'de sınıflandırılmıştır (110).



Şekil 2.1. Restorasyonların yapım teknikleri

Direkt Teknik: Laboratuvar aşaması olmayan, tek seansta uygulanabilen tekniktir. Özellikle kompozit restorasyonlar direkt teknikle uygulanan materyallerdir. Ancak doku kaybının çok olduğu durumlarda polimerizasyon büzülmesi, *post-operatif* hassasiyet, kenar uyumsuzluğu, sekonder çürük oluşumu ve mikrosızıntı gibi problemler direkt tekniğin dezavantajları arasında sayılabilir (111). Bunun aksine zamandan tasarruf ve maliyetin düşük olması da avantajıdır.

Semidirekt Teknik: Bu teknik ilk olarak 1980'lerde kullanılmaya başlanmıştır. İndirekt tekniğe göre daha kolay ve kısa sürede uygulanmaktadır. Ağız içi ve ağız dışı olmak üzere iki basamakta işlem hasta başında tek seansta tamamlanır (112). Ağız içi ortamda kompozit,

izolasyonun sağlandığı kaviteye direkt olarak uygulanır, polimerizasyon gerçekleştirildikten sonra restorasyon ağız dışı ortama alınıp, tekrar polimerize edilir, ardından bitirme ve polisaj işlemleri yapılarak son şekli verilir. Son olarak simantasyon yapılır ve restorasyon tamamlanır. Bu uygulamalar sırasında polimerizasyonun ardından restorasyonun kaviteden çıkarılırken problem yaşanabilir. Preparasyonlar sırasında oluşabilecek *undercut* bölgeleri bunun en temel nedenidir. Ağız dışı çalışma şeklinde ise silikon esaslı bir ölçü maddesi ile model elde edilip, restorasyon bunun üzerinde çalışılarak tamamlanır, daha az preparasyon gerektirmektedir ancak daha pahalıdır ve ölçü materyalinde karşılaşılabilecek problemler de göz önüne alınmalıdır. Özellikle geniş çürüğe sahip fazla madde kaybı olan birkaç dişin restorasyonunda daha iyi mekanik özellikler elde edebilmek için semidirekt teknik tercih edilmektedir (113).

İndirekt Teknik: Direkt teknikte karşılaşılan polimerizasyon büzülmesi, okluzal formun istenilen biçimde elde edilememesi gibi bazı problemler nedeniyle tedavi yaklaşımı yönünü indirekt tekniğe çevirmiştir (107). Bu teknik genellikle birden fazla dişin restorasyonu gerektiği ve çalışılacak bölgeye ulaşmada güçlük çekildiği durumlarda tercih edilir. İlk olarak hasta ağızından bir ölçü alınır, alçı model hazırlanır ve işlemler ağız ortamı dışında birden fazla seansta tamamlanır (113).

2.12. CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM diş hekimliğinde 1980'lerden sonra büyük gelişim göstermiştir (114). Bu teknolojinin kullanımı geçmişten günümüze iki basamakta ilerlemiştir. İlki, prefabrike seramik bloklar ile tek aşamada restorasyon yapılması esasına dayanır. Diğeri, kullanılan materyallerin ve restorasyon türlerinin artmasına imkan sağlayan, CAD/CAM teknolojilerine yönelik üretim merkezleri ile dental laboratuvarların kurulmasıdır. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerde beklenen hedef restorasyonların yüksek kalitede olması, düşük maliyet göstermesi ve şekillendirme basamağının standartlaştırılabilmesidir. Geleneksel restorasyonlar manuel hazırlandığı için mekanik ve estetik özellikleri açısından çok da emin olunamamaktadır (115).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri; tam seramik kron ve köprü sistemleri, inley, onley, laminate veneer, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin üretilmesi, bölümlü kron, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları ve implantların yerleştirilmesinden sonra restorasyonların hemen hazırlanabilmesine imkan sağlayan çalışma modellerinin üretilmesinde, maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında ve implant destekli protezlerde kron ile köprü yapımında uygulama alanı bulmuştur (101). CAD/CAM sistemleri, verilerin toplanıp kaydedilmesi, restorasyon tasarımının bilgisayar desteği ile hazırlanması (CAD) ve restorasyonun üretilmesi (CAM) olmak üzere üç fonksiyonel kısımdan oluşmaktadır.

2.12.1. Verilerin Kaydedilmesi

CAD/CAM sistemlerinde verilerin toplanarak kaydedilmesinde farklılıklar vardır. Tarayıcılar ile 3 boyutlu görüntü dijital ortama aktarılır (116). Diş hekimliğinde 3 çeşit tarayıcı kullanılmaktadır. Bunlar lazer uçlu, mekanik ve optik tarayıcıdır. Mekanik tarayıcılarda iğne ucu, pin veya küre kullanarak model veya day üzerinden mekanik tarama elde edilmektedir. Ancak tarama esnasında marjinal alanlarda deformasyon olabileceğinden, ölçü alınarak model oluşturulduktan sonra mekanik tarayıcı kullanımı önerilmektedir (117).

Lazer tarayıcılarda kısa sürede mesafe ölçülerek ölçüm yapılmaktadır. Ancak difüzyon sebebiyle hassasiyet azalmaktadır. Optik tarayıcıda ise lazer, beyaz ışık ya da renkli ışık uygulanarak tarama gerçekleştirilmektedir (118). Optik tarayıcılar genellikle harekete duyarlıdır. Bu nedenle veri toplanırken, hastanın küçük bir hareketi üretilecek olan restorasyonun uyumunu etkileyebilmektedir. Hızlı ve yüksek çözünürlükte veriler elde edilebilir. Ancak gölgelenme olabilir. Yeni nesil tarayıcılar ile istenilen bölgelerin tam olarak taranmasında farklı akslar ile modelin pozisyonu değiştirilip, gölge ve yansımaları engellemek için üretilmiş alçı ile yüzeylerde uygulanabilecek opak spreyleyler bulunmaktadır (119).

2.12.2. Bilgisayar Destekli Tasım Yapılması (CAD)

Bilgisayar ortamına veriler kaydedildikten sonra bilgisayar yazılımı ile noktacıklardan oluşan, üç boyutlu olarak gözlemlenebilen, farklı yönlere çevrilebilen ve üzerinde düzeltme işlemlerinin yapılabildiği sanal bir model oluşturulur (120). Restorasyonun tasarımını hazırlayabilmek için farklı yazılımlar bulunmaktadır. Tarayıcılar gibi bu yazılımlar da CAD/CAM sistemlerine özgüdür. Tasarımın tamamlanmasının ardından CAD yazılımı, sanal modeli CAM ünitesine iletilmektedir (115).

2.12.3. Restorasyonun Üretilmesi (CAM)

Tasarım ile elde edilen 3 boyutlu model CAM uygulamaları ile üretilmeye hazır hale gelir. Bu safhada farklı üretim sistemleri bulunmaktadır. Bunlar arasında en çok kullanılanı freze sistemleridir (121). Dönebilen sistem sayesinde şekillendirme işlemi olurken blokların yine bilgisayar vasıtası ile hareket kapasitesi bulunmaktadır. Bu cihazlar çok fazla sayıdaki işlemleri, yüksek hassasiyette ve çok düşük hata oranıyla üretebilmektedir. İlk piyasaya sunulan CAD/CAM sistemlerinde restorasyonlar sadece prefabrike bloklardan frezler ya da elmas diskler vasıtasıyla frezelenerek üretilmiştir. 'Eksiltme yöntemi' olarak bilinen bu teknik ile istenilen şekli elde edebilmek için blok materyal üzerinde eksiltme işlemi yapılmaktadır (122). Herhangi bir restorasyonu elde edebilmek için prefabrike blokların neredeyse %90'ı uzaklaştırılıp kalan kısım boşa gitmektedir (123). Günümüzde eksiltme yöntemine alternatif hızlı prototip üretim olarak bilinen (üç boyutlu serbest-şekilli üretim/*solid free-form fabrication*) 'ekleme' yoluyla üretim sağlayan sistemler mevcuttur. Bu yöntem ile restorasyonun bilgisayar üzerindeki tasarımı, mevcut CAD/CAM sistemlerinde bulunan kesme işlemine benzer bir işlem dizisinden faydalanılarak yapılmaktadır. Fakat kesme işlemi yerine, seramik ya da metal toz havuzunda bulunan materyal sürekli ilaveler ile sinterize edilerek restorasyon oluşturulmaktadır. Böylece boşa giden artık materyal olmamaktadır.

Procera: 1993'de Matts Andersson ve Agneta Oden tarafından geliştirilmiştir (124). Ağır sinterleme işlemi uygulanan alüminyum oksitle güçlendirilmiş olan restorasyonların üretimi amacıyla geliştirilmiş bir

CAD/CAM sistemidir. Bu sistem CAD/CAM teknolojisiyle beraber kullanılarak titanyum (Procera AllTitan), alüminyum oksit (Procera All Ceram) ve zirkonyum oksit (Procera AllZirkon) alt yapılı restorasyonlar üretilmektedir (125). Procera sisteminin CAD kısmı laboratuvarlarda bulunurken, CAM kısmı sadece İsveç ve ABD'de yer alan iki merkezde mevcuttur. Bu sebeple laboratuvar ortamında modeller tarayıcı (Procera Scanner) ile tarandıktan hemen sonra, görüntüler e-mail yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik'e gönderilir (126,127). Yaklaşık 5 dakikada tamamlanan tarama işlemi esnasında her preparasyona özel yaklaşık 50.000 veri noktası tayin edilir. Elde edilen veriler ışığında bilgisayarda CAD yazılım programı ile koping üç boyutlu olarak şekillendirilir. Fırınlama aşamasında alüminanın %15-20 oranındaki sinterizasyon büzülmesini karşılayacak şekilde genişletilerek güdük hazırlanır (128). Veriler modem ile asıl üniteye iletilir. Çok yüksek sertlikte elde edilmiş %99,5'lik alüminyum oksit tozunun özel güdükler üzerine basınç ile uygulanmasıyla üretilen alt yapılar, bilgisayarda kalınlığı 0,5 mm şeklinde ayarlanarak tasarlama ve üretim kurallarına göre uygun şekilde yontulur (129). Ardından 1550°C'de 1 saat yoğun bir şekilde sinterizasyonu sağlanır. Sinterizasyon işleminden hemen sonra büzülen alüminyum oksit alt yapı tekrar orjinal boyutuna döner (130). Procera alt yapısının üzerine, ısıl genişleme katsayısı yakın olan seramik materyal konumlandırılarak seramik kronun son şekli oluşturulur. Aşınma direncinin mineye yakın olması, kompozit ile güçlü bir bağlanmanın olması sebebiyle bağlantının ardından dişin direncini artırması ve cilalanabilirlik özelliğinin iyi olması sistemin avantajlarından biridir.

Lava Sistemi: 2002 yılında piyasaya sunulmuştur. Sistemde optik tarayıcı, yazılım, sinterizasyon fırını ve frezleme makinesi bulunmaktadır (131). İşlem ölçüden hazırlanan model yüzeyinin optik tarayıcı taranmasıyla başlamaktadır. Bu tarama işlemi kronlar için yaklaşık 5 dakika, köprüler için ise yaklaşık 12 dakika kadar sürmektedir. Veriler bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra alt yapı sisteme ait parametreler doğrultusunda hazırlanmaktadır. Bu sistemde sadece CAD desteğinin bulunması diğer sistemlerde teknisyenin yapması gereken mum modelasyon işleminin ortadan kaldırdığı için daha avantajlıdır (132). Son sinterleme işlemi esnasında büzülme olacağı için alt yapı büyütülmüş olarak hazırlanır. Bu büzülme

miktarı yaklaşık %25'dir. Frezleme işlemi kron elde etmek için yaklaşık 35 dakika, 3 üyeli bir köprü için ise yaklaşık 75 dakika sürmektedir. Ardından sinterizasyon ve kaplama aşamaları gerçekleşmektedir. Isıtma ve soğutma işlemi tamamlandıktan sonra veneer seramiği (Lava Ceram) ile sinterlenmiş alt yapılar kaplanmaktadır (133).

Celay Sistemi: 1987 yılında Stefan Eidenbenz ve Claude Nowack tarafından geliştirilmiştir. Celay sistemi kopyalama-frezleme (*copymilling*) tekniğine dayanır. İnley, onley, kron, endokron ve üç üyeli köprülerin üretimi kısa bir sürede elde edilmektedir (134). Bu teknikte kopyalama işleminin ardından frezleme işlemi yapılır. Özel bir kompozit materyalinden elde edilen model direkt olarak diş üzerinde ya da ana model üzerinde hazırlanır (135). Frezleme makinasına takılan porselen blokların şekillendirilmesi ile kompozit modelin aynısı elde edilir (136). Celay sistemi iki bölümden meydana gelmektedir. Geometrik transfer mekanizması ile iki bölme birbirine bağlıdır. Porselen blok kesim bölümüne yerleştirildikten sonra kopya bölümü ve kesim uçları kullanılarak üç boyutlu hareket ile restorasyon oluşturulur. Frezleme işlemi boyunca özel bir sıvının püskürtülmesi ile soğutma işlemi gerçekleştirilmektedir. Kesim için farklı tip frezler tercih edilmektedir. Disk şeklindeki frez ile dış yüzeyler, rond frez ile iç yüzeyler oluşturulmaktadır. Fissür elmas frez ile son şekillendirilme yapılmaktadır. Üretim süresi, yaklaşık 15 dakikadır (137). Celay sistemlerinde Vita Mark II, InCeram Spinell ve InCeram Alümina bloklar kullanılabilir (138). Celay sistemi ile hazırlanmış restorasyonlardaki problemlerin sebepleri aşınmış frezlerin, frezleme işleminde tekrar tekrar kullanılması veya modeldeki kompozit kalınlığının firma önerisine uygun olmayan şekilde hazırlanmış olmasıdır (135).

Cicero Sistemi: İlk olarak Denissen tarafından tarif edilmiştir ve bilgisayarda tamamlanan seramik yapılandırılması olarak bilinir (139). Okluzal kontakların iyi bir şekilde elde edilmesi için bilgisayar destekli frezeleme ünitesi optik okuma ve seramik sinterizasyonu kullanılır (140,141). CAD yazılımı ile ideal bir artikülasyon diğer sistemlere göre çok daha kolay bir şekilde elde edilir (141). Cicero sisteminde CAD/CAM ile kron ve inleyler farklı seramik tabakaları kullanılarak (yüksek dirence sahip alümina kor, dentin porseleni ve insizal porselen) üretilir (140). Öncelikle hazırlanan preparasyon

ve antagonist dişler, hızlı bir lazer tarayıcı ile taranıp sayısal veriler haline çevrilir. Ardından bilgisayarın oluşturduğu kron formu, dişler arasındaki uygun kontakları ve sentrik okluzyonu sağlayacak pozisyonda düzenlenir. Çiğneme ve dengeli okluzyon konumundaki kontak ilişkileri matematiksel olarak modele yansıtılır. Bu model çiğneme esnasındaki temasları karşılamada kronun uygun şekilde olmasını sağlamaktadır. Asıl amacı, seramik restorasyon üretimini tek bir üretim alanında toplamaktır.

Cercon Sistemi: Sadece CAM ünitesine sahiptir. Frezleme ünitesi (*Cercon Brain*) ile sinterleme fırını (*Cercon Heat*) bulunmaktadır. İlk olarak hastadan ölçü alınır ve model elde edilir, ardından hazırlanacak altyapının mum modelasyonu yapılarak Cercon cihazına (*Brain*) yerleştirilir. Mum modelasyonun üzeri gümüş tozları ile kaplanır ve lazer sistemi ile tarama gerçekleştirilir. Veriler frezleme ünitesine iletilerek cihaza yerleştirilen yarı sinterize zirkonyum bloklardan alt yapı elde edilir. Sinterlemeden sonra oluşabilecek %20 oranındaki büzülme miktarı göz önüne alınarak alt yapının boyutu daha büyük hazırlanır. Kron için frezleme işlemi yaklaşık 35 dakika, dört üyeli sabit bir protez için ise yaklaşık 80 dakika sürer. Final sinterlemesi 1350°C yaklaşık 6 saat uygulanır. Sinterlemenin ardından alt yapıya veneer seramiği (*Cercon Ceram S*) uygulanarak restorasyonun son şekli verilir (142).

2.13. CEREC Sistemi (*CE*ramic *RE*Construction *S*ystem)

İlk geliştirilen CAD/CAM sistemidir. *Ceramic reconstruction* veya *chairside economical restoration of esthetic ceramics* anlamına gelmektedir. Mörmann ve Brandestini tarafından 1985 yılında üç eksen üzerinde aşındırma yapabilen Cerec 1 modeli tasarlanmıştır (143,144). 1988 yılında ise Siemens (Munich, Germany) firması Cerec 1(A)'dan sonra Cerec 1(B)'yi geliştirmiştir. Motor sistemi geliştirilerek Cerec 1'in üçüncü modeli 1992 yılında piyasaya sürülmüştür. Altı eksen üzerinde kazımanın sağlanabildiği Cerec 2 modeli firma tarafından 1994'te geliştirilmiştir. Cerec 2 ile inley, onley ve kron gibi restorasyonların üretimi sağlanmıştır (145).

Ağız içi video kamera, internet, multimedya ve dijital bir radyografik birimi kapsayan Cerec 3 (Sirona) sistemi 2000 yılında hekimlerin kullanımına sunulmuştur (144,146,147). Sistemde kontrol ve aşındırma üniteleri

birbirinden ayrılmıştır. Tarayıcı (Cerec InEos Scanner) aşındırma ünitesi ile uyumludur ve Windows NT platformlu yazılım kullanılmıştır (148). Sistem diğer sistemlere göre oldukça hızlıdır (148,149). Ağız içi görüntüler detaylı ve net olarak kaydedilebilmektedir. İkinci bir silindir şekilli elmas frez sayesinde okluzal şekillendirme detaylı olarak sağlanabilmektedir. Bu sistem ile bir restorasyon şekillendirilirken eş zamanlı olarak ikinci bir restorasyonun tasarlanmasına imkan sağlanmıştır (144). Üretim aşamalarında ilk olarak diş prepare edildikten sonra opak bir toz yardımıyla diş yüzeyi kaplanır ve optik tarayıcı ile görüntüsü bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayar ortamında marjinler ve kenar sınırları belirlenir. Ardından uygun boyutlardaki seramik blok şekillendirme ünitesine yerleştirilir, 20 dakikada restorasyon hazır hale gelir. Son olarak ağız ortamında restorasyonun uyumlaması yapılır ve rezin esaslı simanı ile simante edilir (150). Cerec sisteminin yazılımı 2003 yılında güncellenmiş ve üç boyutlu bir tasarım programı olan Cerec 3D geliştirilmiştir. Bu programda tüm kayıtlar 3 boyutlu olacak şekilde görüntülenebilmektedir. Aynı yazılıma 2005 yılında "*antagonist tool*" eklenmiş ve okluzyonun sistem tarafından otomatik olarak ayarlanabilmesini sağlamıştır. Ayrıca, harici optik model tarayıcı ünitesi olan "inEos" piyasaya sürülmüştür. Tüm ark bu ünite ile taranabilirken tarama süresinin de kısalmasını sağlamıştır (14). Lazer tarayıcınının yer aldığı Cerec inLab MC XL ünitesi firma tarafından sık kullanımlarda önerilmektedir (151). Ölçünün hassas olarak alınabilmesine olanak sağlayan Cerec Bluecam (Sirona) sistemi 2009'da geliştirilmiştir. 2011 yılında geliştirilen Cerec SW 4.0 yazılımı ile yazılımın arayüzü geliştirilmiştir ve kullanılabilirliği artırılmıştır (151). Son olarak Sirona firması 2012'de Cerec Omnicam ağız içi kamerasını geliştirmiştir. Omnicam kamera ile pudra kullanımı son bulmuştur ve renkli ölçü alınmasına olanak sağlanmıştır. Omnicam kamerasında Cerec Bluecam'den farklı olarak ölçü alınırken kamera dıştan 0-15 mm uzaklıkta olacak şekilde konumlandırılır. Bluecam kamerada ise optik tarayıcı dişe temas ettirilir ve sabitlenerek ölçü elde edilir. Ayrıca Omnicam'de devamlı ölçüler ile birlikte üç boyutlu görüntüleme yapılırken, Bluecam'de tekli birkaç görüntü birleştirilerek üç boyutlu model elde edilir (152).

2.13.1. Cerec Sisteminde Dijital Ölçünün Alınması

Cerec Omnicam ile dijital ölçü alınırken ışıktan faydalanılır. Ölçülen değerler aktif triangulasyon yöntemi ile değerlendirilir. Yansıyan farklı dalga boylarına sahip ışıklar çip (*charge-coupled device*) yardımıyla kaydedilir. Ağız içinde yüzeylere gönderilen ışık ve yansımalarla geri dönüş yapan ışık arasındaki açı hesaplanır. Böylece üç boyutlu görüntü sağlanmış olur. Ölçü sırasında elde edilen görüntü ortamdaki tükürük, kan ya da artıklardan etkilenmektedir (153). Pudra kullanılmasına gerek yoktur ve tek aşamada renkli görüntüler oluşturulur. Omnicam'de tarayıcı kamera dıştan yaklaşık 0-15 mm uzaklıkta tutulmalıdır. Ekranda elde edilen görüntü ağız içi renklerini başarılı şekilde taklit etmektedir (152,154).

2.13.2. Cerec Sisteminde Restorasyonun Tasarımı

Preparasyonun sınırları, gingival taban ve aksiyal duvarların pozisyonunu bilgisayar tarafından belirlenebilir. Önce kenar sınırları daha sonra giriş açısı oluşturulur. Sistem tarafından bu işlem otomatik olarak ya da yazılımın "Tools" kısmı ile gerekli değişiklikler yapılabilir. Uyumlama sırasında kontak alanları manuel olarak düzenlenebilir. Tasarlanan restorasyon kaydedilir ve seramik blokların frezlenmesi işlemine geçilir (151).

2.13.3. Cerec Sisteminde Restorasyonun Üretimi

Restorasyon için seramik bloklardan uygun boyut ve renklerde olanı seçilir. Renk seçimi sırasında her firmanın kendisine ait olan renk skalasından faydalanılır. Seramik blok, frezleme makinasına yerleştirilip vidalanır ve kapağı kapatılır. Kesim sırasında su soğutması altında yüksek hızda elmas frezler kullanılır. Frezlerin uç kısımlarından biri konik diğeri silindirik şeklindedir. Frezleme tamamlandığında restorasyon kesim bölmesinin alt kısmında bulunan hazneye düşer (115). Hazırlanan restorasyona üretici firmasının önerdiği şekilde polisaj ve glazür işlemi uygulanır. Bu aşamada renklendirme işlemi yapılabilir. Ardından bitmiş restorasyon ağız içine uyumlanıp simante edilir (149).

2.14. Cerec Sisteminde Kullanılan Bloklar

Son zamanlarda mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla endüstriyel şekilde üretilen CAD/CAM seramik blokları farklı boyut, içerik ve renk seçenekleri ile kullanıma sunulmuştur (83). Lava Ultimate, GC Cerasmart, IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Vita Mark II ve Vita Suprinity bunlardan bazılarıdır.

Lava Ultimate: Nano seramik rezin yapısındadır, 20 nm çapında silika nanomerleri ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerleri içerir. Resin ve seramik materyallerinin üstün fiziksel ve estetik özellikleri bu blokta bir araya getirilmiştir. Blokların üretiminde kullanılan silan ile resin matris ve nanomer yapı arasında kimyasal bir bağlantı elde edilir. Bu bağlantı sonucu oluşan nanopartikül demetlerinin boyutu 0,6-10 µm dir. Nanopartikül yapı materyalin kırılma ve aşınma karşısında daha dayanıklı olmasını sağlar. Blokların içerisinde bulunan nanomer ve nanopartikül seramik demetleri hacimce %80 oranındadır. Elastisite modülü dentine yakın olduğundan çiğneme kuvvetlerini kolaylıkla absorbe edebilir. Polisajı kolaydır ve kompozitler ile tamiri mümkündür (155).

GC Cerasmart: Resin ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini bir arada bulunduran nanoseramik resin bloklar olarak piyasaya sunulmuştur. İçeriğinde Bis-MEPP (2,2-Bis (4-metakriloksipolietoksifenil propan), DMA (dimetakrilat) ve UDMA (üretan dimetakrilat) bulunur. Doldurucu partiküller ağırlığının yaklaşık %71'ni oluşturur, silika ve baryum cam nanopartiküllerinden meydana gelir (156). Doldurucu partiküller çok ince ve homojen olarak dağılmış haldedir. Nano boyutlu doldurucu yapılarından dolayı yüksek aşınma ve kırılma dayanıklılığına sahiptirler. Ayrıca polisajlanabilirliği iyidir ve polisajın kalıcılığı cam seramiklerle büyük benzerlik gösterir. Yüksek direnç özelliğine sahip olması ve dentine benzerlik gösteren elastisite modülü sayesinde çiğneme esnasında dişe iletilen kuvvetleri diş ile birlikte absorbe edebilir (157). Seramik olarak sınıflandırılarak piyasaya sürülen bu CAD/CAM resin kompozitler fatik kuvvetler altında bazı CAD/CAM seramiklere nazaran daha az çatlak yayılımı gösterirler. Hatta diğer CAD/CAM seramiklerine göre posterior dişlerde uygulanan restorasyonlarda daha iyi kırılma dayanıklılığı sağlarlar (83).

Işıkla polimerize olan kompozitler vasıtasıyla tamir işlemine olanak sağlamaktadırlar. Sirona Cerec cihazları ile uyumlu bloklardır. Kron, implant destekli kron, inley, onley, endokron, laminate veneer yapımında kullanılır. Tasarımın hazırlanması, kazıma, bitirme-cilalama ve simantasyon işlemleri kolaydır. Zorlu okluzyon durumlarında bile ideale yakın direnç sağlar. Adaptasyonu oldukça iyidir ve kenar uyumu uzun süre stabil kalabilir. Sertliği karşıt dişin aşınmasına neden olmaz. Restorasyonun cilası uzun süre devamlılığını sürdürür. Frezleme süresi kısadır böylelikle frezlerin ömrü uzar. GC Optiglaze Color ile 1-2 dakika içinde renlendirme ile karakterizasyonu sağlanır. Radyoopasitesi yüksektir. İyi dengelenmiş floresans ve opalesans özellikleri sayesinde genellikle mineyi başarılı şekilde taklit eder. İnley, onley, laminate veneer, parsiyel ve sabit protezlerde tercih edilir. Düşük translusensiye sahip olanları genellikle dentin yerine tercih edilir ve maskeleme için kullanılır. Isıl işlemler fabrikasyon sırasında tamamlandığı için restorasyonun üretimi esnasında tekrar ısıl işleme ihtiyaç duyulmaz. Böylece zamandan da kazanç sağlanır.

