

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI KALINLIKLARDAKİ CAD/CAM ZİRKONYA, HİBRİT SERAMİK VE
REZİN NANO-SERAMİK ONLEYLERİN KIRILMA DAYANIKLILIKLARININ
İN-VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Emine KOŞTUR

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2016**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI KALINLIKLARDAKİ CAD/CAM ZİRKONYA, HİBRİT SERAMİK VE
REZİN NANO-SERAMİK ONLEYLERİN KIRILMA DAYANIKLILIKLARININ
İN-VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Emine KOŞTUR

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nur Emel HERSEK**

**ANKARA
2016**

ONAY SAYFASI

Anabilim Dalı :**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ**
 Program :**PROTEZ**
 Tez Başlığı :**FARKLI KALINLIKLARDAKİ CAD/CAM ZİRKONYA, HİBRİT SERAMİK VE REZİN NANO-SERAMİK ONLEYLERİN KIRILMA DAYANIKLILIKLARININ İN-VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**
 Öğrenci Adı-Soyadı :**EMİNE KOŞTUR**
 Savunma Sınavı Tarihi :**14.12.2016**

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

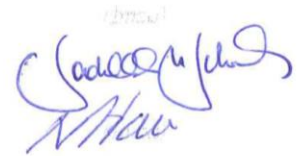
Jüri Başkanı: **PROF.DR. SADULLAH ÜÇTAŞLI**
ANKARA ÜNİVERSİTESİ

Tez danışmanı: **PROF.DR. NUR EMEL HERSEK**
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

Üye: **PROF.DR. BÜLENT DAYANGAÇ**
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

Üye: **PROF.DR. NESRİN ANIL**
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

Üye: **PROF.DR. FİLİZ KEYF**
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

(Emel)



(Bülent)


(Nesrin)


(Filiz)


ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.


 Prof.Dr. Diclehan ORHAN
 Müdür

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir. (Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

● Tezimin 01.01.2020 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum. (Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimintarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

14/12/2016


Dt. Emine KOŞTUR

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Nur Emel HERSEK danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.



Dt. Emine KOŞTUR

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince desteğini, bilgisini ve tecrübesini hiç esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Nur HERSEK'e,

Tez jürimde bulunarak tezime katkıda bulunan Sayın Prof. Dr. Nesrin ANIL, Sayın Prof. Dr. Filiz KEYF, Sayın Prof. Dr. Bülent DAYANGAÇ ve Sayın Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI'ya,

Araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladığım günden itibaren mesleki ve sosyal anlamda üzerimde emeği olan anabilim dalımızdaki öğretim üyelerine,
Başta Dt. Recep TÜRKEN, Dt. Zahid SAFARLI, Dt. Nigar BAGHİROVA, Dt. Belde AKKAYA, Dt. Nuray CORDANOĞLU VE Dt. Diler DENİZ olmak üzere tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Tanıdığım günden bu yana dostluklarıyla bana destek olan, her konuda yanımda olan Dr. Dt. Damla ŞAHBAZOĞLU, Dr. Dt. Burak ŞAHBAZOĞLU ve Dr. Dt. Hatice YERLİKAYA'ya,

Hayatım boyunca desteklerini ve sevgilerini her zaman hissettiren kardeşlerim Selahattin ÖZDEMİR, Hilmi ÖZDEMİR ve tabii ki Oya ÖZDEMİR'e

Doğduğumdan beri koşulsuz sevgi ve destekleriyle bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, kıymetlilerim, annem Döndü ÖZDEMİR ve babam Şerafettin ÖZDEMİR'e,

Yıllardır bana her zaman sevgi ve hoşgörüsüyle yaklaşan, ihtiyacım olduğu her an desteğiyle güç veren diğer yarım sevgili eşim Emre KOŞTUR'a,

Son olarak varlığıyla hayatımı güzelleştiren ve beni güçlendiren biricik kızım Başak KOŞTUR'a içtenlikle teşekkür ediyorum.

ÖZET

KOŞTUR, E. Farklı kalınlıklardaki CAD/CAM zirkonya, hibrit seramik ve rezin nano-seramik onleylerin kırılma dayanıklılıklarının in-vitro olarak karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2016. Estetik vakalarda sıklıkla kullanılmakta olan zirkonyanın kırılma dayanıklılığı nedeniyle hibrit seramik ve rezin nano-seramik gibi yeni materyaller geliştirilmiştir. Bu çalışmanın amacı, farklı kalınlıklardaki CAD/CAM zirkonya, hibrit seramik (Vita Enamic) ve rezin nano-seramik (Lava Ultimate) onleylerin kırılma dayanıklılıklarını in vitro olarak karşılaştırmaktır. 90 adet premolar diş mine-sement sınırının 3 mm altında kalacak şekilde akrilik rezin bloklara gömülmüştür. Tüm örnekler standart diş preperasyonu yapılmış ve Cerec 4 CAD/CAM sistemi ile veri tabanından standart onleyler üretilmiştir. Örnekler, 30 adet rezin nano-seramik, 30 adet hibrit seramik ve 30 adet zirkonya olacak şekilde 3 gruba ayrılmıştır. Her grup kendi içerisinde 0.5 mm, 1.0 mm ve 1.5 mm kalınlıklarda 3 alt gruba ayrılmıştır. Simantasyon sonrası tüm örnekler statik yük uygulanmış ve kırılma değerleri kaydedilmiştir. Veriler tek yönlü ANOVA ve Tukey testleri ile analiz edilmiş, $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. 0.5 mm'lik grupta 1655 N ile Vita Enamic diğerlerinden daha yüksek değerlerde kırılırken, zirkonya onleyler 825 N'da kırılarak en düşük sonuçları sergilemiştir. 1 mm'lik gruplarda materyaller arasında kırılma direnci açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. 1.5 mm'lik onleylerde en yüksek kırılma değeri 2133 N ile zirkonya, en düşük değer 1228 N ile Lava Ultimate örneklerde elde edilmiştir. Zirkonya onleylerin kırılma direnci kalınlık ile orantılı olarak artmıştır. Tüm örnekler ısırma kuvvetlerinin üzerindeki değerlerde kırılmıştır. 0.5 mm kalınlığındaki zirkonya onleylerin klinik kullanımında dikkatli olunmalıdır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, zirkonya, hibrit seramik, rezin nano-seramik, inley-onley

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

ABSTRACT

KOŞTUR, E. In-Vitro Fracture Strength of CAD/CAM Zirconia, Hybrid Ceramic and Resin Nano-Ceramic Onlays With Different Thickness. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2016. Zirconia has been used in esthetic cases often. Because of its brittleness new materials are developed like hybrid ceramic and resin nano ceramic. The aim of this study was to assess and compare the fracture strength of CAD/CAM zirconia, hybrid ceramic (Vita Enamic) and resin nano-ceramic (3M ESPE Lava Ultimate) onlays with different thickness. Ninety premolars were inserted in acrylic resin patterns, embedding the root up to 3mm below the cement-enamel junction. A standardized tooth preparation was applied to all specimens and standardized onlays from the Cerec database was generated with the Cerec 4 CAD/CAM system. Ninety restorations were divided into 3 groups as follows: 30 resin nano-ceramic onlays, 30 hybrid ceramic onlays and 30 Zirconia onlays. Each subgroups (n=10) had 0.5, 1.0 and 1.5 mm thickness. After cementation of restorations, static load was applied to all specimens. The load at failure was recorded. The results were analyzed by one-way ANOVA and Tukey tests and $P < 0.05$ was accepted as significant. For the 0,5 mm group, the fracture load of Vita Enamic was 1655 N which was significantly higher than others and zirconia onlays had the lowest fracture load with 825 N. For the 1 mm group there was no significant difference between the materials. For 1.5 mm group zirconia onlays had the highest fracture load with 2133N while Lava Ultimate was the lowest one which was 1228N. Zirconia onlays showed, increased fracture load with increased the restoration thickness. All of the onlays failed above the bite forces. 0,5 mm zirconia onlays must be used carefully in clinical cases.

Keywords: CAD/CAM, zirconia, hybrid ceramic, resin nano-ceramic, inlay-onlay

This study was supported by Hacettepe University Scientific Research Projects Coordination Department.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA ve FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Onleylerde Preperasyon Prensipleri	4
2.2. Onleylerin Sınıflandırılması	5
2.2.1. Döküm Metal Onleyler	6
2.2.2. Kompozit Resin Onleyler	6
2.2.3. Seramik Onleyler	6
2.3. Seramik Onleylerin Genel Özellikleri ve Kullanım Alanları	7
2.3.1. Seramik Onleylerin Avantajları	7
2.3.2. Seramik Onleylerin Dezavantajları	8
2.3.3. Seramik Onleylerin Endikasyonları	8
2.3.4. Seramik Onleylerin Kontrendikasyonları	8
2.4. Seramik Onleylerin Üretim Teknikleri	9
2.4.1. Fırınlama Yöntemi	9
2.4.2. Döküm Yöntemi	9
2.4.3. Presleme Yöntemi	9
2.4.4. CAD/CAM Yöntemi	10
2.5. Seramik Onley Üretiminde Kullanılan CAD/CAM Materyalleri	12

2.5.1. L6sitle G6çlendirilmiş Cam Seramikler	13
2.5.2. Lityum Disilikat ile G6çlendirilmiş Seramikler	13
2.5.3. Feldspatik Porselenler	14
2.5.4. Zirkonya ile G6çlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	15
2.5.5. Zirkonya Esaslı Seramikler	15
2.5.6. Hibrit Seramikler	17
2.5.7. Rezin Nano-Seramikler	18
2.6. Simantasyon	18
2.6.1. Geleneksel Simantasyon	19
2.6.2. Adeziv Simantasyon	20
2.7. Kırma Testleri	23
2.8. Isırma Kuvvetleri	23
3. GEREÇ ve YÖNTEM	25
3.1. Örneklerin Hazırlanması	25
3.1.1. Dişlerin Toplanması	25
3.1.2. Dişlerin Hazırlanması	25
3.1.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	28
3.1.4. Onleylerin Üretilmesi	31
3.1.5. Onleylerin Simantasyonu	34
3.2. Kırma Testinin Uygulanması	35
3.3. İstatistiksel Analiz	37
4. BULGULAR	38
5. TARTIşMA	43
6. SONUÇLAR	55
KAYNAKLAR	56
EKLER	
Ek 1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzinleri	
ÖZGEÇMİş	

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	: Yüzde
°C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre
Bis-GMA	: Bisfenol A Glisidil Metakrilat (Bisphenol A Glycidyl Methacrylate)
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (ComputerAided Design/Computer Aided Manufacturing)
GPa	: Gigapaskal
kg	: Kilogram
mm	: Milimetre
mm/dk	: Milimetre / Dakika
MPa	: Megapaskal
MPa/m²	: Megapaskal / metrekare
N	: Newton
nm	: Nanometre
Y-TZP	: Yitriumla Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristalin (Yttrium Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal)

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Metal onleylerde preperasyon	5
3.1.	Akrilik rezin içerisine gömülmüş örneklerin görüntüsü	26
3.2.	Preparasyon sınırları belirlenmiş dişin proksimal görüntüsü	26
3.3.	Dişlerin su soğutması altında yeşil ve kırmızı bantlı frezler ile preparasyonu	27
3.4.	Preparasyonu tamamlanmış dişin proksimal görüntüsü	27
3.5.	Lava™ Ultimate rezin nano seramik bloklar	28
3.6.	Vita Enamic hibrit seramik bloklar	28
3.7.	Incoris ZI zirkonya blok	29
3.8.	Preparasyonu tamamlanan örneklerin toplu görünümü	30
3.9.	CEREC ile bilgisayarda onley tasarımı yapılması	31
3.10.	Tasarımı tamamlanmış, okluzal sırt ve oluk bulunmayan onleyler	32
3.11.	Cerec inLab MC XL freze cihazı	32
3.12.	Yapılan tasarımın bloklardan freze edilmesi	33
3.13.	Freze sonrası elde edilen onleyler	33
3.14.	Panavia F 2.0 dual cure rezin siman	34
3.15.	Universal Test Cihazı ve örneğin cihaza yerleştirilmesi	36
3.16.	Örneğin kırılması ve uygulanan kuvvetinin ekran görüntüsü	36
4.1.	Materyallerin farklı kalınlıklardaki kırılma değerleri	39
4.2.	Kalınlıklara göre materyallerin kırılma değerleri	41

TABLULAR

Tablo	Sayfa
3.1. Gruplara göre örnek sayılarının dağılımı	29
4.1. Kırılma dayanıklılığı ölçümlerinin gruplara göre tanımlayıcı istatistiksel değerleri	38
4.2. Materyale göre kalınlıkların ikili karşılaştırılması	40
4.3. Kalınlıklara göre materyallerin kırılma değerlerinin karşılaştırılması	41
4.4. Kalınlıklara göre materyallerin kırılma değerlerinin ikili karşılaştırılması	42

1. GİRİŞ

Mevcut diş yapısının korunması restoratif diş hekimliğinde başlıca ilkelerden biridir. Kayıp diş dokularını estetik, fonksiyon, biyomekanik ve biyolojik açılardan doğal dişe en yakın şekilde restore etmek amaçlanmaktadır (1). Özellikle posterior dişlerde çürük, kırık, aşınma gibi nedenlerle diş dokularında kayıp varsa tam kronların yapımı yaygın tedavi seçeneği olarak görülmektedir. Ancak bu durumda da derin chamfer ve shoulder basamakların neden olduğu pulpa ile ilgili komplikasyonlar ortaya çıkmaktadır (2). Bu komplikasyonların önüne geçebilmek için daha az girişimsel olan restorasyon tiplerine yönelmek gerekmektedir.

İnley, onley, overley gibi bölümlü sabit restorasyonlarda tam kronlara kıyasla yarı yarıya daha az diş dokusu uzaklaştırılmaktadır (1). Doğal diş dokusunda daha az kaybın olduğu aşınma, kırık vakalarında diş yüzeyinde minimal preperasyon gerektiren restorasyonlar tercih edilmelidir. Diş yapısını güçlendirerek kırılmalara karşı daha dayanıklı hale getiren onley ve overleylerde hiç preperasyon gerektirmeyen vakalar bile görülmektedir (3,4).

Bölümlü restorasyonları hasta ağızında uygulamak direkt ve indirekt olmak üzere iki şekilde mümkündür. Direkt uygulamada amalgam veya kompozit kullanılmaktadır (5,6). İndirekt uygulama için metal alaşımlar, seramik ve rezin esaslı materyaller gibi çok çeşitli seçenekler kullanılmaktadır. Daha eski yıllarda ağırlıklı olarak altın tercih edilirken günümüzde bilgisayar destekli sistemlerin ve bu sistemlerle uyumlu materyallerin kaydettiği ilerleme sayesinde estetik materyaller kullanılmaya başlanmıştır. Tam seramikler uzun yıllardır hasta ve hekimlerin estetik gereksinimlerini karşılamaktadır (7,8). Son dönemde hibrit seramik olarak bahsedilen kompozit içerikli seramiklerin bulunması tam seramiklere alternatif olmuştur (9,10). Bu şekilde üretilen parsiyel restorasyonlar, fonksiyonun yanı sıra sundukları üstün estetik özellikleri nedeniyle son dönemde hekimler tarafından sıklıkla uygulanmaktadır.

Seramik ve kompozit esaslı restorasyonların hasta ağızında uzun dönem başarılı sonuçlar vermesi simantasyon işlemi ile yakından ilişkilidir. Doğru uygulanmış simantasyon tekniği ve materyali yapılan restorasyonun başarı oranını artırmaktadır

(11). Adeziv sistemler her geçen gün daha fazla gelişmekte ve daha fazla seçenek ortaya konmaktadır. Bu sistemlerin gelişmesiyle birlikte parsiyel restorasyonlarda estetik malzemelerin kullanımı da yaygınlaşmaktadır (12).

Uzun yıllardır kullanımda olmalarının da etkisiyle literatürde daha çok tam seramiklerle yapılan çalışmalar bulunmaktadır. Yeni materyaller olan rezin nano-seramik ve hibrit seramiklerin, zirkonya gibi uzun dönem başarısı kanıtlanmış materyallerle karşılaştırmasının yapıldığı çok fazla çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, farklı kalınlıklardaki CAD/CAM zirkonya, hibrit seramik ve rezin nano-seramik onleylerin kırılma dayanıklılıklarını in vitro olarak karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

Restoratif diş hekimliğinde öncelikli amaç, kayıp diş dokusunu yerine koyarak estetik, fonksiyon, fonetik, biyolojik açılardan ağız sağlığının yeniden kazandırılmasıdır. Bu noktada hekimleri en çok zorlayan konulardan birisi estetik açıdan hastanın beklentilerini karşılayabilmektir.

Teknolojinin hayatımızdaki payının artmasıyla birlikte estetik restorasyonlara erişim eskiye göre daha kolay hale gelmiştir. Estetik restoratif materyaller, çok geniş bir pazara sahiptir. Birçok firma farklı özellikler eklediği estetik restoratif materyalleri piyasaya sürmektedir. Bazıları dayanıklılık, bazıları esneklik, bazıları da freze edilebilir olması gibi özellikleriyle ön plana çıkmaya çalışmaktadır. Dolayısıyla materyal seçiminde tüm yönleriyle kusursuz ürünü seçmek gerekmektedir.

Günümüzde estetik ve biyoyumluluk ile ilgili kaygıların artmasıyla birlikte daha az girişimsel olan tedaviler ön plana çıkmıştır. Hastada hem estetik hem de fonksiyonel gereksinimleri karşılayacak aynı zamanda da kalan diş dokularını mümkün olduğunca koruyacak restorasyonlar uygulamak amaçlanmaktadır. Bu amacı gerçekleştirmek de sabit bölümlü restorasyonlar ile mümkün olabilir (13-15).

Sabit bölümlü restorasyonlar, direkt veya indirekt yöntemle üretilebilir. Direkt teknikte yumuşak halde bulunan restorasyon malzemesi, hazırlanan kaviteye yerleştirilir. Sertleştirilmesinin ardından mekanik veya adeziv tutuculuktan yararlanılarak yerinde durması sağlanır.

İndirekt teknikte ise, ağız içerisinde restore edilecek diş hazırlanır. Daha sonra ölçü alınarak ağız içi durum modele aktarılır. Ardından restorasyon laboratuvarında üretilir, ağızda uyumlandıktan sonra yapıştırılır. İndirekt yöntemle üretilen inley, onley, overley gibi bölümlü restorasyonlar amalgam dolgu ve tam kronlara kıyasla daha az diş dokusunun kaldırılmasına olanak sağlamaktadır(1). Ayrıca uzun dönem takip edildiğinde indirekt restorasyonların başarısızlık oranı direkt olanlara kıyasla daha az bulunmuştur (16).

