

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI MARKA VE KALINLIKTAKİ MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALLERİ KULLANILARAK ÜRETİLMİŞ İNLEY
DESTEKLİ KÖPRÜLERİN KIRILMA DİRENCİNİN İN VİTRO
OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Burak AĞAR

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

ANKARA

2018

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI MARKA VE KALINLIKTAKİ MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALLERİ KULLANILARAK ÜRETİLMİŞ İNLEY
DESTEKLİ KÖPRÜLERİN KIRILMA DİRENCİNİN İN VİTRO
OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Burak AĞAR

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Filiz KEYF**

ANKARA

2018

ONAY SAYFASI

12/11/2018

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na

Dt. Burak Ağar'ın 12/11/2018 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında " Farklı Marka ve Kalınlıktaki Monolitik Zirkonya Materyalleri Kullanılarak Üretilmiş İnley Destekli Köprülerin Kırılma Direncinin İn Vitro Olarak İncelenmesi " başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

: Prof.Dr. Yasemin Keskin



Tez Danışmanı

: Prof.Dr. Filiz Keyf



Üye

: Prof.Dr. Mehmet Muhtarogulları



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



Prof. Dr. A. Rüya YAZICI
Dekan

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.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan *“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”* kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren ... ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

12/11/2018

Burak AĞAR

¹“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danişmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü veya fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danişmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü veya fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü veya fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.
Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danişmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.**

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. Filiz KEYF danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Dt. Burak AĞAR



ÖZET

Ağar B, Farklı Marka Ve Kalınlıktaki Monolitik Zirkonya Materyalleri Kullanılarak Üretilmiş İnley Destekli Köprülerin Kırılma Direncinin İn Vitro Olarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018. Posterior bölgede; çürükler, diş fraktürleri, travma, periodontal hastalıklar, internal ve eksternal rezorbsiyonlar gibi patolojik durumlar ile birlikte, başarısız endodontik ve protetik tedaviler sonrasında tek diş eksikliği sıklıkla karşılaşılabilen bir klinik sonuçtur. Geleneksel tedavi yöntemlerine bir alternatif olarak inley destekli köprülerin kullanımı tam seramik materyallerde son yıllarda yaşanan gelişmelerden sonra yaygınlaşmıştır. Bu çalışmanın amacı, iki farklı konnektör kalınlığına göre, üç farklı marka monolitik zirkonya materyalinden üretilen, inley tutuculu köprülerin kırılma dayanımlarının değerlendirilmesidir. Çalışmada yapılan kavite preparasyonları için alt birinci büyük azı dişinin eksikliğini taklit eden bir model oluşturulmuştur. A tipi silikon ölçü maddesi kullanılarak tek aşamalı ölçü tekniği ile elde edilen ölçülerden, 54 tane model hazırlanmıştır. İki farklı konnektör kalınlığı için Noritake KATANA, GC Initial Zirconia Disc ve VITA YZ DISC HT monolitik zirkonya materyallerinden 9'ar adet inley tutuculu köprü restorasyonu üretilmiştir. Her bir restorasyon kendi modeline SDI set pp dual cure rezin yapıştırma simanı ile üretici talimatlarına uygun olarak simante edilmiştir. Numuneler universal test cihazında kafa hızı 1 mm/dk olacak şekilde kırılma testine tabi tutulmuştur. Tanımlayıcı istatistik olarak sayısal değişkenler için ortalama, standart sapma, ortanca, en küçük ve en büyük değerler, kategorik değişkenler için sayı ve yüzde değerleri verilmiştir. Grupları ve kalınlıkları derinlik açısından karşılaştırmada iki yönlü varyans analizi (two way ANOVA) kullanılmıştır. Gruplar arasında fark bulunduğu durumda ikili karşılaştırmalar testi yapılmıştır. Buna göre kırılma dayanımı ölçümleri kalınlık gruplarına göre anlamlı düzeyde farklılık gösterirken ($p<0,05$), gruplara göre ve kalınlık-grup etkileşimine göre anlamlı düzeyde farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Konnektör kalınlığı 3 mm olanların kırılma dayanımı ortalaması konnektör kalınlığı 2 mm olan gruptan anlamlı derecede daha yüksektir.

Anahtar Kelimeler: zirkonya, adeziv köprü, kırılma dayanımı.