IPS Empress CAD: Laminate veneer, inley, onley, anterior ve posterior restorasyonlar gibi çok estetik, monokromatik uygulamalar için uygun bir bloktur. Homojenlik ve ışık dağılım özelliği ile dengeli bukalemun efekti sağlar. Doğal translusensi özelliği sayesinde estetik kolaylıkla elde edilebilir. IPS Empress CAD blokların iki farklı translusens derecesinde (HT ve LT) ve polikromatik yapıda olanları mevcuttur. Bu bloklar hem CEREC Sistem'de (Sirona), hem de E4D Dentist Sistem'de (D4D) freze edilebilir. Polisajı kolaydır ve glazür işlemine gerek duyulmaz.

IPS e.max CAD: Lityum dioksit, potasyum oksit, kuartz, fosfor oksit, alümina ve diğer bileşenlerden meydana gelmektedir. IPS e.max CAD iki aşamalı kristalizasyon işlemi görür. İki aşamalı kristalizasyon işleminde kontrollü çift nükleasyon safhası gerçekleşir. İlk aşamada lityum meta-silikat kristalleri çökelir. Bu aşamada cam seramik aşındırma için uygun özelliktedir. Aşındırmanın tamamlanmasının ardından ikinci ısıl işlem yapılır ve meta-silikat faz tamamen çözünür. Bununla birlikte lityum disilikat kristalize olur. Kristalizasyon işlemi porselen fırınında yaklaşık 840°C'de 20 dakikada sağlanır İşlem tamamlandığında cam matriks içinde hacimce %70 kristal faz bulunduran ince grenli cam seramik restorasyonlar sağlanmış olunur (158).

Lityum disilikat içeriklidir, iğne uçlu kristal yapısı bulunmaktadır ve geleneksel olarak ısı ile preslenebilir veya CAD/CAM ile işlenebilir. Üstün fiziksel özelliklere sahip olduğu için anterior ve posterior bölgelerde tek kron, endokron, inley, onley, laminate veneer ve implant restorasyonlarında tercih edilebilen bir monolitik seramik sistemdir (159). İlk olarak, diğer yüksek dayanıklılığa sahip seramik core materyallerinden daha iyi bir translusensiye sahip olmasından dolayı alt yapı materyali veya core materyali olarak kullanılmışlardır. Lityum disilikatın translusensinin ve renk uyumunun artırıldığı anatomik olarak uygun konturlara sahip monolitik restorasyonlar yapılabilir. Mavimsi bir renge sahiptir. Hekimlerin lityum disilikat blokları tek kron materyali olarak tercih etmeleri halinde klinik ömürlerinin orta vadeyle sınırlı olduklarını bilmeleri gerektiği bildirilmiştir.

Vita Mark Bloklar: Vita Mark I blok feldspatik bir porcelendir. Bükülme dayanıklılığı 93 MPa'dır. Vita Mark II bloklar 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş frezlenebilen feldspatik bir porcelendir. Vita Mark I blok ile kıyaslandığında dayanıklılığı artırılmış ve partikül boyutu 4 μm 'a düşürülmüştür. %60-64 SiO_2 ve %20-23 Al_2O_3 içerir. Hidroflorük asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır. Dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajından ötürü estetiği sağlamak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe bloklar üretilmiştir. Bu bloklar 3 tabaka halindedir (opak alt yapı, nötral bölge ve translusent). Cerec sistemi ile kullanılabilir (88).

Vita Suprinity: Cam seramik yapısındadır ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat içerir. SiO_2 , Al_2O_3 , Na_2O , K_2O , CaO , ZrO_2 ve B_2O_3 den oluşur. Dayanıklı bir yapıya sahip olduklarından inleyler, onleyler, parsiyel kronlar, laminate veneerler, ön ve arka bölgede kronlar, implant üstü tek diş restorasyonlarda kullanılır. Ağırlığının %10 kadar dan oluşur. İlk üretilen zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiktir. Üreticiler zirkon ve cam seramiğin olumlu özelliklerini bir araya getirerek cam seramik materyalleri geliştirmeyi amaçlamışlardır. Zirkon partikülleri seramik yapının kırılmaya karşı güçlendirilmesi için bir araya getirilmiştir. Kristalizasyon sonrası elde edilen yapı ile yüksek estetik gereksinimler karşılanarak, mekanik özellikler geliştirilmiştir. Kristalizasyon işlemi porselen fırınında 840°C de sağlanır (158). Yüksek ısıda faz dönüşümü gerçekleşme ve partikül

boyutu değişime uğramaktadır (160). Yüksek translüsent yapısı ve farklı renk seçenekleri ile anatomik olarak şekillendirilebilen monolitik restorasyonlar üretilebilir. Polisaj ve glazür işlemleri farklı şekillerde uygulanabilir. Polisaj, kristalizasyonun ardından manuel olarak yapılabildiği gibi kristalizasyon ve glaze işlemleri bir arada uygulanabilir ya da kristalizasyon ve glaze fırınlaması ayrı ayrı yapılabilir (161).

2.15. Rezin Simanlar

Diş hekimliğinde uzun yıllardır önemli bir yer teşkil eden rezin simanlar, rezin bağlantılı sabit protezlerin, *postların*, inleylerin, onleylerin, kronların porselen veneerlerin, ortodontik braketlerin ve periodontal splintlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır (162).

İlk üretilen rezin simanlar kimyasal olarak kendi kendine sertleşen yapıdadırlar ve çok düşük çözünürlüğe sahip olmasının yanı sıra yüksek polimerizasyon büzülmesi ve düşük biyouyumluluk gibi olumsuz özelliklerinden dolayı başarısız bulunmuşlardır (163).

Metal olmayan restorasyonlarda ışığın ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyonun tam olarak sağlanabilmesi amacıyla, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (*dual-cure*) rezin simanlar geliştirilmiştir (164). Rezin simanların içeriği, kompozitlere benzerlik gösterir ve rezin matris ile silanın kullanıldığı inorganik dolduruculardan oluşmaktadır. Çoğunlukla rezin simanların içeriğini dimetakrilatlar (Bis-GMA; Bisphenol A-glisidil dimetakrilat, UDMA; üretan dimetakrilat, TEGDMA; trietilenglikol dimetakrilat) meydana getirmektedir. Ayrıca içinde bulunan inorganik doldurucular termal genişleme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltıp, aşınmaya karşı direncini artırmaktadır (162).

Günümüzde tam seramik restorasyonların simantasyonunda, ışıkla polimerize olan veya hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize (*dual*) olan rezin simanlar önerilmektedir. *Dual-cure* rezin simanlar, estetik açıdan başarılıdırlar ve polimerizasyon büzülmeleri düşüktür ayrıca, geleneksel simanlarla kıyaslandığında ağız sıvılarında çözünmezler (164).

Diş dokuları ve seramik restorasyonlar arasında adeziv simanlar aracılığıyla güçlü bir bağlanma sağlanır. Bu bağlantı sayesinde restorasyon

desteklenir ve preparasyonun neden olduğu sağlam diş dokusundaki kayıp miktarı azaltılmış olur (165).

Kron, inley, onley veya laminate veneer ile diş arasında bulunan siman aralığına siman film kalınlığı denir. Bu kalınlık restorasyonun tutuculuğunda önemli yer teşkil eder. Kalınlık restorasyonun yerleştirilmesi sırasında uygulanan kuvvete, uygulama şekline, restorasyon ile diş arasındaki uyuma, simanın kaçış yoluna göre değişmektedir (80).

Tam seramik kronların uygulanmasında rezin siman film kalınlığı değişmektedir (166). Işık ile polimerize olan adeziv simanlarda karşılaşılabilecek problemleri engellemek için 2 mm'den kalın restorasyonlarda *dual-cure* rezin simanların kullanımı tercih edilmektedir. Simanın kimyasal polimerizasyonu, ışık uygulamasının ardından, çok düşük ışık şiddetine maruz kalan bölgelerde devam eder. Bu simanların dezavantajı, yapısında bulunan kimyasal polimerizasyon için kullanılan amin katalizörünün sebep olduğu renk değişimidir (164). Tam seramik restorasyonun simantasyonunda yeterli polimerizasyon ideal bir bağlanma kuvveti ve fiziksel özellikleri sağlamak için en önemli faktördür. Polimerizasyon, monomerlerin kimyasal bağlar vasıtasıyla bir araya gelerek yüksek moleküler ağırlıklı formlara dönüşmesidir. İdeal bir polimerizasyon reaksiyonu esnasında, tüm monomerlerin polimerize olması istenir. Materyallerin sahip olduğu fiziksel ve mekanik özellikler, polimerizasyon yöntemleri ve farklı ışık kaynaklarından etkilenmektedir (167). Polimerizasyon işlemini etkileyen diğer faktörler de restoratif materyalin tipi, rengi, ışık tipi, yoğunluğu, restorasyon ile ışık ucu arasındaki mesafe ve uygulama açısı ile süresi, ışık ucunun çapı, kavitenin derinliği ve restorasyonun lokalizasyonudur (168). Polimerizasyon, ışık kaynağına en yakın noktadan başlar. İlk 20 sn içinde polimerizasyon büzülmesi gerçekleşir. Oluşan polimerizasyon büzülmesiyle kenar sızıntısı, *post-operatif* duyarlılık ve ikincil çürüklere neden olabilir (169).

2.16. Yaşlandırma

Ağız içerisinde, çiğneme, beslenme ve nefes alıp verme sırasında sıcaklık değişimleri olmaktadır. Ağız kapalı ve herhangi bir ısı uygulamasına

maruz kalmadığında sıcaklık ortalama olarak 35°C ölçülmüştür. Yapılan çalışmalarda sıcak ve soğuk içecek alımında diş yüzeyindeki sıcaklıklar ölçülmüş ve en düşük sıcaklık 4,5°C, en yüksek sıcaklık 50°-55°C olarak kaydedilmiştir (170). Isısal stresler sonucu oluşan büzülme ve genleşmeler, restorasyon ile diş arasında aralanmaya ve mikrosızıntıya neden olur (171). *İn-vitro* çalışmalarda restorasyonların ağız ortamında maruz kaldıkları ısı değişikliklerini taklit etmek amacı ile termal döngü test yöntemi tercih edilmektedir (172). Ancak araştırmacılar arasında döngü sayısı ve bekletme süreleri hakkında fikir birliğine varılamamıştır (170). Termal döngü testleri en düşük sıcaklık 5°C ve en yüksek sıcaklık 55°C aralığında, yaklaşık 30 sn bekletme süresi içinde gerçekleştirilmektedir. Kesin bilgi olmamakla beraber ağız içerisindeki döngü sayısı günde 20-50 arasında olabileceği düşünülmüş ve 10000 döngünün 1 yıla tekabül edebileceği bildirilmiştir (170,173). Seramik-rezin siman arasındaki bağlantının, termal döngüden aynı ısı altında suda bekletme yöntemine göre daha çok etkilendiği bildirilmiştir (174). Yaşlandırma cihazları otomatik olarak günde 24 saat haftada ise 7 gün termal döngünün uygulanmasına imkan sağlamaktadır (76). Bu cihazlar sayesinde diş ortamda uzun zaman içinde oluşacak hasarlar kısa sürede oluşturulabilir. Renk değişimi, matlaşma, direnç kaybı, çatlak oluşumu, oksidasyon ve su emilimi bu hasar tipleri arasında sayılabilir (175).

2.17. Mekanik Özellikler

2.17.1. Kırılma Dayanıklılığı

Diş ve dolgu arasında meydana gelen gerilimler sonucu kırılmalar oluşmaktadır. Çekme gerilimi (tensile stress), sıkışma gerilimi (compressive stress) ve makaslama gerilimi (shear stress) adı altında bu gerilimler 3 grupta toplanır. Çekme gerilimi, kütleyi uzatmak ya da germek isteyen bir yükün oluşturduğu deformasyona karşı koyan kuvvete denmektedir. Sıkışma gerilimi, kütlenin kendisini sıkıştırmaya ya da kısaltmaya zorlayan bir yüke karşı koyan iç kuvvetlerdir. Makaslama gerilimi ise çevirme hareketine ya da bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı meydana gelen gerilimdir (176). Dayanıklılık ise materyalde kırılma ya da plastik deformasyonu

oluşturmak için gereken maksimum stres diye tanımlanmaktadır. Porselen materyalin mekanik özellikleri ile klinik performansı arasında değişik faktörlere bağlı bir ilişki var olduğu bilinmektedir (177). Kırılma dayanıklılığının değerlendirildiği cihazlarda uygulanan kuvvet restorasyona dik (178,179) ya da açılı olacak şekilde uygulanabilmektedir (180).

2.17.2. Sertlik

Bir cisme uygulanan kuvvete karşı cismin gösterdiği dirence 'sertlik' denir (84). Cismin sertliği ile plastik deformasyona karşı gösterdiği dayanıklılık arasında doğrudan bir ilişki vardır. Sertlik miktarı, cisme belirli bir kuvvet miktarının uygulanması ve bu kuvvetin cisimde yarattığı deformasyon alanının oranlanmasıyla ile belirlenir (80).

2.17.3. Esneklik ve Elastisite Modülü

Esneklik; bir malzemenin kendisinin elastik sınırının bir birim hacmi içinde depolanmış olan elastik enerjinin miktarını ifade eder. Elastisite modülü ise cismin uygulanan kuvvet karşısında elastik özelliğini kaybettiği ve plastik deformasyonun başladığı noktadır (181). Yüksek modüllü materyaller; daimi kırılma ya da bozulmadan önce daha çok enerjiyi absorbe edebilir. Yüksek elastisite modülüne sahip bir materyal aynı yüklere maruz bırakıldığında düşük elastisite modülüne sahip materyalden daha az deforme olur. Esnek restoratif materyallerin klinik avantajları net görülebilmemesine rağmen bazı durumlarda tahmin edilebilir istenmeyen etkileri de vardır. Örneğin, esnek restorasyon materyalleriyle uygulanan marjinlerdeki mikrosızıntıya bağlı olarak restoratif marjin uyumsuzluğu ve başarısızlık meydana gelir (157).

2.17.4. Kuvvet

Bir maddenin diğeri ile etkileşmesi sonucu oluşur. Kuvvetler maddeye direkt temasla uygulanabildiği gibi, belirli bir mesafeden de uygulanabilmektedir. Kuvvet uygulanması sonucu maddenin sert veya deforme edilebilir özellikte olup olmamasına bağlı olarak, madde, ya yer

değiştirir ya da deforme olabilir. Eğer madde yer değiştirmiyor veya hareket etmiyorsa, kuvvet maddenin deforme olmasına veya şekil değiştirmesine neden olur. Kuvvet üç özelliği ile tarif edilmektedir. Bunlar: uygulama noktası, kuvvetin büyüklüğü ve yönüdür. Kuvvetin yönü, kuvvetin tipini belirlemektedir. Uluslararası birim sisteminde kuvvet birimi 'Newton' (N) dir (182).

2.17.5. Stres

Sabitlenmiş bir maddeyi bir kuvvet etkilediğinde, bu dış kuvvete karşı bir direnç gelişir. Stres olarak adlandırılan bu iç reaksiyon, uygulanan kuvvetin şiddetine eşit ve uygulanan kuvvetin yönüne terstir. Hem uygulanan kuvvet hem de stres madde alanına dağıtılır. Böylece bir objedeki stress, birim alandaki kuvvet veya 'stres = kuvvet/alan' olarak tanımlanır.

Stresin direk olarak ölçülmesi zordur. Bu yüzden kuvvet ve kuvvetin uygulandığı alan ölçülür ve stres birim alana düşen kuvvet oranından hesaplanır. Stresin birimi, kuvvet biriminin, alan birimine bölünmesidir. Stres birimi genellikle 'megapascal' cinsinden ifade edilmektedir (182).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma; Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenen THD-2015-8400 numaralı destek projesi (Bkz. Ek 1) ile temin edilen sarf malzemeler kullanılarak Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür.

Bu araştırma için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 04.11.2015 tarihli toplantıda GO 15/670-09 numaralı etik kurul onayı alınmıştır (Bkz. Ek.2).

Çalışmamızda, CAD/CAM tekniği kullanılarak hazırlanan porselen endokronların tasarımı ve üretiminde, Anabilim Dalı'mızda yer alan Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) sistemi kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller.

Materyal / Üretici Firma / Seri Numaraları	İçerik
Riva Light Cure powder/liquid kit (Rezin modifiye cam iyonomer siman) (SDI Limited, Australia) 688431	Floro Alüminasilikat Cam(ağırlıkça%90-95), Poliakrilik Asit
Vita Suprinity (Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat) (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Germany) 48520	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, ZrO ₂ , B ₂ O ₃
IPS e.max CAD (Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) T44670	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, diğer oksitler, renk oksitleri
Cerasmart (Rezin hibrit nanoseramik) (GC Corp., Tokyo, Japan) 1411191	Silika ve baryum cam nanopartikülleri (ağırlıkça%71) içeren hibrit seramik
Variolink N (Dual-cure rezin siman) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) T26011	Dimetakrilat, silikon dioksit ve iterbiyum triflorürden oluşur. Diğer bileşenleri başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentlerdir.

Çalışmada test edilen porselenlerin mekanik özellikleri Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Test edilen porselen materyallerin mekanik özellikleri
(157,183,184).

Materyaller	Bükülme Dayanıklılığı (MPa)	Elastisite Modülü (GPa)
Vita Suprinity (Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik)	404-482	68-72
IPS e.max CAD (Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik)	320-450	90-95
Cerasmart (Rezin hibrit nanoseramik)	199-239	7-9

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Çalışmamızda, protetik veya periodontal sebeplerle çekilmiş 45 adet insan alt 1. ve 2. molar dişi kullanılmıştır. Dişler dezenfeksiyon için %10'luk formol solüsyonunda 24 saat bekletilmiştir. Ardından akan su atında formol uzaklaştırılmıştır. Dişler arasından meziodistal-bukkolingual boyutları ve kök uzunlukları birbirine yakın olan 45 adet diş seçilmiştir. Dişlerin dahil edilme kriterleri; 1) sağlam olmaları, 2) çatlak veya kırık bulunmaması, 3) çürük ya da eski bir restorasyonun olmamasıdır. Dişlerin uygun olup olmadığına karar vermek için büyüteçli gözlük (Standard Loupes 3.0x @ 34cm, Keeler, Broomall, USA) kullanılmıştır.

Dişlerin boyutlarının ölçümü mini dijital caliper (INSIZE CO., LTD. Jiangsu Province, China) cihazı ile yapılmıştır. Daha sonra el aletleri ile dişlerin üzerindeki eklentiler mekanik olarak uzaklaştırılmıştır. Dişlere düşük hızda mikromotor kullanarak beyaz polisaj lastiği (PC800S, Roco, Guangdong, China) ile polisaj yapılmıştır. Seçilen 45 adet diş işlem görene

kadar distile suda bekletilmiştir. Dişlerin bekletildiği distile su haftada bir kez yenilenmiştir.

3.2. Dişlere Kanal Tedavilerinin Uygulanması ve Endokron Preparasyonu

Dişlerin kronları, okluzal yüzeye paralel olarak mine sement birleşiminin 2 mm üstünden su soğutması altında ve düşük hızda çalışan elmas separe (SH 393 190; DR.HOPF, GmbH&Co.KG, Germany) ile kesildikten sonra kök kanal tedavisine geçilmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Okluzal yüzeyleri kesilmiş dişlerin bukkalden görünümü

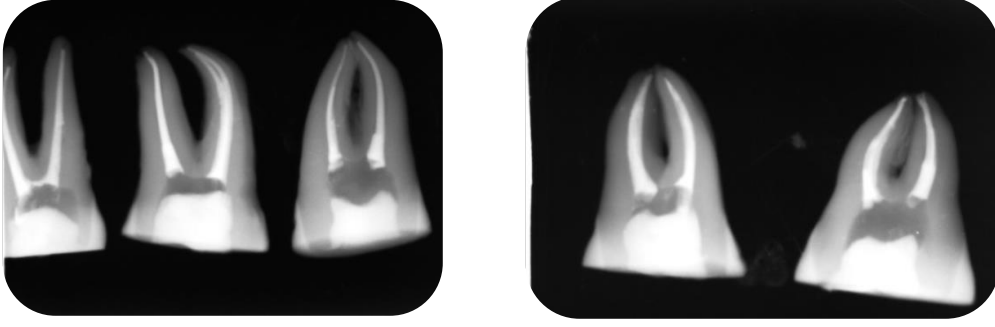
Öncelikle endodontik giriş kavitesi su soğutması altında fissür elmas frez (MS Rounded Edged Cylinder Bur (835R-012-4), Diatech, Heerbrugg, Switzerland) kullanılarak açılmıştır. Daha sonra 30 numaralı tirnerfler (Mani Inc., Tochigi, Japan) ile pulpa dokuları uzaklaştırılmıştır. Çalışma boyunun belirlenmesi için 15 numaralı K tipi eğeler ile radyografiler alınmıştır. Kök kanal şekillendirmesi, döner nikel titanyum eğeler (ProTaper, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) kullanılarak yapılmıştır. Üreticinin önerileri doğrultusunda sırasıyla SX, S1, S2, F1 (20/.07) ve F2 (25/.08) eğeleri kullanılmıştır. Distal kökte son ege olarak F3 (30/.09) kullanılmıştır. Her ege arasında %2,5 luk 2 mL sodyum hipoklorit (NaOCl, Endosolve HP, Imicryl, Konya, Turkey) ile irrigasyon yapılmıştır. Kök kanal şekillendirmesi tamamlandığında son yıkamada smear tabakasının uzaklaştırılması için kök kanalları sırasıyla 3 mL %17 lük etilendiamin tetraasetik asit (EDTA, Vista

Dental Products, Racine, WI, USA) ile 1 dakika boyunca irrigé edilmişlerdir. EDTA'yı takiben yine 3 mL %2,5 luk NaOCl ile yıkama yapılmıştır. En son bu yıkama ajanlarının etkisini ortadan kaldırmak için tüm kök kanalları 5 mL distile su ile irrigé edilmiştir. Kök kanalları, kağıt koniler (Diadent Diadent Group International, Chongchong Buk Do, South Korea) ile kurutulduktan sonra, AH 26 (Dentsply, De Trey, Konstanz, Germany) kök kanal dolgu patı ve kök kanalının şekillendirilmesinde kullanılan son eęe ile uyumlu ana kon (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) kullanılarak doldurulmuştur. Kök kanalları 25 numaralı spreader (Mani Inc., Tochigi, Japan) ile kontrol edilerek gerekli durumlarda 20 numaralı konvansiyonel gütaperka konları (Diadent Diadent Group International, Chongchong Buk Do, South Korea) kullanılarak lateral kondenzasyon yapılmıştır (şekil 3.2).



şekil 3.2. Kök kanallarının doldurulmasından sonraki görüntü

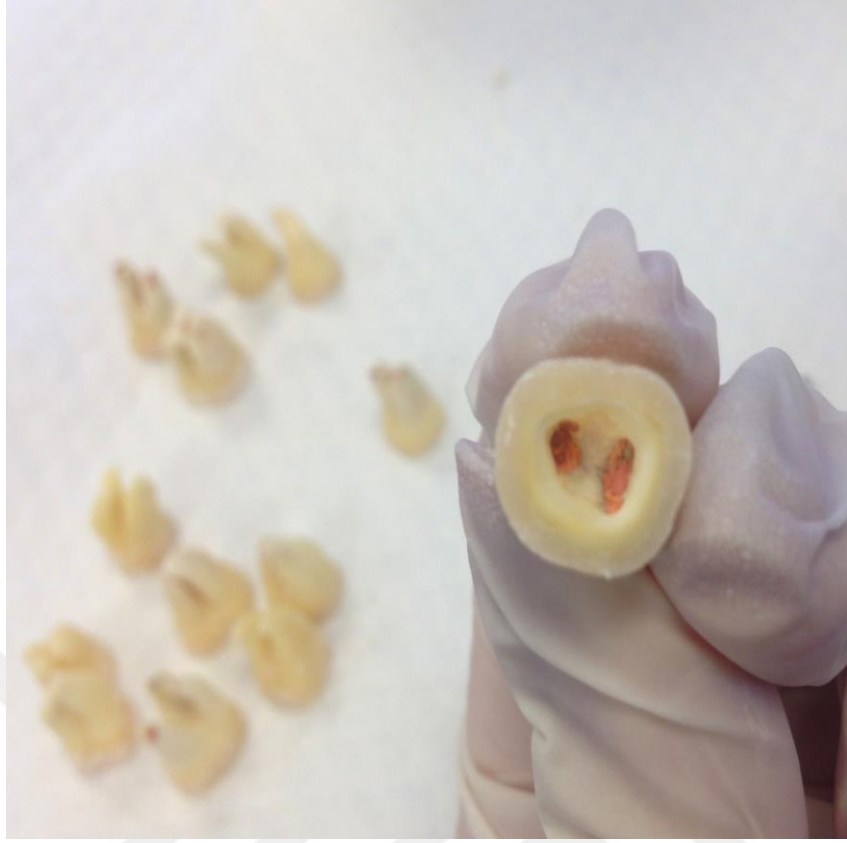
Kök kanal dolgusunun kontrolü için her örnekten dolgu işlemini takiben bukkolingual ve meziodistal yönlerde radyografiler alınmıştır (şekil 3.3).