Posterior dişlerde kullanılan indirekt bölümlü restorasyonlar 3 grupta incelenebilir:

- İnley
- Onley
- Overley

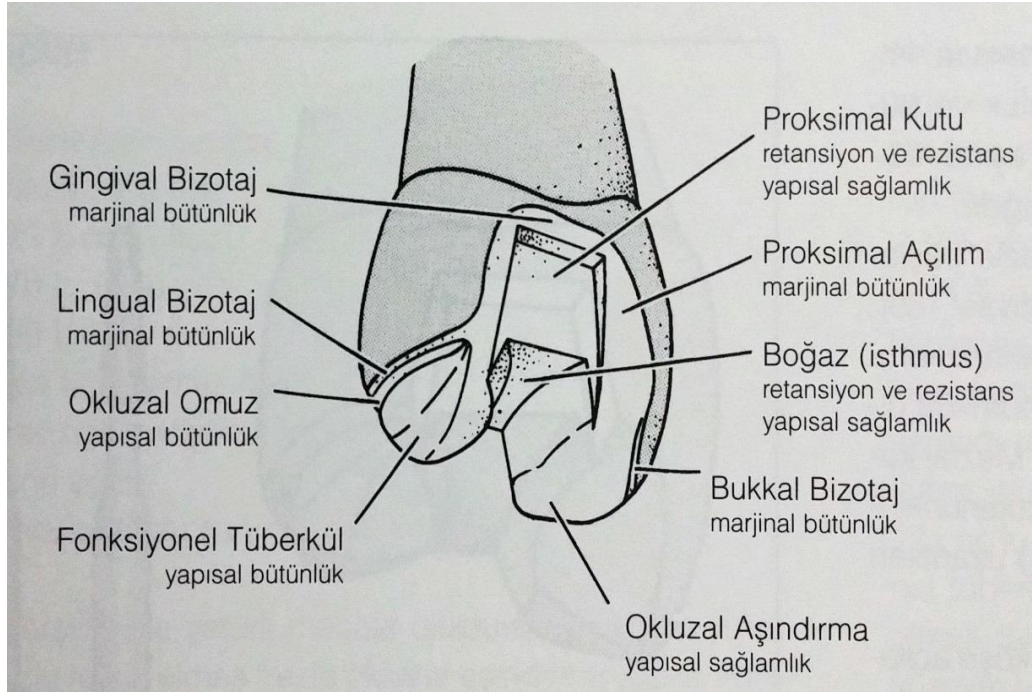
American Association of Dental Consultants Positions Committee (AADC) tarafından 2008 yılında yayınlanan bildiride inley ve onley terimlerinin tanımı yapılmıştır. Onley, doğal dişlerde bir veya daha fazla kaspda madde kaybı olduğu durumda, kasp üzerinden facial/lingual ve proksimal yüzeylere uzanacak şekilde dişi kaplayan indirekt restorasyondur (17). Tüm kasplar kaplandığında ise overley adını almaktadır (18).

2.1. Onleylerde Preperasyon Prensipleri

Onleyler, minimal preperasyon imkanı sağlayan restorasyon tiplerinden birisidir. Adeziv diş hekimliğinin çok yaygın olmadığı dönemlerde döküm metal onleyler tercih edilmiştir. Bu tarz metal onleylerde tutuculuk mekanik olarak sağlanmaktadır. Her ne kadar tam kronlar kadar madde kaldırmak gerekmesede günümüzdeki adeziv restorasyonlara kıyasla daha fazla preperasyon gereksinimi olmaktadır (19).

Adeziv simantasyon ve buna uygun materyallerin yaygınlaşmasıyla birlikte daha konservatif preperasyon yapma imkanı doğmuştur. Bazı durumlarda hiç preperasyon yapılmaksızın sadece etkilenmiş diş dokusunun kaldırılması bile yeterli olmaktadır (20,21).

Onley preperasyonu yaparken dikkat edilmesi gereken en önemli nokta kullanılacak materyalin cinsidir. Metal onleylerin yapımında mekanik tutuculuk andırkatlar sayesinde sağlandığı için preperasyon buna göre yapılır. Okluzal bölgede preperasyonun bitim hattında bevel yapılır (22). (şekil)



Şekil 2.1. Metal onlelerde preperasyon (Shillingburg, Fundamentals of Fixed Prosthodontics, Quintessence)

Seramik onlelerde ise, adeziv simantasyon imkanı olduğu için preperasyon yaparken geleneksel kavite preperasyonundaki gibi mekanik tutuculuk sağlayıcı ilave bir girişime gerek yoktur. Kalan diş dokuları mümkün olduğunca korunarak preperasyon yapılır.

Seramik onlelerde diş yüzeyi hazırlanırken restoratif materyalin kırılmaya direncini artırmak için idealde belirtilen okluzalde ve kasplarda 1,5-2 mm vertikal redüksiyon yapılmasıdır. Kasplar üzerinde ve restorasyonun bitim çizgilerinde kesinlikle bevel yapılmamalıdır. Çünkü, bevel olan bölgede restorasyon ince olacak ve kırılma riski artacaktır. Preperasyonun köşeleri yuvarlatılmalı, stres birikim noktalarının oluşması engellenmelidir (23,24).

2.2. Onlelerin Sınıflandırılması

İndirekt olarak elde edilen onleler, bugüne kadar çok çeşitli malzemelerden yapılmışlardır. Üretildikleri malzemeye göre 3 grupta incelenebilirler:

- Döküm metal onleyler
- Kompozit rezin onleyler
- Seramik onleyler (25)

2.2.1. Döküm Metal Onleyler

Döküm altın alaşımlar, geçmişten günümüze uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Korozyon direncinin yüksek olması, toksik etkilerinin olmaması, başarılı kenar uyumu nedeniyle sekonder çürük riskinin az olması, ince restorasyon üretilmesine olanak sağlaması, karşıt dişte daha az aşınmaya neden olması gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca herhangi bir siman ile yapıştırılabildikleri için pratik bir kullanıma sahiptirler.

Tüm bu avantajların yanı sıra termal iletkenliğinin yüksek olması nedeniyle hassasiyet olasılığı, estetik olmaması ve pahalı olması gibi dezavantajları mevcuttur (19,25-28).

2.2.2. Kompozit Resin Onleyler

Direkt yöntemle yapılan kompozit rezin onleylerde polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı sekonder çürük, hassasiyet gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır. Bu sorunların önüne geçebilmek için indirekt olarak üretimine başlanmıştır.

Adeziv simantasyon imkanı sayesinde daha az diş dokusunun uzaklaştırılmasına olanak sağlar. Estetik, mükemmel marjinal uyum, döküm altın onleylere göre daha ucuz olması, karşıt dişleri aşındırmaması gibi avantajları vardır. Bununla birlikte kalan diş dokularını adeziv bağlantı ile destekledikleri için uygulandıkları dişlerin kırılma direncini artırır.

Direkt uygulamaya göre daha pahalı ve zaman alıcı olması, ölçü ve laboratuvar aşamalarının yüksek hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (3,25,29-41).

2.2.3. Seramik Onleyler

Seramik inley/onleylerin kullanımına 19. Yüzyılda başlanmıştır. Ancak, seramiğin kırılğan bir materyal olması ve adeziv simantasyonun yeterince

gelişmemesi gibi problemler başarısız sonuçlar ortaya çıkmasına neden olmuştur (42-44). 1980'lerin başlarında porselenin rezin kompozit siman ile yapıştırılması fikri ile birlikte dental seramikler, özellikle ön dişlerin restorasyonunda önemli bir materyal haline gelmiştir (45).

Zaman içerisinde gelişen teknolojiyle birlikte seramik yapısında ve üretim yöntemlerinde ilerleme kaydedilmiştir (46). Kullanılan seramikler daha dayanıklı hale gelmiş, bilgisayar destekli tasarım ve üretim sayesinde anatomik formu ve kenar uyumu daha iyi olan restorasyonlar yapılmaya başlanmıştır (47). Elde edilen bu gelişmeler, seramiğin posterior dişlerde de kullanımına imkan tanımıştır (6,39,42,48,49). Seramik onleyleyler ile restore edilen dişlerin kırılma dayanıklılığı sağlam diş ile benzer sonuçlar ortaya koymuştur (50).

Daha önce yapılmış olan çalışmaların büyük kısmında kompozit ve seramik onleyleyler karşılaştırılmıştır (3,6,31,51-53). Yapılmış olan çalışmalardan yola çıkarak, seramik onleyleylerin avantajlarının yanı sıra dezavantajlarının da bulunduğu görülmektedir. Bu konuda yayınlanmış bir sistematik derlemede seramik onleyleylerde kompozit onleyleylerle kıyasla daha iyi sonuçlar elde edildiği gösterilmiştir (31). Bu nedenle onleyleyin yapılacağı malzemeyi seçerken doğru endikasyon konulması ve buna uygun malzeme ile çalışılması restorasyonun başarısını artırarak uzun dönem kullanılmasına olanak sağlayacaktır.

2.3. Seramik Onleyleylerin Genel Özellikleri ve Kullanım Alanları

2.3.1. Seramik Onleyleylerin Avantajları

- Estetik olarak doğal dişe çok yakın olması (25)
- Aşınmaya karşı dirençli olması (25)
- Düşük ısı iletkenliği (25)
- Biyouyumluluk (25)
- Mükemmel kenar uyumu (25)
- Termal genişleme katsayısının mineye yakın olması (54)
- Radyoopasitesinin düşük olması (54)
- Kolay temizlenebilir olması sayesinde periodontal sağlığa katkıda bulunması (24,25,42)

2.3.2. Seramik Onleylerin Dezavantajları

- Yeterli kalınlıkta yapılmadığında kırılğan olması (52,55)
- Karşıt dişte aşınmaya neden olması (25)
- Diğer onley yöntemlerine kıyasla daha fazla maliyet gerektirmesi (56)
- Tamirinin zor olması (25)
- Birden fazla randevu gerektirmesi (25)
- Geçici restorasyon gerektirmesi (24,25)

2.3.3. Seramik Onleylerin Endikasyonları

- Direkt yöntemle restorasyona izin vermeyecek kadar geniş kaviteler
- Aşınmış dişleri olan bireyler (12,21)
- Kasp kırığı olan dişler
- Endodontik tedavili dişler (5,57)
- Kırılma riski olan dişler (32,52,58-60)
- Hareketli protez desteği (61)
- Okluzal düzlemin yeniden düzenlenmesi gereken durumlar (20)
- Estetik kaygının ön planda olduğu posterior dişler (62)
- Metal alerjisi olan hastalar (63)

2.3.4. Seramik Onleylerin Kontrendikasyonları

- Parafonksiyonel alışkanlığı olan bireyler
- Yüksek çürük insidansı (64)
- Nem kontrolünün sağlanamadığı durumlar (65)
- Karşıt arkta altın veya kompozit restorasyon varlığı (64)

2.4. Seramik Onleylerin Üretim Teknikleri

2.4.1. Fırınlama Yöntemi

Porselen tozu ve likiti karıştırılır. Daha sonra bu karışım ısıya dayanıklı bir day üzerine yığılarak şekil verilir. Ardından restorasyon model üzerinde porselen fırınına konularak belirlenen sıcaklık ve sürede pişirilerek son haline getirilir.

Bu yöntemde teknisyenin tecrübesi ve hassasiyeti çok önemlidir. Ayrıca restorasyonun dayanıklılığı daha düşüktür (23,66,67).

2.4.2. Döküm Yöntemi

Dökülebilir cam seramikler, yıllardır kullanılan estetik restorasyon malzemeleridir (68). Konvansiyonel porselenlere göre uyumları çok daha iyidir. Karşıt dişte daha az aşınmaya neden olurlar. Termal döngüde sergilediği davranışlar mineye oldukça yakındır. Esneme direnci oldukça yüksek bir materyaldir.

Bu avantajlarının yanında birtakım dezavantajları da mevcuttur. Aşındırma yapıldığında yüzeyinde opak bir alan kalması, proksimal ve okluzal uyumun kontrolü için ilave randevu seansı gerekmesi, laboratuvar aşamalarının teknik hassasiyet gerektirmesi gibi durumlar olumsuz yönleri arasında sayılabilir.

Döküm seramik restorasyon yapımında kullanılan sistemlere örnek olarak Dicor verilebilir (24,66,67).

2.4.3. Presleme Yöntemi

Preslenebilir seramik sistemlerinde, cam seramik, yüksek sıcaklıkta eritilerek vakum altında preslenir. Konvansiyonel mum örnek hazırlanır ve özel bir rövetmana alınır. 850°C'de 90 dakika süreyle mum atımı yapıldıktan sonra 1100°C'de erimiş halde bulunan seramik enjekte edilir.

Göreceli olarak daha kolay bir üretim yöntemi vardır. Esneme gerilme direnci çok yüksektir. Yöntemin çok yönlü olması sayesinde kullanım alanı geniştir. İnley, onley, tam kron, laminat veneer gibi bir çok restorasyonun üretiminde kullanılır. Ayrıca ince restorasyonlar elde etmek de mümkündür. Restorasyonun uyumu çok

iyidir.İngotların renk seçenekleri sayesinde oldukça estetik sonuçlar ortaya çıkmaktadır.

Bu yöntemde en çok kullanılan sistem IPS Empress'tir (24,67,69,70).

2.4.4. CAD/CAM Yöntemi

Dental CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri restorasyonun bilgisayar destekli tasarımına ve üretimine imkan tanıyan sistemlerdir. Üç boyutlu yüzey tarayıcı, restorasyonun modellemesini yapan bilgisayar ünitesi ve restorasyonun üretiminin yapıldığı freze cihazından oluşur.

İlk dental CAD/CAM sistemi 1971 yılında Duret tarafından geliştirilmiş ve optik ölçü alınarak kron üretimi yapılmıştır (71).

1980'li yılların başında ise Mörmann ve Brandestini optik tarayıcı ile preperasyonu tarayıp freze ünitesi ile de restorasyonu elde etme fikrini ortaya atmışlardır. 1983 yılında ise CEREC 1 tanıtılmıştır (72). Yıllar içerisinde teknolojinin gelişmesiyle CEREC üzerinde de etkisini göstermiş ve 1994'te CEREC 2, 2000 senesinde de CEREC 3 dental kliniklerde yerini almaya başlamıştır (72-75).

Piyasada en çok satılan ve yaygın olarak kullanılan sistem CEREC sistemidir. Seramik inley ve onleyle alanında yıllar içerisinde çok sayıda geliştirme yapan sistem, başarılı restorasyonlar üretme konusunda rakiplerinin önüne geçmiştir (76).

Üç boyutlu tarama, ağız içinde (direkt) ve model üzerinde (indirekt) olmak üzere iki şekilde yapılabilir. Her iki yöntemde de preperasyon ayrıntılarıyla kaydedilir ve tasarımın yapılacağı bilgisayara aktarılır.

Tasarım yapılırken, tarayıcı ile elde edilen kayıtlar (preperasyon, proksimal temaslar ve okluzyon) bilgisayar ortamında bir araya getirilerek ağız içi sisteme aktarılmış olur. Eldeki bu kayıtlarla sistemdeki morfolojik veriler birleştirilerek sonra restorasyon tasarlanır.

Bilgisayarda tasarımı tamamlanan restorasyon freze ünitesine aktarılır. Freze ünitesine uyumlu, çeşitli materyallerden üretilmiş bloklar mevcuttur. Cihaza özel

frezler kullanılarak bu hazır bloklardan aşındırma yapılarak restorasyon elde edilir (67,73,76,77).

Günümüzde CAD/CAM yöntemi kullanılarak çok sayıda protetik restorasyonu yapmak mümkündür. İnley, onley, laminat veneer, tek kron, sabit bölümlü protezler, hareketli bölümlü protez altyapıları, implant üstü restorasyon ve abutmentlar bu şekilde üretilen restorasyonlardır (76,78-82).

CAD/CAM sistemlerin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Konvansiyonel laboratuvar aşamaları ortadan kalktığı için işlem tek randevuda tamamlanabilir.
- İşlem ilave bir randevu gerektirmediği için hasta tekrarlayan anesteziye maruz kalmaz.
- Laboratuvar masrafı yoktur.
- Geçici restorasyon gereksinimi yoktur.
- Ölçü alınması ve restorasyonun üretilmesi hassas bir şekilde yapıldığı için, yapılan restorasyonun uyumu ve kalitesi mükemmeldir (83).
- Model elde etme gereksinimi yoktur.
- Alınan tüm kayıtlar bilgisayar ortamında arşivlenebilir. Bu yöntem, geleneksel modellere göre daha az yer kaplar (71,84).

Sistemin dezavantajları da vardır:

- Sistem ve ekipmanların pahalıdır.
- Özellikle anterior bölgede monokromatik bloklar ile arzu edilen estetik sağlanamamaktadır.
- Sistemin başarılı kullanımı için eğitim ve tecrübe gerekir.
- Subgingival bölgelerde optik tarama yapmak zordur.
- Restorasyonun uyumlanması, polisajı gibi aşamalar geleneksel yöntemlere göre daha fazla zaman alır (71,84).

Diş hekimliğinde CAD/CAM kullanılarak restorasyon yapımı 3 şekilde gerçekleştirilebilir. Birinci yöntem chairside yani hasta başında yapımıdır. Hekim, optik tarayıcı ile preparasyonun dijital ölçüsünü alır ve bilgisayarda tasarımını yaparak buna bağlı freze cihazında restorasyonu üretir. İkinci yöntemde hekim konvansiyonel

yöntemle preperasyonun ölçüsünü alır ve laboratuvara gönderir. Restorasyonun tasarımı ve üretimi CAD/CAM yardımıyla laboratuvarında teknisyen tarafından yapılır. Üçüncü yöntemde ise, elde edilen dijital kayıtlar internet kullanılarak ayrı bir merkeze gönderilir ve üretim bu merkezde yapılır (81,85).

2.5. Seramik Onley Üretiminde Kullanılan CAD/CAM Materyalleri

Gelişen teknoloji ve buna bağlı artış gösteren hasta beklentileri nedeniyle estetik ve fonksiyon açısından kusursuz restorasyonları hızlı bir şekilde hastaya sunabilmek önem kazanmıştır. Bu nedenle CAD/CAM sistemleri ve bu sistemler için özel olarak üretilmiş blokların kullanımı yaygınlaşmıştır.

Blokların üretiminde en önemli noktalardan birisi, tekrarlanabilir bir yöntemle hazırlandıkları için aynı firma tarafından aynı materyalden üretilen her bloğun birbiri ile aynı özelliklere sahip olmasıdır. Konvansiyonel olarak yapılan restorasyonlar el yapımı olduğu için mekanik ve estetik özellikleri açısından güvenilirlik seviyeleri tartışmalıdır. Bloklardan elde edilen restorasyonlar, konvansiyonel yöntemle elde edilenlerin aksine pörözsüz ve yoğun oldukları için daha dayanıklıdır (86).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilen materyallerin taşınması gereken özellikler şu şekilde sıralanabilir:

- Hızlı bir şekilde freze edilebilmelidir.
- Cihazda işlenirken herhangi bir hasara karşı dayanıklı olmalıdır.
- Bitirme işlemleri (polisaj, glaze) kolay ve hızlı yapılabilenlidir.
- Estetik açıdan hekim ve hastanın beklentilerini karşılayabilmelidir (82,86).

Piyasada CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere birçok firma tarafından üretilmiş çok sayıda blok bulunmaktadır. Bu ürünleri şu şekilde sınıflandırabiliriz (86,87)

- Lössitle güçlendirilmiş seramik
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik
- Feldspatik porselen
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat

- Zirkonya esaslı seramikler
- Hibrit seramik
- Rezin-nano seramik

2.5.1. Lösit İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lösit, cam matriks içerisine karıştırıldığında materyalin dayanıklılık ve esneme kabiliyetlerini geliştiren 10-20 μ m boyutlarında olan bir kristaldir. Seramiğin yapısına eklendiğinde, mikroçatlaklara neden olan gerilme kuvvetlerinin artmasına engel olur. Böylece materyalin yapısında çatlak oluşumu ve büyümesinin önüne geçilir. Ayrıca, eklenen bu lösit kristalleri seramiğin bükülme dayanıklılığını ve kırılma direncini artırır (67,88).

CAD/CAM ile kullanılabilen lösitle güçlendirilmiş cam seramiklere örnek olarak ProCAD, IPS Empress CAD ve Paradigm C verilebilir. ProCAD, 1998 yılında dental markete girmiştir ve CAD/CAM ile uyumlu ilk lösitle güçlendirilmiş seramik bloktur. Daha sonra IPS Empress CAD geliştirilmiş ve yaygın bir biçimde kullanılmaya başlanmıştır. IPS Empress CAD, IPS Empress'te olduğu gibi hacimsel olarak %35-45 oranında lösit kristalleri içerir. Ancak, kristallerin boyutları çok daha küçüktür (1-5 μ m). Paradigm C ise 2006 yılında üretilen ve %30 oranında lösit içeren seramik bloktur (86,87,89,90).