ABSTRACT

Agar B, An Evaluation of Fracture Resistance of Monolithic Inlay-Retained Zirconia Fixed Bridges Constructed with Different Brands and in Different Thicknesses in Vitro, Hacettepe University Graduate School of Health Sciences Prosthesis Program Dissertation, Ankara, 2018. Besides pathological situations such as decays, fractured teeth, trauma, periodontal diseases, internal and external resorptions, single tooth loss is a frequently seen result after unsuccessful endodontic and prosthetic applications. As an alternative to the traditional treatment methods, inlay-retained bridges have been commonly used after the advancements in full ceramic materials in recent years. In this study, the aim is to evaluate the fracture resistance of inlay-retained bridges which are produced with three different brands of monolithic zirconia material in accordance with two different connectors. A model which mimics the absence of mandibular first molar for cavity preparations was created in the study. 54 models were prepared with the impressions obtained with one stage impression technique by making use of A type silicone. For two different connector thicknesses, 9 inlay-retained bridge restoration were produced from Noritake KATANA, GC Initial Zirconia Disc and VITA YZ DISC HT monolithic Zirconia materials. Each restoration was cemented to their model with SDI set pp dual care resin luting cement in accordance with manufacturer's instructions. Samples were subjected to the fracture test crosshead speed as 1mm/min. in universal testing machine. As descriptive statics, mean, standard deviation, median, minimum and maximum value for numerical variables and number and percentage values for categorical variables were given. Two-way analysis of variance (two-way ANOVA) was used to compare groups and thicknesses in terms of depth. Paired comparison test was applied in case of any differences among groups. According to this, while fracture resistance impressions show significant difference ($p<0,05$) according to thickness groups, it does not show significant difference according to groups and thickness-group interaction ($p>0,05$). Average fracture resistance of those which had 3 mm thick connectors are significantly higher than the group that has 2 mm thick connectors.

Key words: zirconia, adhesive bridge, fracture resistance.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER	xi
TABLOLAR	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Tek Diş Eksikliklerinin Tedavi Seçenekleri	3
2.1.1. Hareketli Parsiyel Protezler	4
2.1.2. İmplant Destekli Protezler	4
2.1.3. Yer Tutucular	5
2.1.4. Sabit Parsiyel Protezler	5
2.1.5. Adeziv Köprüler	7
2.2. CAD/CAM Sistemleri	12
2.2.1. Verilerin Aktarılması ve Kaydı	13
2.2.2. Restorasyonun Tasarımı	14
2.2.3. Restorasyonun üretimi (CAM)	15
2.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar	17
2.3.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Fiziksel Özellikleri Kırılma Dayanımı	18
2.3.2. Monolitik Zirkonya Kullanımının Avantajları	22
2.3.3. Monolitik Zirkonya Kullanımının Dezavantajları	22
2.4. Mekanik Kavramlar	23
2.4.1. Kuvvet	23

2.4.2. Gerilim ve Gerilme	23
2.4.3. Kırılma Dayanıklılığı	24
2.5. Mekanik Testler	25
2.5.1. Tek Eksenli Bükme Testleri	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması	28
3.2. Numunelerin Hazırlanması	29
3.3. Ölçü Alınması ve Model Oluşturulması	30
3.4. Restorasyonların Üretilmesi ve Simantasyonu	30
3.5. Kırılma Testi Uygulanması	30
3.6. İstatistiksel Değerlendirme	31
4. BULGULAR	32
5. TARTIŞMA	38
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	44
7. KAYNAKLAR	45
8. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: yüzde
⁰ C	: santigrat derece
a	: kromatik değer
b	: kromatik değer
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
CAM	: Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)
dk	: dakika
F	: kuvvet
GPa	: gigapascal
L	: Parlaklık (lightness)
MH	: Marten's sertliği
mm	: milimetre
mm ²	: milimetre kare
N	: Newton
sn	: saniye

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	alt ikinci molar dişin üzerindeki (MO) inley preparasyonunun ideal formunu göstermektedir.	11
2.2.	Laboratuvar taraması sonucu elde edilen görüntü.	13
2.3.	Restorasyonun CAD/CAM kullanılarak elde edilen tasarımı.	15
2.4.	Çalışmamızda kullanılan monolitik zirkon bloklar.	18
2.5.	Üç nokta bükülme testi.	27
2.6.	Dört nokta bükülme testi.	27
3.1.	Modellerin dökülmesi ve gruplandırılması.	29
3.2.	Restorasyonların Üretilmesi.	30
3.3.	Restorasyonlara kırılma testi uygulanması.	31
3.4.	Restorasyonların kırılması.	31
4.1.	Monolitik zirkonya gruplarına göre kırılma dayanımı-çizgi grafiği.	34
4.2.	Monolitik zirkonya materyallerinin kalınlıklarının kırılma dayanımı çizgi grafiği.	35
4.3.	Grup ve kalınlıklara göre kırılma dayanımı-çizgi grafiği.	36