Şekil 3.3. Kök kanal tedavisi radyografileri

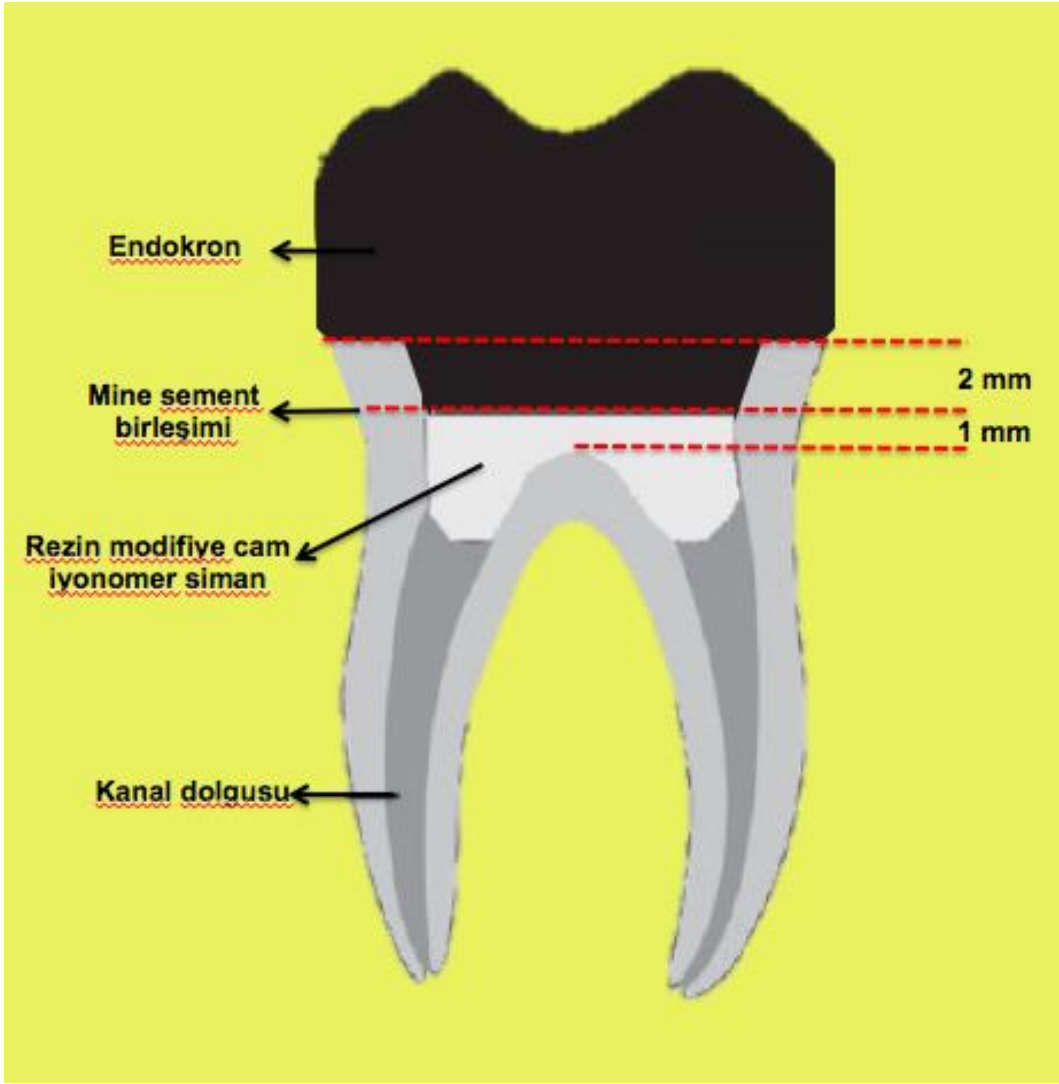
Koronaldeki fazla gütaperka konuları, sıcak bir el aleti ile uzaklaştırılmıştır. Mikrosızıntıyı engellemek için rezin modifiye cam iyonomer siman (Riva Light Cure, SDI, Australia) ile bu alanlar kapatılmıştır. Dişler, kauçuktan (3x3x4 boyutlarında) hazırlanan kare şeklindeki kalıplar kullanılarak hızlı polimerize olan akrilik rezinlere (Paladent RR, Heraeus Kulzer GmbH&Co., Hanau, Germany) (Seri No: 15092-1) kökler, mine-sement sınırının 2 mm altında olacak şekilde gömülmüştür. Dişler, uzun aksları yere dik açı yapacak şekilde yerleştirilmişlerdir. Akrilik rezin polimerize olduktan sonra, preparasyon aşamasına kadar örnekler distile suda saklanmıştır.

Preparasyon aşamasında geçici amaçla yerleştirilen rezin modifiye cam iyonomer siman kaldırıldıktan sonra çelik rond frez (A52367-Hager & Meisinger GmbH, Germany) yardımıyla kanal ağızlarından gütaperka konuları 1 mm derinlik elde edilene kadar uzaklaştırılmıştır (Şekil 3.4).



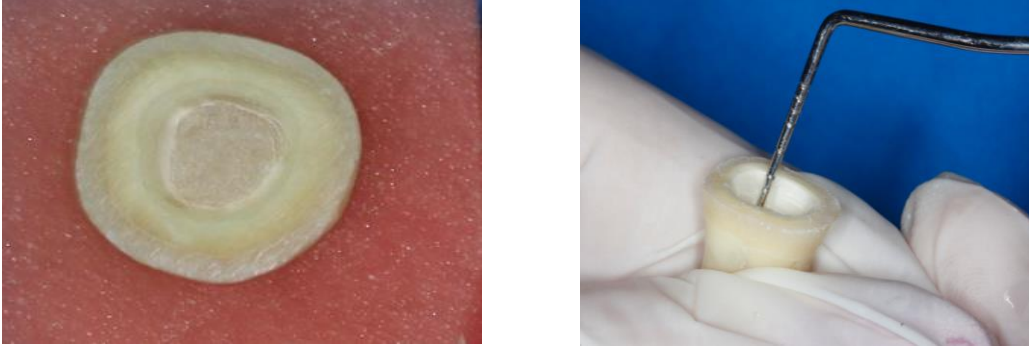
Şekil 3.4. Fazlalık olan gütaperka konlarının uzaklaştırılması sonrası görüntü

Kanal ağızları ve pulpa odası tabanı santral retansiyon kavitesinin oluşturulması için resin modifiye cam iyonomer siman ile 1 mm kalınlıkta şekillendirilmiştir. Pulpa odasının tabanının düz ve santral retansiyon kavitesinin derinliğinin 2 mm olması sağlanmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Endokron preparasyonu ve restorasyonunun şematik görüntüsü

Standardizasyonu elde etmek için periodontal sond kullanılarak tüm kaviteğin ölçümleri yapılmıştır (Şekil 3.6). Pulpa tabanına dik tutulan, elmas konik frez yardımı ile aksiyal duvarlar hizalanıp, 8° - 10° lik bir internal duvar açısı verilmiştir. Pulpa odasının *undercut* alanları uzaklaştırılmıştır. Kavite taban açıları $90^{\circ} \pm 4^{\circ}$ olacak şekilde hazırlanıp, duvarlar arası geçişler yaklaşık 90° olacak şekilde şekillendirilmiştir. Keskin kenar ve köşeler yuvarlatılarak preparasyon tamamlanmıştır.

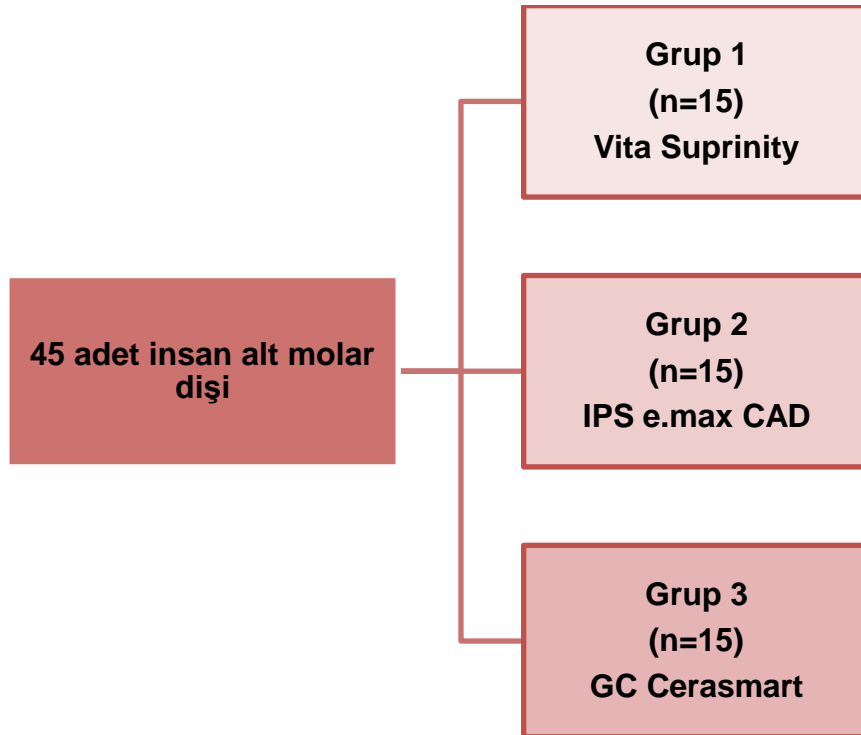


Şekil 3.6. A. Pulpa odasının tabanı, B. Periodontal sond yardımıyla derinliğinin ölçülmesi

3.3. Örneklerin Gruplandırılması

Dışler her grupta 15 adet olacak şekilde rastgele 3 gruba ayrılmıştır (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Deney gruplarının dağılımı.



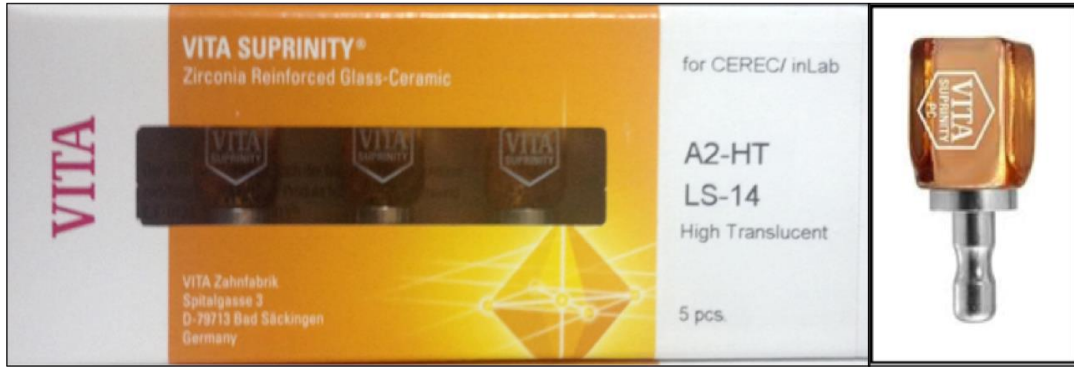
Tüm gruptaki örneklerin akril kısımlarına kendi gruplarının numaraları ve örnek numaraları yazılmıştır (Şekil 3.7). Örneğin Grup 1'deki birinci örnek "1-1" olarak numaralandırılmıştır.



Şekil 3.7. Deney gruplarına ait örnek dişler

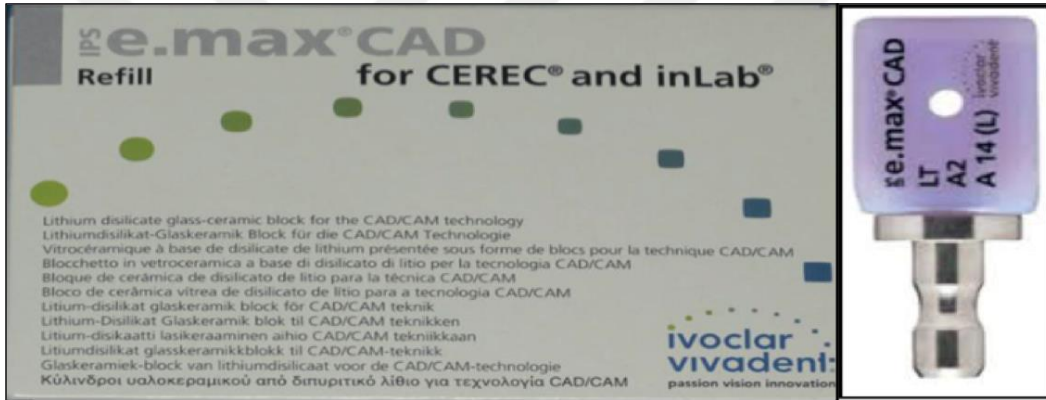
Gruplar aşağıdaki gibi kullanılacak CAD/CAM bloklarına göre her biri 15 adet örnek içerecek şekilde numaralandırılmıştır.

Grup 1: Restorasyonlar, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik içeren Vita Suprinity bloktan CAD/CAM sistemi ile hazırlanmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Vita Suprinity bloklar

Grup 2: Restorasyonlar, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik içeren IPS e.max CAD bloklardan CAD/CAM sistemi ile hazırlanmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. IPS e.max Cad bloklar

Grup 3: Restorasyonlar, rezin hibrit seramik içeren GC Cerasmart bloktan CAD/CAM sistemi ile hazırlanmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. GC Cerasmart bloklar

3.4. CAD/CAM Sistemi ile Restorasyonların Hazırlanması

Tüm gruptaki örneklerden ölçü işlemi Cerec Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kamera sistemi ile sağlanmıştır (Şekil 3.11). Ölçü işleminden önce her örneğe kimlik tanımlanmıştır.



Şekil 3.11. Cerec omnicam

Dijital Ölçülerin Alınması; Cihazın bilgisayar bölümünden Cerec SW 4.2.3 (Ekranında Cerec SW 4 simgesi görülmektedir) yazılımını üzerinden "Add New Patient (Yeni Hasta Ekle)" bölümü tıklanmıştır (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Cerec SW yazılımı giriş ve "Add New Patient" seçeneği

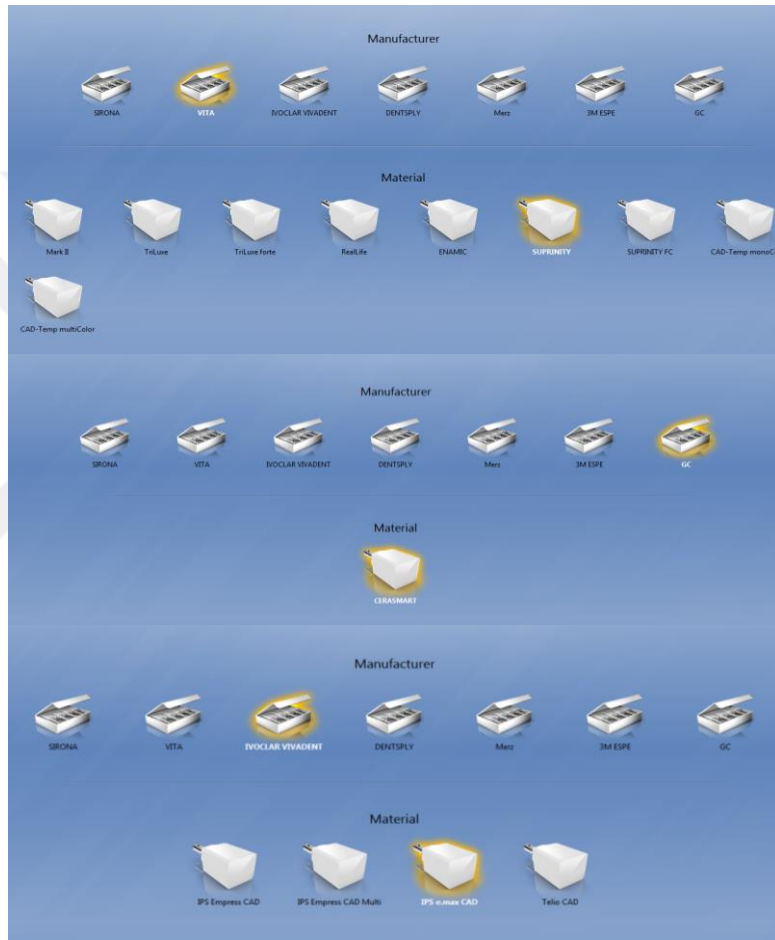
Bu işlem esnasında ekranda boş bir hasta kartı karşımıza çıkmaktadır. Kimlik kartı üzerinde "Surname (Soyisim)", "Name (İsim)" ve "Patient ID (Hasta kimlik numarası)" bölümlerine, örneğin grubunda yer alan blok adı ile numarası yazılmıştır (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Örnek kimlik kartı

Örnek ölçülerinde karışıklığı engellemek için tüm örneklere ayrı ayrı kimlik kartı oluşturulmuştur. Örneğin Grup 2'deki ilk örneğe "emax cad 2-1" yazılmıştır yine Grup 2'deki 3. örneğe "e-max cad 2-3" yazılmıştır. Ardından "Add New Case" tuşuna basılıp çıkan ekranın altındaki "Edit Restoration-

Select Material" bölümüne giriş yapılmıştır. Bu alanda ise kullanabileceğimiz bloklar yer almaktadır. İlk olarak bloğun markasını seçmemiz gerekmektedir. Örneğin Grup 1 için Vita, Grup 2 için Ivoclar Vivadent, Grup 3 için GC seçeneğini tıklamamız gerekir, Grup 1'deki örneklerin ölçüleri alınırken Vita seçeneği tıklanmıştır, sonra çıkan bloklar içinden Suprinity bloğu seçilmiştir. Grup 2 için Ivoclar Vivadent tıklanmıştır ve IPS e.max CAD blok seçilmiştir. Grup 3 için ise GC tıklandıktan sonra Cerasmart blok seçilmiştir (Şekil 3.14).



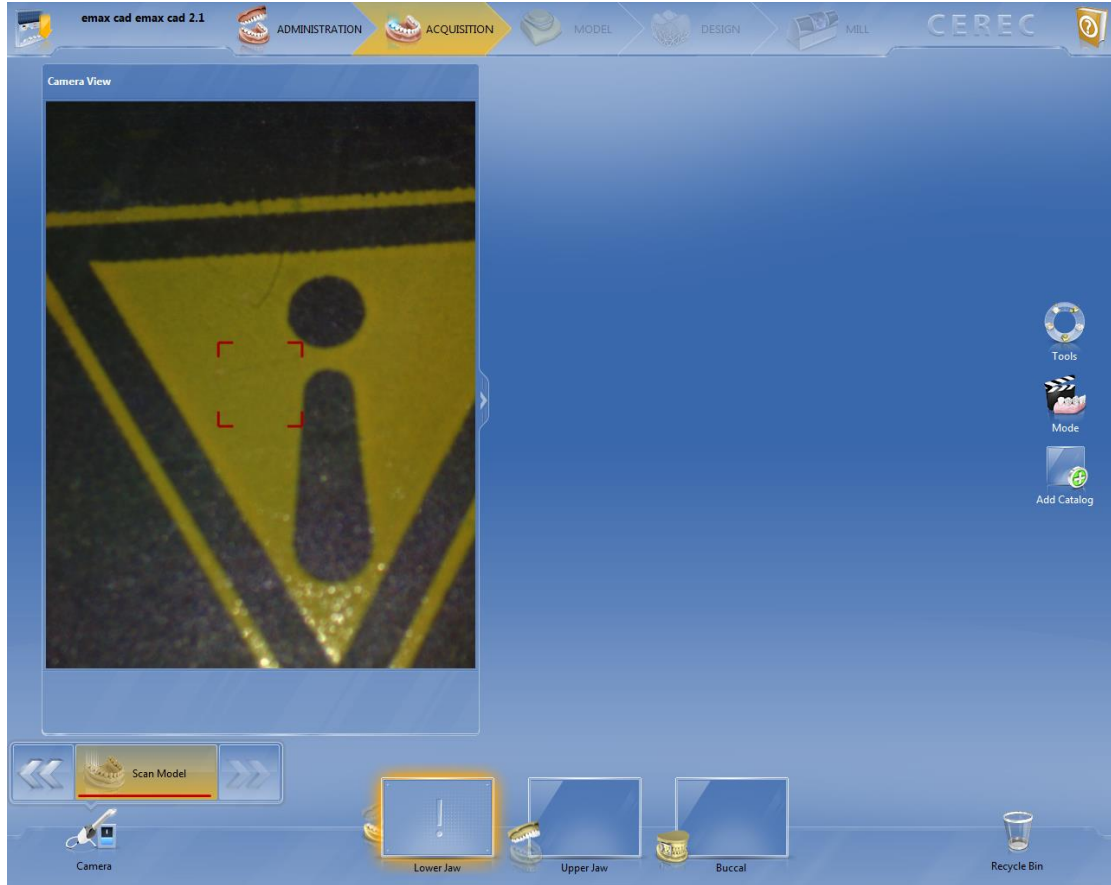
Şekil 3.14. Blokların seçimi

Blok seçiminin tamamlanmasından sonra tekrar "Administration" kısmına dönülür. Bu kısımda alt-üst çeneler açık bir şekilde ekranda yer almaktadır. Ölçü alınacak dişe ait numara seçilmiştir. Ardından her örnek için "Biogeneric Individual" tasarımı tıklanmıştır. Çünkü bu seçenek ile dişin kendi üzerinde preparasyon yapılmamış alanlara bakarak ya da yandaki dişi örnek olarak tasarım sağlamaktadır (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Restorasyon tipi ve diş numarası seçimi ve "Biogeneric Individual" seçeneği

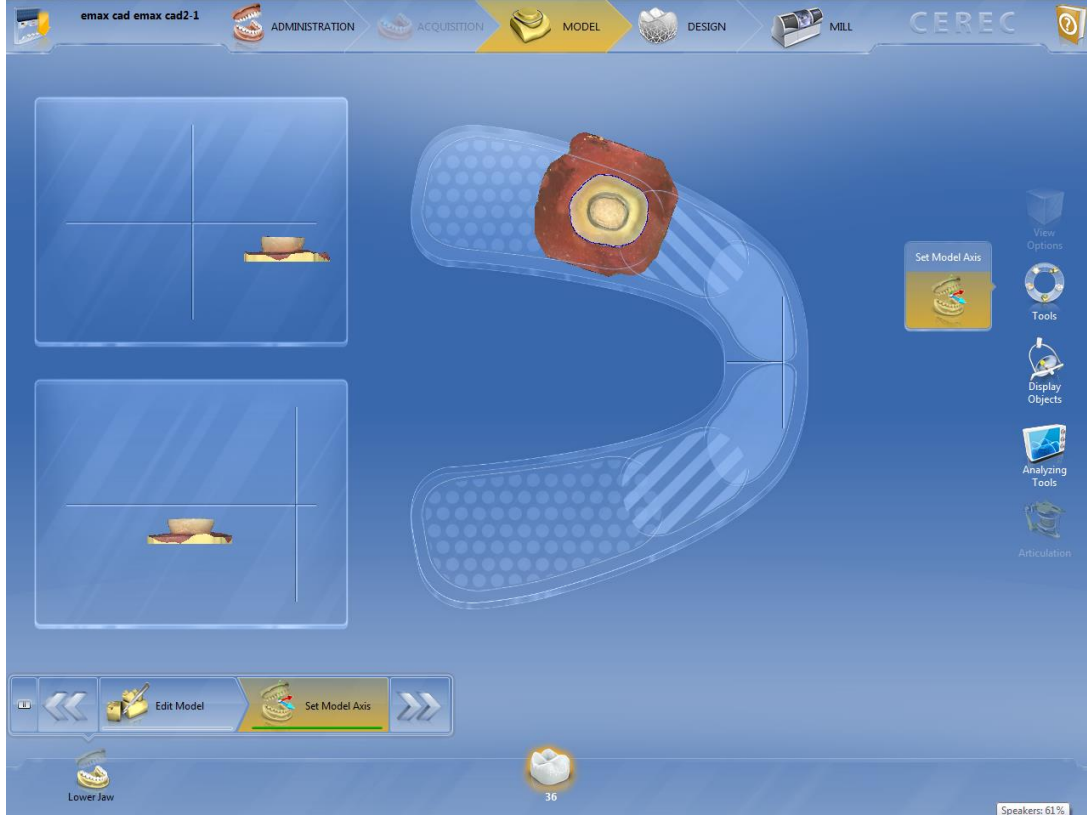
Eğer "Biogeneric Reference" tercih edilirse restore edilecek dişin dışında kalan dişlerin de ölçüsünün alınması gerekmektedir. Yazılım restore edilecek dişin karşıt tarafında yer alan dişi baz alır. Örneğin 36 numaralı dişe restore edilecek ise 46 numaralı dişinde ölçüsü alınır, yani tüm okluzal arkın ölçüsünün alınması gerekir. Fakat bizim çalışmamız için bu durum geçerli değildir. Bu seçeneklerden başka "Biogeneric Copy" seçeneği yer almaktadır. Fakat bu seçenekte *mock-up* ya da dişte yer alan eski restorasyon örnek alınarak restorasyon oluşturulmaktadır. Bu durum da bizim çalışmamız için uygun bir seçenek değildir. "Administration" bölümünde yapılacak olan son işlem restorasyonun tipinin belirlenmesidir. Bizim çalışmamızda "crown" seçeneği seçilmiş ardından ileri tuşuna basılmıştır (ok şeklinde sağ tarafta bulunmaktadır). "Administration" kısmından sonra ölçü alınacak olan "Acquisition" kısmına geçilmiştir. Çalışmada kullanılan dişlerin tümü alt dişi olduğu için, bu ekran üzerinde her zaman otomatik şekilde "lower jaw" bölümünün ölçüsü için hazır olacak şekilde açılmıştır. Ekranda sol tarafta kamera görüntüsü karşımıza çıkarken, sağ tarafta ise alınan dijital ölçünün görüleceği bölüm yer almaktadır (Şekil 3.16).