Farklı translusensi seviyeleri olan bloklar sayesinde oldukça estetik restorasyonlar elde edilebilir. Yüksek translusensi özelliklerinden dolayı aşırı renklenmiş dişlerde, metal core bulunan dişlerde ve metal abutment ile desteklenen implant üstü restorasyonlarda kullanımı uygun değildir. IPS Empress ile yapılmış, uzun dönem başarı oranlarını gösteren çalışmalar bulunmaktadır. İnley, onley gibi bölümlü restorasyonların da üretiminde tercih edilen bu materyal, klinik kullanımda tatmin edici sonuçlar ortaya koymuştur (12,53,55,88,91,92).

2.5.2. Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Seramikler

Birinci kristal faz olan lityum disilikat, cam seramik hacminin yaklaşık %70'ini oluşturur. Lityum disilikat, plaka şeklinde çok sayıda kristalden oluşur ve bu kristaller

rastgele bir araya gelerek bir ağ oluşturur ve materyalin dayanıklılığını artırır. İkinci faz ise hacimsel olarak daha az yer tutan lityumortofosfat kristallerinden oluşur (93).

Bükülme direnci 360-400 MPa seviyelerinde olan lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler, bükülme dayanıklılığı açısından cam seramiklerin yaklaşık 3 katı kadar daha iyi sonuçlar vermektedir (87,89).

Bu seramik tipine örnek olarak IPS e.max CAD verilebilir. 2006 yılında piyasaya sunulan bu materyal, estetik ve dayanıklılık (320 MPa) özelliklerini bir arada bulundurmaktadır. Materyal orta derecede yumuşak halinde frezelenir. Daha sonra ısıtılır ve lityum disilikat kristalizasyonunu tamamlar. Böylece materyal, yüksek dayanıklılık seviyesine ulaşmış olur. İnceley, onley, veneer ve kron üretiminde kullanılır (87,94).

IPS e.max CAD ile yapılmış çalışmalarda kırılma direnci yüksek bulunmuş, endikasyonun doğru uygulandığı durumlarda başarılı restorasyonlar elde edildiği belirtilmiştir (95-102).

2.5.3. Feldspatik Porselenler

İnce partiküllü kristallerin bulunduğu cam fazından oluşur. Cam içeriği sayesinde mükemmel bir polisajlanabilme kabiliyetleri vardır. Ayrıca cam fazının bulunması asitle pürüzlendirme ve adeziv simantasyon yapılabilmesine olanak tanır. Bu da restorasyonun uzun dönem başarısını olumlu yönde etkiler. Materyalin dayanıklılığı polisaj sonrası 130 MPa, glaze sonrası 160MPa olarak belirtilmiştir. Bu değerler konvansiyonel porselenin iki katı kadardır (86).

Bu porselen tipine örnek olarak Vitablocs Mark II ve Cerec Blocs verilebilir. 1991 yılında dental markete giren Vitablocs Mark II 4µm boyutundaki kristallerden oluşan feldspatik bloklardır. Abrasyon katsayısı diş minesine çok yakındır. İnceley, onley, veneer, anterior ve posterior kronlar gibi çok sayıda endikasyonu vardır (81,87,103). Cerec blocs ise 2007'de piyasaya sunulmuştur. İçerik olarak diğer sistemle aynıdır ve homojen bloklar şeklinde kullanıma sunulmaktadır. Her iki sistemde de estetik bölgede kullanım amacıyla çok renkli bloklar üretilmiştir. Özellikle anterior dişlerde ve estetik beklentinin fazla olduğu bölgelerde tercih edilmektedir (89).

Vitablocs Mark II, hasta başında kullanıma uygun, piyasadaki en eski CAD/CAM materyali olduğu için çok sayıda çalışmada kullanılmıştır. Yıllar boyunca kullanımda olması nedeniyle materyalin uzun dönem başarısını gösteren çok sayıda çalışma bulunmaktadır (4,59,104-108).

2.5.4. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Ağırlık olarak %10 oranında zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdir. Yeni bir materyal olan bu grup seramiklere örnek olarak Suprinity ve Celtra Duo verilebilir.

İnce partiküllü ve homojen yapıda olması nedeniyle kalitesi ve yük taşıma kapasitesi oldukça iyidir. Ayrıca içeriğinde yoğun bir şekilde bulunan cam kristalleri sayesinde estetik açıdan oldukça tatmin edicidir (87).

2013 yılında piyasaya sürülen bu seramikler hakkında çok fazla çalışma olmamakla birlikte literatürdeki mevcut yayınlar gelecek vaat eden bir materyal olduğunu belirtmektedir (103,109-113).

2.5.5. Zirkonya Esaslı Seramikler

Zirkonya, zirkonyum elementinin oksitidir. Yaklaşık 0,4 μm boyutundaki taneciklerin düzenli dizilimiyle oluşur, bu nedenle oldukça serttir. Sadece kristal fazı olan zirkonyanın cam fazı yoktur. Yapısında bulunan kristaller 3 fazda bulunabilir. Oda ısısı ile 1170°C arasında monoklinik, 1170°C ile 2370°C arasında tetragonal 2370°C ile kaynama noktası olan 2680°C arasında da kübik fazda bulunur. Bu fazlar arasındaki geçişler hacimsel değişimlere yol açtığı için kullanım sırasında oldukça önemlidir. Zirkonya, tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken %3-5'lik bir hacim artışı görülür (114,115).

Monoklinik faz, stabil bir faz değildir. Oda sıcaklığında stabilitesini sağlayabilmek için içerisine çeşitli metal oksitler ilave edilir. Bu oksitlerden en sık kullanılanı yttrium'dur. Yttrium oksit, zirkonyanın yapısına katılır ve oda sıcaklığında tetragonal fazda olan yttrium ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya (Y-TZP) elde edilir. Y-TZP'nin mekanik özellikleri konvansiyonel zirkonyaya göre daha iyidir. Kırılma

sertliği 5-10 MPa/m² ve bükülme dayanıklılığı 900-1400 Mpa civarında olan bir materyaldir (8,79,93,116,117).

Zirkonya, basınca maruz kaldığında tetragonal fazdan monoklinik faza geğer ve hacim artar. Böylece çatlak bölgesinde biriken aşırı stres ortadan kalkar ve çatlağın ilerlemesi engellenmiş olur (8,118).

Zirkonya bloklar ile CAD/CAM'de restorasyon üretimi yapılırken iki yöntem uygulanabilir. Birinci yöntem, tamamen sinterlenmiş bloklarla restorasyonun son boyutlarında üretim yapılmasıdır. Bu yöntemde büzülme olmadığı için restorasyonun uyumu çok iyidir. Ancak, materyal çok sert olduğu için freze yapılan cihazlarda aşınma ve bozulmalar daha sık görülür. Ayrıca freze işleminin uzun sürer. İkinci yöntemde ise kısmen sinterlenmiş bloklardan olması gerekenden yaklaşık %25 daha büyük bir restorasyon üretilir. Cihazların aşınması ve restorasyonun chippingi gibi problemler daha az görülür. Bu avantajlarının yanında sinterleme sırasındaki büzülme nedeniyle restorasyonun uyumunda sorun çıkabilir. Günümüzde ikinci yöntem daha sık tercih edilmektedir (8,93).

Yüksek kırılma direnci ve bükülme dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri sayesinde özellikle çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior dişlerde yaygın kullanıma sahiptir (119). İnley, onley, kron, köprü, post-core, abutment ve hatta implant materyali olarak kullanılabilirdiği çok geniş bir endikasyon alanı vardır (114,120,121).

Metal-seramik restorasyonlardan daha estetik olması, yüksek kırılma direnci, bükülme dayanıklılığının yüksek olması, biyoyumluluğu, düşük ısı iletkenliği gibi özellikleri avantajları arasında gösterilebilir. Bunun yanı sıra veneer porselende chipping tarzı kırılmalar ve cam seramikler kadar estetik olmaması dezavantajları olarak sayılmaktadır (114,122).

Yapılmış olan çalışmalarda restorasyonların marjinal uyumları üretim yöntemine göre farklılık göstermekle birlikte hepsi klinik olarak kabul edilebilir seviyededir (123). Zirkonya restorasyonların uzun dönem klinik kullanımda başarılı sonuçlar verdiğini belirten çok sayıda çalışma bulunmaktadır (124-128).

2.5.6. Hibrit Seramikler

Hibrit kelimesi Latince 'Hybrida' kelimesinden köken alır. Türkçe'de Hibrit şeklinde kullanılmaktadır ve melez anlamına gelir. İki farklı materyalin birleşmesiyle ortaya çıkan yeni tür olarak tanımlanmaktadır.

Hibrit seramikler, kompozitlerin ve seramiklerin başarılı özelliklerini bir arada bulunduran yeni materyallerdir. 2013 yılında piyasaya çıkan bu seramiklere örnek olarak Vita Enamic verilebilir. Ağırlık olarak %86 oranında seramik ve %14 polimerden oluşur (87). Seramik yapının büyük kısmını lösit esaslı feldspar, kalan kısmını ise zirkonya oluşturur. Polimer yapı da üretan dimetakrilat ve trietilen glikol dimetakrilattan oluşur (129,130).

Hibrit seramiklerin üretiminde iki adım vardır. İlk adımda pöröz yapıda feldspatik seramik üretilir. Ardından pöröz seramik yapı rezin ile doldurulur. Son olarak da rezin polimerize edilerek materyalin son hali elde edilmiş olur (131).

Aşınma özellikleri ve elastikiyeti dentine yakındır. Materyalin aşınması diğer seramiklerle benzer olmakla birlikte karşıt dişte daha az aşınmaya yol açar. Vickers sertlik değeri mine ile dentin arasındadır. Herhangi bir çatlak oluşması halinde yapısında bulunan polimer sayesinde çatlak fazla ilerlemeden durdurulur (132). 150-210 MPa arasında olan bükülme dayanıklılığı çok yüksek değerlerde olmasa da 13-30 GPa civarındaki elastisite modülü ile birlikte ele alındığında kırılmaya karşı oldukça dirençli olduğu sonucuna varılmaktadır (131,133). Bu sayede diş yapısının korunması gereken ya da yeterli okluzal mesafenin olmadığı durumlarda çok ince restorasyonlar (0,2 mm) üretilebilir. Ayrıca bu durum restorasyondaki chipping tarzı kırıkların da azalmasına olanak tanımaktadır (134). Restorasyonun marjinal ve internal uyumu son derece iyidir (135). Mekanik özellikleri genel olarak değerlendirildiğinde seramik ile kompozit rezinlerin arasında yer aldığı görülmektedir (9).

Hibrit seramiklerin, inley, onley, veneer gibi bölümlü restorasyonların yanı sıra tek kron endikasyonu da vardır (133). Klinik kullanımda çok yeni bir materyal olması nedeniyle hakkında çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Yapılmış olan sınırlı sayıdaki çalışmada diğer seramiklerle karşılaştırılmış ve klinik olarak kullanılabilir olduğu gösterilmiştir (109,136).

2.5.7. Rezin Nano-Seramikler

Rezin nano seramikler de hibrit seramikler gibi kompozit rezin ve seramiğin üstün özelliklerini taşıyan bir materyaldir. Seramik ve kompozit restorasyonların yorulma dirençleri karşılaştırıldığında kompozit rezinlerin belirgin derecede daha dirençli olduğu görülmüştür (53). Buradan yola çıkarak yeni bir materyal arayışına girilmiş ve 2012 yılında Lava Ultimate rezin nano seramik üretilmiştir (87).

Rezin matris içerisine gömülmüş nanoseramik parçacıklardan oluşur (137). Ağırlık olarak %80'ini nanoseramik parçacıklar oluşturur. Bu nanoseramik parçacıklar üç farklı seramik doldurucuyu içerir ve polimer yapıyı güçlendirir. Doldurucular, 20 nm boyutunda silika, 4-11 nm boyutunda zirconia ve bu iki doldurucunun kümelenmiş kombinasyonudur.

Freze edilmesi kolaydır. Fırınlama gereksinimi yoktur. İçeriğindeki rezin sayesinde elastik özellik kazanmıştır. Dolayısıyla kırılma değildir. Yüksek bükülme dayanıklılığı sayesinde posterior dişlerde de kullanımı uygundur (138). Polisaj ömrü uzundur (139). Aşınma direnci oldukça yüksek olmasına rağmen karşıt dişte seramiklere kıyasla daha az aşınmaya neden olur (140,141). Kırılma direnci cam seramiklere kıyasla daha fazladır (142). Kenar uyumu kompozit rezinlere kıyasla daha iyidir (143).

İnley, onley, veneer endikasyonu bulunan materyal desimantasyon sorunundan dolayı tek kron endikasyonunu kaldırmıştır (139).

2.6. Simantasyon

Simantasyon, diş ile restorasyon arasındaki aralığı kapatmak ve bağlantı oluşturarak restorasyonun ağızda kalmasını sağlamak amacıyla yapılan işlemdir (144). Yapılan restorasyonun retansiyonu, marjinal sızdırmazlığı ve devamlılığı simantasyonun başarısı ile yakından ilişkilidir (145). Kron ve sabit bölümlü restorasyonlarda simantasyon aşamasının başarısız olması restorasyonun diş yüzeyinden ayrılmasına neden olur. Aradaki simanın çözünmesi gibi kısmi ayrılmalarda ise sekonder çürük gibi sorunlar ortaya çıkabilir. Tüm bu durumlar da

restorasyonun, dolayısıyla da uygulanan tedavinin başarısız olması anlamına gelir (146).

İdeal bir simanın taşınması gereken özellikler şu şekilde sıralanabilir:

- Film kalınlığı en fazla 25 µm olmalıdır.
- Yeterli çalışma zamanı olmalıdır.
- Sertleşme süresi mümkün olduğunca kısa olmalıdır.
- Baskı direnci, simanın kırılmalara karşı direncini etkiler ve en az 30-70 MPa olmalıdır.
- Çekme direnci, restorasyonun yerinde durmasını sağlar ve geleneksel simanlarda 2 MPa, adeziv simanlarda 40 MPa olmalıdır.
- Pulpal reaksiyona neden olmamalıdır.
- Ağızdaki dokulara toksik etkisi olmamalıdır.
- Ağız sıvılarında çözünürlüğü az olmalıdır.
- Siman artıklarının temizlenmesi kolay olmalıdır.
- Dentinden daha radyopak olmalıdır.
- Dentine bağlanma özelliği iyi olmalıdır (144,146,147).

Simantasyonu sınıflandırması ile ilgili literatürde farklı görüşler vardır.

Donovan ve arkadaşları simantasyonu basitçe iki başlık altında toplamışlardır:

- I. Geleneksel simantasyon
 - Çinko fosfat siman
 - Polikarboksilat siman
 - Cam iyonomer siman
- II. Adeziv simantasyon
 - Rezin siman
 - Rezin-modifiye cam iyonomer siman (148)

2.6.1. Geleneksel Simantasyon

Geleneksel simantasyon, adeziv olmayan simanlarla gerçekleştirilen simantasyondur. Çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer siman gibi geleneksel

simanlarla yapılır. Restorasyonun dış yüzeyinde durması, mekanik veya kimyasal yolla mümkündür (144,147).

Çinko fosfat siman, dış yüzeyine sadece mikromekanik olarak bağlanır. Karıştırma tekniği önemlidir. Ağız sıvılarında çözünürlüğü düşüktür. Asidik yapısından dolayı pulpa hassasiyetine neden olabilmektedir. Hidroflorik asit ile yüzey işlemi uygulanamayan porselen restorasyonların simantasyonunda endikedir (149).

Polikarboksilat siman, hem mekanik hem de kimyasal bağlanma sağladığı için daha dayanıklı bir simandır. Ancak düşük gerilme direnci ve film kalınlığının fazla olması gibi nedenlerle daimi restorasyonda kullanımı zordur (149,150).

Cam iyonomer simanın en büyük avantajı, dış yapısında bulunan kalsiyum tuzları ile reaksiyona girerek dişe bağlanmasıdır. Ayrıca flor salınımı sayesinde sekonder çürük riskini azaltmaktadır. Ağız sıvılarında çözünebilir olması ise dezavantajları arasında sayılabilir (150).

2.6.2. Adeziv Simantasyon

Diş ile restorasyon arasında adezyon sağlayan rezin simanlar kullanılarak yapılan simantasyondur. Tam seramik veneer, post, inley, onley, kron ve sabit bölümlü restorasyonların yapıştırılmasında kullanılır (144).

Rezin simanlar, metil metakrilat, Bis-GMA dimetakrilat veya üretan dimetakrilat esaslıdır ve ağırlıkça %20-80 oranında koloidal silika veya baryum cam doldurucu içerir (147). Aslında bir tür kompozit olan bu materyaller doldurucu içeriğinin az olması ve düşük viskoziteleri ile kompozitlerden ayrılır (149).

Avantajları, geleneksel simanlara kıyasla marjinal sızdırmazlığın daha iyi olması, yüksek sıkışma ve gerilme dayanıklılığı, diş dokularına adezyonu, düşük çözünürlük ve estetik üstünlük olarak sıralanabilir. Retansiyon kabiliyetinin iyi olması nedeniyle retantif preparasyon gereksinimi ortadan kalkmaktadır. Flor salınımı olmaması, film kalınlığının fazla olması, özellikle derin preparasyonlarda pulpal hassasiyete neden olması, artık simanı temizleme zorluğu, restorasyonun çıkarılmasının zor olması, uygulama sırasında teknik hassasiyet gerektirmesi ve pahalı olması dezavantajlarıdır (144,147,151-153).

Rezin simanlar, polimerizasyon mekanizmasına göre 3 grupta incelenebilir:

Işıklı Polimerize Olan Rezin Simanlar

Işık ile aktive olan başlatıcılar içerir. Diğer resin simanlarla karşılaştırıldığında çalışma süresinin uzun olması yönünden avantajlıdır. Artık simanın uzaklaştırılması kolaydır. Elle karıştırma gerekmediği için daha homojen bir yapı elde edilir. İçeriğinde tersiyer aminler olmadığı için renk stabilitesi iyidir. Işık geçirgenliği bu tip simanlarda oldukça önemlidir. Dolayısıyla restorasyonun kalınlığı ve rengi polimerizasyonu etkiler.

I. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Kimyasal reaksiyon ile polimerize olur ve *self-curing* diye adlandırılırlar. Metal restorasyonlar, kanal içi postlar gibi ışıkla polimerizasyonun zor olduğu durumlarda tercih edilir. Çok fazla renk seçeneği ve translusent rengi yoktur. Sertleşme zamanı uzundur. Çalışma süresi kontrol edilemez.

II. Hem Işıklı Hem de Kimyasal Yolla Polimerize Olan (Dualcure) Simanlar

Polimerizasyon kimyasal olarak gerçekleşirken ışıkla aktive olan başlatıcılar da polimerizasyona katkıda bulunur. Seramik çok kalın veya opak olduğunda, ışığın ulaşmasının zor olduğu derin bölgelerde tercih edilir. Yetersiz basınç altında karıştırılması durumunda film kalınlığının fazla olması gibi bir dezavantajı vardır. (145,146,149,154-158).

Rezin simanlarla yapılan simantasyonda önem kazanan noktalardan biri de restorasyonun kalınlığıdır. Restorasyon kalınlığı arttıkça ışık geçirgenliği azalacağı için simantasyon olumsuz yönde etkilenecektir. Bu konuda yapılmış çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalardan elde edilen genel kanı 2 mm'yi geçen restorasyon kalınlığında ışıkla polimerizasyonun yetersiz olacağı yönündedir. Böyle durumlarda dual-cure resin simanların tercih edilmesi daha doğru olacaktır (159,160).

Adeziv işleme göre rezin simanlar 3 grupta incelenebilir:

I. **Konvansiyonel Aşamalı Rezin Simanlar (Total Etch)**

Dentin ve minenin pürüzlendirilmesi için %30-40'lık fosforik asit kullanılır. Daha sonra bağlanmayı sağlayan primer uygulanır. Ardından siman uygulanır. Bağlanma dayanıklılıkları yüksek olmakla birlikte çok fazla aşama olduğu için uygulaması daha zordur.