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
3.1. Çalışmamızda kullanılan ürün içerikleri	28
3.2. Numunelerin gruplandırılması	29
4.1. Monolitik zirkonya materyali gruplarına göre normallik varsayımı	32
4.2. Kalınlıklara göre normallik varsayımı	32
4.3. Grup ve kalınlıklara göre normallik varsayımı	33
4.4. Monolitik zirkonya materyallerinden elde edilen örneklerin sayı ve yüzdeleri	33
4.5. Monolitik zirkonya materyallerinin kırılma dayanımı ölçümlerinin dağılımı	34
4.6. Monolitik zirkonya materyallerinin kalınlıklarının kırılma dayanımı ölçümlerinin dağılımı	35
4.7. Her bir grup ve her bir kalınlığa göre kırılma dayanımlarının dağılımı	36
4.8. İki yönlü varyans analizi	37

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinin en önemli alanlarından birisi diş kayıpları ve bunlara bağlı olarak oluşan fonksiyon ve estetik kaybının yeniden kazandırılmasıdır. Bu amaç için başvurulmuş tedavi yöntemlerinin ortak amacı ise ağızda bulunan yapıların zarar görmemesi ya da zararın en alt seviyede tutulmasıdır.

Son yıllarda tam seramik materyallerin sabit restorasyonlarda kullanımı hastalar ve diş hekimleri için daha popüler ve önemli hale gelmiştir. Biyouyumlu ve estetik olarak yeterli restorasyonlara giderek artan ilgi bu alanda daha fazla araştırmayı beraberinde getirmiştir. Tam seramik restorasyonların mekanik dayanıklılığını artırmak için içeriklerine çeşitli materyaller ilave edilmiştir. Kullanılan materyal türü ne olursa olsun kron preparasyonunun pulpanın canlılığının korunması için bir risk oluşturduğu ve uzun dönem takibinde pulpal reaksiyonlara sebep olabileceği saptanmıştır. Tam seramik kronlar için yapılan preparasyonda koronal diş yapısının yaklaşık %63-73'ünün kaybedildiği belirtilmektedir (1). Dolayısı ile daha konservatif bir yaklaşım için inley destekli sabit protezlere yönelim artmıştır.

Bu protez tasarımının hem çiğneme kuvvetleri karşısındaki direncinin yeterli hem de estetik açıdan daha tatmin edici olabilmesi için kullanılan materyal de oldukça önemlidir. Daha önceki yıllarda kullanılan tam kontur altın ya da krom nikel gibi materyaller estetik açıdan yetersiz bulunmuştur. Tabakalama yöntemi ile hazırlanan metal destekli porselen restorasyonlarda ise çiğneme kuvvetleri karşısında porselenin alt yapıdan uzaklaşması (chipping) bir sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu durum diş hekimlerini tam seramik kullanımına itmektedir. Tam seramikler arasında şu ana kadar ki en yüksek kırılma direnci zirkonyum içerikli seramiklerde görülmüştür (2).

Günümüzde CAD\CAM kullanımının artması ve diğer üstün fiziksel özellikleri sebebi ile monolitik zirkonya kullanılarak yapılan restorasyonlar yaygınlaşmıştır. Bu şekilde hem tatmin edici estetik sonuçlar hem de yeterli kırılma direnci elde edilebilir (3).

Tek diş eksikliğinin tedavi seçenekleri arasında genellikle tercih edilen, metal destekli seramik ya da tam seramik sabit protezlerdir. Bu restorasyonların en büyük

dezavantajı, diş dokusundan fazla miktarda preparasyon gerekliliğidir. Bu açıdan minimal preparasyon gerektiren inley destekli sabit protezler konservatif bir yaklaşım olarak iyi bir alternatif olmuştur (4).

Mevcut literatürde inley destekli sabit protezlerde konnektör kalınlığı ile ilgili olarak kesin bir fikir birliği bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı piyasada yaygın olarak kullanılan üç farklı marka zirkonya blok ile iki farklı konnektör kalınlığının kırılma direnci üzerindeki etkisinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tek Diş Eksikliklerinin Tedavi Seçenekleri