Şekil 3.16. Acquisition

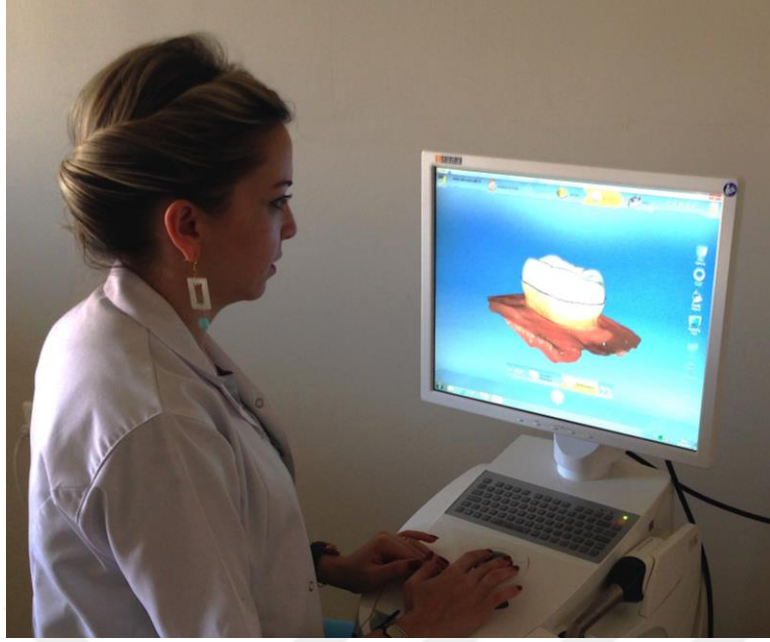
Omnicaam kamera sistemi dişten 3-5 mm uzaklıkta tutularak konumlandırılmıştır. Hafif dalgalı hareketlerle dişin çevresinde gezdirilerek ölçü işlemi tamamlanmıştır. İhtiyaç duyulduğunda bilgisayar sisteminin altında yer alan ayak ile kontrol edilen basamağa dokunularak ölçü alma işlemine ara verilebilmektedir. Bu basamağa temas edildiğinde kamera kapanır ve bu esnada ekranda yer alan ölçünün kalitesi ve doğruluğu incelenebilmektedir. Bu bölümde karşıt çene ile kapanış ölçüsü de alınmaktadır fakat bizim çalışmamız için bu safha gerekli olmadığından ileri tuşuna basılarak bir sonraki bölüme geçilmiştir. Yazılım sayesinde aldığımız ölçüye ait artefaktlar temizlenerek ekrana yansıdığı için görüntüde bir sorun olduğunda silinerek tekrar ölçü alınmıştır. Görüntüler incelenip emin olunduktan sonra bir sonraki safhaya geçmek için ileri tuşuna basılmıştır. Görüntü oluşturulduktan sonra yazılım bizi bir sonraki safha olan "Model" bölümüne getirir. Bu bölümde ise diş arktaki pozisyonuna yerleştirilir ve aksı belirlenir. Modelin istenilen şekilde elde edilebilmesi için gerekli her türlü değişiklik bu bölümde

uygulanabilmektedir. Sonra sol kısımda ekranda yer alan okluzal tablaya göre seviyeleri ve bukkolingual yöndeki aksları, sol alt kısımda ekranda var olan dişin okluzal tablaya göre seviyeleri ve mezio-distal akslarının tespiti sağlanmaktadır (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Modelin hazırlanması

İleri tuşuna basıldığı zaman modelimiz artık kenar çizimi için hazırdır. Bu safhada ekranın üst kısmında "Model" bölümünde, alt kısmında da "Draw Margin" bölümünde olduğumuz görülmektedir. Görüntüde restorasyonun sınırları belirlenmeye başlanmıştır. Önce çift tıklanarak başlangıç noktası tespit edilmiştir ardından tek tıklanarak çizim yapılmaya devam edilmiştir. Başlangıç noktasına varıldığı zaman çift tıklanarak çizim bitirilmiştir. İlk çizim otomatik şekilde sağlandığından kavitenin etrafını çepeçevre çizmektedir. Çizim işlemi bittikten sonra yazılım kendiliğinden manuel çizime geçmektedir ve değişiklik istediğimiz yerlerin düzeltilmesine imkan vermektedir (Şekil 3.18).



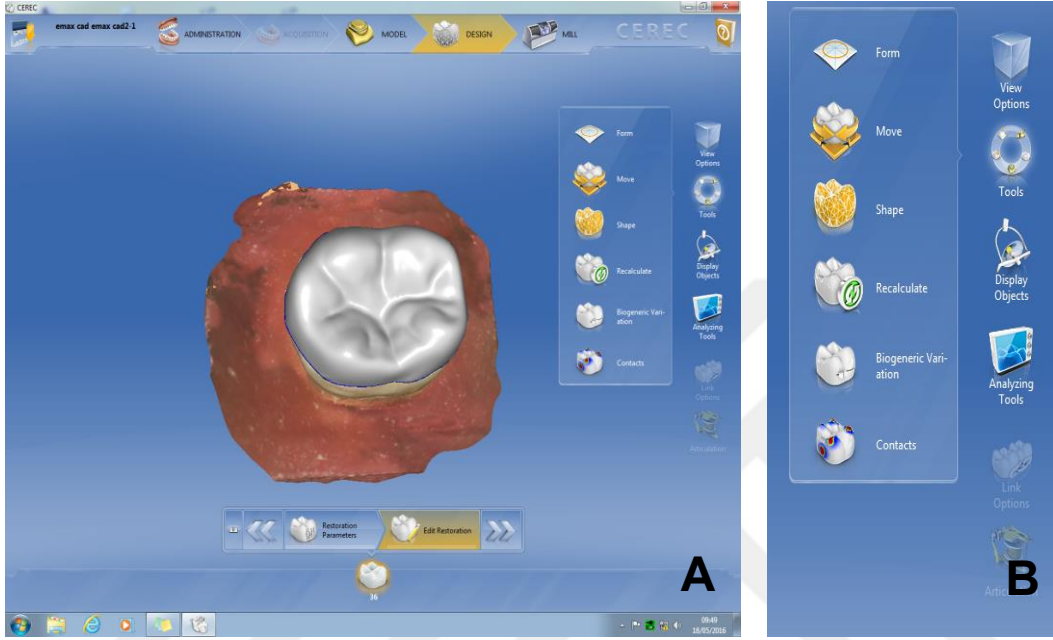
Şekil 3.19. Restorasyonun tasarımı

Yazılım, bu safhada otomatik olarak bize tasarımı vermektedir. Ekranın alt bölümünde "Restoration Parameters" kısmını tıkladığında çeşitli parametreler çıkmaktadır. Çalışmamızda tercih edilen parametreler Şekil 3.20'de belirtilmiştir.



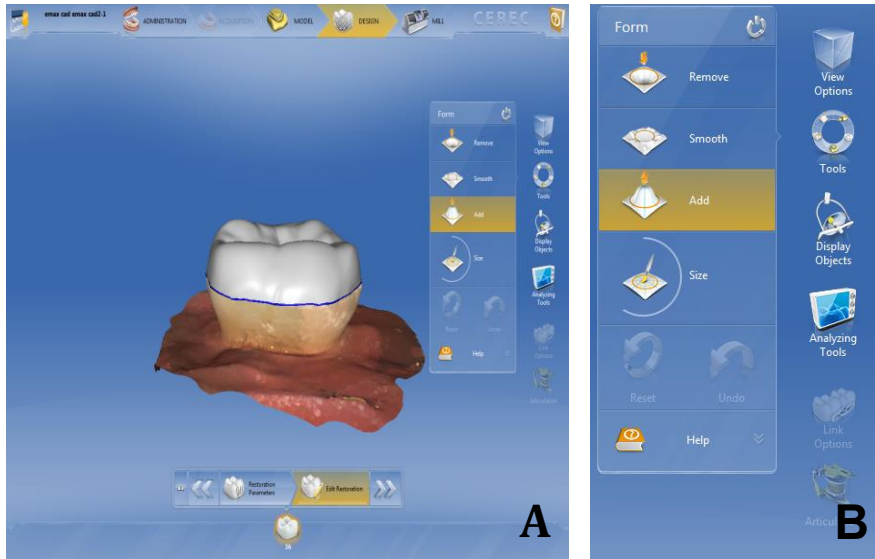
Şekil 3.20. A.Restorasyon parametrelerinin seçilmesi; B. Çalışma için tercih edilen parametreler

Yazılımın otomatik şekilde tasarladığı restorasyonlar kontrol edildikten sonra eğer restorasyonda çok ince alanlar oluşmuşsa ya da değiştirilmesi gereken bölgeler varsa, sağ taraftaki "Tools" bölümünden gerekli düzeltmeler yapılmıştır. "Tools" bölümündeki düzeltme seçenekleri Şekil 3.21'de görülmektedir.



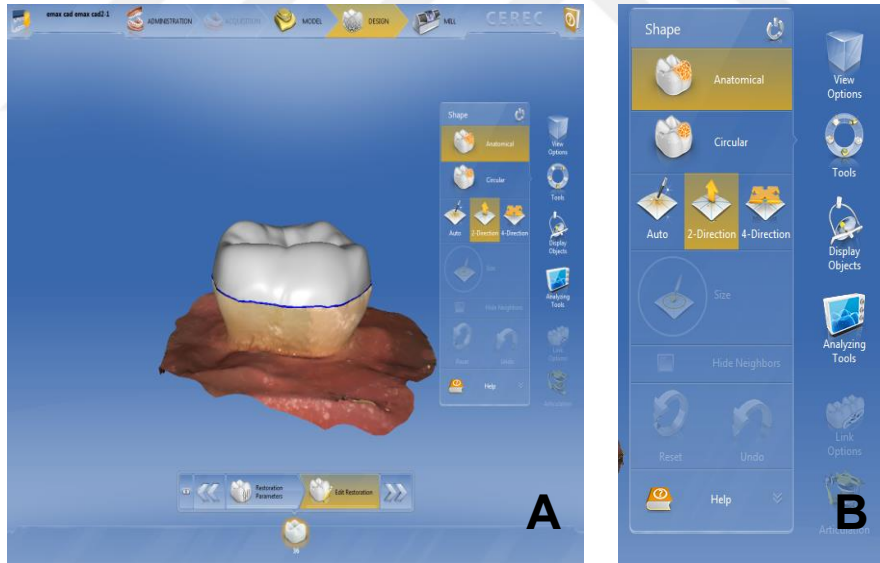
Şekil 3.21. A. "Design" ekranı; B. "Tools" seçenekleri

Restorasyonun belirtilen parametreleri göz önüne alındığı zaman açık mavi bölgeler bize restorasyonun çok ince kaldığını göstermektedir. Özellikle bu kısımlarda "Tools" bölümündeki "Form" alanı tıklanmış ve "Add" seçeneğinden yararlanarak düzeltmeler yapılmıştır. Hiçbir restorasyonda "Remove" veya "Smooth" seçeneği tercih edilmemiştir (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. A. "Design" ekranı; B. "Form" bölümünün seçenekleri

Okluzal bölge, otomatik tasarım esnasında çok derin olacak şekilde işlenmişse "Shape" seçeneği ile "Circular" seçilerek ince olan alanlar kalınlaştırılması sağlanmıştır (Şekil 3.23).



Şekil 3.23. A. "Design" ekranı; B. "Shape" seçenekleri

Restorasyon kalınlıkları, sağ tarafta altta yer alan "Analyzing Tools" simgesine tıklandığı zaman çıkan "Cursor Details" seçeneğinden yardım alınarak kontrol edilebilmektedir (Şekil 3.24).

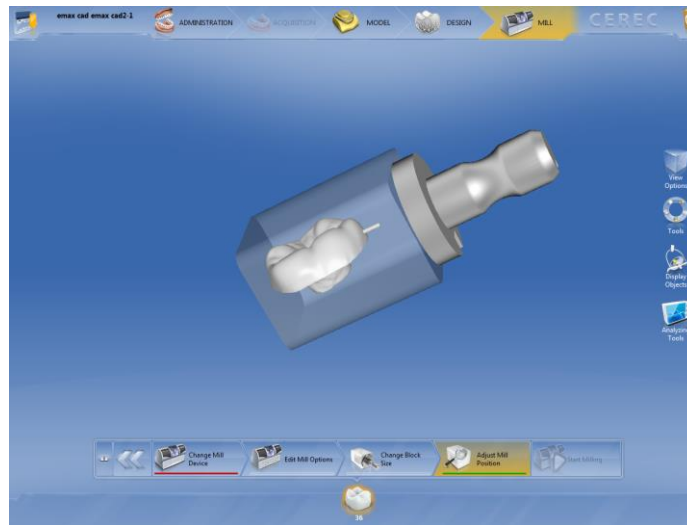


Şekil 3.24. A. "Design" ekranı; B. "Analyzing Tools" bölümü seçenekleri

Standardizasyon için okluzal kalınlıkları kontrol edilmiştir. Ardından okluzal kalınlıkların 7,5 mm'nin (santral fossa–kavite tabanı arası mesafe) altında olup olmadığından emin olunmuştur.

3.4.2. Restorasyonların CAD/CAM Sisteminde Üretimi

Tasarım işleminin ardından ileri tuşuna basıldığı zaman "Milling Preview" görüntülenir. Ekranda restorasyonun bloğun içindeki pozisyonu karşımıza çıkmaktadır (Şekil 3.25).



Şekil 3.25. "Milling Preview"

Bu sayfada özellikle kontak alanında tijin olmamasına dikkat edilir. İhtiyaç halinde gerekli düzeltmeler yapılır. Bizim çalışmamızda, kontak dişler yer almadığından, tij yerleri yazılımın otomatik şekilde ayarladığı yerlerde kalmasında sakınca olmadığı için öylece bırakılmıştır. Ekranın alt kısmında yer alan "Change Blok Size" simgesi üzerinden kullanılacak blok boyutu seçilmiştir. Çalışmamızdaki blok boyutları IPS e.max CAD bloklar için C14, Vita Suprinity için LS-14, GC Cerasmart için de 14 dür (Şekil 3.26).

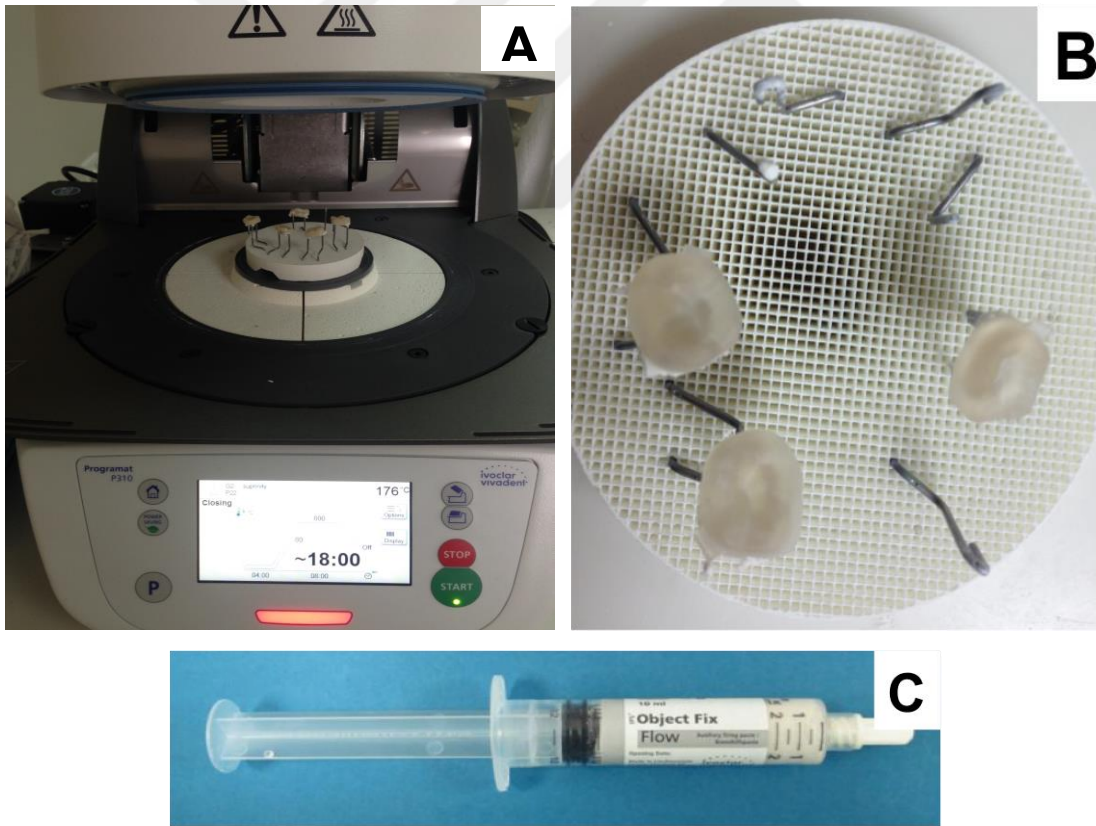


Şekil 3.26. Blokların boyutlarının belirlenmesi

Cerec frezleme cihazında (Cerec MC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) bulunan ilgili bölüme blok yerleştirilip ardından torklu özel bir tornavida desteği ile sabitlenmiş ve "Adjust Mill Position" bölümü işlem yapılmadan geçilmiştir. "Change Milling Device" kısmından frezleme cihazı tanımlandıktan sonra "Start Milling" simgesine tıklandığında frezler uygun pozisyona geçer. Ardından yazılım yerleştirilen bloğun doğru blok olup olmadığından emin olmak için uyarı vermektedir. Tekrar "Start" simgesine dokunulduğu zaman frezleme işlemi başlamaktadır. Restorasyonların yaklaşık bitirme süresi bilgisayar ve frezleme cihazında bulunan ekranlara yansımaktadır. Çalışmamızda tahmini harcanan süreler yaklaşık 16-18 dakika arasında olmuştur. Tüm gruplar için A2 HT (High Translucency) rengi tercih edilmiştir.

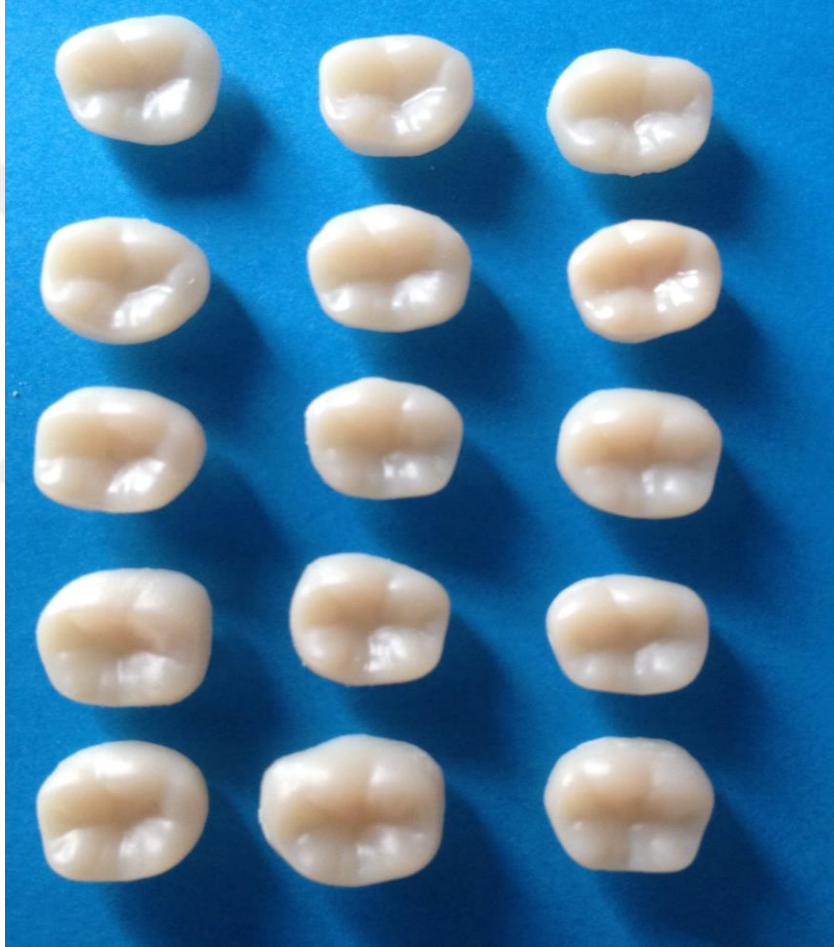
3.5. Hazırlanan Porselen Endokronların Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Vita Suprinity Blokların Kristalizasyonu ve Glazür Aşaması: Vita Suprinity bloklar renkli ve transparan bir yapıya sahiptir. Bu bloklar iki aşamalı kristalizasyon işlemine tabi tutulur. Glaze ve kristalizasyonun beraber yapıldığı durumlar da mevcuttur. Frezleme işlemi bittikten sonra ikinci ısı işlemine geçilir. Bu safhada restorasyon asıl rengine kavuşur. Bu basamak porselen fırınında sağlanır. Restorasyonlara uygulanacak ısı işlemler sırasında Ivoclar progmart P310 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) porselen fırını kullanılmıştır (Şekil 3.27. A). Metal tutuculara, porselen yastığı (Object Fix Flow, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Seri No: T18314) ile restorasyonlar fırının tablası üzerine desteklenerek sabitlenmiş ve yerleştirme işlemi tamamlanmıştır (Şekil 3.27. B ve C).



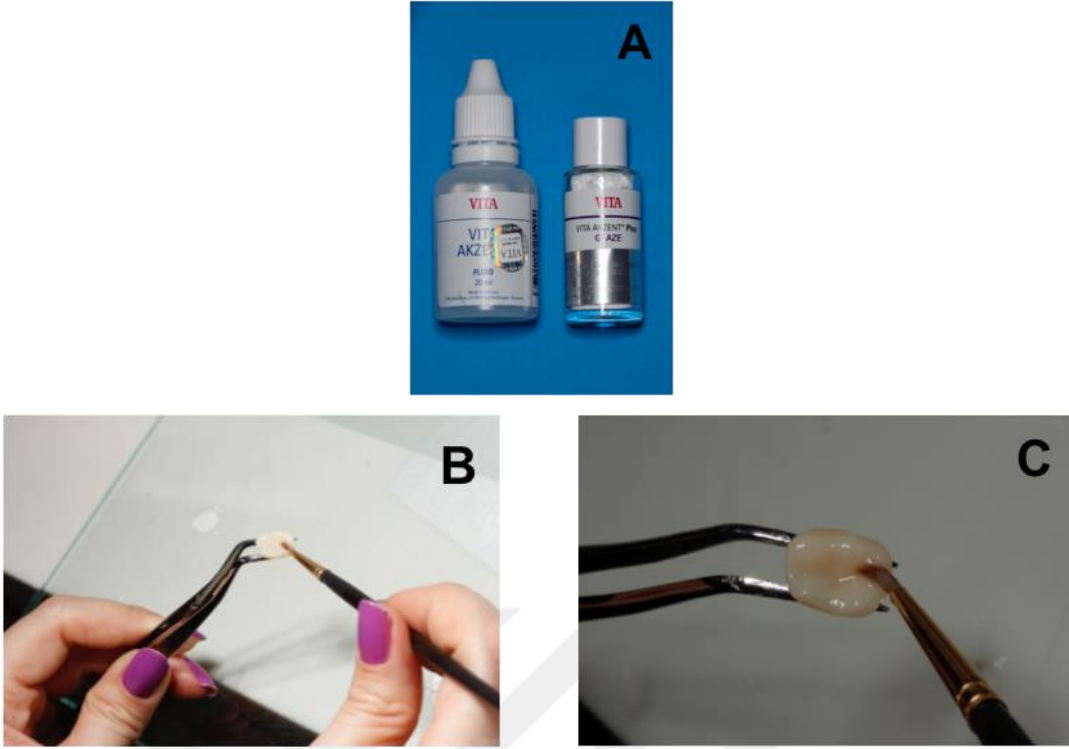
Şekil 3.27. A. Ivoclar progmart P310 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), B. Fırının tablasına metal tutucular ve porselen yastığı ile sabitlenmiş Vita Suprinity restorasyonları, C. Porselen yastığı (Object Fix Flow, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),

Ivoclar progradat porselen fırınının "Individual Programs" bölümüne Vita Suprinity blokların kristalizasyonu ve glazür işlemi için gerekli sıcaklık ve süre değerleri kullanım talimatına uygun olarak girilmiştir ve bu bölümlere "Vita Suprinity Kristalizasyon" ve "Vita Suprinity Glaze" isimleri verilmiştir. Daha sonra "Individual Programs" bölümündeki "Vita Suprinity Kristalizasyon" seçilerek kristalizasyon işlemi uygulanmıştır. Bu işlem yaklaşık 15-18 dakika civarında sürmüştür. Kristalizasyon işleminden sonra dişler A2 rengine dönmüştür (Şekil 3.28).



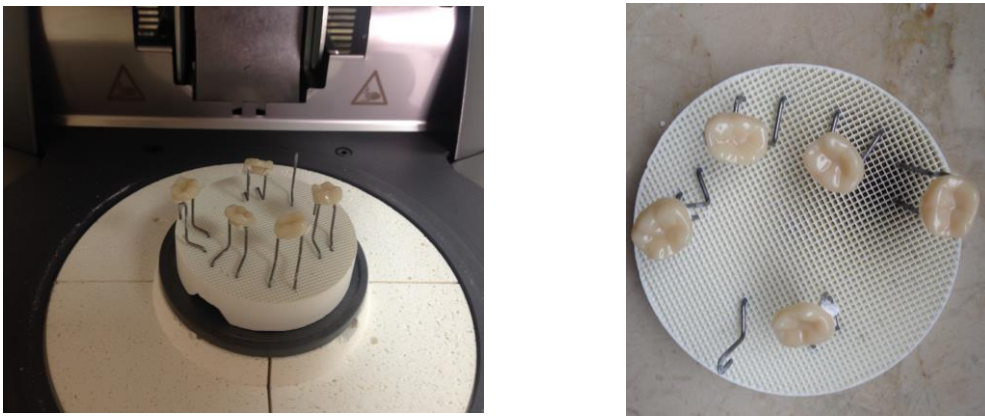
Şekil 3.28. Kristalizasyon sonrası Vita Suprinity restorasyonları

Vita Akzent Plus likit ve tozu karıştırılarak fırça yardımıyla restorasyonların dış yüzeyine ince bir tabaka halinde uygulanmıştır (Şekil 3.29).