II. **Self Etch Rezin Simanlar**

Kullanılan primer asidik yapıda olduğu için ayrı bir asit uygulanmaz. Primerin ardından bond uygulanır. Total etch simanlara göre daha düşük bağlantı oluşturduğu belirtilmiştir.

III. **Self-Adeziv Rezin Simanlar**

Diş yüzeyinin hazırlanması için *self-adeziv* primer uygulanır ve simantasyon yapılır. Kullanım kolaylığı açısından çok tercih edilen bu sistemde bağlanma dayanıklılığı daha düşüktür.

(145,161-164).

Konvansiyonel aşamalı rezin simanlarla simantasyon yapılırken hem diş yüzeyinde hem de restorasyon yüzeyinde bazı hazırlıklar yapılmalıdır.

Diş yüzeyinde yapılan hazırlıklar;

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

Restorasyon yüzeyinde yapılan hazırlıklar ise;

- Kuşlama ile restorasyon iç yüzeyinin pürüzlendirilmesi (zirkonya seramiklerde)
- Hidroflorik asit uygulanarak yüzeyin pürüzlendirilmesi
- Rezin ile restorasyon arasında kimyasal bağlantının sağlanması amacıyla silan uygulanması şeklindedir (144,165).

Silika içerikli seramiklerde yüzeyin pürüzlülüğü hidroflorik asit uygulanması ile elde edilir. Hidroflorik asit, seramiğin yapısında bulunan camsı fazı aşındırarak pürüzlü bir yüzey oluşmasını sağlar. Böylece yüzey alanı artar ve mikromekanik bağlantı elde edilir.

Silan, organik ve inorganik materyaller arasında kimyasal bağlantıyı sağlar. Ayrıca, seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini artırarak simantasyonun başarısına katkıda bulunur.

Self-adeziv ve konvansiyonel aşamalı simantasyon yöntemlerini karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. İndirekt kompozit rezin inleylerin mikrogerilim bağlanma dayanımını araştıran bir çalışmada self- adeziv ve konvansiyonel simantasyon yöntemleri karşılaştırılmış, ayrıca örneklerin yarısına tribokimyasal işlem uygulanırken diğerlerine uygulanmamıştır. Çalışma sonucunda konvansiyonel (konvansiyonel aşamalı) yöntem ve tribokimyasal yüzey işlemlerinin daha yüksek değerlerde bağlanma dayanımı ortaya çıkardığı belirtilmiştir (166). Özellikle zirkonya restorasyonların yapıştırılması ile ilgili çalışmalarda yüzey işlemlerinin ve siman seçiminin önemi vurgulanmıştır (167,168)

2.7. Kırma Testleri

Laboratuar kırma testleri, klinik koşulları taklit ederek restorasyonların veya materyallerin özelliklerini ve başarısını değerlendirmeyi amaçlamaktadır. Yükleme kırma testleri, seramik ve metal seramik restorasyonları test etmek için en sık kullanılan *in-vitro* yöntemdir. Bu yöntemde, küresel bir uç yardımıyla materyalde başarısızlık olana kadar kuvvet uygulanır (169,170).

4-point flexure testi, *piston-on-three-balls* testi, *3-point bending* testi gibi kırma testleri vardır (171).

2.8. Isırma Kuvvetleri

Maksimum ısırma kuvveti, çiğneme sisteminin fonksiyon durumunu ve buna bağlı olarak da dişler ve restorasyonlar üzerine gelen kuvvetleri gösteren en önemli göstergelerden biridir (172).

Yapılan çalışmalarda en yüksek ısırma kuvveti molar bölgede elde edilmiştir (173,174). Tek taraflı maksimum ısırma kuvvetlerinin ölçümünün yapıldığı çalışmalarda 300-600 N aralığında bulunmuştur. Çift taraflı ölçümlerde ise %40 daha yüksek değerler elde edilmiştir (175). Yapılan başka bir çalışmada ortalama maksimum ısırma kuvvetleri erkekler için 847 N, kadınlar için 597 N olarak bulunmuştur (176).

Isırma kuvvetlerinin değeri ve maksimum ısırma kuvveti restorasyonların klinik ömrünü etkileyen başlıca faktörlerden biridir. Yeni bir restoratif materyal üretilirken ısırma kuvvetlerine dayanıklı olması gerekir. Ağız içinde restorasyon amaçlı kullanılacak materyallerin ısırma kuvvetlerinin üzerindeki değerlerde deformasyona uğraması gerekmektedir.

Çalışmamızın hipotezi, hibrit seramik ve rezin nano-seramiklerin elastisite modülü, zirkonyadan daha yüksek olduğu için kırılma dayanıklılığının daha yüksek olacağı şeklindedir. Bu nedenle Vita Enamic ve Lava Ultimate bloklarda kırılmanın tüm kalınlıklarda daha yüksek değerlerde olacağı düşünülmektedir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. Dişlerin Toplanması

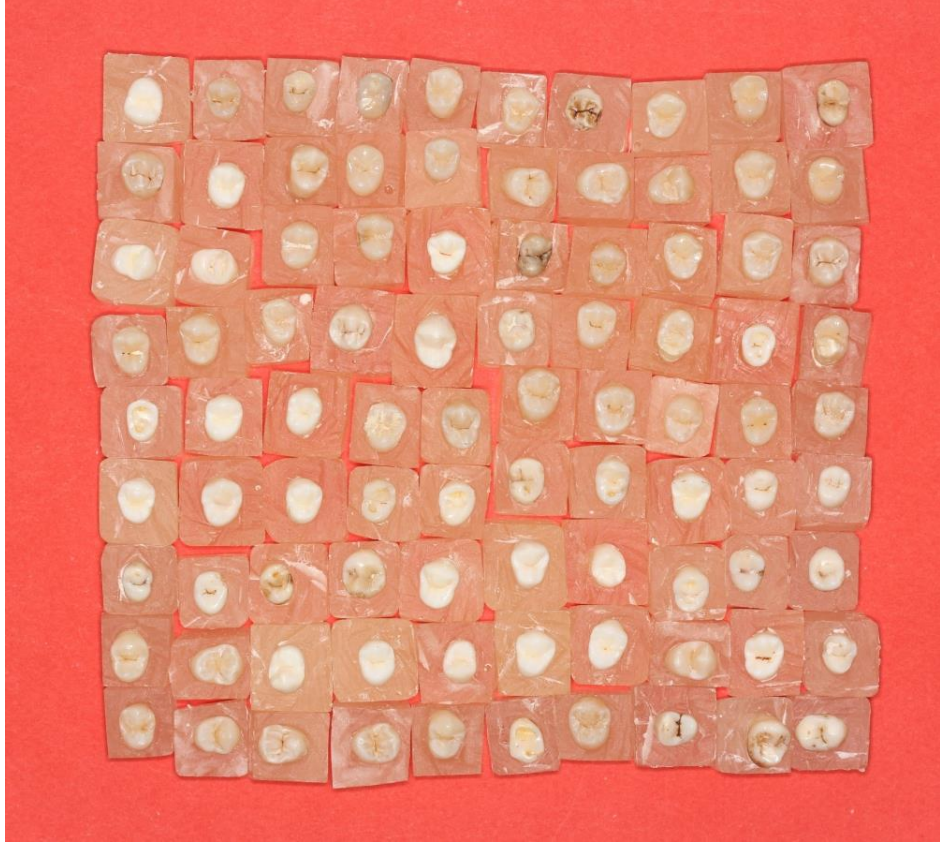
Çalışmada periodontal neden ile çekilmiş, 90 adet insan premolar dişi kullanıldı. Yapılan bu çalışma öncesinde Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na Başvuru yapılarak çalışma için gerekli olan etik kurulu onayı alındı. (GO 14/518 proje numaralı ve 'Farklı Kalınlıklardaki CAD/CAM Zirkonya, Hibrit Seramik ve Resin Nano-Seramik Onleylerin Kırılma Dayanıklılıklarının In-Vitro Olarak Karşılaştırılması' başlıklı proje için 21.01.2015 tarihinde GO 14/518-07 karar numarası ile etik kurul onayı alınmıştır.)

Çalışma kapsamında toplanmış olan tüm dişler 2,5X büyütme gözlük ile incelendi. Kron kısmında çürük, çatlak, kırık olan dişler çalışma dışında bırakıldı. Dişlerin yüzeyindeki artıklar ve diş taşları el aletleri ile temizlendi. Tüm dişler çalışma süresince on günde bir yenilenen distile suda bekletildi.

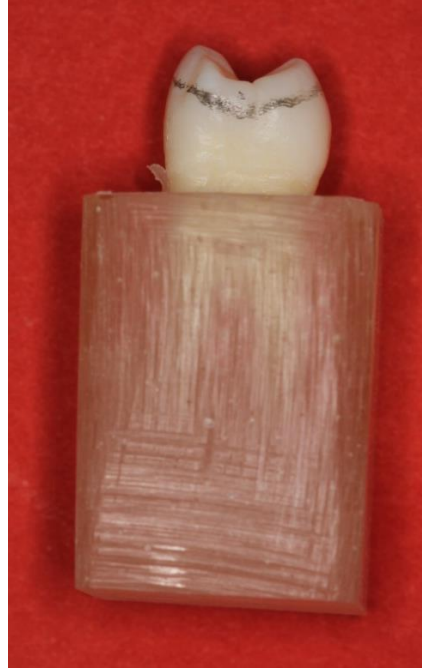
3.1.2. Dişlerin Hazırlanması

Pembe mumdan (DeguDent, Hanau-Wolfgang, Germany) 15x15x25 mm boyutlarında kalıplar hazırlandı. Hazırlanan standart kalıplar içerisine şeffaf akrilik rezin (Vertex Self-Curing, Vertex-Dental B.V., Zeist, Netherlands) dolduruldu. Dişler, mine-sement sınırının 1mm altına kadar akrilik rezin içerisine gömüldü. Resin bloklar polimerize edildikten sonra tesviye yapılarak fazlalıklar uzaklaştırıldı, yüzeydeki pürüzler giderildi. (Şekil 0.1)

Her diş üzerinde bukkal ve lingual yüzeyde 5 mm, santral sulkus bölgesinde 3 mm yüksekliğinde diş dokusu kalacak şekilde preparasyon hattı belirlendi. Standart preparasyon yapabilmek amacıyla, ölçümle belirlenen preparasyon sınırı sabit kalemle diş üzerinde çizildi (Şekil 0.2) .

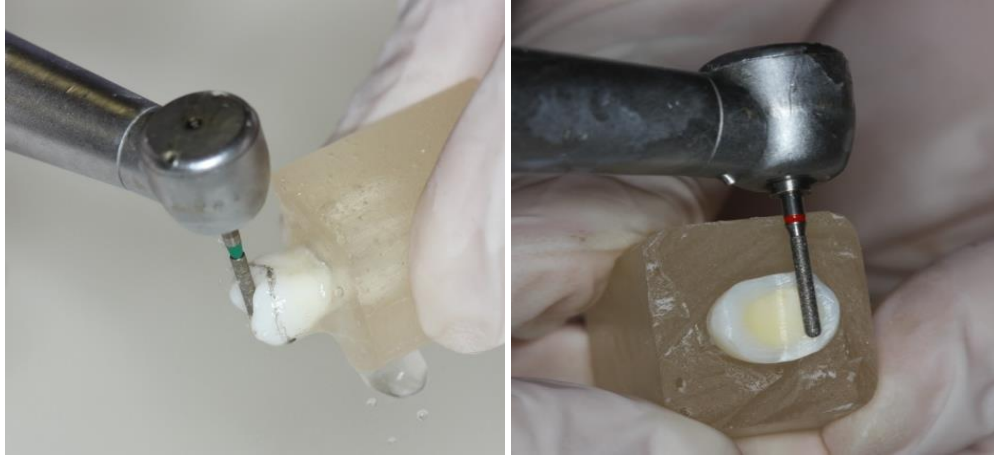


Şekil 0.1. Akrilik rezin içerisine gömülmüş örneklerin görüntüsü



Şekil 0.2. Preparasyon sınırları belirlenmiş dişin proksimal görüntüsü

Dişler, su soğutması altında yeşil bantlı silindirik fissür frez (ISO806-314-113-534/014 Edenta, Au/Sg, Switzerland) ile prepare edildi. Ardından kırmızı bantlı silindirik fissür frez (ISO806-314-112-514/014 Edenta, Au/Sg, Switzerland) ile pürüzlü yüzeyler düzeltildi. (Şekil 0.3) Her 5 dişin preparasyonundan sonra frez değiştirildi. (Şekil 0.4)



Şekil 0.3. Dişlerin su soğutması altında yeşil ve kırmızı bantlı frezler ile preparasyonu



Şekil 0.4. Preparasyonu tamamlanmış dişin proksimal görüntüsü

3.1.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Tüm dişler standart bir şekilde prepare edildikten sonra, her bir grup 30 örnekten oluşacak şekilde rastgele 3 gruba bölündü. Birinci grup için Lava™ Ultimate resin nano seramik bloklardan (3M ESPE, St.Paul, MN, USA) onleyler üretildi. (Şekil 0.5)



Şekil 0.5. Lava™ Ultimate rezin nano seramik bloklar

İkinci grup için Vita ENAMIC hibrit seramik bloklardan (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) onleyler üretildi. (Şekil 0.6)



Şekil 0.6. Vita Enamic hibrit seramik bloklar

Üçüncü grupta ise zirkonya bloklardan (Incoris ZI, Sirona Dental Systems, Inc., Long Island City, NY, USA) onleyler üretildi. (Şekil 0.7)



Şekil 0.7. Incoris ZI zirkonya blok

Daha sonra her bir grup kendi içerisinde 3 alt gruba bölündü. Lava Ultimate grubunda 10 adet 0.5 mm, 10 adet 1 mm ve 10 adet 1.5 mm kalınlığında onley olacak şekilde planlandı. Aynı şekilde Vita Enamic ve Zirkonya gruplarında da 0.5mm, 1 mm ve 1.5 mm kalınlıkta onleylerden oluşan gruplar tasarlandı. (Şekil 0.8) Restorasyon kalınlıklarını simgeleyen alt gruptaki örnek sayısı 10 adet olacak şekilde düzenlendi. Böylece her materyal türü için 30 örnekten oluşan gruplar oluşturulmuş oldu. Gruplar ve örnek sayıları Tablo 3.1’de ayrıntılı olarak görülmektedir.

Tablo 3.1. Gruplara göre örnek sayılarının dağılımı

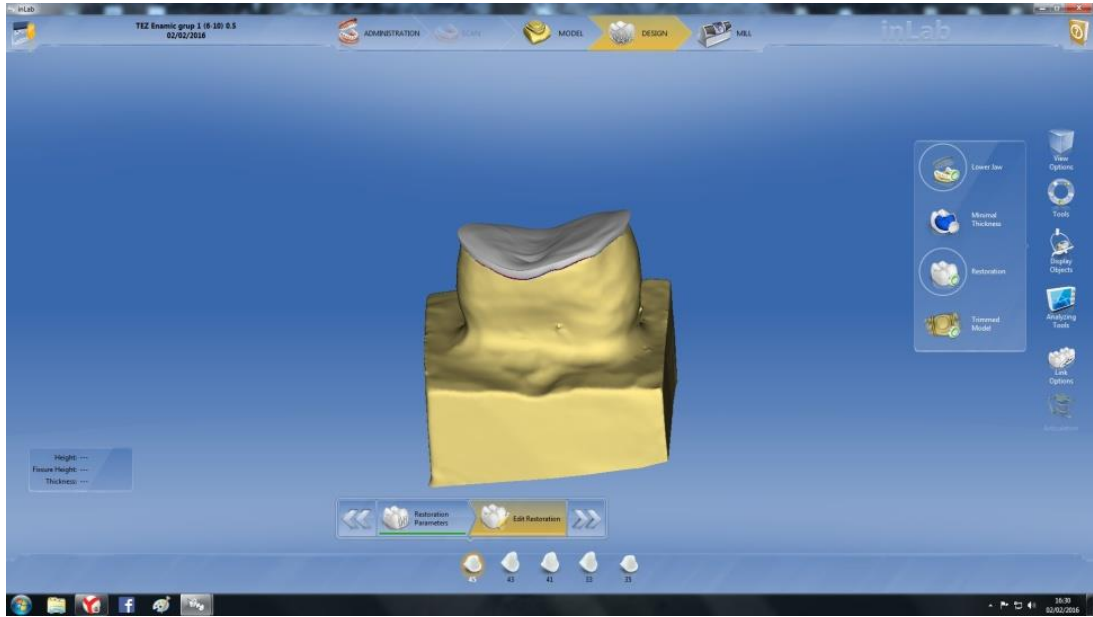
	0.5 mm	1 mm	1.5 mm	TOPLAM
Lava Ultimate	10	10	10	30
Vita Enamic	10	10	10	30
Zirkonya	10	10	10	30
TOPLAM	30	30	30	90



Şekil 0.8. Preparasyonu tamamlanan örneklerin toplu görünümü

3.1.4. Onleylerin Üretilmesi

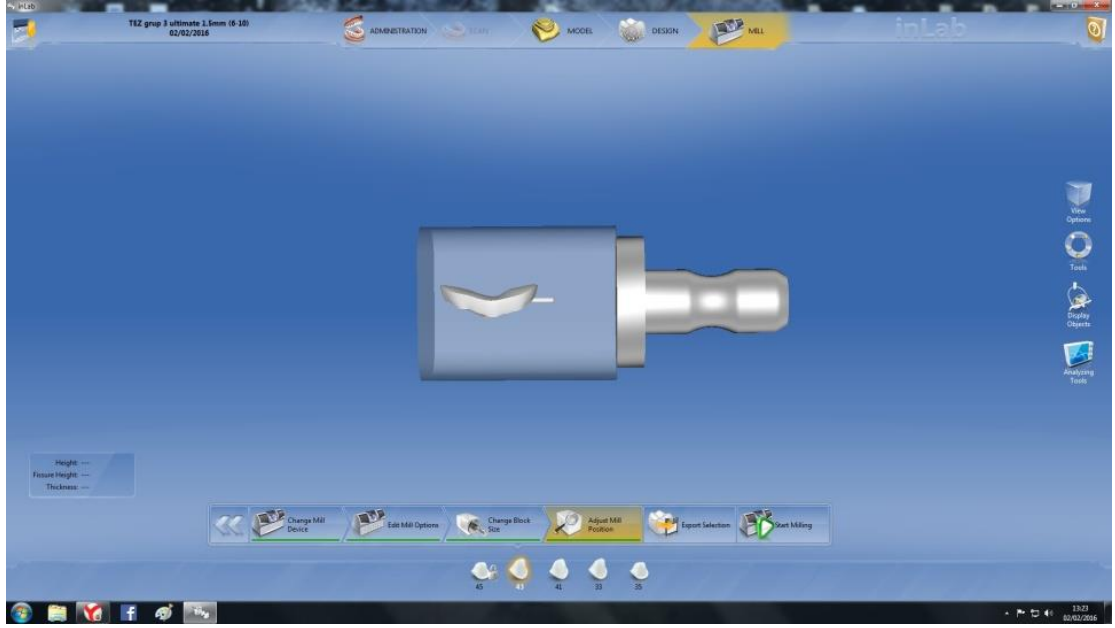
Onleylerin üretimi Cerec 4 CAD/CAM sistemi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) kullanılarak yapıldı. Dişler CEREC tarayıcı ile tek tek tarandı. Bu şekilde elde edilen 3 boyutlu görüntüler bilgisayar ekranına aktarıldı. Daha sonra elde edilen bu modeller üzerinde CEREC veritabanı kullanılarak onleyler tasarlandı. (Şekil 0.9)



Şekil 0.9. CEREC ile bilgisayarda onley tasarımının yapılması

Aynı işlem Lava Ultimate, Vita Enamic ve zirkonya gruplardaki tüm dişler için ayrı ayrı tekrarlandı. Her bir diş için preparasyon yüzeyi optik tarayıcı ile tarandı ve CEREC veritabanından uygun onley seçimi yapılarak tasarım tamamlandı. Onley kalınlığı Lava Ultimate, Vita Enamic ve zirkonya gruplarında yer alan 30 örnekten 10 tanesinde 0.5 mm, 10 tanesinde 1 mm ve kalan 10 tanesinde 1.5 mm olarak belirlendi.