Diş hekimleri sıklıkla tek diş eksikliğinin tedavisi ile karşı karşıya gelirler. Posterior bölgede tek diş eksikliği; çürükler, diş fraktürleri, travma, periodontal hastalıklar, internal ve eksternal rezorbsiyonlar gibi patolojik durumlar, başarısız endodontik ve protetik tedaviler sonrasında sıklıkla karşılaşılabilen klinik sonuçlardır. Özellikle birinci büyük azı dişleri ağızda ilk çıkan ve genel olarak ilk kaybedilen dişlerdir (5). Bu gibi durumlarda tedavi seçenekleri hareketli parsiyel protezler, adeziv köprüler, yer tutucular, geleneksel sabit protezler ve implant üzeri protezlerdir (6). Her biri uygulanabilir bir tedavi seçeneği olsa da implant seçeneğinin bir çok üstün avantajı vardır. Uzun süreli öngörülebilirliğe sahip estetik ve fonksiyonel bir seçenektir. Tek diş restorasyonu için ideal bir tedavi yöntemidir (7). İmplant üzeri tek kronlar uzun vadeli iyi sonuçlar vermektedir. Ama, bu tedavi zaman alır, masraflıdır bazen de kemik ve yumuşak doku ameliyatı gerektirebilir, bu yüzden hastalar implant seçeneğini reddedebilmektedir (4). Ayrıca implant uygulamalarının kontrendike olduğu sistemik hastalıklar ve bazı lokal faktörler de vardır. Örneğin; kontrol altına alınamayan diabet hastaları, neoplazik oluşumların varlığı, alveolar kemik hastalıkları gibi (8).

Tek Diş Eksikliklerinde Tedavi Seçenekleri (6)

- | |
|--|
| <ol style="list-style-type: none"> 1.Hareketli Parsiyel Protezler 2.İmplant Destekli Protezler 3.Yer Tutucular 4.Sabit Parsiyel Protezler (SPP) 5.Adeziv Köprüler |
|--|

2.1.1. Hareketli Parsiyel Protezler

Tek diş eksikliğini tedavi etmek için kron preparasyonu gerektirmeyen seçeneklerden biri de hareketli parsiyel protezlerdir. Tedavi planlanırken mümkünse sabit protezlerin kullanımı tercih edilir. Hareketli parsiyel protezlerin kullanımı üç veya daha fazla posterior diş eksikliğinde ya da kanin beraberinde komşuluğundaki iki veya daha fazla dişin eksikliğinde endikedir. Nadiren hastalar tek diş eksikliğinde hareketli protezi kabul eder. Çoklu diş eksikliklerinde bu protezlerin kullanılmalarının avantajları komşu dişlerin rahat temizlenebilirliği, eksik diş bölgesinde yumuşak doku rehabilitasyonu, dudak desteği, dayanak dişte preparasyon gerektirmemesi ve azalmış maliyet olarak belirtilmiştir (6).

2.1.2. İmplant Destekli Protezler

1985 yılında Branemark'ın osseointegrasyonu tanımlanmasından sonra teknolojinin ilerlemesine de bağlı olarak bir çok dental implant sistemi geliştirilmiştir. Bu gelişmelere bağlı olarak implantlar yaygın olarak tercih edilmeye başlanmıştır (9). Destek dişler sağlıklı olduğunda ve hasta destek dişlerin preparasyonunu istemediğinde implant uygulamaları en uygun tedaviyi sağlamaktadır. Bu tedavi seçeneğinin avantajları dişsiz bölgedeki kemiğin korunması, komşu dişlerin proksimal yüzeylerinin daha iyi temizlenebilmesine bağlı olarak ağız hijyeninin artması ve destek dişlerin kaybedilme riskinin azalması şeklinde sıralanabilir (10, 11). Dental implant hastalarının büyük çoğunluğunu çok sayıda veya tek diş eksikliği bulunan hastalar oluşturmaktadır. Yapılan çalışmalar birinci ve ikinci molar dişlerin çürük ve periodontal rahatsızlık nedeniyle en sık kaybedilen ve tek diş eksikliğine neden olan dişler olduğunu göstermektedir (12).

Tek diş implantlarının tedavi amaçları:

1- Okluzal ve proksimal kontak noktaları oluşturmak, dişlerin boşluğa hareket etmesini önlemek ve doğal dentisyondaki her dişin aynı yük altında fonksiyon görmesini sağlamak

2- Doğal diş ve diş eti kompleksini taklit etmektir (13).

Endikasyonları; implant uygulaması için hem eksik bölgeye hem de boşluğa komşu dişlere bakmak gerekir. Komşu dişlerde restorasyon yoksa, herhangi bir restorasyona ihtiyaç duyulmuyorsa ve geniş bir pulpa odası varsa sabit protez yerine implant destekli sabit protez düşünülmelidir. Eksik bölgede ise cerrahi işlemler ve protetik materyal için yeterli mesafe bulunmalıdır. Minimum 6 mm'lik meziodistal, 5 mm'lik bukkopalatal ve 10-12 mm'lik vertikal kemik seviyesi gerekmektedir. Bukkal ve palatinalde 3-5 mm'lik keratinize doku bulunmalıdır (14).