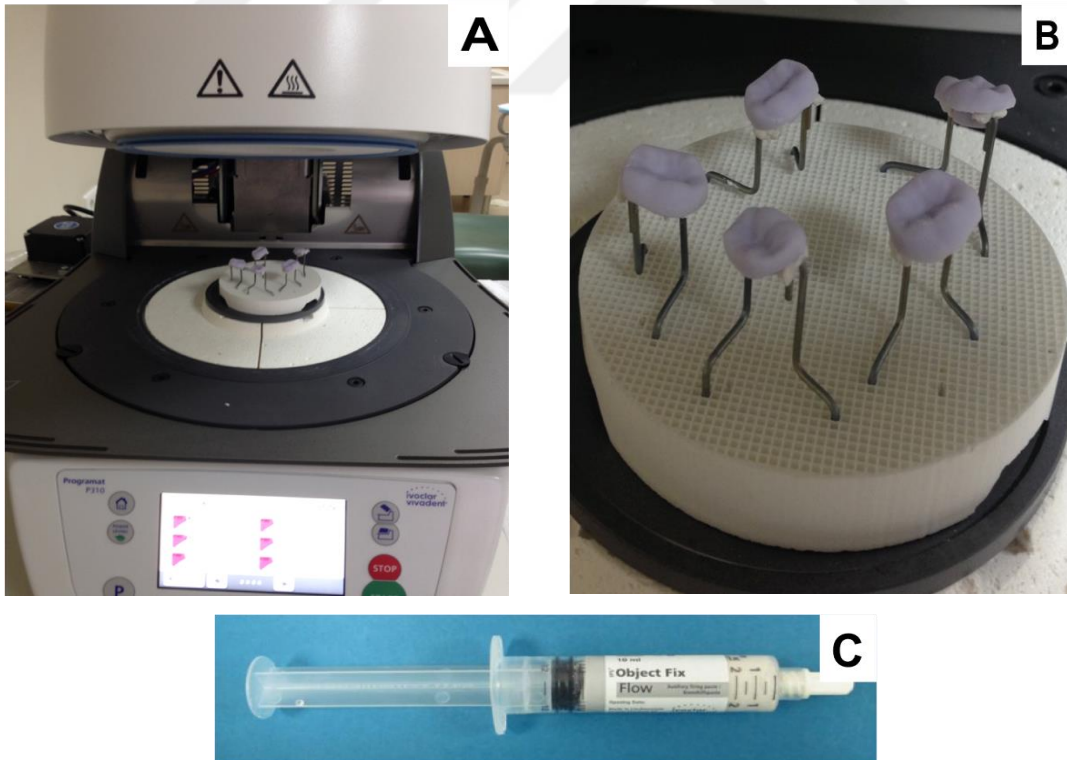
Şekil 3.29. A Vita akzent plus likit ve tozu, B ve C. Fırça yardımıyla glaze materyalinin restorasyona uygulanışı

Porselen yastığı IPS Object Fix Flow restorasyonların iç kısmına sıkılmıştır ve metal tutucuların üzerine yerleştirilmiştir. Porselen fırınının dokunmatik ekranında bulunan "Ivoclar Programs" bölümü seçilerek "Vita Suprinity Glaze" programına tıklanmış ve glazür işlemi tamamlanmıştır (Şekil 3.30). Bu işlem de yaklaşık 15 dakika sürmüştür.



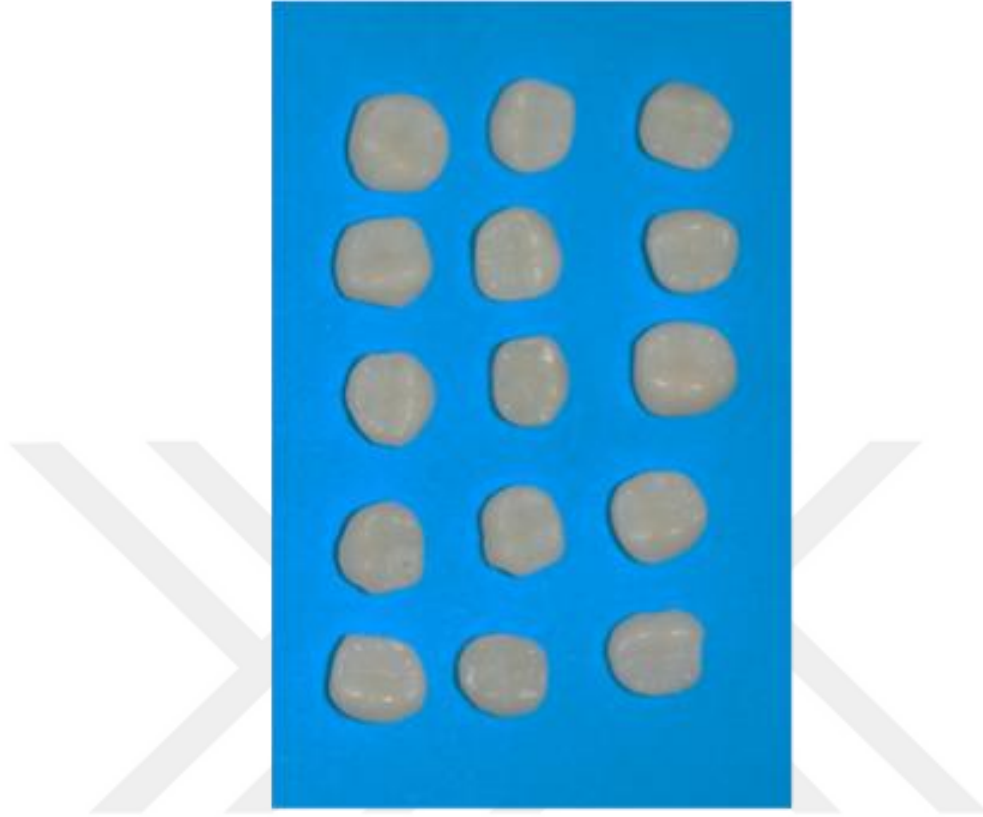
Şekil 3.30. Vita Suprinity Restorasyonlarının Glazür Aşaması

IPS e.max CAD Blokların Kristalizasyonu ve Glazür Aşaması: IPS e.max CAD bloklar açık mor-mavi rengindedir. Bu bloklar iki aşamalı kristalizasyon işlemine tabi tutulmaktadır. Blok mavi renkli iken frezlenebilir haldedir. Frezleme işleminden sonra ikinci ısı işlemine geçilir. Bu safhada restorasyon kendi rengine dönüşür (185). Bu ısı işlem porselen fırınında sağlanması gerekir, böylece meta-silikat faz çözünmesi sağlanır ve lityum disilikat kristalize olur. Restorasyonlara uygulanacak ısı işlemler esnasında Ivoclar progmart P310 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) porselen fırını tercih edilmiştir (Şekil 3.31. A). Restorasyonlar porselen yastığı (Object Fix Flow, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Seri No: T18314) (Şekil 3.31. B) ile metal tutuculara sabitlenmiş ve fırının tablası üzerine yerleştirilerek işlem tamamlanmıştır (Şekil 3.31. C). Porselen fırınının dokunmatik ekranında bulunan "Ivoclar Programs" bölümü seçilerek "IPS e.max Crystallization/Glaze HT/LT" programına tıklanmış ve kristalizasyon işlemi uygulanmıştır. Bu işlem yaklaşık 15 dakika civarında sürmüştür.



Şekil 3.31. A. Ivoclar progmart P310 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), B. Fırının tablasına metal tutucular ve porselen yastığı ile sabitlenmiş IPS e.max CAD restorasyonları, C. Porselen yastığı (Object Fix Flow, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein),

Kristalizasyon işleminin ardından dişler A2 rengine dönmüştür (Şekil 3.32).



Şekil 3.32. Kristalizasyon sonrası IPS e.max CAD restorasyonları

Daha sonra glazür safhasına geçilmiştir. IPS e.max CAD glazür kiti içinde var olan (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) "Glaze and Stain Liquid (Seri No: R56550)" ile "Glaze Paste (Seri No: R57453)" (Şekil 3.33) temiz bir cam üzerine damlatılmıştır. Ivoclar glaze fırçalarından "1" numaralı fırça seçilerek uygulama sağlanmıştır. Önce fırçanın uç kısmı likit ile ıslatılmıştır, sonra fırça yardımı ile glazür patı dişlerin üzerine ince bir tabaka halinde sürülmüştür. Bu safhada restorasyonlar glazür materyalinin bulaşmasını engellemek için presel yardımı ile tutulmuştur. Ardından porselen yastığı IPS Object Fix Flow restorasyonların iç kısmına sıkılmıştır ve metal tutucuların üzerine yerleştirilmişlerdir. Porselen fırınının dokunmatik ekranında var olan "Ivoclar Programs" tekrar seçilmiştir. Bu sefer "IPS e.max CAD Staining Tech." bölümü açılmıştır ve "IPS e.max CAD Glaze Firing" tercih edilmiştir ve glazür işlemi yaklaşık 14-15 dakikada tamamlanmıştır (Şekil 3.34).

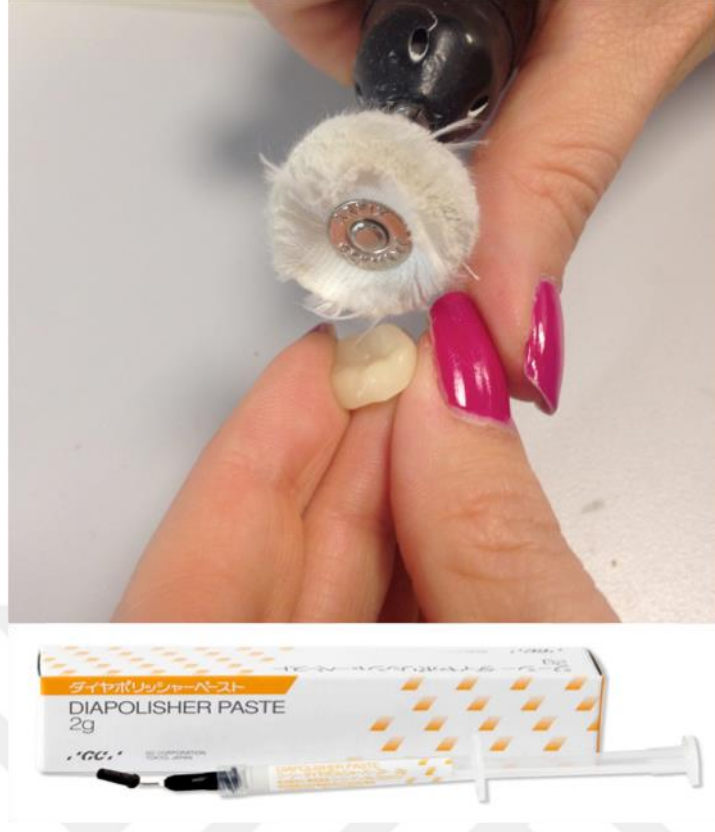


Şekil 3.33. IPS e.max CAD "Glaze and Stain Liquid ve Glaze Paste



Şekil 3.34. IPS e.max CAD restorasyonların glazür aşaması

GC Cerasmart Blokların Polisajı: GC Cerasmart bloklar frezleme cihazındaki kesim kısmından alındıktan sonra önce kavitelere uyumlamaları tamamlanmıştır. Uyumlamalar sırasında preparasyonda kullanılan fissür elmas frezler tercih edilmiştir. Uyumlamalardan sonra elmas frez (MS Rounded Edged Cylinder Bur (835R-012-4), Diatech, Heerbrugg, Switzerland) ile tijler uzaklaştırılmıştır. Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemi üretici firma talimatlarına göre orta ve ince silikon disk ile bitirme işlemi tamamlanıp, polisaj pastası ile (diapolisher paste (GC)) ile cilalama işlemine son şekli verilmiştir (Şekil 3.35).



Şekil 3.35. GC Cerasmart restorasyonlarının glazür işlemi

3.6. Restorasyonların Simantasyonu

Dişlerin Asitle Pürüzlendirilmesi İşlemi: %37 lik fosforik asit jel (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) preparasyonu tamamlanmış dişlerin mine yüzeyine 30 sn, dentin yüzeyine ise 15 sn uygulanmıştır. Ardından yüzeyler 20 sn akan su altında yıkanmış ve yaklaşık 5 sn hava ile kurutulmuştur. Kurutma işlemi sırasında hafif nemli bir pamuk pelet yardımı ile dentin yüzeylerinin nemli kalması sağlanmıştır.

IPS e.max CAD Gruplarının Porselen Yüzeylerinin Hazırlanması: %9,5 lik hidroflorik asit jel (Bisco Porcelain Etchant, Bisco Inc., Illinois, USA) yardımı ile IPS e.max CAD'in uygulanacağı örneklerin simantasyon yüzeyleri 60 sn süre ile pürüzlendirilmiş, sonra akan su altında yaklaşık 60 sn süre ile yıkanıp 5 sn hava ile kurutulmuştur (Şekil 3.36).



Şekil 3.36. Hidroflorik asit jel uygulanması

GC Cerasmart Gruplarının Porselen Yüzeylerinin Hazırlanması: GC Cerasmart ile elde edilen örneklere 25-50 µm boyutlarında alümina partikülleri kullanılarak 0,15 MPa/1,5 bar ile kumlama (Şekil 3.37) yapıp ardından ultrasonik banyoda artıklar uzaklaştırılmış ve yüzeye silan içeren Ceramic Primer II (GC, Tokyo, Japan) ajanı uygulanmıştır.

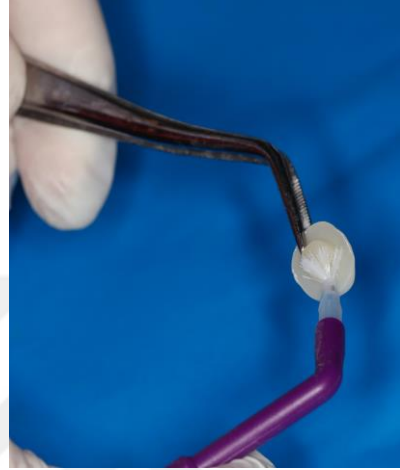


Şekil 3.37. Kumlama cihazı ve kumlama işlemi

Vita Suprinity Gruplarının Porselen Yüzeylerinin Hazırlanması: Porselenin simantasyon yüzeyi alkol kullanılarak temizlenmiştir ardından 20 sn hidroflorik asit jel (Bisco Porcelain Etchant, Bisco Inc., Illinois, USA) yardımı ile pürüzlendirilip, daha sonra hava su spreyi ile yıkama yapılmıştır. Son olarak, %98 lik alkol ile ultrasonik banyoda artıklar uzaklaştırılmıştır.

Rezin Siman Uygulaması: Tüm gruplar Variolink N (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak simante edilmiştir.

1. Mikrofirça yardımı ile restorasyonların bağlanma yüzeylerine 60 sn silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmış ve 2-5 sn basınçlı hava uygulanmıştır (Şekil 3.38).



Şekil 3.38. Monobond S uygulanması (Silan Uygulaması)

2. 15 sn boyunca primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) diş yüzeylerine fırça yardımı ile uygulanmış, ardından primerin yüzeye yayılması için 2-3 sn basınçlı hava sıkılmıştır (Şekil 3.39).



Şekil 3.39. Syntac primer uygulanması

3. Sonra başka bir fırça ile 10 sn adeziv (Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmış ve 2-3 sn basınçlı hava sıkılmıştır (Şekil 3.40).



Şekil 3.40. Syntac Adhesive Uygulanması

4. Bağlayıcı ajan (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) farklı bir fırça ile 10 sn uygulanmış ve bonding ajanın yüzeye yayılması için 2-3 sn hava sıkılmıştır

5. Silan uygulanmış örneklerin bağlanma yüzeyine 10 sn bonding ajan (Heliobond) uygulanmış ve 2-3 sn hava sıkılarak yayılması sağlanmıştır (Şekil 3.41).



Şekil 3.41. Heliobond uygulanması

6. Işıklı ve kimyasal olarak (*dual-cure*) polimerizasyonu sağlanan bağlayıcı rezin (Variolink N) kataliz ve base (A2 renginde) tüplerinden yağlı kağıt üzerine eşit oranda sıkılmıştır. Homojen bir yapı sağlandıktan sonra porselenin yapışma yüzeyi üzerine ve kaviteye uygulanmıştır.

7. Örnekler, bir presel yardımı ile hazırlanan yüzeye yerleştirildikten sonra parmak basıncı ile sabitlenip, restorasyon kenarlarından taşan fazla siman fırça yardımı ile uzaklaştırılmıştır.

8. Light Emitting Diode (LED) ışık cihazı (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, 1200 mW/cm²) kullanılarak restorasyonun her yönünden 30 sn süre ışık tutularak polimerizasyonun tamamlanması sağlanmıştır (Şekil 3.42).



Şekil 3.42. Simantasyon sonrası restorasyonlar

3.7. Termal Siklus İşlemi

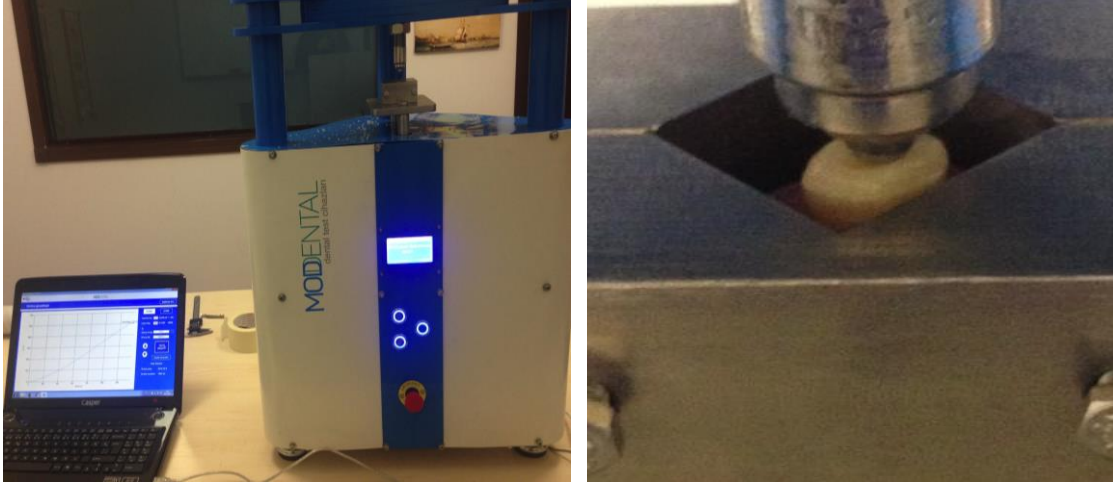
Restorasyon uygulanan tüm dişler, 37°C'de 24 saat kadar distile suda bekletilmiştir. Tüm örnekler otomatik bir cihaz (Mod Dental, Ankara, Turkey) vasıtasıyla 5°C ve 55°C'de 5000 kez termal siklus işlemine tabi tutulmuştur. Bu işlem süresince dişler her sıcaklık derecesinde 20 sn, farklı sıcaklık dereceleri arasında ise 5 sn bekletilecek şekilde ayarlanmıştır (Şekil 3.43).



Şekil 3.43. Termal siklus işlemi

3.8. Kırılma Dayanıklılığı Testi

Tüm grupların örneklerine termal siklus işleminden sonra üniversal bir test cihazı (Lloyd Instruments LR 50K, AMETEK GmbH, Meerbusch, Germany) vasıtasıyla kırılma dayanıklılığı testi (sıkışma dayanıklılığı testi) uygulanmıştır. Restorasyonların okluzal yüzeyinde santral fossaya beş milimetre çapında olan küre şeklindeki çelik uç konumlandırılmıştır. Kuvvet uygulaması esnasında örneklerin dik açıda hareketsiz kalması için düzeneğin alt parçası ile sabitlenmiştir. Stabil bir kontakt elde etmek amacıyla restorasyonlar ile çelik uç arasına plastik (selüloid) ince bir bant yerleştirilmiştir. Dişin uzun aksı boyunca örnek kırılancaya kadar üniversal test makinesinde 0,5 mm/dk kafa hızıyla yükleme uygulanarak kırılmaya sebep olan sıkışma dayanıklılığı değeri Newton (N) cinsinden hesaplanıp kaydedilmiştir (Şekil 3.44).



Şekil 3.44. A. Mod Dental Min-100 (Esetron) test cihazı; B. Kırılma dayanıklılığı testi uygulanması

3.8.1. Kırılma Tipi Analizi

Tüm örneklerin kırılma tipleri incelenmiştir. Örnekler Leica KL 1500 LCD ışık kaynağı altında, Leica MZ 16A (Leica Microsystems, Switzerland) stereomikroskobu ile incelendikten sonra fotoğrafları alınmıştır. Burke sınıflandırılmasına göre kırılma tipleri belirlenmiştir (186). Sınıflaması şu şekildedir:

Tip I: Sadece restorasyonun kırılması

Tip II: Küçük bir diş parçasının da dahil olduğu restorasyon kırığı

Tip III: Mine-sement birleşiminin üzerinde, dişin yarısından fazlasını da içeren restorasyon kırığı

Tip IV: Mine-sement birleşiminin altında meydana gelen kırıklar

3.9. İstatistiksel Değerlendirme

Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda araştırma sonucu elde edilen verilerin istatistiksel analizi yapılmıştır. Gözlemlerin gruplara ilişkin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığının belirlenmesi ve gruplarda normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir ($p > 0,05$) ve her bir gruba ait verilerin normal dağılıma uyduğu görülmüştür. Bu nedenle grup ortalamaları

arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı, parametrik bir test olan Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile belirlenmiş, uygulanan ANOVA sonunda grupların deney ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ($p < 0,05$). Farklılığı yaratan grubun hangisi olduğunun belirlenmesinde, ikili karşılaştırma (*post-hoc*) testlerinden LSD testi kullanılmıştır. Restore edilmiş gruplar arasında kırılma tipleri analizinde bazı kırılma tipleri hiç görülmediği için istatistiksel analiz yapılamamıştır. Kırılma tiplerini göstermek için yüzdeler tablosu hazırlanmıştır.



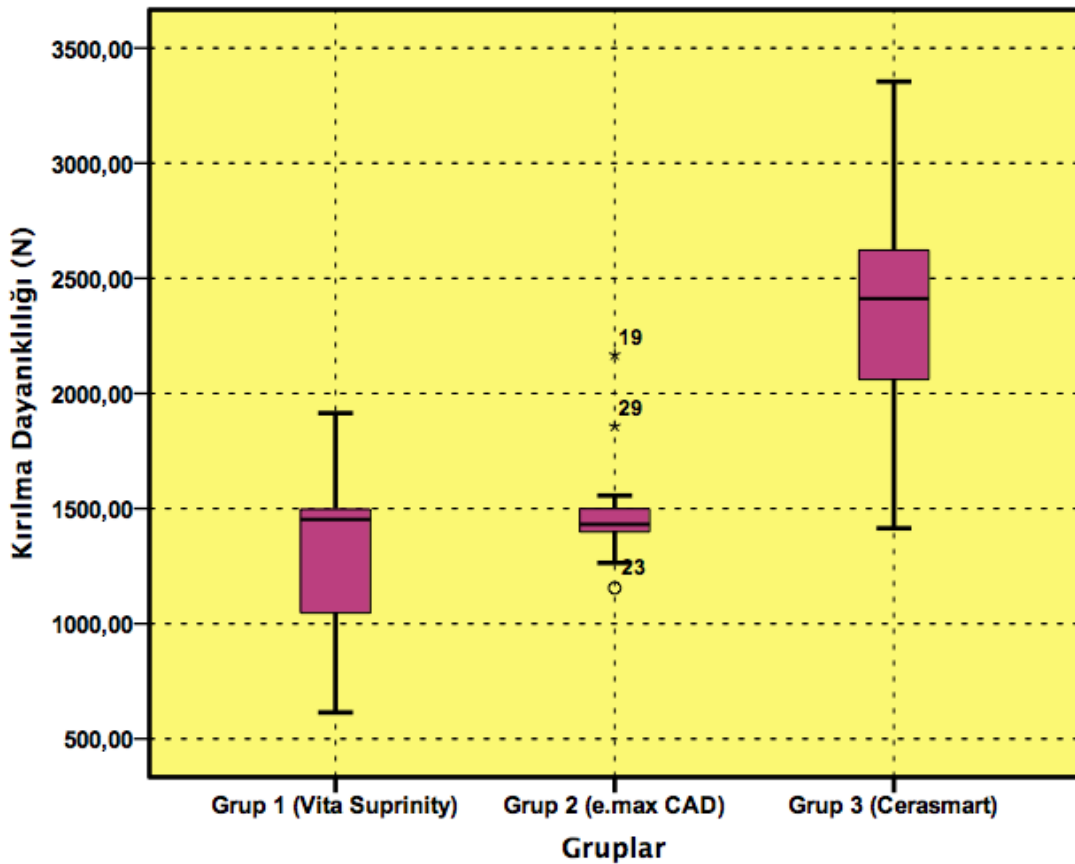
4. BULGULAR

Deney gruplarının ortalama kırılma dayanıklılığı ile standart sapma değerleri Tablo 4.1 ve Şekil 4.1'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Deney gruplarının ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri.

Grup	Materyal	Kırılma Dayanıklılığı (N) \pm SS
1	Vita Suprinity	1321,2 ^b \pm 379,47
2	IPS e.max CAD	1489,7 ^b \pm 240,64
3	GC Cerasmart	2379,6 ^a \pm 483,06

Tukey HSD testi (ikili karşılaştırmalar) bulgularına göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar, farklı harflerle ifade edilmiştir ($p < 0,05$).



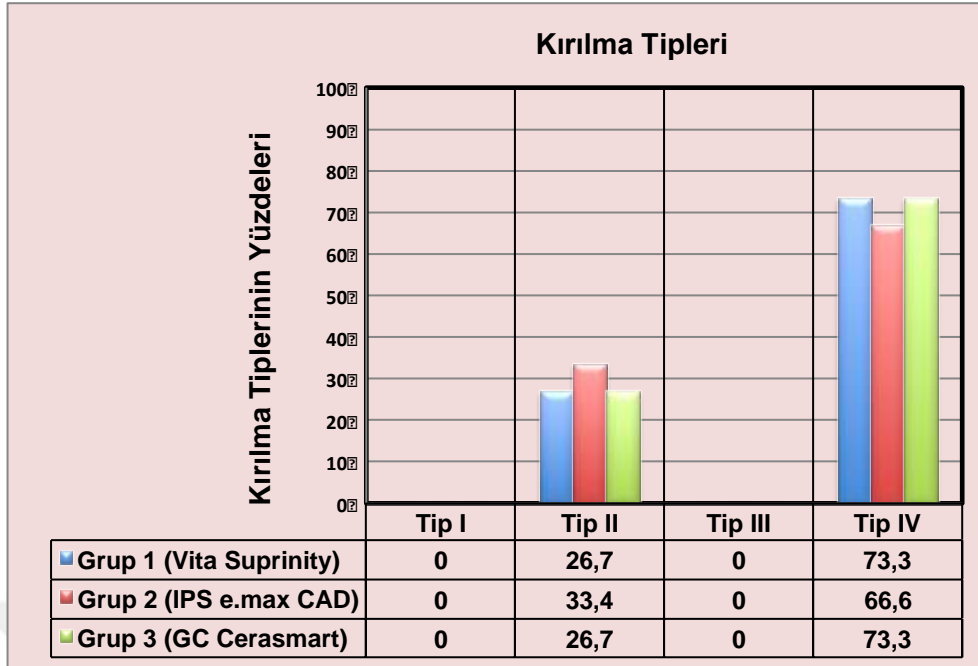
Şekil 4.1. Kırılma dayanıklılığı analizi değerlerinin grafik olarak gösterilmesi

Kırılma dayanıklılığı verileri için istatistiksel değerlendirme tek yönlü ANOVA varyans analizi ile yapılmıştır. Gruplar arası farkın değerlendirilmesi için ise ikili karşılaştırma (*post-hoc*) testlerinden LSD testi kullanılmıştır. En yüksek ortalama kırılma dayanıklılığı değeri Grup 3'de görülmüştür (2379,6 N). Bu değer, diğer deney gruplarının ortalama değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0,05$). Grup 1 (1321,2 N) ve Grup 2 (1489,7 N)'ye ait ortalama kırılma dayanıklılığı değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$) (Tablo 4.2.).