Onley kalınlıklarının standardizasyonunu sağlayabilmek için restorasyona okluzal yüzeyde sırt ve oluk formu verilmedi, okluzal yüzeyinde oluk ve sırt formu bulunmayan onleyler üretildi. (Şekil 0.10)



Şekil 0.10. Tasarımı tamamlanmış, okluzal sırt ve oluk bulunmayan onleyler

Onleylerin tasarımı tamamlandıktan sonra elde edilen veriler Cerec inLab MC XL freze cihazına (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) aktarıldı. (Şekil 0.11)



Şekil 0.11. Cerec inLab MC XL freze cihazı

Cerec sistemine uyumlu Lava Ultimate, Vita Enamic ve zirkonya bloklardan freze edilerek onleyler üretildi ve onleylerin simantasyon işlemine geçildi. (Şekil 0.12 - Şekil 0.13. Freze sonrası elde edilen onleyler)



Şekil 0.12. Yapılan tasarımın bloklardan freze edilmesi



Şekil 0.13. Freze sonrası elde edilen onleyler

3.1.5. Onleylerin Simantasyonu

Onleylerin simantasyonu için Panavia F 2.0 dual cure rezin siman (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan) kullanıldı. (Şekil 0.14)



Şekil 0.14. Panavia F 2.0 dual cure rezin siman

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda zirkonya grubu ile rezin seramik-hibrit seramik grupları farklı simantasyon aşamalarına tabi tutuldu.

Rezin Nanoseramik ve Hibrit Seramik Onleylerin Simantasyonu

Rezin nano-seramikler ve hibrit seramiklerin her ikisi de rezin içerikli restorasyonlar sınıfına girdiği için simantasyon aşamasında aynı yüzey işlemlerine tabi tutuldular.

40 µm alüminyum oksit ile kumlanmış restorasyon yüzeyi, %40'lık fosforik asit (K Etchant Gel, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan) ile 5 saniye boyunca pürüzlendirildi. Ardından restorasyon yüzeyinde hiç artık kalmayacak şekilde yıkandı ve yağsız hava ile kurutuldu. Daha sonra Clearfil Ceramic Primer Plus silan (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan) uygulandı ve hava ile kurutuldu.

Diş yüzeyi ise %40'lık fosforik asit (K Etchant Gel, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan) ile 15 saniye boyunca pürüzlendirildi, yıkandı, yağsız hava ile

kurutuldu. Bu işlemin ardından ED Primer ince bir tabaka olacak şekilde dış yüzeyine uygulandı. 30 saniye bekledikten sonra hafifçe hava ile kurutuldu. İki ayrı tüpte bulunan Panavia F 2.0 dual cure rezin siman bazı ve aktivatörü temiz bir karıştırma kağıdı üzerine eşit miktarlarda alınarak homojen bir karışım elde edilene kadar karıştırıldı ve restorasyon yüzeyine uygulandı. Restorasyon diş üzerine yerleştirildi ve 1 kg'lık kuvvet altında simantasyon gerçekleştirildi. Artık siman uzaklaştırıldıktan sonra halojen ışık kaynağı (Hilux, Benlioğlu Dental, Ankara, Turkey) ile tüm yüzeylerden 20 saniye boyunca polimerize edilerek simantasyon tamamlandı.

Zirkonya Onleylerin Simantasyonu

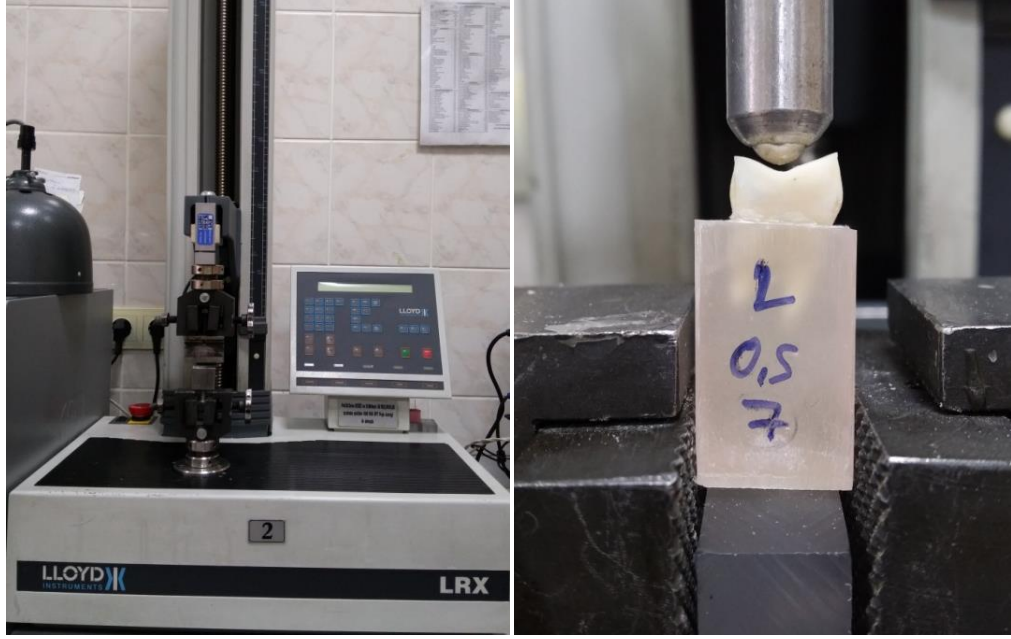
40 µm alüminyum oksit ile kumlanmış restorasyon yüzeyine Clearfil Ceramic Primer Plus silan (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan) uygulandı ve hava ile kurutuldu.

Diş yüzeyi %40'lık fosforik asit (K Etchant Gel, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan) ile 15 saniye boyunca pürüzlendirildi. Ardından yıkanıp, yağsız hava ile kurutuldu. Daha sonra ED Primer ince bir tabaka şeklinde dış yüzeyine uygulandı. 30 saniye bekledikten sonra hafifçe hava ile kurutuldu.

İki ayrı pat halinde bulunan Panavia F 2.0 dual cure rezin siman eşit miktarlarda alınarak homojen şekilde karıştırıldı ve restorasyon yüzeyine uygulandı. Restorasyon diş üzerine yerleştirildi ve 1 kg'lık kuvvet altında simantasyon gerçekleştirildi. Artık siman uzaklaştırıldıktan sonra halojen ışık kaynağı (Hilux, Benlioğlu Dental, Ankara, Turkey) ile tüm yüzeylerden 20 saniye boyunca polimerize edildi.

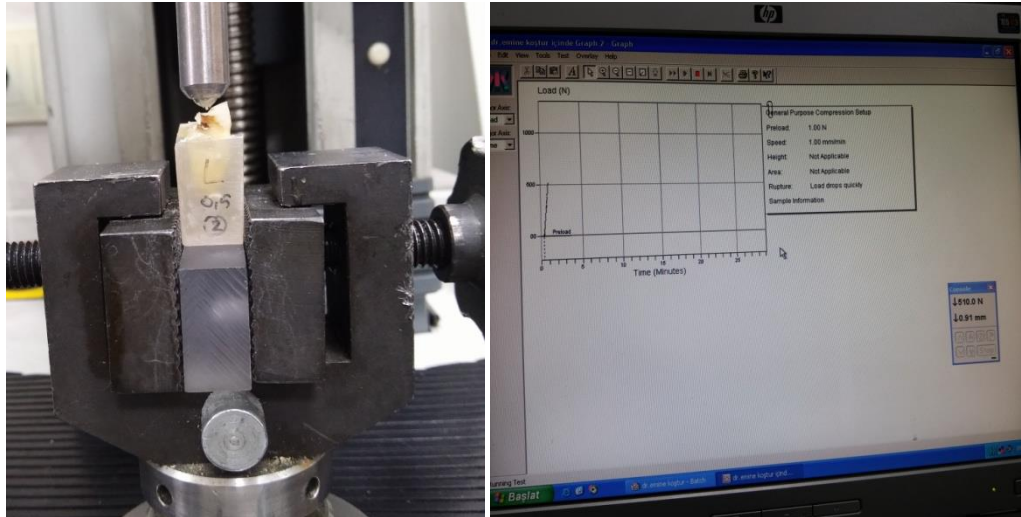
3.2. Kırma Testinin Uygulanması

Bu çalışmanın kırma testleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Geliştirme Laboratuvarı'nda yapıldı. Kırma işleminin yapılabilmesi için örnekler Universal Test Cihazına (Universal Testing Machine, Lloyd Instruments, LRx, Fareham Hant, UK) yer düzlemine dik olacak pozisyonda yerleştirildi. (Şekil 0.15)



Şekil 0.15. Universal Test Cihazı ve örneğin cihaza yerleştirilmesi

Küresel çelik uç ile okluzal yüzeye 1 mm/dak hızla artan kuvvet uygulandı. Örneklerde kırılma olduğu anda elde edilen değerler bilgisayar tarafından otomatik olarak kaydedildi. (Şekil 0.16)



Şekil 0.16. Örneğin kırılması ve uygulanan kuvvetinin ekran görüntüsü

3.3. İstatistiksel Analiz

Kırma testi sonucunda elde edilen verilerin analizi Hacettepe Üniversitesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda SPSS 21.0 paket programı kullanılarak yapıldı. Verilerin normal dağılım varsayımı Shapiro-Wilk test istatistiği ile test edildi. Değişkenlerin tanımlayıcı istatistik olarak maksimum, minimum, ortalama ve standart sapmaları verildi. Gruplar arası kırılma direncindeki farklılıklar One-Way ANOVA test istatistiği ile incelendi, ikili karşılaştırmalar için Tukey testi kullanıldı. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

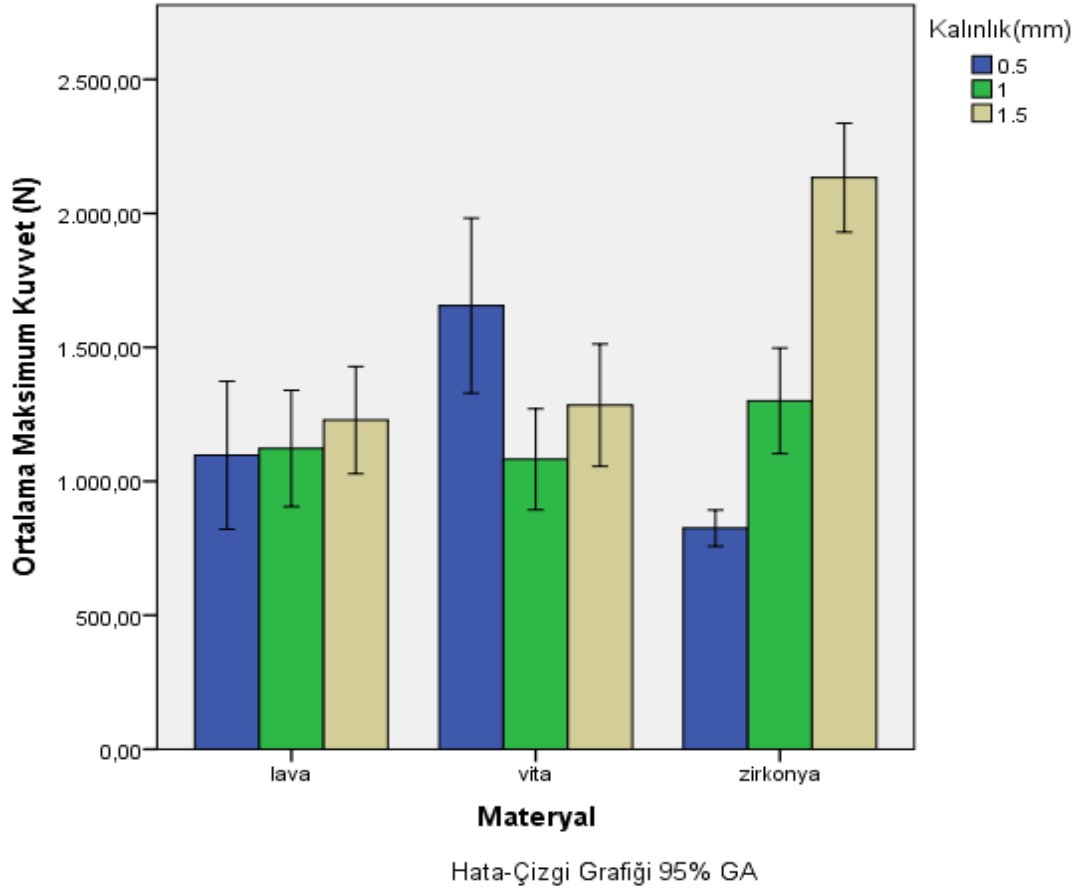
4. BULGULAR

Kırılma dayanıklılığı ölçülen test gruplarına ait örnek sayıları ile test sonucunda elde edilen ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri Tablo 4.1’de gösterilmektedir.

Tablo 4.1 Kırılma dayanıklılığı ölçümlerinin gruplara göre tanımlayıcı istatistiksel değerleri

Gruplar		Örnek Sayısı	Ortalama (N)	Standart Sapma (N)	Minimum (N)	Maksimum (N)
Lava	0,5 mm	10	1097,56	386,07	730,48	1957,48
	1 mm	10	1122,40	303,81	739,80	1640,97
	1,5 mm	10	1228,37	279,81	830,72	1764,47
Vita	0,5 mm	10	1655,50	456,14	988,99	2390,29
	1 mm	10	1082,41	263,57	719,54	1559,91
	1,5 mm	10	1284,09	318,80	899,54	2002,14
Zirkonya	0,5 mm	10	825,28	94,97	674,22	942,12
	1 mm	10	1300,31	274,88	893,56	1618,14
	1,5 mm	10	2133,32	283,74	1141,51	2480,22

One-Way ANOVA test istatistiği ile incelenen sonuçlara göre hem materyaller hem de kalınlıklar arasında kırılma dayanıklılığı yönünden anlamlı fark bulundu. Kırılma dayanıklılığı açısından en yüksek değerler Zirkonya grubunda 1,5 mm kalınlıkta elde edildi. En düşük kırılma değerleri ise Zirkonya grubunda 0,5 mm kalınlıkta elde edildi. Lava Ultimate, Vita Enamic ve zirkonya onleylerin farklı kalınlıklardaki kırılma değerleri Şekil 4.1’deki grafikte ayrıntılı olarak görülmektedir.



Şekil 4.1. Materyallerin farklı kalınlıklardaki kırılma değerleri

Farklılığa neden olan durumu belirleyebilmek için Tukey testi kullanılarak ikili karşılaştırma yapıldı. Tukey testi sonucunda elde edilen veriler Tablo 4.2’de gösterilmektedir.

Tablo 4.2’de belirtildiği gibi Lava Ultimate grubunda farklı onley kalınlıklarının kırılma dayanıklılığı karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel açıdan fark bulunamadı. Vita Enamic grubunda farklı onley kalınlıklarının kırılma dayanıklılığına bakıldığında kalınlıklar arasında istatistiksel açıdan farklılıklar bulundu. 0,5 mm ve 1 mm grupları arasındaki fark anlamlı bulundu. Zirkonya grubunda da farklı onley kalınlıklarının kırılma dayanıklılığı arasında istatistiksel açıdan farklılıklar bulundu. Tüm kalınlıklar arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulundu.

Tablo 4.2. Materyale göre kalınlıkların ikili karşılaştırılması

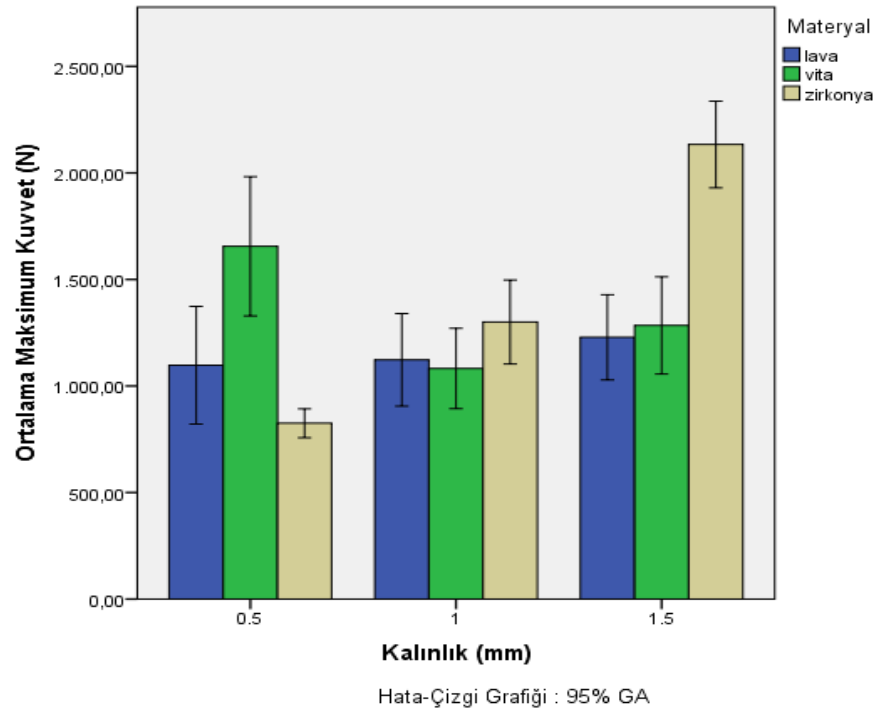
Gruplar	Kalınlık (mm)	P
Vita	0,5 – 1,0	0,003
	0,5 – 1,5	0,068
	1,0 – 1,5	0,425
Zirkonya	0,5	0,000
	1,0	0,000
	1,5	0,000

Kalınlıklara göre materyaller ayrı ayrı değerlendirildiğinde elde edilen veriler Tablo 4.3 ve Şekil 4.2’de gösterilmektedir. Tablo 4.3’te gösterilen verilere göre 0,5 mm ve 1,5 mm kalınlıklarda materyaller arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulundu. Kırılma dayanıklılığı yönünden 0,5 mm kalınlıkta en yüksek değerler 1655,5 N ile Vita enamic grubunda elde edildi. En düşük değerler ise 825,28 N’luk kırılma direnci Zirkonya grubunda bulundu. 1,5 mm kalınlıkta en yüksek kırılma değerleri 2133,32 N ile Zirkonya grubunda, en düşük değerler 1228,37 N ile Lava Ultimate grubunda elde edildi.

Bu veriler Tukey testi ile analiz edilip ikili karşılaştırma yapıldığında farklılığa neden olan materyaller ortaya çıkarıldı. Tablo 4.4 incelendiğinde 0,5 mm kalınlıkta gruplar arasında istatistiksel açıdan fark bulundu. Farklılığı yaratan grup Vita Enamic olarak belirlendi. 1 mm kalınlıkta gruplar arasında istatistiksel olarak herhangi bir fark bulunamadı. 1,5 mm kalınlıkta gruplar istatistiksel açıdan farklı bulundu. Farklılığı yaratan grup Zirkonya olarak belirlendi.