2.1.3. Yer Tutucular

Posterior bölgede tek diş eksikliğinin diğer bir tedavi seçeneği de yer tutucular kullanılabilir. Fakat bu tedavi seçeneği diş eksikliğini gidermekten çok boşluğun korunmasını hedeflemektedir. Diş eksikliğinde tedavi seçenekleri arasındaki ortak prensip komşu dişlerde çürük oluşumunu, plak retansiyonunu, eğilmeyi (tipping) ve uzamayı (ekstrüzyon) önlemektir. Klinik çalışmalar göstermiştir ki 8-12 yıllık takipte, bir veya iki diş eksikliğinde komşu dişlerin kaybı %8 ila %25 arasında değişmektedir (15, 16). Yer tutucular daimi bir restorasyon yapılana kadar bu diş kayıplarıyla karşılaşılmasını önlemek amacıyla uygulanabilir (6).

2.1.4. Sabit Parsiyel Protezler

Tek diş eksiklikleri için geleneksel tedavi seçeneği diş destekli sabit protezlerdir. Bu alternatifin önemli bir dezavantajı destek dişlerdeki belirgin madde kaybıdır (17). Ayrıca estetiği sağlamak amacıyla restorasyon sınırının subgingival sınırlarda bitirilmesi, diş eti inflamasyonuna neden olabilmektedir (18). Buna rağmen dişlerin demineralizasyonu sonucu rezin bağlı köprülerin uygulanamadığı ya da kemik eksikliği gibi nedenlerle implant tedavisinin yapılamadığı klinik durumlarda en uygun tedavi seçeneğidir (19).

Sabit protez tedavisi tek bir dişin basit bir restorasyonundan, arktaki tüm dişleri içeren karmaşık restorasyonlara kadar farklı tasarımlarda gerçekleştirilebilir (6).

Bu tip restorasyonlar 1-2 hafta içinde tamamlanır ve doğal kontur, konfor, estetik, fonksiyon açısından memnun edicidir. Bu olumlu sonuçlar sebebiyle sabit

parsiyel protezler son 60 yıldır en sık tercih edilen tedavi seçeneği olarak kabul görmektedir. Kayıp diş alanında kemik ve yumuşak doku varlığı endişesi azdır. Her diş hekimi bu tedavi protokolünü bilmektedir ayrıca hastalar ve sigorta tarafından yaygın bir şekilde kabul görmektedir (6).

Buna karşın üç üyeli sabit parsiyel protezler de restorasyonun ve dayanak dişlerin kullanım süresi protezin sağ kalım oranını (survive) belirler. Creguer ve ark.'nın (20) 1970'de yayınladıkları 42 raporun değerlendirilmesinde, 15 yılda survive oranı %74 olarak bildirilmiştir. Walton ve ark. (21) survive süresini 9.6 yıl olarak, Scwhartz ve ark. (22) ise 10.3 yıl olarak bildirmişlerdir.

Dayanak dişte çürük ve endodontik başarısızlık protez kayıplarının en yaygın nedenlerindendir. Sabit parsiyel protezlerde dayanak dişlerin %15'inde endodontik tedaviye ihtiyaç duyulurken, dayanak olmayan dişlerin %3'ünde endodontik tedavi ihtiyacı olmaktadır. Uzun dönemde dayanak dişin periodontal sağlığı olumsuz etkilendiğinden risk artmaktadır (23).

Buna ek olarak, dayanak dişler pontik ile birleştirildiğinden dolayı çürüğe daha yatkın olduğu bildirilmiştir. Tek kromda çürük oranı %2'nin altında iken, dayanak dişlerin çürük oranı yaklaşık %20 olarak belirtilmiştir. Bunun nedeninin pontik bölgesinin plak tutulumu için uygun alan oluşturması olduğu düşünülmektedir. Kron marjini bölgesindeki çürük, endodontik tedavi ile restorasyonu mümkün olsa bile, yapısal yetersizliğe neden olabilmektedir (6).

Tek Diş Eksikliklerinde; (24)
SPP ortalama ömrü tahmini 10 yıl olarak rapor edilmiştir.
SPP başarısızlığının en yaygın nedeni çürüktür.
Dayanak dişler %15 endodontik tedaviye ihtiyaç duymaktadır.
15 yılda %30, 10 yılda %8-12 dayanak dişte kayıp meydana gelmektedir.
Dayanak dişlerin %80'inde ya hiç ya da minimal restorasyon bulunmaktadır.

2.1.5. Adeziv Köprüler

Rezinlerin asit uygulanması işlemiyle diş hekimliğine dahil olması, protetik restorasyonlara da yeni tedavi seçenekleri getirmiştir. Adeziv köprüler, tek diş eksikliklerinde uygulanan minimal invaziv bir tedavi seçeneğidir ve ilk olarak 1973 yılında Rochette, metal destekli rezin bağlı köprüleri kliniklerimize kazandırmıştır. Bu köprüler, bir pontik ile destek dişleri lingualden proksimale kadar saran ince bir metal alt yapıdan oluşmaktadır. Bu köprüler, dişler üzerine kompozit rezin materyali ile simante edilmektedir. Kimyasal olarak pürüzlendirilmiş mine yüzeyinde ve dökümdeki mikroskobik düzensizlikler arasında kompozit yardımı ile mekanik tutunma sağlanmaktadır (25).