Tablo 4.2. Grupların ikili karşılaştırılması sonucu elde edilen (*p*) değerlerinin çapraz tablosu.

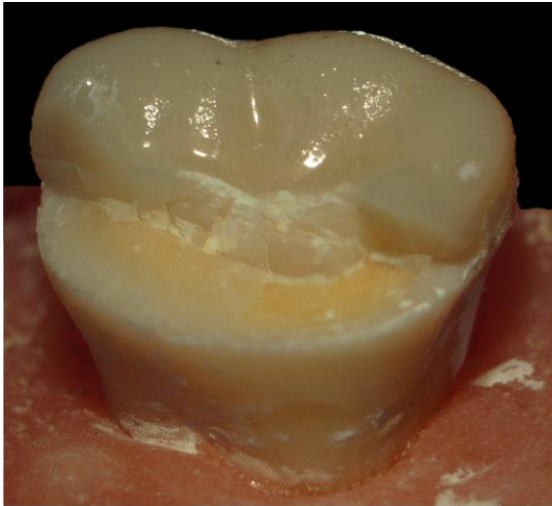
Gruplar	Vita Suprinity	IPS e.max CAD	GC Cerasmart
Vita Suprinity		0,232	0,000
IPS e.max CAD	0,232		0,000
GC Cerasmart	0,000	0,000	

Kırılma tipleri analizi Burke sınıflamasına göre yapılmıştır (190). Kırılma tipleri ile ilgili yüzdeler Şekil 4.2'de verilmiştir. Grup 1'de tip 4 kırılma (%73,3) ve tip 2 kırılma (%26,6), Grup 2'de tip 4 kırılma (%66,6) ve tip 2 kırılma (%33,3), Grup 3'te tip 4 (%73,3) ve tip 2 (%26,6) kırılma izlenmiştir. Kırılma tipleri Şekil 4.3'de gösterilmiştir.

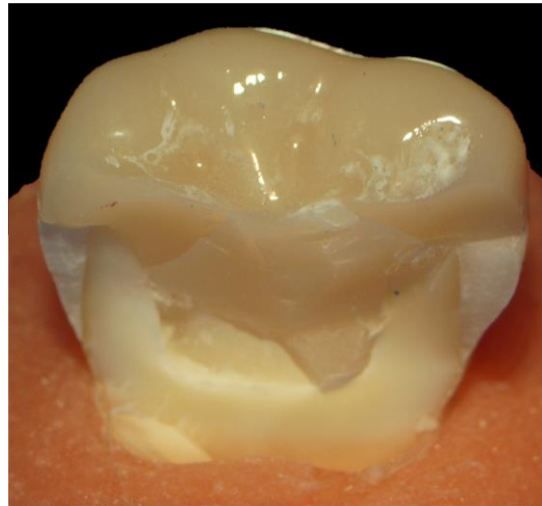


Şekil 4.2. Deney gruplarının kırılma tiplerinin yüzdeleri

Tip I: Sadece restorasyonun kırılması; Tip II: Küçük bir diş parçasının da dahil olduğu restorasyon kırığı; Tip III: Mine-sement birleşiminin üzerinde, dişin yarısından fazlasını da içeren restorasyon kırığı; Tip IV: Mine-sement birleşiminin altında meydana gelen kırıklar



Tip II kırılmaya örnek



Tip IV kırılmaya örnek

Şekil 4.3. Kırılma Tipleri

5. TARTIŞMA

Günümüzde hastaların ve diş hekimlerinin estetiğe ve biyouyumluluğa verdiği önemin her geçen gün artmasıyla, diş hekimliği de bu amaca yönelik yeni yöntem ve materyaller ile sürekli yenilikleri takip ederek gelişmektedir. Bu gelişmeler, metal altyapılı kronların yerini tam seramik kronların almasına olanak sağlamıştır (187,188). Özellikle son dönemlerde; estetik, yüksek kırılma dayanıklılığı ve sertlik özelliklerinin geliştirilmesiyle tam seramik sistemlerin kullanımı oldukça artmıştır (189). Mc Lean ve Hughes 1965 yılında seramiğin kristalin fazına alüminyum kristalleri ilave ederek ilk dirençli seramiği elde etmişlerdir (190). Yeni laboratuvar tekniklerinin geliştirilmesiyle ve seramik içindeki materyal oranlarındaki değişiklikler ile mekanik özelliklerde ve estetik alanında büyük ilerlemeler kaydedilmeye başlanmıştır (191).

Tam seramik restorasyonlar metal seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldığında mükemmel estetik sonuçlar vermektedir. Doğal diş dokusuna benzer ısıl genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler. Biyolojik olarak uyumlu olup, ağızda metalik tat vermezler, plak birikimi daha az olur ve metal alerjisi olan hastalarda özellikle tercih edilirler. Ayrıca renklenme ve metal renginin yansması gibi olumsuzluklar bu restorasyonlarda görülmez (100). Özellikle posterior bölgede polimerizasyon büzülmesinin olmaması ve yüksek aşınma direnci göstermeleri tercih edilme sebepleri arasında sayılabilir. Yapısı ve translusensi özellikleri doğal diş dokusuna oldukça benzer olduğundan, doğal diştan ayırt etmek zordur (192). Fakat yapım aşamaları, süreleri ve pahalı ekipmanları gibi dezavantajları da bulunmaktadır (108).

Çalışmamızda, ideal geometriye sahip olduğu için çekilmiş sağlam insan mandibular molar dişleri kullanılmış, farklı içeriğe sahip porselen bloklardan hazırlanan endokronların kırılma dayanıklılığı değerleri *in vitro* olarak test edilmiştir.

Endokronların kırılma dayanıklılığının değerlendirildiği bir çok *in vitro* çalışmada dişlerin ebatları, hangi çeneye ait oldukları ya da premolar-molar olmaları önem arz etmektedir (193). Endokron ile restore edilen endodontik tedavili molar dişlerin klinik olarak başarılı olduğu rapor edilirken, klinik ve *in*

vitro çalışmalar endokron ile restore edilen endodontik tedavili premolar dişlerin daha sık problem çıkardığını göstermektedir (194-196). El-Damanhoury ve diğ. (61) farklı CAD/CAM blokları kullanarak üretilen endokronların kırılma dayanıklılığını ve mikrosızıntısını inceledikleri çalışmalarında kullandıkları sağlam insan dişlerinin benzer boyut ve şekillerde olmasına dikkat etmişlerdir. Laboratuvar ortamında standardizasyonun daha iyi sağlanabildiği, daha hızlı ve kolay bir şekilde sonuca ulaşılabilirdiği için çalışma *in vitro* koşullarda yürütülmüştür (197).

Saklama koşulları da standardizasyon bakımından önemli bir yer teşkil eder. Literatüre bakıldığında dişlerin dezenfeksiyonunda formol, kloramin, %3'lük sodyum hipoklorit ve timol gibi çeşitli solüsyonlar kullanılmıştır (198-200). Formol dişlerin dezenfeksiyonunda etkili olmasına rağmen dişlerin uzun süre saklanması tavsiye edilmemiştir (201). Çalışmamızda, 24 saat formol solüsyonu ile dezenfeksiyonun ardından dişler deneyler başlayana kadar distile suda bekletilmiştir.

Kırılma dayanıklılığının incelendiği pek çok çalışmada gruptaki örnek sayılarında farklılık bulunmaktadır. Turker ve diğ. (202) çalışmalarında 10 adet, Sharath ve diğ. (199) 15 adet, Argyrou ve diğ. (203) 20 adet, Frater ve diğ. (204) ise 10 adet örnek kullanarak çalışmalarını tamamlamışlardır. Örnek sayısı yetersiz olduğunda istatistiksel analiz yapmak güçtür (136). Çalışmamızda örnek sayısı 15 adet olacak şekilde belirlenmiştir.

Birçok çalışmada, endodontik tedavili dişlerin kırılma dayanıklılığı incelenmiştir ve bu çalışmalar arasında doğrudan bir karşılaştırma yapmak oldukça güçtür, çünkü kullanılan dişlerin şekli, yaşı, yapısı, saklama koşulları, preparasyon ve restorasyon yöntemi, farklı materyallerin kullanılması, kuvvet uygulama tekniği ve kırılma sınırlarının belirlenmesi gibi birçok faktör değişkenlik göstermektedir (205,206).

Seramik, adeziv siman ve dentinin elastisite modülleri arasındaki farklılık kök kırığı riskine neden olabilmektedir. Yeni geliştirilen materyallerin mekanik özelliklerinin mümkün olduğu kadar doğal diş sert dokularına benzer olması telafisi olmayan kök kırıklarının oluşma sıklığını azaltabilir. Endokron restorasyonlarda diş restorasyon arasındaki bağlantı yüzeyi sayısının diğer indirekt veya direkt restorasyonlara göre daha az olması restorasyon-diş yapısını bütün olarak elde edilmesini sağlar (205).

Endokronların tasarımı, diş yapılarının maksimum korunduğu, makroretansiyon gerektirmeyen, minimal invaziv preparasyon prensipleri üzerine kurulmuştur (207). Pulpa odası içindeki mevcut alanın kullanımı stabilite ve retansiyona katkı sağlamaktadır. *Post* alanı preparasyonu sırasındaki oluşabilecek girişimsel hatalar, endokron preparasyonunda ortadan kalkmıştır (12). Derin pulpa kavitesi ve intrakoronal uzantı bağlanma için daha büyük yüzey alanı oluşturacağından rezin siman retansiyonu ve çiğneme kuvvetlerinin iletimi için avantaj sağlamaktadır. Endokronların, intrakoronal uzantılarındaki farklılıklara ait etkiyi ortadan kaldırmak için Pisis'in prensipleri doğrultusunda standart bir kavite şekli belirlenmiştir (9). İki mm'lik intrakoronal uzantılar ile hazırlanan kaviteler, diş yapısı ile endokron sistemlerinin test edilmesine imkan sağlamıştır. Carvalho ve diğ.(208) yaptıkları endodontik tedavili molar dişlerin alt yapı dizaynında kırılma dayanıklılığının etkisini inceleyen çalışmalarında hazırlanan endokronların pulpa odalarında oluşturulan giriş kavitesi 1,5 mm iken, El-Damanhoury ve diğ. (61) yaptığı çalışmada endokronlar için oluşturulan giriş kavitesi 2 mm'dir. Bizim çalışmamızda da endokronların preparasyonunda 2 mm'lik retansiyon alanları pulpa odası içerisinde oluşturularak hazırlanmıştır ve standardize edilmiştir.

Çalışmamızda, minimal invaziv yaklaşım prensibi göz önünde bulundurularak özellikle *post* kullanılmamıştır. Kök kanalına yerleştirilen *post* diş yapısında madde kaybı yarattığı için dişin zayıflamasına, kök kırılmalarına ve/veya kök perforasyonları gibi ek risklere yol açabilir. Biacchi ve Basting (12) 2012 yılında yayınladıkları çalışmalarında cam fiber *post* ve *core* uygulanmış geleneksel kron restorasyonların sıkışma dayanıklılıklarını, *post-core* uygulanmamış endokron restorasyonlarla karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının bulgularına göre endokron restorasyonların sıkışma dayanıklılıklarının *post-core* uygulanan kron restorasyonlardan daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir ve bu durumu endokron restorasyonlarda kullanılan porselenin kalınlığının daha fazla olmasıyla ilişkilendirmişlerdir.

Bindl ve Mörmann (11) endokron restorasyonları *post*, *core* ve kron yapılarının tamamını bünyesinde bulundurduğu için 'monoblok' bir restorasyon olarak tanımlamışlardır. *Post-core* ve kron aşamalarının ayrı ayrı yapılmadığı bu monoblok yapının stabilitesi ve retansiyonu pulpa odasının

yüzeyinde oluşan adeziv bağlanma ile sağlanırken, CAD/CAM sistemleri ile hasta başında tasarlanıp tek birimlik porselen restorasyon üretilmektedir.

Carvalho ve diğ. (208) nin 2016 yılında yayınladıkları güncel bir çalışmada, CAD/CAM tekniği ile *core* hazırlanmadan üretilen endokron restorasyonların 2 mm yüksekliğindeki *core* yapının üzerine hazırlanan kron restorasyonlara göre fatik yüklerle karşı daha dayanıksız olduğu ancak 4 mm yüksekliğindeki *core* yapının üzerine hazırlanan kron restorasyonlara göre ise daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir.

Günümüzde, yeni seramik sistemlerin simantasyonunda güvenilir ve kuvvetli bağlantıyı sağlayabilen bağlayıcı sistemlerdeki hızlı gelişmeler, tam seramiklerin, kompozit rezin ve metal destekli seramik restorasyonların yerine kullanımını arttırmıştır (209). Tam seramiklerin elde edilmesinde farklı sistemler vardır. Bunlardan en güncel olanı CAD/CAM sistemleridir.

CAD/CAM sistemleri ile daha hızlı, kolay ve minimum hata ile sonuç elde edilmektedir. Bu sistem ile maliyet azaltılmakta, biyouyumluluk, estetik ve fonksiyon açısından yeni geliştirilmiş yüksek kaliteli materyallerden restorasyon yapımı sağlanmaktadır. Geleneksel restorasyonlar manuel olarak elde edildiği için, kullanılan materyalin mekanik ve estetik özelliklerinin güvenilirliği etkilenebilmektedir (125).

Çalışmamızda CAD/CAM sistemi ile hazırlanan restorasyonlar için zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik blok (Vita Suprinity), lityum disilikat ile güçlendirilmiş blok (IPS e.max. CAD) ve rezin hibrit nanoseramik blok (GC Cerasmart) olmak üzere üç farklı blok karşılaştırılmıştır. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş bloğun eğilme dayanıklılığı 320-450 MPa'dır, elastisite modülü ise 90-95 GPa'dır (183,210). Fleksible nanoseramik bloğun eğilme dayanıklılığı değeri 199-239 MPa'dır, elastisite modülü de 7-9 GPa'dır (157). Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloğun eğilme dayanıklılığı 404-482 MPa, elastisite modülü de 68-72 GPa'dır (184). Sağlıklı mine dokusunun elastisite modülü 80-84 GPa arasında değişirken, dentin dokusunun ise 18-20 Gpa arasında değişmektedir (211). Resin içeren CAD/CAM bloklar geleneksel olarak polimerize edilen materyaller ile karşılaştırıldığında daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir (212). Özellikle ince restorasyonlar elde edildiğinde, resin içeren ve CAD/CAM ile üretilmiş olan restorasyonlar, cam seramik restorasyonlardan daha yüksek

kırılma dayanıklılığı göstermişlerdir (213).

Son dönemlerde üç boyutlu görüntü alma tekniklerindeki gelişmeler, kısa sürede, kolay ve net ölçü alabilmeye olanak sağlamıştır (214). Cerec Bluecam, Cerec Omnicam'den bir önceki kamera sistemidir. Cerec Bluecam'de tekli birkaç görüntüyü birleştirilirken, Cerec Omnicam'de devamlı görüntü alınarak üç boyutlu model elde edilir. Cerec Bluecam'de kullanılan pudra Cerec Omnicam'de bulunmamaktadır (12). Pudra, yüzeylerde aynı rengi elde etmek ve yansımaları engellemek amacı ile kullanılmaktadır. Pudrasız sistemler ise hem hasta hem de hekim açısından daha konforludur (143). Pudra uygulaması kaldırıldıktan sonra yapılan çalışmalar klinik olarak daha başarılı ve güvenilirdir (234). Çalışmamızda, klinikte hasta başında (*chair-side*) uygulanabilen Cerec Omnicam sistemi kullanılmıştır.

Seramik restorasyonların uzun dönemdeki başarısında bağlanmanın önemi çok büyüktür. Seramiğin adeziv rezin simanlar ile diş dokularına bağlanması, diş ile restorasyonun kırılma, bükülme ve bağlanma dayanıklılığını artırmakta ve mikrosızıntıyı azaltmaktadır (215). Simantasyon materyallerinin, cam seramik kronların ağızda kalma süresine etkisi ile ilgili Malament ve Socransky (216)'nin yaptıkları klinik çalışmada, adeziv rezin siman kullanılarak simante edilen cam seramiklerin, çinko fosfat veya cam iyonomer simanlar ile kıyaslandığında ağızda kalma sürelerinin daha uzun olduğu rapor edilmiştir. Piwowarczyk ve diğ. (217), farklı simanların farklı restoratif materyallere, makaslama bağlanma dayanıklılıklarını değerlendirdikleri çalışmalarında ise adeziv rezin simanların bağlanma dayanıklılıklarının, çinko fosfat ve cam iyonomer simanlar ile karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu görülmüştür. Adeziv rezinlerin tipi (*dual-cure* veya *self adeziv*) restorasyonun mine ve dentin dokusuna bağlanma dayanıklılıklarını önemli ölçüde etkileyebilmektedir ve halen diş dokularına olan bağlanmanın *dual-cure* simanların mine ve dentinin pürüzlendirilmesinden sonra kullanılmasının *self* adeziv rezin simanlardan daha başarılı olduğu görülmektedir (218). Adeziv rezin siman materyaline bağlı olan bu olası ihtimalleri engellemek amacıyla çalışmamızda tek tip *dual-cure* rezin siman kullanılmıştır.

Porselenin bağlanma yüzeyine; asit uygulama, kumlama ya da elmas frezle pürüzlendirme işlemi yapılarak adeziv bağlanma artırılabilir. Adeziv

rezin, bu pörözite bölgelerine doğru akar ve meydana gelen kilitleme mekanizması ile kuvvetli mikromekanik bağlantı sağlar (219). Düşük dayanıklılıktaki materyaller bile adeziv bağlanmanın güçlendirici etkisi sayesinde uzun süre başarılı klinik performans sergileyebilirler (209). Çalışmamızda, adeziv rezin simanın ve seramiğin bağlantısını artırmak amacıyla seramiğin bağlanma yüzeyine hidroflorik asit ve ardından silan uygulanmıştır. Llobell ve diğ. (210)'nin yaptığı *in vitro* çalışmada hidroflorik asitin fosforik asitten daha yüksek mekanik bağlanma kuvveti gösterdiği bildirilmiştir.

Porselenin simantasyondan önce yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde üretici firmaların önerileri doğrultusunda partikül boyutu 50, 100, 110 ya da 250 μ olan Al_2O_3 kumları kullanılmaktadır. Daha önce yapılan pek çok çalışmada çoğunlukla 110 μ 'luk Al_2O_3 kumu ile pürüzlendirilmenin tercih edilmesi önerilmiştir (217,220). Bizim çalışmamızda da nanoseramik yapılı restorasyonların (GC Cerasmart) yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde üretici firmanın önerileri doğrultusunda 25-50 μ 'luk Al_2O_3 kumu kullanılmıştır.

Porselen endokronlar, daha uzun klinik kullanıma sahip olmak ve dayanıklılıklarını artırmak amacıyla rezin simanlarla uygulanmaktadır (221). Tam seramik restorasyonların simantasyonunda kimyasal, ışıkla ya da *dual-cure* polimerize olan rezin simanlar kullanılabilir. Işıkla sertleşen rezin simanlar ince ve translusent restorasyonların altında tercih edilebilirler. Restorasyonun altındaki rezin simanın yetersiz polimerizasyonu, restorasyonun mekanik özelliklerini ve boyutsal stabilitesini olumsuz etkilerken diş dokusuna bağlanmayı zayıflatır (222). Mikrosızıntıyla birlikte renklenme, biyouyumlulukta azalma ve işlem sonrası hassasiyet görülmesine neden olabilir (213). Polimerizasyon, seramiğin kalınlık miktarı, rengi, ışık geçirgenliği, rezin simanın içeriği, polimerizasyonun tipi, ışığın uygulama süresi ışık kaynağının gücü ve mesafesi gibi faktörlerden etkilenir (212,214). Bağlantının başarısız olmasının bir diğer sebebi de sklerotik dentin tabakası oluşması olabilir. Sklerotik dentin, travma ya da sürekli irritasyona maruz kalan dentin tübüllerine mineral kristallerin çökmesi ve geçirgenliğin azalmasıdır (215). Bu sebeple hibrit tabaka daha incedir (215,216). Sklerotik dentin yüzeyine bağlanma miktarı sklerotik olmayan dentine göre daha azdır. Restorasyon ve rezin siman arasında oluşan zayıf bağ kuvveti, rezin simanın

bağlantısını bozarak kuvvetlerin eşit dağılmamasına sebep olur böylelikle başarısızlık artar. Yapılan çalışmalarda, ışık ile polimerize olan rezin simanların yetersiz polimerizasyonu, ışık enerjisinin geçişinin restoratif materyal tarafından engellenmesine bağlanmaktadır (223). Işık ile polimerize olan rezin simanların bu sınırlamalarının üstesinden gelinebilmesi için 3 mm'den fazla kalınlığı olan restorasyonlarda, *dual-cure* simanların kullanımı önerilmektedir (224). *Dual-cure* simanların kimyasal sertleşen rezin simanlardan daha fazla bağlanma dayanıklılığı gösterdiği, çalışma ve sertleşme zamanının kontrol edilebildiği ve hekime yeterli çalışma zamanı sunduğu belirtilmektedir (225). Bununla birlikte *dual-cure* simanlarda ışığın yeterince ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanması için yaklaşık 24 saat gerekmektedir (225). Bu nedenle bizim çalışmamızda da simantasyon sonrası örnekler 24 saat suda bekletilerek polimerizasyonun tamamlanmasını sağlanmıştır ve endokronların, simantasyonlarında sıkça tercih edilen bir *dual-cure* rezin siman tercih edilmiştir.

Adeziv rezin simanların mekanik özelliklerini geliştirmek amacı ile eklenen doldurucuların dentin ile restorasyon arasında şok emici elastik bir tabaka olarak görev yaptıkları bildirilmiştir (226).

Kırılma dayanıklılığının incelendiği çalışmalarda termal siklus ağız içi koşulları taklit etmek maksatıyla kullanılan bir yaşlandırma yöntemidir (227). Termal siklus ile bağlanma arayüzündeki hibrit tabakada bulunan kollojenlerin hidrolize olduğu bilinmektedir (228). Adeziv arayüzünde restorasyon ve diş yapısında farklı genleşme katsayılarından kaynaklı stresler oluşmakta ve buna bağlı olarak arayüzeyde mikroçatlaklar meydana gelmektedir. Birçok çalışmada termal siklus 5°-55° C arasında uygulanırken döngü sayıları farklılık gösterebilmektedir (229,230). Bizim çalışmamızda simantasyonu tamamlanan örnekler 24 saat 37°C'deki distile suda bekletildikten sonra yaklaşık bir yıllık ağız içi kullanımını taklit ettiği belirtilmiş olan 5°C ve 55°C arasında 5000 döngülük termal siklusa tabi tutulmuştur (170).

Normal çiğneme stresleri sağlam dişlerde daha nadir kırılmalara neden olurken, kavite preparasyonları ile dişte oluşturulan madde kayıpları, dişte kırılmaya olan eğilimin artmasına ve dişin zayıflamasına neden olmaktadır (231). St-Georges ve diğ. (232) yaptıkları bir çalışmada, premolar dişlerde geniş MOD preparasyonlu dişlerin yapısının %59 oranında zayıfladığını

belirtmişlerdir. Gelb ve diğ. (233) ise 1 mm genişliğinde, 2 mm derinliğinde bir MOD preparasyonunun dayanıklılığının, sağlam dişin dayanıklılığının %62'si kadar olduğunu bildirmişlerdir.

Travma, çürük ya da başarısız restorasyonlara bağlı olarak endodontik tedavi uygulanmış dişlerde, dentinde görülen su ve kollajen dokusu kaybı ile dişler kırılabilir. Randow ve Glantz (234) pulpanın koruyucu bir göreve sahip olduğu için uzaklaştırılmasının ardından kırılabilirliğinin arttığını bildirmişlerdir. Diğer yandan, Papa ve diğ. (23) dişlerin kırılabilirliğinin artışında kanal tedavisinin etkisinin olmadığını ve kanal tedavisi uygulandıktan sonra oluşan dehidratasyonun, dentinin sıkışma ya da gerilme dayanıklılığını zayıflatmadığını öne sürmüşlerdir. Pulpanın uzaklaştırılmasından sonra dentinin nem içeriğinde bir miktar azalma olmaktadır. Yapılan bazı çalışmalar, endodontik tedavili ve minimal dentin kaybı olan dişlerin vital dişten daha kırılabilir olmadığını, dentin sertliğinin değişmediği, dehidratasyonun dentin yapısını zayıflatmadığını göstermiştir (24). Pulpası uzaklaştırılmış dişler ile, canlı pulpaya sahip dişlerin nem oranları kıyaslandığı bir çalışmada pulpanın olmadığı dişlerin %9 daha az nem içerdiği bulunmuştur (235). Başka bir çalışmada vital dişlerde nem oranı %12,4, kanal tedavili dişlerde ise bu oran %12,1 olarak belirtilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (23). Farklı bir çalışmada pulpaları uzaklaştırılan dişlerin elastisite modülünde, sertliğinde ve kırılma dayanıklılıklarında değişiklik olmadığı öne sürülmüştür (236).

Reeh ve diğ. (27) dentindeki değişimlerden ziyade, endodontik giriş kavitesi ve kök kanalının şekillendirilmesi ile ortaya çıkan diş dokusu kaybının dişlerin kırılabilirliğini büyük ölçüde artırdığını bildirmişlerdir (27). Dişlerin dayanıklılığının azalması dişin fiziksel ve kimyasal özelliklerindeki değişimlerinin dışında geri kalan sağlam diş dokusunun miktarına da bağlıdır. Geri kalan doku miktarı ile dişin okluzal kuvvetlere karşı olan dayanıklılığı arasında direkt bir ilişki tespit edilmiştir (237). Reeh ve diğ. (27) yaptığı bir çalışmada dayanıklılıktaki azalmanın esas sebebinin marjinal sırtın kaybına bağlı olduğu sonucuna varmıştır. Oliveira ve diğ. (238) özellikle endodontik tedavili premolar dişlerin dayanıklılığını etkileyen en büyük faktörün kalan diş dokusu miktarı olduğunu bildirmişlerdir. Dentinin içindeki mikro çatlaklar da kırılabilirliği arttırmaktadır ve bu tür çatlaklar tedaviyi izleyen süreçte ortaya

çıkabileceği gibi kök kanal preparasyonu sırasında da meydana gelebilir.