Tablo 4.3. Kalınlıklara göre materyallerin kırılma değerlerinin karşılaştırılması

Kalınlık (mm)	Materyal	Ortalama (N)	Standart Sapma (N)	P
0,5	Lava	1097,56	386,07	0,000
	Vita	1655,50	456,14	
	Zirkonya	825,28	94,97	
1,0	Lava	1122,40	303,81	0,202
	Vita	1082,41	263,57	
	Zirkonya	1300,31	274,88	
1,5	Lava	1228,37	279,81	0,000
	Vita	1284,09	318,80	
	Zirkonya	2133,32	283,74	

**Şekil 4.2.** Kalınlıklara göre materyallerin kırılma değerleri

Tablo 4.4. Kalınlıklara göre materyallerin kırılma değerlerinin ikili karşılaştırılması

Kalınlık	Gruplar	P
0,5 mm	Lava – Vita	0,004
	Lava – Zirkonya	0,208
	Vita - Zirkonya	0,000
1,5 mm	Lava – Vita	0,906
	Lava – Zirkonya	0,000
	Vita - Zirkonya	0,000

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın hipotezi, hibrit seramik ve rezin nano-seramiklerin elastisite modülü zirkonyadan daha yüksek olduğu için kırılma dayanıklılığının daha yüksek olacağı şeklinde kurulmuştu. Bu nedenle Vita Enamic ve Lava Ultimate bloklarda kırılmanın tüm kalınlıklarda daha yüksek değerlerde olacağı düşünülmekteydi. Kurmuş olduğumuz hipotez kısmen reddedilmiştir.

Yapılan testler sonucunda 0,5 mm kalınlığındaki örneklerde tahmin edildiği gibi Lava Ultimate ve Vita Enamic onleyler sırasıyla 1097 ve 1655 N kuvvet altında kırılırken zirkonya onleyler 825 N’de kırılmıştır. Elde edilen veriler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmasına neden olmuştur. Bunun yanı sıra 1 mm kalınlığındaki onleylerde gruplar arasında anlamlı fark bulunamamış, kırılma tüm materyal tiplerinde benzer seviyelerde gerçekleşmiştir. 1,5 mm’lik gruplarda ise Lava Ultimate onleyler 1228 N, Vita Enamic onleyler 1284 N civarında kırılmıştır. Ancak zirkonya onleyler 2133 N’luk kuvvet altında kırılmış ve bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Onleyler, madde kaybının az olduğu durumlarda kalan diş dokusunu korumak için tercih edilen restorasyonlardır. İnley, onley, overley gibi restorasyonlar ile tam kronları neden oldukları madde kaybı açısından karşılaştıran çalışmalar bulunmaktadır (1,15). Onleyler gibi konservatif restorasyonlar ile tedavi edilen dişlerin kron ile tedavi edilenlere kıyasla yarı yarıya daha az sağlam diş dokusu kaybına maruz kaldığı belirtilmiştir (1,15).

Direkt restorasyonların dezavantajlarını ortadan kaldıran inley ve onleyler gün geçtikçe daha sık kullanılmaya başlanmıştır (6). Özellikle kasp harabiyetinin sıklıkla karşımıza çıktığı günümüz hasta popülasyonunda ise onleyler tam kronlara karşı güçlü bir alternatif olarak kullanılabilir. Son yıllarda CAD/CAM kullanımının da yaygınlaşmasıyla birlikte, üretimi ve uygulanması daha pratik hale gelen onleylerin adeziv simantasyon tekniklerinin gelişmesiyle ilerleyen zamanlarda restoratif alanda daha fazla yer alacağı düşünülmektedir (13)

Buradan yola çıkarak sabit bölümlü restorasyonların üretiminde kullanılan yeni materyalleri değerlendirmek amacıyla yapılan çalışmamızda restorasyon tipi olarak onleyler tercih edilmiştir.

Beier ve diğ. (54) tam seramik inley, onley, veneer ve kron tipi restorasyonların uzun dönem klinik değerlendirmesini yapmışlar ve başarısızlık nedenlerini araştırmışlardır. Yaklaşık 10 yıllık takip sonrası, restorasyon tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken, başarısızlığın temel nedeni olarak seramik kırıkları gösterilmiştir. Bu nedenle kullanılacak restoratif materyalin kırılma dayanıklılığı başarı için oldukça önemlidir. Özellikle yeni üretilen materyallerin ağız içi kuvvetler karşısında başarılı olup olamayacağını anlamak için öncelikle in-vitro koşullarda test edilmeleri, sonrasında da klinik çalışma ile desteklenmeleri gerekmektedir. Yapmış olduğumuz çalışma, piyasada yeni olan rezin içerikli materyallerden üretilen rezin nano-seramik, hibrit seramik ve zirkonya onleylerin in-vitro değerlendirmesini yapan sayılı çalışmalardan biri olması nedeniyle özgün bir çalışmadır.

Onleylerin kullanımına ilişkin in-vitro ve klinik çalışmalar bulunmaktadır. In-vitro çalışmalarda onley restorasyonlar için tercih edilen preperasyon tipleri ile kullanılan materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri değerlendirilmektedir (10). Klinik çalışmalarda ise bu materyallerin ağız içi kullanım sonucu gösterdikleri başarı oranları ve kullanım süreleri değerlendirilmektedir (31,69,70,78,88,91,92). Kullanılan materyalin özelliklerini değerlendiren çalışmaların çoğunda bu materyallerden üretilen diskler kullanılmıştır (112,129,131). Yapmış olduğumuz çalışmaya benzer yönleri bulunan Chen ve diğ.'nin (10) çalışmasında Lava Ultimate ve IPS e.max bloklardan elde edilen disk şeklindeki örnekler üzerinde testler yapılmıştır. Oysa bu materyallerin diş dokusuna bağlanması klinik kullanım açısından öncelikli konulardan birisidir. Bu nedenle in-vitro koşullarda yapılan çalışmalarda doğal dişlerin kullanılması veya materyaller ile ilgili klinik çalışma yapılması daha doğru olacaktır.

Onleyler ile ilgili yapılmış çalışmalar incelendiğinde, seramik ve kompozit onleyleri karşılaştıran çalışmalara rastlanmaktadır. Bazı çalışmalarda kompozitlerin üstünlüğü görülürken bazılarında ise seramiklerin daha başarılı olduğu rapor

edilmiştir. Magne ve diğ.'nin (53) yapmış olduğu çalışmada kompozit onleyle seramik olanlara kıyasla daha yüksek yorulma dayanıklılığı göstermiştir. Chrepa ve diğ.'nin (36) yaptığı retrospektif klinik çalışmada indirekt kompozit onleylelerin başarı oranları %98.9 olarak rapor edilmiştir. Buna karşın seramik onleylelerin daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur. Fron Chabouis ve diğ.'nin (31) yayınlamış oldukları sistematik derlemede kompozit ve seramik inleyleler karşılaştırılmış ve kısa dönem sonuçlar ele alındığında seramiklerin daha başarılı olduğu rapor edilmiştir. Yine aynı makalede bu konu üzerinde daha kesin bilgilerin verilebilmesi için onley çalışmalarına ve uzun dönem klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu vurgulanmıştır.

Sonuçta literatürde seramik ve kompozit içerikli her iki materyal de başarılı sonuçlar verdiği için birbirlerine karşı büyük bir üstünlük sağlayamamıştır. Bu da üretici firmaları her ikisinin de iyi özelliklerini bir arada bulunduran yeni materyal arayışına itmiştir. Bu nedenle de rezin nano-seramik ve hibrit seramik adı altında yeni restorasyon malzemeleri piyasaya çıkmıştır (10,129,133,135). Çalışmamızda bu materyallerin kullanılmasındaki esas sebeplerden birisi, fiziksel ve mekanik özellikleri veya klinik kullanımlarına ilişkin fazla araştırma ve yayın bulunmamasıdır. Yapmış olduğumuz bu in-vitro çalışma sayesinde, rezin-seramik birleşimi materyalleri, geçmişten beri klinik kullanımı yaygın olan seramik ile karşılaştırarak daha sonra yapılacak klinik çalışmalara ışık tutmak amaçlanmıştır.

Rezin nano-seramik adıyla piyasada kendine yer edinen Lava Ultimate blokların içeriğinde yoğun olarak bulunan nano seramik parçacıklar materyalin yapısal esnekliğini artırarak kırılma kuvvetlerine karşı daha dayanıklı hale getirmektedir. 2012 yılında kullanıma sunulmasıyla birlikte pek çok hekim tarafından tercih edilmiş, araştırmalarda kullanılmaya başlanmıştır.

Awada ve diğ. (9) yaptıkları in-vitro çalışmada rezin esaslı blokların bükülme dayanıklılığı ve elastisite modülünü geleneksel seramik bloklardan daha yüksek bulmuşlardır.

Benzer şekilde Chen ve diğ. (10) yapmış oldukları in-vitro çalışmada farklı kalınlıklarda Lava Ultimate ve seramikleri karşılaştırmışlardır. Polisajlı Lava Ultimate, kumlanmış Lava Ultimate ve IPS e.max CAD örnekler kullanmışlardır. 0.5 mm, 1mm,

1.5 mm, 2 mm ve 3 mm kalınlığında diskler hazırlamış ve her grupta 8 örnek olacak şekilde sınıflandırmışlardır. Daha sonra tüm örnekleri 3 nokta kırma testine tabi tutmuş elde edilen değerleri analiz etmişlerdir. Çalışmamızla benzer noktaları olan bu araştırmaya göre özellikle ince örneklerde Lava Ultimate daha yüksek kırılma dayanıklılığı sergilemiştir. En düşük değer 0,5 mm kalınlığındaki grupta elde edilen 1028N olarak rapor edilmiştir ki bu da bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar ile örtüşmektedir. Yine Lava Ultimate kullanılarak yapılmış başka bir çalışmada Lava Ultimate restorasyonların kırılma değerleri çiğneme kuvvetlerinin üzerinde bulunmuştur (52)

Bir başka polimer-seramik karışımı materyal olan Vita Enamic ise hibrit seramik olarak bilinmekte ve 2013 yılından beri estetik diş hekimliği piyasasında varlığını sürdürmektedir. Rezin nano-seramiklerde olduğu gibi seramik yapı ile polimer yapı bir araya getirilmiş ve esneklik daha ileri seviyeye taşınmıştır. Yapılan çalışmalarda rezin nano-seramikler ve geleneksel seramiklerin yanı sıra kompozitlerle de karşılaştırılması yapılmış, fiziksel ve mekanik özelliklerine ilişkin bilgiler rapor edilmiştir.

Awada ve diğ.'nin (9) yapmış olduğu çalışmada Vita Enamic, Lava Ultimate ile benzer özellikler sergilemiştir. Bottino ve diğ.'nin (135) yaptığı çalışmada Vita Enamic inleyler üretilmiş ve feldspatik porselen ile karşılaştırılmıştır. Vita Enamic inleyler internal ve marjinal adaptasyon yönünden üstünlük sağlarken, bağlanma dayanıklılığı konusunda feldspatik porselenin gerisinde kalmıştır. Coldea ve diğ.'nin (131) yapmış olduğu çalışmada hibrit seramiklerin bükülme dayanıklılığı 131-160 MPa, sertlik değerleri 1,05-2,1 GPa ve elastisite modülü 16,4-2,81 GPa olarak belirtilmiştir.

Literatürde bu materyalleri tek başına seramiklerle ve kompozitlerle karşılaştıran çalışmalar bulunmaktadır. Benzer özelliklere sahip olan hibrit seramikleri ve rezin nano-seramikleri birbiriyle karşılaştıran çok fazla çalışma bulunmamaktadır (9,136). Bu nedenle yapmış olduğumuz çalışmada örnek grupları oluşturulurken 3 materyal esas alınmıştır. Rezin nano-seramik, hibrit seramik ve zirkonya onleyler karşılaştırılarak bu iki benzer restoratif materyalin birbirlerine olan üstünlükleri değerlendirilmiştir. Aynı zamanda uzun yıllardır estetik diş hekimliğinde kullanılmakta

olan ve yapılan çok sayıda çalışma ile klinik anlamda kendini kanıtlamış olan zirkonya ile karşılaştırma yapılmasına olanak sağlanmıştır.

Günümüzde estetik onleyler hem hastalar hem de hekimler tarafından oldukça sıklıkla tercih edilmektedir. Bunun başlıca sebepleri arasında oldukça minimal seviyede preperasyon yapılarak tatmin edici sonuçlar elde edilmesi sayılabilmektedir. Döküm metal onley preperasyonu ile karşılaştırıldığında estetik onleyler için yapılan preperasyon neredeyse sadece hasarlı diş dokusunu kapsamaktadır (23,24). Bu da kalan sağlıklı diş dokusunun korunması anlamına gelmektedir. Ayrıca, bu karşılaştırma tam kronlarla yapıldığında dişin vitalitesinin korunması anlamına bile gelebilmektedir (1).

İnleyler üzerinde yapılmış bir çalışmada konservatif ve aşırı preperasyon yapılmış premolar dişlerin bir kısmı seramik inleylerle bir kısmı da rezin inleylerle restore edilmiştir. Elde edilen veriler sonucunda aşırı preperasyon yapılan grupta diş dokusunda kırık görülme oranı daha fazla bulunmuştur. Bu nedenle restorasyon yapılırken sağlıklı diş dokusunu korumak dişin prognozu açısından oldukça önemlidir (14).

Bazı durumlarda hiç preperasyon yapmaksızın onley ile restorasyon yapmak bile mümkündür. Örneğin; Cavanaugh ve diğ.'nin (20) yayınlamış olduğu vaka raporunda daimi diş germi eksikliği ile birlikte görülen düşmemiş süt dişi dökülebilir seramik onley ile restore edilmiştir. Böylece sadece adeziv tutunmayı sağlayacak kadar mine preperasyonu yapılarak süt dişinin okluzyonu yükseltilmiş ve kapanıştaki uyum sağlanmıştır. Literatürde buna benzer bir başka çalışma da aşınmış dişleri olan hastaya uygulanan onley restorasyonlardır. Köksal ve diğ.'nin (21) sundukları vaka raporunda, zaten aşınma nedeniyle aşırı miktarda diş dokusu kaybı olan hastaya minimal preperasyon yapılarak seramik onleyler yapılmıştır. Böylece kalan dişlerin vitalitesi ve mevcut sağlam diş dokusu korunurken aynı zamanda okluzal mesafe artırılarak hasta sağlıklı bir kapanışa kavuşturulmuştur.

Bu çalışmalardan elde ettiğimiz bilgiler ışığında, daha fazla preperasyona imkan vermeyecek seviyede harabiyete uğramış dişlerin varlığında adeziv yapıştırma teknikleri ve estetik onleylerin öncelikli seçenek olduğu sonucuna varılmaktadır.

Literatürde ideal onley kalınlığının ne kadar olması gerektiğine ilişkin sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Magne ve diğ. (5) çalışmada CAD/CAM rezin onleylerin kalınlığının endodontik tedavili dişlerdeki yorulma direncini nasıl etkilediği araştırılmıştır. Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre 1,5 mm kalınlıktaki restorasyonların hiçbirisi yükleme siklusunu başarıyla tamamlayamazken, 2,5 ve 3,5 mm kalınlığındaki restorasyonların başarı oranları sırasıyla %30 ve %40 olarak rapor edilmiştir. Ancak araştırmacı, uygulanan kuvvet, sağlıklı ısırma kuvvetlerinin üzerinde bir değer olduğu için 1,5 mm'lik restorasyonlar için kontrendike bir durum olmadığını vurgulamıştır.

Schlichting ve diğ.'nin (12) yapmış olduğu in-vitro çalışmada ise 0,6 mm kalınlığında güçlendirilmiş seramik ve kompozit rezin onleyler üretilmiş ve yükleme siklusuna tabi tutulmuştur. Kompozit rezinden üretilen restorasyonlar çok daha başarılı sonuçlar ortaya çıkarmıştır. Araştırmacı, bu duruma kompozit rezin ile dentinin elastisite modülünün birbirine yakın olmasının neden olduğunu belirtmiştir.

Son yıllarda estetik onleylerin kullanımının artmasıyla birlikte kalınlık konusu daha önemli hale gelmiştir. Çünkü inley, onley yapımında geçmişte altın standart olarak kabul edilen altın alaşımları kırılmaya ve yorulmaya karşı oldukça dayanıklı bir materyaldir. Ancak, seramik özellikle ince üretildiğinde kırılarak tedavinin başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olmaktadır (12). Bu nedenle de restorasyonu planlarken mevcut okluzal mesafe iyi değerlendirilmeli, kullanılacak materyal seçimi doğru yapılmalıdır.

Kullanılan materyalin elastik kabiliyeti başta inleyler olmak üzere bölümlü sabit restorasyonlar açısından dikkat edilmesi gereken bir konudur. Bu noktada rezin içerikli materyallerin sunmuş olduğu esneklik avantajı hekimlerin ilgisini çekmektedir. Henüz çok fazla kanıtlanmış verisi bulunmayan bu materyalleri rutin seramik kalınlığından daha düşük kalınlıklarda üreterek elde edilen sonuçları değerlendirmek çalışmamızın bir diğer amacıdır. Başarılı sonuç elde edilmesi durumunda, yetersiz okluzal mesafeye sahip hastalarda bu materyaller tercih edilerek sağlıklı ve uzun ömürlü tedaviler sunmak mümkün olacaktır.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz veriler incelendiğinde 0,5 mm kalınlıkta rezin içerikli materyaller olan Lava Ultimate ve Vita Enamic onleylerin sırasıyla 1097 N ve 1655 N; Zirkonya onleylerin ise 825 N yük altında kırıldığı görülmektedir. 1 mm'lik onleylerin tamamı 1000 N'un üzerinde kırılmış gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. 1,5 mm 'lik gruplarda ise Lava Ultimate ve Vita Enamic yaklaşık 1200 N dolaylarında kırılırken Zirkonya 2133 N ile oldukça dayanıklı olduğunu kanıtlamıştır.

Bu durumda 1 mm den daha ince restorasyon yapılması gerektiğinde rezin içerikli materyallerin tercih edilmesiyle daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Çalışmamızda üretilen onley kalınlıklarının standart olabilmesi için standart bir preperasyon yöntemi belirlenmiştir. Referans noktası olarak alınan mine-sement sınırından itibaren bırakılacak diş dokusu hassas bir kumpas yardımıyla işaretlendikten sonra tüm dişlere aynı boyuttaki frezler ile preperasyon yapılmış, tüm örneklerdeki yüzey formu aynı olacak şekilde bitirilmiştir. Onleylerin CAD/CAM ile üretimi aşamasında da sırt ve oluk bulunmayan düz okluzal yüzeyler tasarlanmıştır. Böylece örneklerin tamamında onley kalınlıkları homojen hale getirilmiştir. Bu sayede kırma esnasında cihazın kırıcı ucunun herhangi bir noktada restorasyona erken temasının önüne geçilmiştir (12).

Restorasyonların başarısını etkileyen faktörlerden bir diğeri de simantasyon materyali ve simantasyon esnasında uygulanan yöntemin doğruluğudur. Çünkü, simantasyon işlemi restorasyon ve diş dokusu arasındaki boşluğu doldurur ve iki farklı yüzey arasında kurduğu bağlantı sayesinde restorasyonun yerinde kalmasını sağlar. Retansiyon, marjinal sızdırmazlık gibi konularda başrolde yer almaktadır (145). Bu nedenle de simantasyon aşamasında yapılacak olan herhangi bir hata restorasyonun başarısızlığı ile sonuçlanacaktır.

Çalışmamızda kullandığımız materyallerin tamamı estetik, seramik materyallerdir. Bu nedenle daha önce yapılmış olan çalışmalarda sonuç ve öneriler göz önünde bulundurularak rezin siman tercih edilmiştir (149,167). Resin simanlar, restorasyon ile diş arasındaki bağlantıyı adezyon özelliği ile sağlamaktadır. Bu sayede

konvansiyonel simanlara kıyasla çok daha kuvvetli ve kırılmaya karşı dirençli bir bağlanma elde edilmektedir (145,151).

Değerlendirdiğimiz örnekler seramik için tavsiye edilen kalınlıkların altında hazırlanmışlardır. Ayrıca preperasyon esnasında herhangi bir tutucu form verilmemiştir. Bu nedenle de restorasyonların dış üzerinde tutunması tamamıyla siman aracılığıyla sağlanmıştır. Bu da rezin simanın tercih edilmesindeki nedenlerden biridir.