Avantajları

1. Sadece mineyi içeren minimal invaziv bir diş preparasyonu gerekir.
2. Supragingival sınırlara sahip olduklarından yumuşak dokularla olan uyumu daha iyidir.
3. Diş preparasyonunu kabul etmeyen hastalarda kullanılabilir.
4. Dişlerin lingual yüzlerini kapladıkları için, bukkal yüzde herhangi bir preparasyona gerek yoktur.
5. Mine seviyesinde preparasyon yapıldığı için anesteziye gerek yoktur.
6. Doğru endikasyon ile beraber, diğer protetik tedavi seçeneklerine göre daha iyi estetik sonuçlar verir.
7. Ölçü alma aşamasında diş eti retraksiyonuna ve geçici restorasyona ihtiyaç yoktur.
8. Hasta başı işlemler kısa, laboratuvar aşaması kolaydır.
9. Geri dönüşümlü bir tedavidir.
10. Destek dişlere canlılık (vitalite) testi yapılabilir (25-27).

Dezavantajları

1. Klinik ömrü tahmin edilemez.
2. Köprülerin desimantasyon ihtimali daha fazladır.
3. Kırık dişlerde kullanımı tercih edilmez
4. Üç üyeden uzun köprülere uygulanmamalıdır.
5. Uygulanabileceği hasta sayısı endikasyonları nedeni ile sınırlıdır.
6. Metal destekli köprülerde metal görülebilir (25-27).

Endikasyonları

1. Yeterli ağız hijyeni olduğunda
2. Düşük çürük insidansına sahip bireylerde
3. Destek dişlerin birbirine paralel olduğu durumlarda
4. Destek dişler periodontal olarak sağlıklı olduğunda
5. Destek dişlerin kron boyları yeterli olduğunda
6. Destek dişler vital ve tüm kavite duvarları dentin ile desteklenmiş olduğunda (25, 26, 28).

Kontrendikasyonları

1. Parafonksiyonel alışkanlıklar,
2. Büyük çürük lezyonları,
3. Kısa kron boyları,
4. Dişsiz boşluk genişliğinin molar diş genişliğinden fazla olduğu vakalar,
5. Periodontal problemler ve destek dişlerde mobilite varlığı,
6. Canlı olmayan (devital) dişler,
7. Rotasyona maruz kalmış dişler,
8. Abraze olmuş dişler ve yaşlı hastalar,
9. Okluzal düzlemde uzamış dişler,
10. İleri diastema ve örtülü kapanış vakaları (25, 26, 28).

Yapım Aşamalarına Göre Adeziv Köprülerin Sınıflandırılması (29)

Adeziv köprüler uygulama yöntemlerine göre direkt ve indirekt adeziv köprüler olmak üzere iki başlığa ayrılabilir.

Direkt Adeziv Köprüler:

Fiber ile güçlendirilmiş adeziv köprülerdir. Dişler üzerinde minimal preparasyon tamamlandıktan sonra aynı seansta eksik dişin telafisi mümkün olur.

Direkt yöntemle uygulanan adeziv köprülerin avantajları;

Zamanı kısıtlı olan bireylere uygulanabilir.

Tek seanstır.

Kırıldığında onarımı kolaydır.

Hastanın estetik zevkine göre düzenleme hasta koltuktan kalkmadan yapılabilir.

Yeni çekim yapılmış bireylerde geçici protez olarak da kullanılabilir.

Doğru uygulandığında ve planlama doğru yapıldığında ortalama 5 yıllık kullanım süresi bildirilmiştir.

Ekonomiktir.

Diş hekimi korkusu olan hastalar için kabul edilmesi kolaydır.

Anesteziye ihtiyaç duyulmadığı için ağız içinde birden çok bölgede aynı seansta çalışılabilir.

Direkt yöntemle yapılan adeziv köprülerin dezavantajları;

Fiber destekli kompozit materyalinden yapıldığı için ısırma kuvvetlerine karşı gövde direnci diğer tüm adeziv köprü tiplerine göre daha zayıftır.

Kullanım alışkanlıklarına bağlı olmakla birlikte zamanla renk değiştirebilir.

Ağız içerisindeki çalışma süresi uzundur ve iyi bir manipülasyon gerektirir.

İndirekt Adeziv Köprüler:

Geleneksel sabit protezlerde olduğu gibi preparasyon yapıldıktan sonra ölçü alınan ve laboratuvarında bir model üzerinde tamamlandıktan sonra dişlere simante edilen köprü tasarımıdır.