Kırılma dayanıklılığı testlerinde kullanılan cihazlar farklı yöntemler ile uygulanabilmektedir. Bazı araştırmacılar standardizasyonu sağlamak için restorasyonun uzun aksına paralel, okluzal anatomiyle uyumlu ve üç noktadan temas edecek şekilde sıkışma (*compressive*) kuvveti uygularken, bazı araştırmacılar da dişin uzun aksına farklı açılardan kuvvetin gelmesini sağlamışlardır (179). Ahmed Hamdy ve diğ.(239), yaptığı *in vitro* bir çalışmada tüm örneklerle dişin uzun aksı boyunca kuvvet uygularken, Gresnigt ve diğ. (230) ise yaptıkları bir çalışmada örneklerin yarısına okluzal yüzeyden, diğer yarısına aksiyel yüzeyden dik olacak şekilde kuvvetler uygulamışlardır. Bizim çalışmamızda, tüm örneklerle okluzal yüzeye dik olacak şekilde santral fossadan kuvvet uygulanmıştır. Kuvvetin vertikal şekilde uygulandığı çalışmalarda restorasyonlar üzerine homojen yük dağılımını sağlamak amacıyla polietilen kağıt (78), alüminyum folyo (78) rubber-dam (240) ya da plastik bant (178) tercih edilmektedir. Test cihazlarının ucuna 5-10 mm çaplarında küre şeklinde uçlar takılarak, kuvvet ortalama 0,1-0,5 mm/dk hızla diş kırılana kadar uygulanarak sıkışma dayanıklılığı tespit edilmektedir (241,242). Bizim çalışmamızda, 5 mm'lik küre uç ile 0,5 mm/dk hızla kuvvet uygulanmıştır.

Normal fonksiyon sırasında çiğneme kuvvetleri 50 N ile 250 N arasındaki değerlerdedir. Bununla birlikte bu değerler bruksizimli hastalarda 500-800 N arasında değişmektedir (243). Fakat test cihazları ağız içerisindeki kuvvetlerden çok daha fazla kuvvetler uygulamaktadır. Kırılma dayanıklılığı ölçümlerinin yapıldığı test cihazlarında, 1500-5000 N'luk kırılma değerleri elde edilebilmektedir (78). Kırıklar göz önünde bulundurulduğunda, klinik olarak meydana gelen kırıklar ile laboratuvarında test makinesiyle oluşturulan kırıklar arasında pek çok farklılıklar bulunmaktadır. Çalışmalarda dişlere uygulanan kuvvetler, yavaş yavaş artan ve tekrarlayan kuvvetler şeklinde iken, ağız içinde fonksiyon esnasında kuvvetler büyüklük, hız ve yön açısından farklılık göstermektedir. *In vitro* çalışmalarda uygulanan kuvvetler, sabit hız ve yöndedir. Diş kırılınca kadar kuvvet arttırılmaya devam edilir (244). Uygulanan kuvvetler ağız içi kuvvetlerden farklılık gösterse de, çalışmamızda amaç klinik koşulları taklit etmekten çok, materyallerin ve yöntemlerin yapısal sağlıklarını araştırmaktır.

Restorasyonların kırılma dayanıklılığı birçok faktörden etkilenmektedir. Bunlardan bazıları yapım teknikleri, materyalin elastisite modülü, gerilme dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri, simantasyon yöntemleri, restorasyonun kalınlığı ve yüzey bitirme işlemleridir (83,245). Dental restorasyonlar için ideal elastisite modülü değerleri konusu tartışmalıdır. Diş yapısının devamlılığını sağlayan ve adezyon ile diş dokularına bağlanan esneme özelliği sınırlı restorasyonlar kalan diş dokularını başarılı şekilde destekler ve gelen stresleri eşit oranda dağılmasını sağlar ancak diş aşırı yüke maruz kalıyorsa vertikal veya derin kök kırıkları gibi restorasyonu mümkün olmayan başarısızlıklar görülebilir (246). Esneme kabiliyeti daha fazla olan restorasyonlar yüksek yükler altında esneyebilirken kök yapısında tekrar restorasyonu mümkün olmayan kayıplara veya başarısızlıklara neden olmaz (247). Endokronların tanıtılması ile post kavitesinin preparasyonu sırasında hekim tarafından oluşturulabilecek hataların önüne geçilmesi sağlanmıştır (11).

Bizim çalışmamızda farklı içeriklere sahip 3 materyal kullanılmıştır. Bunlardan biri lityum disilikat içeren IPS e.max CAD tir. Bu materyalin elastisite modülü 91 GPa, sertliği 5,5 GPa ve gerilim dayanıklılığı 375 MPa'dır. Bununla birlikte ağız hareketlerinin neden olduğu döngüsel ve biriken yüklemelere karşı 1100-1200 N arası direnç gösterebilmiştir ve söz konusu değerlerin fiziksel çiğneme kuvvetlerinin çok üstünde olduğu da rapor edilmiştir (248). Aynı zamanda hastaların estetik beklentilerini karşılayabilecek translusensi ve ton çeşitliliklerine de sahip olan formlarda üretilebilmektedirler. Ayrıca hem hasta başında tek seansta (IPS e.max CAD) hem de laboratuvar işlemleri gerektirecek geleneksel ölçü alma yöntemi (IPS e.max Press) ile restorasyonlar hazırlanabilmektedir (101). Kullandığımız diğer bir materyal olan GC Cerasmart bloklar rezin ve seramik materyallerinin fiziksel ve estetik özelliklerini bir arada bulunduran nanoseramik yapıdadırlar. İçeriğinde yaklaşık %71 silika ve baryum cam nanopartikülleri bulunmaktadır (156). Çok ince ve homojen olarak dağılmış partikülleri bulunan Cerasmart bu özelliği ile uzun süre parlaklık ve aşınma direnci sağlar (157). Yüzey sertliğinin her yerde eşit olması, temastaki dişerde aşınmanın az olmasını sağlar. Stabilesi oldukça iyidir ve kısa sürede restorasyon üretimi gerçekleştirilir. Karakterizasyon işlemi de çok kısa zamanda tamamlanır. Direncinin yüksek olması ve elastisite modülünün dentine yakın olması, diş

gelen kuvvetlerin absorbe edilmesine olanak sağlar. Işıkla polimerize olan kompozitler ile kolaylıkla tamir edilebilir. Diş benzeyen floresans özelliği estetiğin sağlanmasında oldukça önemlidir.

Kullandığımız diğer bir materyal de Vita Suprinity'dir. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat içerir ve CAD/CAM yöntemi ile restorasyonlar elde edilebilmektedir. Cam seramiklerin yaklaşık ağırlığının %10 kadarı zirkonyum ile güçlendirilmiştir. Zirkon partikülleri seramik yapının kırılmaya karşı direncini artırır. Vita Suprinity ince grenli homojen bir yapıdadır. Kolay bitirme ve polisajlama özelliği de vardır. Estetik açıdan ışık geçirgenliği ve opasitesi yüksektir ve estetik beklentileri karşılar (161).

Vita Suprinity bloklarına zirkonyum, IPS e.max CAD bloklarına ise lityum disilikat ilave edilerek materyallerin sertliklerinin ve dayanıklılıklarının artırılması amaçlanmıştır. Ancak materyallerin sertliklerindeki bu artış esneme kabiliyetinin azalmasına neden olmaktadır. Restoratif materyallerde aranan dentin dokusuna yakın elastisite modülüne sahip olma özelliği, restore edilen dişlerin kırılma olasılığını azaltmaktadır. Bu durum yeni restoratif yaklaşımda en güçlü restorasyonun mu, yoksa alttaki dentin dokularının mekanik ve biyolojik özellikleriyle uyum sağlayan bir restorasyonun üretilmesinin mi daha iyi olacağı sorusunu akla getirmektedir ve biyomimetik kavramı ön plana çıkmaktadır (30). Biyomimetik terimi, restoratif diş hekimliğinde materyallerin yapısal, fonksiyonel ve biyolojik olarak tasarlanması ve üretiminde dişin kendisinin model alınmasıdır (2). Böylelikle, restore edilen dişlerin çiğneme kuvvetlerine karşı prognozu daha iyi olabilmektedir.

Çalışmamızda Vita Suprinity, IPS e.max CAD ve GC Cerasmart blok ile üretilen restorasyonlar arasında ise kırılma dayanıklılığı değerlendirilmiş ve GC Cerasmart'ın, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD'den daha üstün olduğu bulunmuştur. Bu içeriği farklı materyallerin mekanik özelliklerinin bilinmesi, klinik endikasyonun belirlenmesine olanak sağlamış olur.

Restorasyon/diş sistemlerinin mekanik davranışları, tabakalar arasındaki arayüz bağlantısının kalitesi, restorasyon materyali kalınlığı, bağlayıcı simanın tipi ve dentin ile restorasyon materyali arasındaki elastisite modülü oranları gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Heo ve diğ. (249) daha önce yaptığı restoratif materyallerin kırılma dayanıklılığını inceledikleri bir çalışmada Lava Ultimate blokların elastisite modülünün 12,8 GPa, e.max

CAD blokların 81 GPa ve Cerec blokların 45 GPa olduğu belirlenmiştir. Dentinin 18-20 GPa olarak bilinen elastisite modülü değerleri bu sonuçlar ile karşılaştırılmış ve e.max CAD'le kıyaslandığında Lava Ultimate blokların kırılma dayanıklılığının daha yüksek, tamamen kırılmış restorasyon sayısının daha az olduğu sonucuna varmışlardır.

Bizim çalışmamızda, farklı içerikte porselen bloklardan CEREC Omnicam sistemi kullanılarak üretilen endokronlar, kırılma dayanıklılıkları açısından değerlendirilmişlerdir.

Kırılma tiplerine bakıldığında adeziv-koheziv-karma olarak ayıran çalışmalar literatürde vardır. Fakat bu çalışmalar daha çok bağlanma ajanlarını karşılaştıran restoratif materyaller ya da disk şeklindeki örnekleri hazırlanan araştırmalardır (250,251). Literatürde kırılma (sıkışma) dayanıklılıklarına ilişkin Cerec sistemleri ile üretilen kronların, materyallerin kalınlıklarının etkisi ile ilgili çalışmalar da bulunmaktadır (252,253). Nakamura ve diğ. (253) kronların okluzal kalınlığının kırılma dayanıklılığını etkilediğini bildirmişlerdir. Okluzal kalınlıklar azaldığında kırılma dayanıklılığı da azalmaktadır.

Chen ve diğ. (83) Lava Ultimate ve IPS e.max CAD bloklardan farklı kalınlıklarda (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 3 mm) diskler hazırlayarak kırılma dirençlerine bakmışlar ve kalınlık arttıkça her iki bloğun da kırılma dayanıklılığının arttığını rapor etmişlerdir. Mörmann ve diğ. (10) yaptıkları *in vitro* çalışmada, 5.5 mm kalınlığındaki endokronların kırılma dayanıklılıklarını incelediklerinde, 1.5 mm okluzal kalınlığa sahip geleneksel seramik kronlardan 3 kat daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Broderson (254)'un yaptığı *in vitro* çalışmaya göre standart kalınlığın 2 katı okluzal kalınlıkta olan kronlar kırılmalara dört kat daha dayanıklı olduğu sonucuna varmışlardır (254). Çalışmamızda, tüm restorasyonlar aynı kalınlıkta hazırlanmıştır ve restorasyon tipleri arasında kırılma dayanıklılığı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Tsitrou ve diğ. (255) molar dişlerde kronların kırılma dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında kompozit blok (Paradigm MZ100, 3M ESPE) ile lösitle güçlendirilmiş bloğu (ProCAD, Ivoclar Vivadent) kırılma dayanıklılığı açısından değerlendirmişlerdir. Kompozit bloğun kırılma dayanıklılığı ortalama 1682 N, seramik bloğun ise 1512 N olarak bulmuşlardır ve bu

değerler arasında anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Bu çalışmada kullandığımız materyallerin kırılma dayanıklılıkları sırasıyla Vita Suprinity için 1321,2 N, IPS e.max CAD için 1489,7 N ve GC Cerasmart için 2379,6 N bulunmuştur. İstatistiksel olarak rezin hibrit nanoseramik yapıdaki GC Cerasmart'ın kırılma dayanıklılığı değeri en yüksek iken, zirkonyum içeren lityum silikat yapıdaki Vita Suprinity'nin kırılma dayanıklılığı değeri en düşük tespit edildiği için hipotezimiz kabul edilmiştir.

Yapılan bu çalışmanın tek sınırlandırıcı etkeni tek tip adeziv rezin simanın kullanılmış olmasıdır. Diğer sistemlerin kullanımı farklı sonuçların ortaya çıkmasına neden olabilir. Ek olarak periyodik yorulma, adezivin dayanıklılığı, kırılma rezistansı ve başarısızlık paterninde endokronun intrakoronel boyut değişimine bağlı olarak oluşan başarısızlıklar değerlendirmeye katılmamıştır. Bağlantının dayanıklılığı, restorasyonun uzun dönem başarısı açısından büyük önem taşımaktadır.

Çalışmamızın sonuçları sürekli yenilenen dijital teknolojiler ile restorasyonların kalitesinin artırılabilirliğini göstermiştir. Laboratuvar koşullarında uygulanan kırılma dayanıklılığı testlerinin, ağız içi ortamını tam olarak taklit edemediği dikkate alınması gereken bir durumdur, bu testler farklı uygulama yöntemleri ile hazırlanan örneklerin kontrollü olarak değerlendirilmesinde önem teşkil etmektedir (205). Bu nedenle elde ettiğimiz *in vitro* test sonuçlarının, klinik araştırmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

In vitro çalışma ile elde edilen test sonuçları, klinik uygulamalarda seçilecek restoratif materyali belirleme hususunda hekime yol göstermesi bakımından oldukça önemlidir.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmada;

1) Endodontik tedavili dişlere uygulanan farklı CAD/CAM bloklarından üretilen endokronlar arasında kırılma dayanıklılığı testi bulgularına göre; rezin hibrit nanoseramik (GC Cerasmart) bloklardan üretilen endokronların kırılma dayanıklılığı değerlerinin, zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklardan üretilen endokronlardan (Vita Suprinity) ve lityum disilikat yapıdaki seramik bloklardan üretilen endokronlardan (IPS e.max CAD) daha yüksek olduğu,

2) Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklardan üretilen endokronlar (Vita Suprinity) ve lityum disilikat yapıdaki seramik bloklardan (IPS e.max CAD) üretilen endokronlar arasında kırılma dayanıklılığı değerleri açısından anlamlı bir fark olmadığı,

3) Farklı CAD/CAM bloklarından üretilen endokronların kırılma tipleri değerlendirildiğinde sadece restorasyonda kırık gözlenen bir durumla karşılaşılmadığı, kırıkların ufak bir diş parçasıyla birlikte restorasyonu içeren veya mine sement birleşiminin altında gözlenen kırıklar olduğu,

4) İleri derecede yapı kaybı gözlenen endodontik tedavili dişlerin CAD/CAM sistemi kullanılarak porselen endokronlar ile restorasyonunda, klinik endikasyon aşamasında hangi materyalin tercih edilmesi hususunda, bu çalışmada elde edilen farklı içerikteki bloklara ait mekanik özelliklerden faydalanılabileceği sonuçlarına varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Roberson, T.M., Heymann, H.O., Swift, E.J. ve Sturdevant, C.M. (2011). *Sturdevant's art & science of operative dentistry*, (c. 5), Ankara.
2. Schlichting, L.H., Schlichting, K.K., Stanley, K., Magne, M.,Magne, P. (2014). An approach to biomimetics: the natural CAD/CAM restoration: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 111 (2), 107-115.
3. Akgün, B. (2003). Fiber postlar. *Dentalife*, 6 (1), 14.
4. Sokol, D.J. (1984). Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent*, 52 (2), 231-234.
5. Shillingburg, H.T., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. (1996). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, ed 3. Chicago, Quintessence.
6. Reeh, E.S., Messer, H.H.,Douglas, W.H. (1989). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*, 15 (11), 512-516.
7. Soares, C.P., Pereira, J.C., Valdivia, A.D., Novais, V.R., Meneses, M.S. (2012). Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. *Int Endod J*, 45 (2), 136-145.
8. Gohring, T.N., Peters, O.A. (2003). Restoration of endodontically treated teeth without posts. *Am J Dent*, 16 (5), 313-317.
9. Pissis, P. (1995). Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 7 (5), 83-94.
10. Mormann, W.H., Bindl, A., Luthy, H., Rathke, A. (1998). Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosthodont*, 11 (4), 333-339.
11. Bindl, A., Mormann, W.H. (1999). Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent*, 1 (3), 255-265.

12. Biacchi, G.R., Basting, R.T. (2012). Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent*, 37 (2), 130-136.
13. Duret, F., Preston, J.D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, 1 (2), 150-154.
14. Mormann, W.H. (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 7S-13S.
15. Sirona. (2014). 20 Aralık 2014. Ağ Sitesi: http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/cerecchairside_solutions/tab=241.
16. Ritter, R.G. (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*, 22 (5), 332-341.
17. Chia-Yu, Chan., Jau-Shing, Kuo., Yang-Sung, Lin., Yen-Hsiang, Chang. (2009). Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns *Journal of Dental Science* 4(3) 110-117.
18. Rivera, E.M., Yamauchi, M. (1993). Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Arch Oral Biol*, 38 (7), 541-546.
19. Gutmann, J.L. (1992). The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 67 (4), 458-467.
20. Huang, T.J., Schilder, H., Nathanson, D. (1992). Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod*, 18 (5), 209-215.
21. Grigoratos, D., Knowles, J., Ng, YL., Gulabivala, K. (2001). Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J*, 34 (2), 113-119.
22. Sim, T.P., Knowles, J.C., Ng, Y.L., Shelton, J., Gulabivala, K. (2001). Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J*, 34 (2), 120-132.

23. Papa, J., Cain, C., Messer, H.H. (1994). Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*, 10 (2), 91-93.
24. Sedgley, C.M., Messer, H.H. (1992). Are endodontically treated teeth more brittle *J Endod*, 18 (7), 332-335.
25. Blaser, P.K., Lund, M.R., Cochran, M.A., Potter, R.H. (1983). Effect of designs of Class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. *Oper Dent*, 8 (1), 6-10.
26. Lander, E., Dietschi, D. (2008). Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int*, 39 (2), 99-106.
27. Reeh, E.S., Douglas, W.H., Messer, H.H. (1989). Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res*, 68 (11), 1540-1544.
28. Assif, D., Nissan, J., Gafni, Y., Gordon, M. (2003). Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *J Prosthet Dent*, 89 (5), 462-465.
29. Linn, J., Messer, H.H. (1994). Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. *J Endod*, 20 (10), 479-485.
30. Roulet, J., Wilson, N., ve Fuzzi, M. (2006). *Operatif Diş Hekimliğinde Gelişmeler* (A. Aykor ve J. Tanalp, Çev.). İstanbul: Quintessence Yayıncılık. (2001).
31. Johnson, J.K., Schwartz, N.L., Blackwell, R.T. (1976). Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Am Dent Assoc*, 93 (3), 597-605.
32. Faria, A.C., Rodrigues, R.C., Almeida Antunes, R.P., Mattos Mda, G., Ribeiro, R.F. (2011). Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res*, 55 (2), 69-74.
33. Ferrari, M., Vichi, A., Mannocci, F., Mason, P.N. (2000). Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent*, 13 (Spec No), 9B-13B.

34. Khera, S.C., Chan, K.C., Rittman, B.R. (1978). Dentinal crazing and interpin distance. *J Prosthet Dent*, 40 (5), 538-543.
35. Ruemping, D.R., Lund, M.R., Schnell, R.J. (1979). Retention of dowels subjected to tensile and torsional forces. *J Prosthet Dent*, 41 (2), 159-162.
36. Newburg, R.E., Pameijer, C.H. (1976). Retentive properties of post and core systems. *J Prosthet Dent*, 36 (6), 636-643.
37. Perez Moll, J.F., Howe, D.F., Svare, C.W. (1978). Cast gold post and core and pin-retained composite resin bases: a comparative study in strength. *J Prosthet Dent*, 40 (6), 642-644.
38. Kantor, M.E., Pines, M.S. (1977). A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent*, 38 (4), 405-412.
39. Stankiewicz, N.R., Wilson, P.R. (2002). The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J*, 35 (7), 575-581.
40. Isidor, F., Brondum, K., Ravnholt, G. (1999). The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont*, 12 (1), 78-82.
41. Sorensen, J.A., Engelman, M.J. (1990). Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 63 (5), 529-536.
42. Assif, D., Bitenski, A., Pilo, R., Oren, E. (1993). Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent*, 69 (1), 36-40.
43. Fernandes, A.S., Dessai, G.S. (2001). Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont*, 14 (4), 355-363.
44. Libman, W.J., Nicholls, J.I. (1995). Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont*, 8 (2), 155-161.

45. Jotkowitz, A., Samet, N. (2010). Rethinking ferrule--a new approach to an old dilemma. *Br Dent J*, 209 (1), 25-33.
46. Juloski, J., Radovic, I., Goracci, C., Vulicevic, Z.R., Ferrari, M. (2012). Ferrule effect: a literature review. *J Endod*, 38 (1), 11-19.
47. Sieber C. A key to enhancing natural esthetics in anterior restorations:the light-optical behavior of Spinell luminaries. *J Esthet Dent* 1996; 8(3):101–6.
48. Takeda, T., Ishigami, K., Shimada, A., Ohki, K. (1996). A study of discoloration of the gingiva by artificial crowns. *Int J Prosthodont*, 9 (2), 197-202.
49. Koutayas, S.O., Kern, M. (1999). All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int*, 30 (6), 383-392.
50. Duret B, R.M., Duret, F. New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost, *Chir Dent Fr*, 1990; 60: 131-141.
51. Malferrari, S., Monaco, C., Scotti, R. (2003). Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont*, 16 (1), 39-44.
52. Asmussen, E., Peutzfeldt, A., Heitmann, T. (1999). Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*, 27 (4), 275-278.
53. Vichi, A., Ferrari, M., Davidson, C.L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*, 83 (4), 412-417.
54. Affairs, A.D.A.C.o.S. (2003). Direct and indirect restorative materials. *J Am Dent Assoc*, 134 (4), 463-472.
55. Christensen, G.J. (1996). When to use fillers, build-ups or posts and cores. *J Am Dent Assoc*, 127 (9), 1397-1398.
56. Kovarik, R.E., Breeding, L.C., Caughman, W.F. (1992). Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. *J Prosthet Dent*, 68 (4), 584-590.

57. Dionysopoulos, P., Kotsanos, N., Koliniotou-Koubia, E., Tolidis, K. (2003). Inhibition of demineralization in vitro around fluoride releasing materials. *J Oral Rehabil*, 30 (12), 1216-1222.
58. Hansen, E.K., Asmussen, E. (1990). In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with enamel-bonded resin. *Endod Dent Traumatol*, 6 (5), 218-225.
59. Can Say, E., Kayahan, B., Ozel, E., Gokce, K., Soyman, M., Bayirli, G. (2006). Clinical evaluation of posterior composite restorations in endodontically treated teeth. *J Contemp Dent Pract*, 7 (2), 17-25.
60. Otto, T. (2004). Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 24 (5), 446-455.
61. El-Damanhoury, H.M., Haj-Ali, R.N., Platt, J.A. (2015). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent*, 40 (2), 201-210.
62. Lasfargues JJ, Kaleka R & Louis JJ (2000). A new system of minimally invasive preparations: The Si/Sta concept In Roulet JF & Degrange M *Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry* Chicago: Quintessence 107-151.
63. Fisher, J., Glick, M., Committee, F.D.I.W.D.F.S. (2012). A new model for caries classification and management: the FDI World Dental Federation caries matrix. *J Am Dent Assoc*, 143 (6), 546-551.
64. Mc Cabe JF, W.A. (2000). *Applied Dental Materials* (8 bs.). UK: Blackwell Science.
65. Efeoğlu, A. (1992). *Diş Hekimliği Tarihi*. İstanbul: Alemdar Ofset.
66. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E. ve Aksu, L. (1993). *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi* (c. 17). Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Yayınları.
67. Andersson, M., Oden, A. (1993). A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*, 51 (1), 59-64.

68. McLean JW (1980). *The science and art of dental ceramics*. Vol. II: Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics. Quintessence, Chicago 28.
69. Akın, E. (1999). *Diş hekimliğinde seramik* (3 bs.). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi.
70. Nayır, E. (1999). *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi* (7).
71. McLean, J.W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics* (c. 1). Chicago: Quintessence Publishing Co.
72. Suarez, M.J., Lozano, J.F., Paz Salido, M., Martinez, F. (2004). Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*, 17 (1), 35-38.
73. Anusavice, K.J. ve Philips, H. (1996). *Science of Dental Materials* (c. 10). Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo: W.B. Saunders Compa
74. Rosenstiel, S., Land, M. ve Fujimoto, J. (2001). *Contemporary Fixed Prosthodontics* (3 bs.). USA: Mosby Co Inc.
75. Powers, J.M. ve S.R. (2006). *Craig's restorative dental materials* (12 bs.). USA: Mosby Co Inc.
76. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (2004). *Sabit protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
77. Anusavice, K.J. (2003). *Phillips' Science of dental materials* (11 bs.). St. Louis: Elsevier Science.
78. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75 (1), 18-32.
79. Van Noort, R. (2002). *Introduction To Dental Materials*. (c. 2). England: Mosby-m.
80. Anusavice, K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials* (c. 11). St.Louis: Elsevier Mosby.
81. Giordano, R.A. (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 17 (8), 779-782, 784-776 passim; quiz 794.

82. Christensen, G.J. (1997). Why all-ceramic crowns, *J Am Dent Assoc*, 128 (10), 1453-1455.
83. Chen, C., Trindade, F.Z., de Jager, N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, 30 (9), 954-962.
84. O'Brien, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. Chicago: Quintessence Publishing Co.,Inc.
85. Fons-Font, A., Sola-Ruiz, M.F., Granell-Ruiz, M., Labaig-Rueda, C.,Martinez-Gonzalez, A. (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11 (3), E297-302.
86. Rosenblum, M.A., Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128 (3), 297-307.
87. Öz, F.D. (2015). **CAD/CAM sistemi ve yüksek ısıda presleme yöntemi ile üretilen porselen inleylerin kenar uyumu ve kırılma dayanıklılığı açısından değerlendirilmesi**. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
88. Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98 (5), 389-404.
89. Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials* (c. 12). Philadelphia: Mosby Elsevier.
90. Van Dijken, J.W. (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 20 (12), 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.
91. Malament, K.A., Socransky, S.S. (1999). Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent*, 81 (1), 23-32.