Rezin simanlar, polimerizasyon tiplerine göre sınıflandırıldığında 3 grup altında incelenmektedir: Kimyasal olarak polimerize olanlar, ışıkla polimerize olanlar ve dual-cure simanlar. Siman tiplerini polimerizasyon türüne göre karşılaştıran çalışmalar bulunmaktadır.

El-Badrawy ve diğ. (160) kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar ile dual-cure rezin simanları karşılaştırmış ve kimyasal olarak polimerize olanların yeterli sertliğe ulaşamadıklarını rapor etmişlerdir.

Işıkla polimerize olan rezin simanlarda restorasyonun kalınlığı ve yoğunluğu simantasyonun kalitesini etkileyen önemli bir faktördür. Kalınlık ve yoğunluk arttıkça simanın polimerizasyonu olumsuz yönde etkilenmektedir (160). Zirkonya gibi yoğun opasiteye sahip restorasyonlarda da aynı sorunla karşılaşma riski oldukça yüksektir.

Son yıllarda simantasyon aşamasını hekim açısından daha kolay hale getirebilmek için farklı kullanımı olan simanlar piyasaya sunulmaktadır. Bunlar arasında en çok rağbet görenler kuşkusuz self-adeziv simanlardır. Bu tip simanlar, konvansiyonel aşamalı (total etch) sistemdeki ara aşamaları ortadan kaldırdığı için hekimlere büyük kolaylık sağlamakta zaman kazandırmaktadır. Simantasyon yaparken self-adeziv veya konvansiyonel aşamalı siman tiplerinden hangisinin kullanılacağına karar vermek oldukça zor tercihlerden birisidir. Çünkü self-adeziv sistemlerin sunduğu kullanım kolaylığına karşın konvansiyonel aşamalı sistemler de daha güçlü bağlanma olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Frankenberger ve diğ. (164) yaptıkları çalışmadan çıkan sonuçlara göre seramik inleylerin simantasyonunda konvansiyonel aşamalı sistemler ile daha iyi bir bağlanma ve marjinal bütünlük sağlandığını rapor etmişlerdir.

Viotti ve diğ. (163) de self-adeziv ve konvansiyonel aşamalı simanların mikrogerilim bağlanma dayanımını karşılaştırmış ve benzer şekilde konvansiyonel aşamalı simanları daha başarılı bulmuşlardır.

Rezin simanların seramiklere bağlanmasını daha güçlü hale getirmek için restorasyon yüzeyinin çeşitli işlemlere tabi tutulması sıkça başvurulan bir yöntemdir. Günümüzde bu işlemlerin uygulanması ve karşılaştırılması ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bottino ve diğ.'nin (135) yaptığı çalışmada seramik içerisindeki camsı fazın hidroflorik asit ile selektif aşındırılmasının yüzey pürüzlülüğünü artırdığı belirtilmiştir. Bu da ıslanabilirliği ve restorasyonun yüzey enerjisini olumlu yönde etkilemektedir.

Zirkonya restorasyonlarda klinik anlamda yeterli, güçlü bir bağlanmanın sağlanması çok daha zordur. Çünkü içeriğinde camsı faz bulunmamaktadır. Bu yüzden daha farklı işlemlerle bağlantının güçlendirilmesi gerekmektedir. Bu konuda yapılmış çalışmalara bakıldığında güçlendirme için yapılabilecek çok sayıda yöntem olduğu görülmektedir. Yapılmış olan çalışmaların çoğunda yöntemler karşılaştırılmıştır.

Kern ve diğ. (167) zirkonya diskleri silan uygulanması, kuşlama, tribokimyasal yüzey işlemleri gibi çeşitli yüzey işlemlerine tabi tutuktan sonra rezin siman ile simante etmişlerdir. En iyi bağlanma değerleri adeziv monomer kullanılan grupta elde edilmiştir.

Ozcan ve diğ.'nin (168) yapmış olduğu kapsamlı çalışmada da Bis-GMA esaslı bir simanın farklı seramik tiplerine bağlanmasında hidroflorik asitle pürüzlendirme, partikül abrazyonu ve tribokimyasal yüzey işlemlerinin etkisi değerlendirilmiştir. Camsı fazı olan seramik tiplerinde hidroflorik asit etkili bir pürüzlendirme sağlamaya yeterli olmuştur. Ancak, yüksek alumina içerikli seramik yüzeyleri pürüzlendirmek için hava partikülü ile abrazyon gerekli olmuştur. Silan uygulanması ise değerlerin daha da artmasını sağlamıştır.

Oba ve diğ.'nin (165) yaptıkları çalışma da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Silan ve fosfat primerlerin, rezin simanların zirkonya yüzeyine bağlanma dayanımına etkisi araştırılmıştır. Alloy Primer, Seramik Primer ve Monobond Plus uygulanan gruplarda bağlanma dayanımı daha iyi bulunmuştur.

Tüm bu çalışmalardan yola çıkılarak çalışmamızdaki onleylerin simantasyonu için Panavia F 2.0 dual cure rezin siman kullanılmıştır. Simantasyon tekniği olarak konvansiyonel aşamalı simantasyon tercih edilmiş, tüm aşamalar örneklerin tamamına aynı hassasiyet ve özenle uygulanmıştır. Kullanılan zirkonya örnekler 40 µm alüminyum oksit ile kumlandıktan sonra restorasyon yüzeyine Clearfil Ceramic Primer Plus silan uygulandıktan sonra simantasyon yapılmıştır. Silan, kimyasal bağlantı sağlayan ve seramik yüzeyinin rezin siman tarafından daha iyi ıslatılabilmesini sağlayan bir solüsyondur. Resin nano-seramik ve hibrit seramik örnekler ise 40 µm alüminyum oksit ile kumlamadan sonra, %40'lık fosforik asit ile 5 saniye boyunca pürüzlendirilmiştir. Ardından restorasyon yıkanıp hava ile kurutulmuş ve sonrasında Clearfil Ceramic Primer Plus silan uygulanmıştır. Bu şekilde firma önerileri ve literatür desteği ile standart, güçlü bağlanma elde edilmiştir.

Kırma testleri esnasında 0,5 mm'lik zirkonya onleyler hariç hiçbir örnekte adeziv başarısızlık görülmemiş olması da simantasyon aşamasının doğru uygulandığını göstermektedir.

Sorrentino ve diğ.'nin (121) yapmış oldukları çalışmada 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarındaki zirkonya kronların kırılma dayanıklılıkları in-vitro olarak incelenmiş ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Ayrıca hiçbir örnekte adeziv başarısızlık gözlenmemiştir. Yapmış olduğumuz çalışmada ise 0,5 mm kalınlığındaki zirkonya grubu 1 mm ve 1,5 mm gruplarına göre anlamlı derecede daha düşük değerlerde kırılmıştır. Ayrıca sadece 0,5 mm'lik grupta adeziv başarısızlık görülmüştür. Sorrentino ve diğ.'nin (121) yaptıkları çalışmada 12° toplam okluzal açılama ile standart preparasyon yapılmış ve buna göre hazırlanmış kronlar kullanılmıştır. Aksine bizim çalışmamızda mekanik retansiyonu olmayan bir restorasyon tasarımı olan onleyler kullanılmıştır. İdealde belirtilen restorasyon kalınlığının çok altında bir değer olan 0,5 mm'lik onleylerde gelen kuvvetler zirkonyanın kırılma direncini düşürmüştür. Yapılan preparasyon nedeniyle mekanik retansiyonu olmayan bu onleylerde test cihazının uyguladığı kuvvet tamamıyla diş ile restorasyon arasındaki arayüze yani simana ileildiği için adeziv başarısızlık olduğunu düşünmekteyiz. Konuya ilişkin onleyler üzerinde yapılmış herhangi bir çalışma

olmadığı için 1 mm'nin altındaki kalınlıklarda zirkonya onleyler kullanılacağı zaman temkinli olmak gerekmektedir.

Seramik onleylerin başarısına ilişkin çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların çoğunda farklı materyallerden üretilen restorasyonlar çeşitli yüklemelere tabi tutulmuş ve bu yükler altında sergiledikleri davranışlar incelenmiştir.

Örneğin, Aboushelib ve diğ. (136) rezin içerikli seramikler, güçlendirilmiş cam seramikler ve zirkonya kronların dinamik yüklemeye karşı verdikleri cevabı incelemişlerdir. Dinamik yükleme, kullanılan materyallerin tamamını zayıflatmıştır. Ancak, polimerik yapıları nedeniyle en az etkilenen grup rezin içerikli seramikler olmuştur. Zirkonya, yapısal karakteri gereği kor yapısının kırılmasını önlemiş ancak veneer kırıklarını engelleyememiştir.

Bu çalışmanın ışığında, çalışmamızda 0,5 mm kalınlıkta rezin nano-seramik ve hibrit seramiklerin daha başarılı olmasının nedeni materyallerin yapısal özellikleri ile açıklanabilmektedir. Daha kalın restorasyonlarda ise rezin içerikli materyaller polimer yapıda olmaları nedeniyle kırılmaya direnç gösterirken zirkonya, yoğun ve sert polikristal yapısı sayesinde başarılı olmuştur.

Chen ve diğ. (10) Lava Ultimate ve IPS e.max CAD seramiklerde restorasyon kalınlığının kırılma direncine olan etkisini araştırmışlardır. Belirtilen materyallerden 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm ve 3 mm kalınlığında diskler hazırlayıp kırma testine tabi tutmuşlardır. Aynı kalınlıklarda en düşük kırılma değerleri Lava Ultimate grubunda bulunurken, tüm örnekler ele alındığında en düşük değer 0,5 mm Lava Ultimate grubunda elde edilmiştir. Buna rağmen tüm örnekler çiğneme kuvvetlerinin üzerindeki değerlerde başarısız olmuştur. Çalışmamızda rapor ettiğimiz sonuçlar ile bu çalışmadan çıkan sonuçlar kısmen örtüşmektedir. 0,5 mm zirkonya grubu hariç en düşük değerler Lava Ultimate restorasyonlarda elde edilmiş ancak hepsi çiğneme kuvvetlerinin üzerinde kırılmışlardır (176). Johnson ve diğ.'nin (52) çalışmasında da çiğneme kuvvetlerinin üzerinde değerlerde başarısızlık ortaya çıkmıştır. Buradan hareketle aslında çalışma kapsamında en kötü değerlerle başarısız olmuş gibi görünen örneklerin bile ağız içi kuvvetlere karşı yeterince dayanıklı olduğu söylenebilir.

Zirkonya, gelen kuvvetler karşısında gösterdiği direnç nedeniyle özellikle posterior bölgelerde sıklıkla tercih edilen bir restoratif materyaldir. Üretici firma tarafında önerilen şekilde üretildiğinde başarılı sonuçlar verdiği pek çok çalışmada kanıtlanmıştır (79,114,124). Ancak ince zirkonya restorasyonların dayanıklılığına ilişkin çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Sorrentino ve diğ. (121) 0,5 mm'ye kadar düşürdükleri restorasyon kalınlığında bile zirkonyanın molar bölge dahil olmak üzere ağız içinde kullanılabileceğini savunmuşlardır. Yaptığımız çalışmada ortalama 825 N dolaylarında çıkan sonuçlara karşın 1500 N dolaylarında kırılma ortaya çıkmıştır. Bu farklılığın yapılan restorasyon tipinden veya simantasyondan kaynaklanmış olabileceği düşünülebilir.

Materyallerin in-vitro koşullarda sergiledikleri davranışlar klinik ortamdakinden farklı olabilmektedir. Ağız sıvıları bir çok restoratif materyalin yapısında değişime veya bozulmaya neden olabilmektedir. Bu nedenle klinik kullanıma geçilmeden önce konuyla ilgili yapılacak ileri çalışmalarda, ağız ortamının simüle edildiği bir ortamda yaşlandırmaya tabi tutularak ortaya çıkabilecek değişimler de değerlendirilmelidir.

Ayrıca çalışmamızda uygulamış olduğumuz kırma testi statik bir test olup restorasyonun sadece tek seferde karşılayabileceği maksimum yük miktarını ifade etmektedir. Ağız içi kullanımda uzun süre kuvvete maruz kalan restorasyonlarda çok daha düşük kuvvetlerde başarısızlık ortaya çıkabilmektedir (5). Konuyla ilgili yapılabilecek ileri araştırmalarda ağız içi kuvvetleri uzun süre uygulayarak materyallerin yorulma direncinin değerlendirilmesi ve yorgunluk sonrası kırılma kuvvetlerinin ne şekilde değişeceğinin incelenmesi doğru olacaktır. Bu nedenle yapmış olduğumuz in-vitro çalışmayı temel alan in-vivo çalışmalar ve uzun dönemli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Böylece çalışmamızda elde etmiş olduğumuz sonuçların güvenilirliği desteklenmiş ve materyallerin kullanım koşullarına ışık tutulmuş olacaktır.

6. SONUÇLAR

Yapmış olduğumuz in-vitro çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara varılmıştır:

1. Yeni materyaller olan rezin nano-seramikler ve hibrit seramiklerin 0,5 mm gibi çok ince kalınlıklarda dahi çiğneme kuvvetlerine dirençli materyaller olduğu söylenebilir.
2. Zirkonya onleyler, 1 mm ve üzerindeki kalınlıklarda güvenle kullanılabilir. Ancak 1 mm'nin altındaki kalınlıklarda temkinli olunmasında fayda vardır.
3. Çeşitli sebeplerden dolayı okluzal mesafe problemi olan hastalarda elastik kabiliyeti yüksek olan rezin içerikli restoratif materyaller tercih edilebilir.
4. CAD/CAM sistemlerinin ve yeni materyallerin gelişimiyle birlikte sağlam diş dokusunu korumaya yönelik inley, onley, overley gibi restorasyonların klinik kullanımı artırılabilir.
5. Konuyla ilgili in-vivo çalışmalara ve materyallerin klinik kullanım sonuçlarını gösteren klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Edelhoff, D., Sorensen, J.A. (2002) Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*, 87 (5), 503-509.
2. Goldman, M., Laosonthorn, P., White, R.R. (1992) Microleakage--full crowns and the dental pulp. *J Endod*, 18 (10), 473-475.
3. Magne, P. (2006) Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era? *J Calif Dent Assoc*, 34 (2), 135-147.
4. Magne, P., Knezevic, A. (2009) Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. *Quintessence Int*, 40 (9), 729-737.
5. Magne, P., Knezevic, A. (2009) Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater*, 25 (10), 1264-1268.
6. Magne, P., Belser, U.C. (2003) Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 23 (6), 543-555.
7. Coelho, P.G., Silva, N.R., Bonfante, E.A., Guess, P.C., Rekow, E.D., Thompson, V.P. (2009) Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater*, 25 (9), 1122-1127.
8. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., Kobayashi, T. (2013) Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*, 57 (4), 236-261.
9. Awada, A., Nathanson, D. (2015) Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 114 (4), 587-593.
10. 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.
11. Frankenberger, R., Hartmann, V.E., Krech, M., Kramer, N., Reich, S., Braun, A. ve diğ erleri. (2015) Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent*, 18 (1), 9-20.
12. Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N., Magne, P. (2011) Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent*, 105 (4), 217-226.
13. Christensen, G.J. (2008) Considering tooth-colored inlays and onlays versus crowns. *J Am Dent Assoc*, 139 (5), 617-620.
14. Costa, A.K.F., Xavier, T.A., Noritomi, P.Y., Saavedra, G., Borges, A.L.S. (2014) The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars. *Oper Dent*, 39 (4), E160-E170.
15. Al-Fouzan, A.F., Tashkandi, E.A. (2013) Volumetric measurements of removed tooth structure associated with various preparation designs. *Int J Prosthodont*, 26 (6), 545-548.
16. Manhart, J., Chen, H., Hamm, G., Hickel, R. (2004) Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*, 29 (5), 481-508.

17. Committee, A.A.o.D.C.P. (2008). Position paper: defining and differentiating inlays and onlays [Poster]. AADC Annual Spring Workshop. Scottsdale/Fountain Hills, Ariz.
18. Jensen, M.E., Redford, D.A., Williams, B.T., Gardner, F. (1987) Posterior etched-porcelain restorations: an in vitro study. *Compendium*, 8 (8), 615-617, 620-612.
19. Small, B.W. (2012) Cast gold restorations--still the best? Or an aging dinosaur? *J N J Dent Assoc*, 83 (3), 22-23.
20. Cavanaugh, R.R., Croll, T.P. (1994) Resin-bonded ceramic onlays for retained primary molars with infraocclusion. *Quintessence Int*, 25 (7), 459-463.
21. Koksall, T., Dikbas, I., Kazaoglu, E. (2009) Alternative restorative approach for treatment of patient with extremely worn dentition. *N Y State Dent J*, 75 (5), 52-55.
22. HT, S. (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Sao Paulo, Brazil: Quintessence.
23. Dietschi, D., Spreafico, R. (1997). Adhesive metal-free restorations Quintessence Publishing.
24. Garber DA, RE, G. (1994). Porcelain and composite inlays and onlays: Quintessence Publishing
25. Ada Council On Scientific, A. (2003) Direct and indirect restorative materials. *J Am Dent Assoc*, 134 (4), 463-472.
26. Morris, H.F., Manz, M., Stoffer, W., Weir, D. (1992) Casting alloys: the materials and "The Clinical Effects". *Adv Dent Res*, 6, 28-31.
27. Laeijendecker, R., van Joost, T. (1994) Oral manifestations of gold allergy. *J Am Acad Dermatol*, 30 (2 Pt 1), 205-209.
28. Ucar, Y., Brantley, W.A., Johnston, W.M., Dasgupta, T. (2011) Mechanical properties, fracture surface characterization, and microstructural analysis of six noble dental casting alloys. *J Prosthet Dent*, 105 (6), 394-402.
29. van Dijken, J.W.V. (2000) Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *Journal of Dentistry*, 28 (5), 299-306.
30. Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., Lussi, A. (2010) Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120 (11), 972-986.
31. Fron Chabouis, H., Smail Faugeron, V., Attal, J.P. (2013) Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater*, 29 (12), 1209-1218.
32. Soares, C.J., Martins, L.R., Pfeifer, J.M., Giannini, M. (2004) Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int*, 35 (4), 281-286.
33. El-Mowafy, O.M., Rubo, M.H. (2000) Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc*, 66 (3), 147.
34. Drummond, J.L., Lin, L., Al-Turki, L.A., Hurley, R.K. (2009) Fatigue behaviour of dental composite materials. *J Dent*, 37 (5), 321-330.

35. Lopes, L.M., Leita0, J.G., Douglas, W.H. (1991) Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement. *Quintessence Int*, 22 (8), 641-645.
36. Chrepa, V., Konstantinidis, I., Kotsakis, G.A., Mitsias, M.E. (2014) The survival of indirect composite resin onlays for the restoration of root filled teeth: a retrospective medium-term study. *Int Endod J*, 47 (10), 967-973.
37. Darmani, H., Al-Hiyasat, A.S., Milhem, M.M. (2007) Cytotoxicity of dental composites and their leached components. *Quintessence Int*, 38 (9), 789-795.
38. Donly, K.J., Jensen, M.E., Triolo, P., Chan, D. (1999) A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations at 7 years. *Quintessence Int*, 30 (3), 163-168.
39. Jackson, R.D., Ferguson, R.W. (1990) An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. *Quintessence Int*, 21 (1), 7-12.
40. Giachetti, L., Scaminaci Russo, D., Bambi, C., Grandini, R. (2006) A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract*, 7 (4), 79-88.
41. Schneider, L.F., Cavalcante, L.M., Silikas, N. (2010) Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech*, 2010.
42. Meyer, A., Jr., Cardoso, L.C., Araujo, E., Baratieri, L.N. (2003) Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *J Esthet Restor Dent*, 15 (6), 338-351; discussion 352.
43. Jones, D.W. (1985) Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 29 (4), 621-644.
44. al-Wahadni, A., al-Dwairi, Z.N., Rashid, S. (2000) History, development and clinical success of porcelain inlays. *J Ir Dent Assoc*, 46 (2), 49-54.
45. Horn, H.R. (1983) Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am*, 27 (4), 671-684.
46. van Dijken, J.W. (1999) All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 20 (12), 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.
47. Manhart, J., Chen, H.Y., Neuerer, P., Scheibenbogen-Fuchsbrunner, A., Hickel, R. (2001) Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. *Am J Dent*, 14 (2), 95-99.
48. Kelly, J.R., Nishimura, I., Campbell, S.D. (1996) Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75 (1), 18-32.
49. Beier, U.S., Kapferer, I., Burtscher, D., Giesinger, J.M., Dumfahrt, H. (2012) Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. *Int J Prosthodont*, 25 (4), 395-402.
50. Morimoto, S., Vieira, G.F., Agra, C.M., Sesma, N., Gil, C. (2009) Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. *Braz Dent J*, 20 (2), 143-148.
51. Fron Chabouis, H., Prot, C., Fonteneau, C., Nasr, K., Chabreron, O., Cazier, S. ve diğerleri. (2013) Efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: study protocol for the CECOIA randomized controlled trial. *Trials*, 14, 278.