Yapımında kullanılan materyaller;

- Metal destekli seramikler
- Tam seramikler
- Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerdir (30).

İndirekt adeziv köprülerin bir tasarımı da inley yaklaşımıdır. Metal inley tutuculu sabit protezler klinik olarak uygun bulunurken, metal tutucu görünürlüğü ve doğal dişteki ışık geçirgenliğinin değişmesi nedeniyle estetik yönden tatmin edici bulunmaz. Diş hekimliğinde tam seramik materyallerin kullanımı yaygın hale gelmesine rağmen, posteriorda çiğneme kuvvetleri karşısında sıklıkla başarısız olurlar ve mekanik özelliklerinden dolayı kullanımları sınırlanır. Tam seramik inley tutuculu sabit protezlerde karşılaşılan başlıca sorunlar ise veneerdeki delaminasyon ve chipping ya da debondingdir. Materyallerde karşılaşılan sorunlar, destekleyen yapının elastisite modülü, yapıştırma ajanının klinik özellikleri, restorasyonun kalınlığı ve preparasyonun tasarımı gibi birçok faktöre bağlıdır (31). Posterior bölgede daha çok tercih edilen adeziv köprü tasarımı inley destekli sabit parsiyel protezlerdir (32).

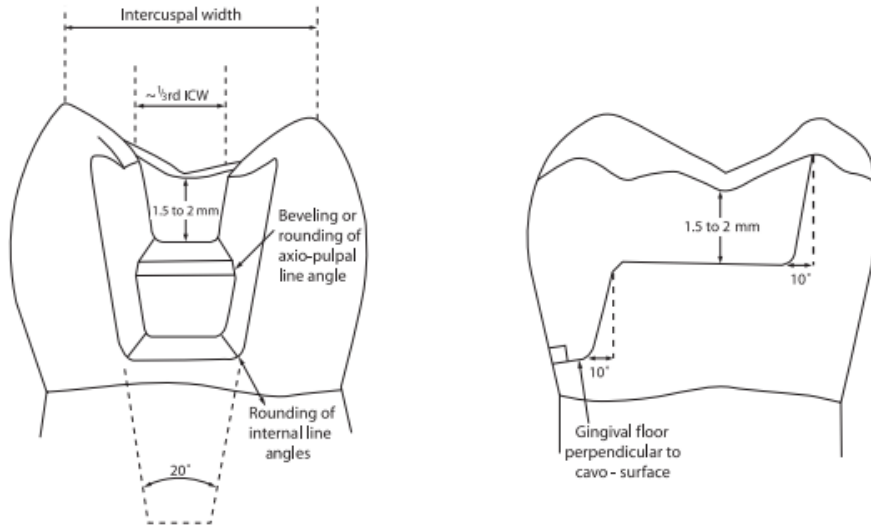
İnley Destekli Sabit Parsiyel Protezler

Hareketli protezler veya implantlar kullanılmadan eksik dişin yerine koyulabilmesi için, gövdenin komşu dişlere bağlanması gerekmektedir. Destek dişlerin direncini ve restorasyonun retansiyonunu artırmak için prepare edilmesi diş yapısında madde kaybına sebep olmaktadır. Bu durum dayanak dişte kırık riskini artırmaktadır. Diş hekimi tedaviye başlamadan önce doğru planlamayı yapabilmek için bu riskleri göz önünde bulundurmalıdır. Destek dişlere çok az preparasyon yapılması veya hiç preparasyon yapılmaması minimum mekanik destekle simantasyon teknolojisine güvenmek anlamı taşır. Avantajları ise diş yapısının korunması ile birlikte pulpal ve periodontal sorunların azalmasıdır (32).

Birçok çalışma tam seramik inleylerde preparasyon tasarımının klinik başarıya etkisini, avantaj ve dezavantajlarını incelemiştir. Milleding ve ark. (33) kavite dizaynındaki değişikliklerin inley dayanıklılığı üzerine etkisinin yeterli olmadığını bildirmiştir.

İnley tasarımının ömrünü etkileyen başlıca faktörler şunlardır;

- Kavite derinliği
- Isthmus genişliği
- Taper açısı
- İnternal kavite açılarının morfolojisi (32).



Şekil 2.1. alt ikinci molar dişin üzerindeki (MO) inley preparasyonunun ideal formunu göstermektedir. (32)

Sabit protezlerin şekilleri standart değildir. Dişlerin ağız içerisindeki geometrisine ve diğer dişlerle ilişkisine bağlı olarak birçok konveks ve konkav konturlardan oluşan kompleks bir yapıya sahiptir. Özellikle konnektör bölgesi biyolojik ve estetik nedenlerden dolayı dar bir bölgeye sahiptir. Bu sebeple üç üyeli sabit protezlerde konnektör bölgesi diğer bölgelere göre daha fazla stres yoğunluğu sergiler (34).