92. Nahara, Y., Sadamori, S., Hamada, T. (1991). Clinical evaluation of castable apatite ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 66 (6), 754-758.
93. Dong, J.K., Luthy, H., Wohlwend, A., Scharer, P. (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5 (1), 9-16.
94. Wohlwend, A., Strub, J.R., Scharer, P. (1989). Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont*, 2 (1), 13-26.
95. Kelly, J.R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48 (2), viii, 513-530.
96. Holand, W., Schweiger, M., Frank, M., Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53 (4), 297-303.
97. Denry, I., Kelly, J.R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24 (3), 299-307.
98. Kelly, J.R., Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*, 24 (3), 289-298.
99. Wildgoose, D.G., Johnson, A., Winstanley, R.B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*, 91 (2), 136-143.
100. McLean, J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85 (1), 61-66.
101. Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92 (6), 557-562.
102. Roulet, J.F. (1997). Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent*, 25 (6), 459-473.
103. Christensen, G.J. (1991). Are there alternatives to dental amalgam? *J Am Dent Assoc*, 122 (3), 77.

104. Al-Jazairy, Y.H., Louka, A.N. (1999). Effect of bonded amalgam restorations on microleakage. *Oper Dent*, 24 (4), 203-209.
105. Helvatjoglou-Antoniades, M., Theodoridou-Pahini, S., Papadogiannis, Y.,Karezis, A. (2000). Microleakage of bonded amalgam restorations: effect of thermal cycling. *Oper Dent*, 25 (4), 316-323.
106. Christensen, G.J. (1996). The coming demise of the cast gold restoration? *J Am Dent Assoc*, 127 (8), 1233-1236.
107. Burke, F.J., Wilson, N.H., Watts, D.C. (1994). Aesthetic inlays. *Br Dent J*, 177 (6), 198.
108. Pol, C.W., Kalk, W. (2011). A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. *Int J Prosthodont*, 24 (6), 566-575.
109. Christensen, G.J. (1997). Buonocore Memorial Lecture. Tooth-colored posterior restorations, 1997. *Oper Dent*, 22 (4), 146-148.
110. Alharbi, A., Rocca, G.T., Dietschi, D., Krejci, I. (2014). Semidirect composite onlay with cavity sealing: a review of clinical procedures. *J Esthet Restor Dent*, 26 (2), 97-106.
111. Gorucu, J. (2003). Fracture resistance of class II preformed ceramic insert and direct composite resin restorations. *J Dent*, 31 (1), 83-88.
112. Fullemann, J., Lutz, F. (1988). [Direct composite inlay. The new procedure and its in vitro test results]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 98 (7), 758-764.
113. Dietschi, D., Spreafico, R. (1997). *Adhesive Metal-Free Restorations, Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth*. Landshut: Quintessence Publishing
114. Leinfelder, K.F., Isenberg, B.P., Essig, M.E. (1989). A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc*, 118 (6), 703-707.
115. Strub, J.R., Rekow, E.D., Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137 (9), 1289-1296.

116. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 7 (1), 25-45.
117. Marchack, C.B. (2007). CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent*, 97 (6), 389-394.
118. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 28 (1), 44-56.
119. Ersu, B., Yüzügüllü, B. ve Canay, Ş. (2008). Sabit Restorasyonlarda CAD-CAM Uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32, 58-72.
120. Sertgöz, A. ve Balcı, B.(2007). Diş Hekimliğinde CAD-CAM Teknikleri. *Türk Diş Hekimleri Birliği Dergisi*, 102, 61-67.
121. Russell, M.M., Andersson, M., Dahlmo, K., Razzoog, M.E., Lang, B.R. (1995). A new computer-assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 26 (11), 757-763.
122. Witkowski, S.(2005). CAD-CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*, 28: 169-184.
123. Baysal, B. (2007). Dişhekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim. *Dentalife*.18-22
124. Oden, A., Andersson, M., Krystek-Ondracek, I., Magnusson, D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 80 (4), 450-456.
125. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 14S-21S.
126. Boening, W., Wolf, H. (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 13: 221-226.
127. Hager, B., Odeon, A., Andersson, B., Andersson, L. (2001). Procera AllCeram laminates: a clinical report. *J Prosthet Dent* 85: 231-232.

128. May, K., Russell, M., Razzoog, E. (1998). Precision of fit: Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, 80:394-404.
129. Ardlin, B.I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 18 (8), 590-595.
130. Besimo, C., Jeger, C., Guggenheim, R. (1997). Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont*, 10 (6), 541-546.
131. Liu, P.R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26, 507-527.
132. Palin, W., Burke, F.J. (2005). Trends in indirect dentistry: 8.Cad/Cam Technology. *Dent Update*, 32 (10):566–72.
133. Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H.C., Kuretzky, T. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, 14 (1), 39-45.
134. Rinke, S., Huls, A. (1996). Copy-milled aluminous core ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 76 (4), 343-346.
135. Eidenbenz, S., Lehner, C.R., Scharer, P. (1994). Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*, 7 (2), 134-142.
136. Yeo, I.S., Yang, J.H., Lee, J.B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 90 (5), 459-464.
137. Sevuk, C., Gur, H., Akkayan, B. (2002). Copy-milled all-ceramic restorations: case reports. *Quintessence Int*, 33 (5), 353-357.
138. Chai, J., Takahashi, Y., Sulaiman, F., Chong, K., Lautenschlager, E.P. (2000). Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 13 (5), 420-424.

139. Denissen, H.W., van der Zel, J.M., van Waas, M.A. (1999). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 12 (5), 395-400.
140. van der Zel, J.M., Vlaar, S., de Ruiter, W.J., Davidson, C. (2001). The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 85 (3), 261-267.
141. Olthoff, L.W., Van Der Zel, J.M., De Ruiter, W.J., Vlaar, S.T., Bosman, F. (2000). Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, 84 (2), 154-162.
142. Kenneth, J.A. (2003). Phillips' science of dental materials. *Saunders-an imprint of elsevier*, 11(21), 692-5.
143. Mormann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F. (1987). [The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]. *Quintessenz*, 38 (3), 457-470.
144. Otto, T., De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 15 (2), 122-128.
145. Christensen, G.J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, 132 (9), 1301-1303.
146. Mormann, W.H., Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 46 (2), 405-426, viii.
147. Bindl, A., Mormann, W.H. (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci*, 111 (2), 163-169.
148. Mormann, W.H., Bindl, A. (2000). The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int*, 31 (10), 699-712.
149. Reiss, B. (2001). Long-term clinical performance of CEREC restorations and the variables affecting treatment success. *Compend Contin Educ Dent*, 22 (6 Suppl), 14-18.

150. Rosentiel, S.F., Land, M.F., Fujimoto, J.(2001). Contemporary fixed prosthodontics. *The C. V. Mosby Company*, 643-72.
151. Mehl, A., Ender, A., Mormann, W., Attin, T. (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent*, 12 (1), 11-28.
152. Sirona. (2014). 20 Aralık 2014. Ağ Sitesi: **<http://www.sirona.com/en/products/digitaldentistry/cerecchairsidesolutions/?tab=241>**
153. Kurz, M., Attin, T., Mehl, A. (2015). Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*, 19 (8), 2035-2043.
154. Davidowitz, G., Kotick, P.G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 55 (3), 559-570, ix.
155. 3M ESPE. (2014). 12 Aralık 2014. Ağ Sitesi: **http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/3M-ESPENA/dental-professionals/products/category/digital-materials/lavultimate/**.
156. Koizumi, H., Saiki, O., Nogawa, H., Hiraba, H., Okazaki, T., Matsumura, H. (2015). Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J*, 34 (6), 881-887.
157. Awada, A., Nathanson, D. (2015.) Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 114 (4), 587-593.
158. Ramos Nde, C., Campos, T.M., Paz, I.S., Machado, J.P., Bottino, M.A., Cesar, P.F. ve diğerleri. (2016). Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*, 32 (7), 870-878.
159. Niu, E., Agustin, M., Douglas, R.D. (2013). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: effects of foundation restoration. *J Prosthet Dent*, 110 (6), 501-509.
160. De Aza, A.H., Chevalier, J., Fantozzi, G., Schehl, M., Torrecillas, R. (2002). Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia

- toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials*, 23 (3), 937-945.
161. Vita Suprinity CAD-CAM Restorative. Vita Suprinity Brochure. Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-14036.html>.
162. Santos, G.C., Jr., El-Mowafy, O., Rubo, J.H., Santos, M.J. (2004). Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc*, 70 (5), 323-328.
163. Technical Report: Dental ceramic, ISO 6872:1997(E).
164. Akgungor, G., Akkayan, B., Gaucher, H. (2005). Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent*, 94 (3), 234-241.
165. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association* 2008; Oct Nov;54(5):218-222.
166. Rekow, E.D., Harsono, M., Janal, M., Thompson, V.P., Zhang, G. (2006). Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater*, 22 (2), 125-132.
167. Yoon, T.H., Lee, Y.K., Lim, B.S., Kim, C.W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil*, 29 (12), 1165-1173.
168. Cobb, D.S., MacGregor, K.M., Vargas, M.A., Denehy, G.E. (2000). The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *J Am Dent Assoc*, 131 (11), 1610-1615.
169. Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2005). Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*, 21 (12), 1150-1157.
170. Gale, M.S., Darvell, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27 (2), 89-99.

171. Versluis, A., Douglas, W.H., Sakaguchi, R.L. (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*, 12 (5), 290-294.
172. Barclay, C.W., Boyle, E.L., Williams, R., Marquis, P.M. (2002). The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *J Oral Rehabil*, 29 (6), 546-552.
173. Lloyd, B.A., McGinley, M.B., Brown, W.S. (1978). Thermal stress in teeth. *J Dent Res*, 57 (4), 571-582.
174. Blatz, M.B., Sadan, A., Martin, J., Lang, B. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 91 (4), 356-362.
175. Douglas, R.D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*, 83 (2), 166-170.
176. Oh, S.C., Dong, J.K., Luthy, H., Scharer, P. (2000). Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 13 (6), 468-472.
177. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., Swain, M.V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33 (1), 9-18.
178. Keshvad, A., Hooshmand, T., Asefzadeh, F., Khalilinejad, F., Alihemmati, M., Van Noort, R. (2011). Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont*, 20 (7), 535-540.
179. Saridag, S., Sevimay, M., Pekkan, G. (2013). Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study. *Oper Dent*, 38 (6), 626-634.
180. Ausiello, P., De Gee, A.J., Rengo, S., Davidson, C.L. (1997). Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *Am J Dent*, 10 (5), 237-241.

181. McCabe, J.F., Walls, A. (2008). *Applied Dental Materials*. Oxford: Wiley-Blackwell.
182. Sakaguchi, R., Powers, J.M. (2011). *Craig's Restorative Dental Materials*. St. Louis, Missouri: Mosby In.
183. Bindl, A., Luthy, H., Mormann, W.H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*, 22 (1), 29-36.
184. Elsaka, S.E., Elnaghy, A.M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*, DOI;10.1016/j.
185. AG., i.V. (2005). Ağ Sitesi: **Ağ Sitesi:** http://www.lkdentalstudio.com/docs/ips_emax.pdf
186. Burke, F.J. (1995). The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 26 (4), 293-300.
187. Ozcan, M., Akkaya, A. (2002). New approach to bonding all-ceramic adhesive fixed partial dentures: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 88 (3), 252-254.
188. Studart, A.R., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L.J. (2007). Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*, 23 (1), 106-114.
189. Fischer, H., Weber, M., Marx, R. (2003). Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res*, 82 (3), 238-242.
190. McLean, J.W., Hughes, T.H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119 (6), 251-267.
191. Deany, I.L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 7 (2), 134-143.
192. Rosenstiel, S.F., L.M., Fujimoto. J., (2001). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. USA: Mosby Co Inc

193. Akbarian, G., Ameri, H., Chasteen, J.E., Ghavamnasiri, M. (2014). Fracture resistance of premolar teeth restored with silorane-based or dimethacrylate-based composite resins. *J Esthet Restor Dent*, 26 (3), 200-207.
194. Bindl, A., Richter, B., Mormann, W.H. (2005). Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont*, 18 (3), 219-224.
195. Stricker, E.J., Gohring, T.N. (2006). Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J Dent*, 34 (5), 326-335.
196. Lin, C.L., Chang, Y.H., Pa, C.A. (2009). Estimation of the risk of failure for an endodontically treated maxillary premolar with MODP preparation and CAD/CAM ceramic restorations. *J Endod*, 35 (10), 1391-1395.
197. Pashley, D.H. (1991) In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent*, 4 (5), 237-240.
198. Miao, Y., Liu, T., Lee, W., Fei, X., Jiang, G., Jiang, Y. (2016). Fracture resistance of palatal cusps defective premolars restored with polyethylene fiber and composite resin. *Dent Mater J*, 35 (3), 498-502.
199. Sharath Chandra, S.M., Agrawal, N., Sujatha, I., Sivaji, K. (2016). Fracture resistance of endodontically treated single rooted premolars restored with Sharonlay: An in vitro study. *J Conserv Dent*, 19 (3), 270-273.
200. Dua, N., Kumar, B., Arunagiri, D., Iqbal, M., Pushpa, S., Hussain, J. (2016). Comparative evaluation of the effect of different crown ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated mandibular premolars restored with fiber posts, composite cores, and crowns: An ex-vivo study. *J Conserv Dent*, 19 (3), 264-269.
201. Lee, J.J., Nettekoy-Marbell, A., Cook, A., Jr., Pimenta, L.A., Leonard, R., Ritter, A.V. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of

- storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc*, 138 (12), 1599-1603.
202. Turker, S.B., Alkumru, H.N., Akalin, B. (2016). Fracture resistance of endodontically treated canines restored with different sizes of fiber post and all-ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*, 8 (2), 158-166.
203. Argyrou, R., Thompson, G.A., Cho, S.H., Berzins, D.W. (2016). Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *J Prosthet Dent*, DOI 10.1016/j.prosdent.2016.02.014.
204. Frater, M., Forster, A., Jantyyik, A., Braunitzer, G., Nagy, K., Grandini, S. (2016). In vitro fracture resistance of premolar teeth restored with fibre-reinforced composite posts using a single or a multi-post technique. *Aust Endod J*, DOI: 10.1111/aej.12150.
205. Hasan, I., Frentzen, M., Utz, K.H., Hoyer, D., Langenbach, A., Bourauel, C. (2012). Finite element analysis of adhesive endo-crowns of molars at different height levels of buccally applied load. *J Dent Biomech*, DOI: 10.1177/1758736012455421.
206. Pontius, O., Nathanson, D., Giordano, R., Schilder, H., Hutter, J.W. (2002). Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. *J Endod*, 28 (10), 710-715.
207. Ausiello, P., Rengo, S., Davidson, C.L., Watts, D.C. (2004). Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater*, 20 (9), 862-872.
208. Carvalho, A.O., Bruzi, G., Anderson, R.E., Maia, H.P., Giannini, M., Magne, P. (2016). Influence of adhesive core buildup designs on the resistance of endodontically treated molars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Oper Dent*, 41 (1), 76-82.
209. Filho, A.M., Vieira, L.C., Araujo, E., Monteiro Junior, S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont*, 13 (1), 28-35.

210. Lin, W.S., Ercoli, C., Feng, C., Morton, D. (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*, 21 (5), 353-362.
211. Habelitz, S., Marshall, G.W., Jr., Balooch, M., Marshall, S.J. (2002). Nanoindentation and storage of teeth. *J Biomech*, 35 (7), 995-998.
212. Stawarczyk, B., Krawczuk, A., Ilie, N. (2015). Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. *Clin Oral Investig*, 19 (2), 299-308.
213. Stawarczyk, B., Ozcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M., Hammerle, C.H. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand*, 71 (1), 102-112.
214. Wiedhahn, K., Schenk, O., Fritzsche, G. (2012). Cerec Omnicam - Intraoralscan 2.0. *Int J Comput Dent*, 15 (3), 199-205.
215. Clelland, N.L., Ramirez, A., Katsube, N., Seghi, R.R. (2007). Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent*, 97 (1), 18-24.
216. Malament, K.A., Socransky, S.S. (1999). Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent*, 81 (6), 662-667.
217. Piwowarczyk, A., Lauer, H.C., Sorensen, J.A. (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent*, 92 (3), 265-273.
218. Goracci, C., Cury, A.H., Cantoro, A., Papacchini, F., Tay, F.R., Ferrari, M. (2006). Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent*, 8 (5), 327-335.

219. Schwartz, R.S., S.J., Robbins, J.W., Santos, J.D. (2001). USA: Quintessence Publishing Co.
220. Nakamura, S., Yoshida, K., Kamada, K., Atsuta, M. (2004). Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *J Oral Rehabil*, 31 (8), 785-789.
221. Burke, F.J. (2005). Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update*, 32 (5), 251-254, 257-258, 260.
222. Soh, M.S., Yap, A.U. (2004). Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent*, 32 (4), 321-326.
223. Braga, R.R., Cesar, P.F., Gonzaga, C.C. (2002). Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil*, 29 (3), 257-262.
224. Myers, M.L., Caughman, W.F., Rueggeberg, F.A. (1994). Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont*, 3 (3), 149-157.
225. Ernst, C.P., Cohnen, U., Stender, E., Willershausen, B. (2005). In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*, 93 (6), 551-558.
226. Can Say, E., Nakajima, M., Senawongse, P., Soyman, M., Ozer, F., Ogata, M. ve diğ erleri. (2006). Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *J Dent*, 34 (4), 283-291.
227. Blatz, M.B., Sadan, A., Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89 (3), 268-274.
228. Manfroi, F.B., Marcondes, M.L., Somacal, D.C., Borges, G.A., Junior, L.H., Spohr, A.M. (2016). Bond Strength of a novel one bottle multi-mode adhesive to human dentin after six months of storage. *Open Dent J*, 10, 268-277.
229. El-Damanhoury, H.M., Gaintantzopoulou, M. (2016). The effect of immediate dentin sealing and optical powder removal method on the

- fracture resistance of CAD/CAM-fabricated endocrowns. *Int J Comput Dent*, 19 (2), 135-151.
230. Gresnigt, M.M., Ozcan, M., van den Houten, M.L., Schipper, L., Cune, M.S. (2016). Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater*, 32 (5), 607-614.
231. Miller, A., Long, J., Miller, B., Cole, J. (1992). Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 68 (1), 38-41.
232. St-Georges, A.J., Sturdevant, J.R., Swift, E.J., Jr., Thompson, J.Y. (2003). Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent*, 89 (6), 551-557.
233. Gelb, M.N., Barouch, E., Simonsen, R.J. (1986). Resistance to cusp fracture in class II prepared and restored premolars. *J Prosthet Dent*, 55 (2), 184-185.
234. Randow, K., Glantz, P.O. (1986). On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. *Acta Odontol Scand*, 44 (5), 271-277.
235. Helfer, A.R., Melnick, S., Schilder, H. (1972). Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 34 (4), 661-670.
236. Fusayama, T., Maeda, T. (1969). Effect of pulpectomy on dentin hardness. *J Dent Res*, 48 (3), 452-460.
237. Shweta, S., George, A., Kunwar, S.S., Jeethu, J.J., Naima, A. ve Nirban, M.(2016). Comparative evaluation of fracture resistance of glass fiber reinforced, carbon, and quartz post in endodontically treated teeth: An *in-vitro* study. *J Int Soc Prev Community Dent*, 6(4): 373-376.
238. Oliveira Fde, C., Denehy, G.E., Boyer, D.B. (1987). Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *J Am Dent Assoc*, 115 (1), 57-60.

239. Ahmed Hamdy. (2015). Effect of full coverage, endocrowns, onlays, inlays restorations on fracture resistance of endodontically treated molars. *Journal of Dental and Oral Health*, 1 (5), 23-27.
240. Shahrbafe, S., van Noort, R., Mirzakouchaki, B., Ghassemieh, E., Martin, N. (2014). Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dent Mater*, 30 (2), 234-241.
241. Liu, X., Fok, A., Li, H. (2014). Influence of restorative material and proximal cavity design on the fracture resistance of MOD inlay restoration. *Dent Mater*, 30 (3), 327-333.
242. Yu, W., Guo, K., Zhang, B., Weng, W. (2014). Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with lithium disilicate CAD/CAM crowns or onlays and luted with two luting agents. *Dent Mater J*, 33 (3), 349-354.
243. Magne, P., Carvalho, A.O., Bruzi, G., Anderson, R.E., Maia, H.P., Giannini, M. (2014). Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper Dent*, 39 (6), 595-602.
244. Dalpino, P.H., Francischone, C.E., Ishikiriyama, A., Franco, E.B. (2002). Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent*, 15 (6), 389-394.
245. Pallis, K., Griggs, J.A., Woody, R.D., Guillen, G.E., Miller, A.W. (2004). Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*, 91 (6), 561-569.
246. Pilo, R., Cardash, H.S., Levin, E., Assif, D. (2002). Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*, 88 (3), 302-306.
247. Maccari, P.C., Conceicao, E.N., Nunes, M.F. (2003). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different

- prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent*, 15 (1), 25-30; discussion 31.
248. Guess, P.C., Zavanelli, R.A., Silva, N.R., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Thompson, V.P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, 23 (5), 434-442.
249. Heo, Y., Lau, A., Aparicio, C., & Fok A (2012). Fracture resistance of restorative materials subjected to cumulative impact load International Association for Dental Research Meeting Abstract #0240.
250. Hooshmand, T., Rostami, G., Behroozibakhsh, M., Fatemi, M., Keshvad, A., van Noort, R. (2012). Interfacial fracture toughness of different resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *J Dent*, 40 (2), 139-145.
251. Turkaslan, S., Bagis, B., Akan, E., Mutluay, M.M., Vallittu, P.K. (2015). Fracture strengths of chair-side-generated veneers cemented with glass fibers. *Niger J Clin Pract*, 18 (2), 240-246.
252. Bakeman, E.M., Rego, N., Chaiyabutr, Y., Kois, J.C. (2015). Influence of ceramic thickness and ceramic materials on fracture resistance of posterior partial coverage restorations. *Oper Dent*, 40 (2), 211-217.
253. Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P. ve diğerleri. (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*, 73 (8), 602-608.
254. Broderson, S.P. (1994). Complete-crown and partial-coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations. *Quintessence Int*, 25 (8), 535-539.
255. Tsitrou, E.A., Helvatjoglu-Antoniades, M., van Noort, R. (2010). A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent*, 38 (1), 16-22.

EK 1



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557-1166

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 04.11.2015 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2015/22
Proje No : GO 15/670 (Değerlendirme Tarihi: 04.11.2015)
Karar No : GO 15/670 - 09

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyelerinden Prof. Dr. Şükran BOLAY'ın sorumlu araştırmacı olduğu, Dr. Fatma Dilşad ÖZ ile birlikte çalışacakları Dt. Burcu BEKTAŞ'ın tezi olan GO 15/670 kayıt numaralı ve "CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemi ile Üretilen Porselen Endokronların Kırılma Direnci Açısından Değerlendirilmesi" başlıklı proje önerisi araştırmannın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan) | 9 Prof. Dr. Rahime Nohutçu (Üye) |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye) | 10. Prof. Dr. R. Köksal Özgül (Üye) |
| 3. Prof. Dr. M. Yıldırım Sara (Üye) | 11. Prof. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye) |
| 4. Prof. Dr. Sevdâ F. Müftüoğlu (Üye) | 12. Prof. Dr. Leyla Dinç (Üye) |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmenşüer (Üye) | 13. Prof. Dr. Hatice Doğan Buzoğlu (Üye) |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | İZİNLİ |
| 7. Prof. Dr. Ali Düzova (Üye) | 14. Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye) |
| 8. Prof. Dr. Levent Akın (Üye) | 15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |
| | 16. Av. Meltem Onurlu (Üye) |

ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI, SOYADI:	Burcu Bektaş Altun
DOĞUM TARİHİ ve YERİ:	1984 / Ankara
HALEN GÖREVİ: Araştırma görevlisi	
YAZIŞMA ADRESİ: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı 06100 Sıhhiye-Ankara	
TELEFON: 03123052270-03123052336	
E-Posta: dt.burcubektas@hotmail.com	

2. EĞİTİM

YILI	Mezun Olduğu Okullar
1995	Kılıç Ali Paşa İlköğretim Okulu
1998	Ankara Ortaokulu
2001	Ömer Seyfettin Lisesi
2006	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

3. AKADEMİK DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	ÜNVAN	BÖLÜM	ÜNİVERSİTE
2013	Araştırma görevlisi	Diş Hekimliği Fakültesi/ Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı	Hacettepe Üniversitesi

4. KATILDIĞI BİLİMSEL TOPLANTILAR VE SUNUMLAR:

1. Bektaş B, Öztürk E, Bolay Ş. Serebral Palsili Hastada Anterior Kırık Dişin Estetik Restorasyonu; Olgu Bildirimi. 20. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Kongresi, Kuşadası, Aydın, 29-31 Mayıs 2014. (Poster Sunumu)

2. B. Bektas, A.R. Yazıcı, S. Karahan, S.A. Antonson. Different finishing/polishing systems' effects on surface roughness/hardness of restorative resins. 92nd General Session & Exhibition of the IADR, June 25-

28, 2014. Cape Town, South Africa. Poster Sunumu.

ULUSAL YAYINLAR:

1. A. R. Yazıcı, A. Cansu, **B. Bektaş**. (2016). The effect of laser-assisted in-office bleaching on surface roughness of different types of restorative resins clinical dentistry and research 2016; 40(1): 3-10

PROJELER:

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemi ile üretilen endokronların kırılma dayanıklılığının değerlendirilmesi. Proje yürütücüsü: Prof. Dr. Şükran Bolay, Yardımcı araştırmacı: Dt. **Burcu Altun**
Destekleyen Kurum: Hacettepe Üniversitesi, Bilimsel Araştırmalar Birimi.

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemi ile üretilen ve presleme yöntemi ile yapılan laminat venterlerin kırılma direnci ve marjinal adaptasyon açısından incelenmesi. Proje yürütücüsü: Prof. Dr. Şükran Bolay, Yardımcı araştırmacılar: Dt. F. Dilşad Öz, Dt. **Burcu Altun**
Destekleyen Kurum: Hacettepe Üniversitesi, Bilimsel Araştırmalar Birimi.