52. Johnson, A.C., Versluis, A., Tantbirojn, D., Ahuja, S. (2014) Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res*, 58 (2), 107-114.
53. Magne, P., Schlichting, L.H., Maia, H.P., Baratieri, L.N. (2010) In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*, 104 (3), 149-157.
54. Beier, U.S., Kapferer, I., Dumfahrt, H. (2012) Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. *Int J Prosthodont*, 25 (1), 70-78.
55. Tsitrou, E., Helvatjoglou-Antoniades, M., Pahinis, K., van Noort, R. (2009) Fracture strength of minimally prepared resin bonded CEREC inlays. *Oper Dent*, 34 (5), 537-543.
56. Jackson, R.D. (2008) Aesthetic inlays and onlays: the coming of age. *Br Dent J*, 204 (7), 407-408.
57. Lin, C.L., Chang, Y.H., Pai, C.A. (2011) Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dent Mater*, 27 (5), 431-438.
58. Cubas, G.B., Habekost, L., Camacho, G.B., Pereira-Cenci, T. (2011) Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. *J Prosthodont Res*, 55 (1), 53-59.
59. 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.
60. 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.
61. Yoon, T.H., Madden, J.C., Chang, W.G. (2013) A technique to restore worn denture teeth on a partial removable dental prosthesis by using ceramic onlays with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 110 (4), 331-332.
62. Pol, C.W., Kalk, W. (2011) A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. *Int J Prosthodont*, 24 (6), 566-575.
63. Raap, U., Stiesch, M., Reh, H., Kapp, A., Werfel, T. (2009) Investigation of contact allergy to dental metals in 206 patients. *Contact Dermatitis*, 60 (6), 339-343.
64. Trushkowsky, R.D., Burgess, J.O. (2002) Complex single-tooth restorations. *Dent Clin North Am*, 46 (2), 341-365.
65. Burke, E.J., Qualtrough, A.J. (1994) Aesthetic inlays: composite or ceramic? *Br Dent J*, 176 (2), 53-60.
66. Banks, R.G. (1990) Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *J Prosthet Dent*, 63 (6), 619-626.
67. Griggs, J.A. (2007) Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*, 51 (3), 713-727, viii.
68. Malament, K.A., Socransky, S.S. (2010) Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 20 years: Part IV. The effects of combinations of variables. *Int J Prosthodont*, 23 (2), 134-140.

69. Santos, M.J., Freitas, M.C., Azevedo, L.M., Santos, G.C., Jr., Navarro, M.F., Francischone, C.E. ve diğerleri. (2015) Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up. *Clin Oral Investig.*, 20(7), 1683-90.
70. Santos, M.J., Mondelli, R.F., Navarro, M.F., Francischone, C.E., Rubo, J.H., Santos, G.C., Jr. (2013) Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: five-year follow-up. *Oper Dent*, 38 (1), 3-11.
71. Davidowitz, G., Kotick, P.G. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 55 (3), 559-570, ix.
72. Mormann, W.H. (2006) The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 7s-13s.
73. 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.
74. Rekow, E.D. (2006) Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 5s-6s.
75. Duret, F., Preston, J.D. (1991) CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, 1 (2), 150-154.
76. Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., Kremers, L. (1997) CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J*, 47 (5), 247-258.
77. 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.
78. Martin, N., Jedyakiewicz, N.M. (1999) Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dent Mater*, 15 (1), 54-61.
79. Kwon, T.K., Pak, H.S., Yang, J.H., Han, J.S., Lee, J.B., Kim, S.H. ve diğerleri. (2013) Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*, 5 (2), 92-97.
80. Willer, J., Roszbach, A., Weber, H.P. (1998) Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent*, 80 (3), 346-353.
81. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 204 (9), 505-511.
82. 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.
83. Boitelle, P., Mawussi, B., Tapie, L., Fromentin, O. (2014) A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil.*, 41 (11), 853-74.
84. Christensen, G.J. (2001) Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, 132 (9), 1301-1303.
85. Kohorst, P., Junghanns, J., Dittmer, M.P., Borchers, L., Stiesch, M. (2011) Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig*, 15 (4), 527-536.
86. Giordano, R. (2006) Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 14s-21s.

87. Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C.,Barlattani, A. (2014) CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol (Rome)*, 7 (3), 57-70.
88. El-Mowafy, O.,Brochu, J.F. (2002) Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc*, 68 (4), 233-237.
89. Fasbinder, D.J. (2010) Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31 (9), 702-704, 706, 708-709.
90. Holand, W., Rheinberger, V., Apel, E., van 't Hoen, C., Holand, M., Dommann, A. ve diğ erleri. (2006) Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *J Mater Sci Mater Med*, 17 (11), 1037-1042.
91. Frankenberger, R., Petschelt, A.,Kramer, N. (2000) Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent*, 25 (6), 459-465.
92. Kramer, N.,Frankenberger, R. (2005) Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater*, 21 (3), 262-271.
93. R. Narasimha Raghavan (2012). Ceramics in Dentistry, S.o.C.-N.E.T., Dr. Arunachalam Lakshmanan (Ed.), ISBN: 978-953-51-0017-1, InTech, DOI: 10.5772/39090. Available from:
<http://www.intechopen.com/books/sintering-of-ceramics-new-emerging-techniques/ceramics-in-dentistry>.
94. Magne, P., Stanley, K.,Schlichting, L.H. (2012) Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater*, 28 (7), 777-782.
95. 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.
96. Homaei, E., Farhangdoost, K., Tsoi, J.K., Matinlinna, J.P.,Pow, E.H. (2016) Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*, 59, 304-313.
97. Ma, L., Guess, P.C.,Zhang, Y. (2013) Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater*, 29 (7), 742-751.
98. Belli, R., Petschelt, A., Hofner, B., Hajto, J., Scherrer, S.S.,Lohbauer, U. (2016) Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *J Dent Res*, 95 (1), 67-73.
99. Vanlioglu, B.A., Evren, B., Yildiz, C., Uludamar, A.,Ozkan, Y.K. (2012) Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. *Int J Prosthodont*, 25 (3), 262-264.
100. Ng, J., Ruse, D.,Wyatt, C. (2014) A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*, 112 (3), 555-560.
101. Magne, P., Paranhos, M.P.,Schlichting, L.H. (2011) Influence of material selection on the risk of inlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. *Dent Mater*, 27 (2), 109-113.

102. Guess, P.C., Schultheis, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., Strub, J.R. (2013) Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent*, 110 (4), 264-273.
103. Hu, M., Weiger, R., Fischer, J. (2016) Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater*, 32 (2), 223-232.
104. Federlin, M., Krifka, S., Herpich, M., Hiller, K.A., Schmalz, G. (2007) Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Oper Dent*, 32 (3), 251-260.
105. Conrad, H.J., Seong, W.-J., Pesun, I.J. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98 (5), 389-404.
106. 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.
107. Otto, T., Schneider, D. (2008) Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont*, 21 (1), 53-59.
108. Charlton, D.G., Roberts, H.W., Tiba, A. (2008) Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence Int*, 39 (7), 573-579.
109. Frankenberger, R., Zeilinger, I., Krech, M., Morig, G., Naumann, M., Braun, A. ve diğ erleri. (2015) Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dent Mater*, 31 (11), 1312-1320.
110. Sato, T.P., Anami, L.C., Melo, R.M., Valandro, L.F., Bottino, M.A. (2015) Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Oper Dent*.
111. Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A., Ilie, N. (2015) Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*, 113 (6), 534-540.
112. D'Arcangelo, C., Vanini, L., Rondoni, G.D., De Angelis, F. (2016) Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*, 115 (3), 350-355.
113. Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Rosentritt, M. (2015) Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater*, 31 (11), 1363-1369.
114. Manicone, P.F., Rossi Iommitti, P., Raffaelli, L. (2007) An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35 (11), 819-826.
115. Li, R.W.K., Chow, T.W., Matinlinna, J.P. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J of Prosthodontic Research*, 58 (4), 208-216.

116. Tsalouchou, E., Cattell, M.J., Knowles, J.C., Pittayachawan, P., McDonald, A. (2008) Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater*, 24 (3), 308-318.
117. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J.P., Peille, C.N. (1989) Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23 (1), 45-61.
118. 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.
119. Kohorst, P., Herzog, T.J., Borchers, L., Stiesch-Scholz, M. (2007) Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci*, 115 (2), 161-166.
120. Guess, P.C., Att, W., Strub, J.R. (2012) Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14 (5), 633-645.
121. Sorrentino, R., Triulzio, C., Tricarico, M.G., Bonadeo, G., Gherlone, E.F., Ferrari, M. (2016) In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater*, 61, 328-333.
122. Sola-Ruiz, M.F., Agustin-Panadero, R., Fons-Font, A., Labaig-Rueda, C. (2015) A prospective evaluation of zirconia anterior partial fixed dental prostheses: Clinical results after seven years. *J Prosthet Dent*, 113 (6), 578-584.
123. Att, W., Komine, F., Gerds, T., Strub, J.R. (2009) Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *The J Prosthet Dent*, 101 (4), 239-247.
124. Ozkurt, Z., Kazazoglu, E. (2010) Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont*, 19 (1), 64-68.
125. Ozer, F., Mante, F.K., Chiche, G., Saleh, N., Takeichi, T., Blatz, M.B. (2014) A retrospective survey on long-term survival of posterior zirconia and porcelain-fused-to-metal crowns in private practice. *Quintessence Int*, 45 (1), 31-38.
126. Rinke, S., Kramer, K., Burgers, R., Roediger, M. (2016) A practice-based clinical evaluation of the survival and success of metal-ceramic and zirconia molar crowns: 5-year results. *J Oral Rehabil*, 43 (2), 136-144.
127. Monaco, C., Caldari, M., Scotti, R. (2015) Clinical evaluation of zirconia-based restorations on implants: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont*, 28 (3), 239-242.
128. Le, M., Papia, E., Larsson, C. (2015) The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil*, 42 (6), 467-480.
129. Della Bona, A., Corazza, P.H., Zhang, Y. (2014) Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, 30 (5), 564-569.
130. Spitznagel, F.A., Horvath, S.D., Guess, P.C., Blatz, M.B. (2014) Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*, 26 (6), 382-393.
131. Coldea, A., Swain, M.V., Thiel, N. (2013) Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29 (4), 419-426.

132. Dirxen, C., Blunck, U., Preissner, S. (2013) Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Oper Dent J*, 7, 118-122.
133. Arnetzl, G., Arnetzl, G.V. (2015) Hybrid materials offer new perspectives. *Int J Comput Dent*, 18 (2), 177-186.
134. Swain, M.V., Coldea, A., Bilkhair, A., Guess, P.C. (2016) Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater*, 32 (1), 34-42.
135. Bottino, M.A., Campos, F., Ramos, N.C., Rippe, M.P., Valandro, L.F., Melo, R.M. (2015) Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent*, 40 (3), E83-91.
136. Aboushelib, M.N., Elsafi, M.H. (2016) Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.*, 32 (4), 529-34.
137. Koller, M., Arnetzl, G.V., Holly, L., Arnetzl, G. (2012) Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent*, 15 (2), 159-164.
138. Shembish, F.A., Tong, H., Kaizer, M., Janal, M.N., Thompson, V.P., Opdam, N.J. ve diğ erleri. (2016) Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater*, 32 (4), 499-509.
139. ESPE, M. (2011) Lava Ultimate CAD/CAM restorative technical product profile.
140. Mörmann, W.H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T., Mehl, A. (2013) Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20, 113-125.
141. Zhi, L., Bortolotto, T., Krejci, I. (2016) Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 115 (2), 199-202.
142. Weyhrauch, M., Igiel, C., Scheller, H., Weibrich, G., Lehmann, K.M. (2016) Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 31 (2), 304-309.
143. Park, S.H., Yoo, Y.J., Shin, Y.J., Cho, B.H., Baek, S.H. (2016) Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. *Restor Dent Endod*, 41 (1), 37-43.
144. Ş en, D. (2011). Cementation: Quintessence Publishing.
145. Stamatacos, C., Simon, J.F. (2013) Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*, 34 (1), 42-44, 46.
146. Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., Haselton, D.R. (1999) Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 81 (2), 135-141.
147. Hill, E.E. (2007) Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am*, 51 (3), 643-658, vi.
148. Donovan, T.E., Cho, G.C. (1999) Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*, 20 (3), 197-199, 202-198, 210 passim; quiz 220.
149. Haddad, M.F., Rocha, E.P., Assuncao, W.G. (2011) Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *J Craniofac Surg*, 22 (3), 952-958.

150. Pameijer, C.H., Nilner, K. (1994) Long term clinical evaluation of three luting materials. *Swed Dent J*, 18 (1-2), 59-67.
151. Fraga, R.C., Luca-Fraga, L.R., Pimenta, L.A. (2000) Physical properties of resinous cements: an in vitro study. *J Oral Rehabil*, 27 (12), 1064-1067.
152. Al-Makramani, B.M.A., Razak, A.A.A., Abu-Hassan, M.I. (2008) Evaluation of load at fracture of procera allCeram copings using different luting cements. *Journal of Prosthodontics*, 17 (2), 120-124.
153. 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.
154. Lee, S.Y., Cho, C.B., Koak, J.Y., Yang, S.E. (2016) The effect of zirconia thickness and curing time on shear bond strength of dualcure resin cement. *Dent Mater J*, 35 (1), 132-137.
155. Shetty, M., Rajalakshmi, S., Krishna Prasad, D. (2014) Comparison of marginal gap and microleakage in copy-milled and cad-milled zirconia copings bonded using light cure and chemical cure resin bonding systems. *J Indian Prosthodont Soc*, 14 (Suppl 1), 37-45.
156. Smith, D.S., Vandewalle, K.S., Whisler, G. (2011) Color stability of composite resin cements. *Gen Dent*, 59 (5), 390-394.
157. Kilinc, E., Antonson, S.A., Hardigan, P.C., Kesercioglu, A. (2011) The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent*, 36 (6), 661-669.
158. Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Davidson, C.L., De Gee, A.J., Lambrechts, P., Braem, M. ve diğ erleri. (1994) Dual cure luting composites--Part II: Clinically related properties. *J Oral Rehabil*, 21 (1), 57-66.
159. Lee, I.B., An, W., Chang, J., Um, C.M. (2008) Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater*, 24 (8), 1141-1147.
160. el-Badrawy, W.A., el-Mowafy, O.M. (1995) Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent*, 73 (6), 515-524.
161. Scaminaci Russo, D., Pierleoni, F., Buti, J., Ferrari, M., Giachetti, L. (2014) In vitro comparison of bonding effectiveness of different adhesive strategies. *Am J Dent*, 27 (6), 323-329.
162. Tian, F.C., Wang, X.Y., Gao, X.J. (2014) Clinical evaluation of a two-step etch-and-rinse adhesive and a one-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesion. *Beijing Da Xue Xue Bao*, 46 (1), 58-61.
163. Viotti, R.G., Kasaz, A., Pena, C.E., Alexandre, R.S., Arrais, C.A., Reis, A.F. (2009) Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent*, 102 (5), 306-312.
164. Frankenberger, R., Lohbauer, U., Schaible, R.B., Nikolaenko, S.A., Naumann, M. (2008) Luting of ceramic inlays in vitro: Marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dental Materials*, 24 (2), 185-191.
165. Oba, Y., Koizumi, H., Nakayama, D., Ishii, T., Akazawa, N., Matsumura, H. (2014) Effect of silane and phosphate primers on the adhesive performance of

- a tri-n-butylborane initiated luting agent bonded to zirconia. *Dent Mater J*, 33 (2), 226-232.
166. Prochnow, E.P., Amaral, M., Bergoli, C.D., Silva, T.B., Saavedra, G.,Valandro, L.F. (2014) Microtensile bond strength between indirect composite resin inlays and dentin: effect of cementation strategy and mechanical aging. *J Adhes Dent*, 16 (4), 357-363.
 167. Kern, M.,Wegner, S.M. (1998) Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 14 (1), 64-71.
 168. Ozcan, M.,Vallittu, P.K. (2003) Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*, 19 (8), 725-731.
 169. Harvey, C.K.,Kelly, J.R. (1996) Contact damage as a failure mode during in vitro testing. *J Prosthodont*, 5 (2), 95-100.
 170. Kelly, J.R. (1999) Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 81 (6), 652-661.
 171. Ban, S.,Anusavice, K.J. (1990) Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*, 69 (12), 1791-1799.
 172. Bakke, M. (2006) Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics*, 12 (2), 120-126.
 173. Shinogaya, T., Bakke, M., Thomsen, C.E., Vilmann, A.,Matsumoto, M. (2000) Bite force and occlusal load in healthy young subjects--a methodological study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 8 (1), 11-15.
 174. Helkimo, E., Carlsson, G.E.,Helkimo, M. (1977) Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*, 35 (6), 297-303.
 175. Bakke, M., Michler, L., Han, K.,Moller, E. (1989) Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. *Scand J Dent Res*, 97 (6), 539-551.
 176. Waltimo, A.,Kononen, M. (1993) A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res*, 101 (3), 171-175.

EKLER

Ek 1: Tez Çalışması ile İlgili Etik Kurul İzinleri



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

Sayı : 16969557 - 145

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 21.01.2015 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2015/02
Proje No : GO 14/518 (Değerlendirme Tarihi: 05.11.2014)
Karar No : GO 14/518 - 07

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof.Dr. Nur Emel HERSEK'in sorumlu araştırmacısı olduğu, Dt. Emine KOŞTUR'un tezi olan GO 14/518 kayıt numaralı ve "Farklı Kalınlıklardaki Cad/Cam Zirkonya, Hibrid Seramik ve Rezin Nano-Seramik Onleylerin Kırılma Dayanıklılıklarının İn-Vitro Olarak Karşılaştırılması" başlıklı proje önerisi araştırmannın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, tıbbi 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. Sevda F. Müftüoğlu (Üye) | 12. Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye) |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sokmensüer (Üye) | 13 Prof. Dr Leyla Dinç (Üye) |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | 14. Prof. Dr. Hatice Doğan Buzoğlu (Üye) |
| 7. Prof. Dr. Ali Düzova (Üye) | 15. Av. Meltem Onurlu (Üye) |
| 8. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) | |

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Emine KOŞTUR
Doğum Yeri ve Tarihi : Şuhut – 16.01.1987
Uyruğu : T.C.
İletişim : 0505-6278487

Eğitim Durumu

Doktora Eğitimi : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Lisans Eğitimi : Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Lise Öğrenimi : Eskişehir Fatih Fen Lisesi
Bildiği Yabancı Diller : İngilizce

Mesleki Deneyimi

2010 - Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Araştırma Görevlisi

Bilimsel Faaliyetler

1. 21. TDB Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi - Poster
2. SCOI III Congreso Internacional - Poster
3. Türk Periodontoloji Derneği 43. Bilimsel Kongresi - Poster
4. MIS Global Conference 2016 - Poster