Çekme gerilimi seramik materyallerin klinik ömrü açısından önemli bir etkidir. Üç üyeli sabit protezlere kuvvet uygulandığında konnektör bölgesinde çekme stresi yoğunluğu fazla olmaktadır. Bu sebeple konnektör bölgesi kırık oluşumu açısından bir

risk faktörüdür. Konnektör dizaynı protezin ömrü açısından önem taşımaktadır. Geniş açılı konnektörlerin stres dağılımı dar açılı konnektörlere göre daha iyidir (35).

Diğer bir taraftan kullanılan materyalin geliştirilmesiyle ve ideal konnektör çapının değerlendirilmesiyle kırılma dayanımının artırılması mümkündür (36).

2.2. CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM sistemleri, önceleri uçak ve otomotiv endüstrisinde kullanılıyor olmalarına karşın dental uygulamalarda 1980'li yıllarda yerini almış ve hızlı bir ilerleme göstermiştir (37, 38). İlk dental CAD/CAM prototipi 1983 yılında tanıtılmış, 1985 yılında ise Duret tarafından herhangi bir laboratuvar yardımı olmaksızın ilk restorasyon hazırlanmış ve ağız içerisine uygulanmıştır (39). 1987 yılında ise Moermann ve Brandestini tarafından geliştirilen ilk dijital ağız içi tarayıcı CEREC 1 piyasaya sürülmüştür (40). Restorasyonu, ağız içi taramanın yapıldığı gün içerisinde hastaya teslim şansı sunması dental uygulamalarda bir devrim niteliği taşımaktadır (41).

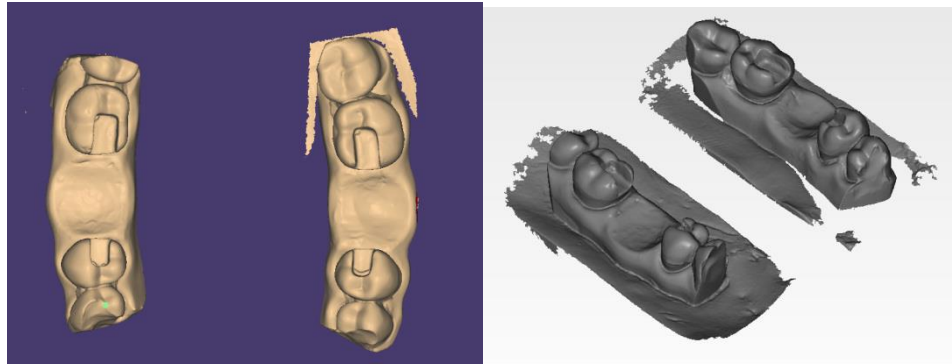
Diş hekimliğinde bu sistemler ve onlara özel blokların kullanımıyla; daha yüksek kalitede restorasyonların üretilmesi, şekillendirme işlemlerinin standardize edilmesi, maliyetlerin düşürülmesi ve zaman kazancı sağlanması hedeflenmiştir. Geleneksel protez yapım aşamalarının çok fazla basamak içermesi nedeniyle gelişebilen çapraz kontaminasyon riski de ortadan kaldırılmaktadır. Ayrıca alumina ve zirkonya esaslı seramikler gibi daha yüksek sertlik değerine sahip materyallerin yalnızca CAD/CAM sistemleri ile işlenebilmesi de bu sistemlere olan ilgiyi artırmıştır (42, 43).

CAD/CAM sistemleri üç basamaktan oluşur;

- Yüzeylerin tarama verilerinin aktarılması ve kaydı
- Restorasyonların üç boyutlu olarak bilgisayar aracılığıyla tasarlanması (CAD)
- Restorasyonun üretimi (42)

2.2.1. Verilerin Aktarılması ve Kaydı

Tarama işlemi intraoral ve ekstraoral (laboratuvar) tarayıcılar kullanılarak yapılabilmektedir. İntraoral kameralar, optik tarayıcılardır. İki grupta incelenebilirler (44). Birinci gruptakiler, dentisyonun görüntülerini kaydeden tek görüntü kameralarıdır. ITero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC) ve Trios (3 Shape) bu gruba örnek olarak verilebilir. Bu kameralar tek bir görüntü ile yaklaşık üç dişin kaydını oluşturabilirler. Dentisyonun daha büyük alanlarını kaydedebilmek için, yazılım programı bunları daha büyük bir üç boyutlu modelde bir araya getirecek şekilde çakıştırır. Yalnız okluzal görüş sağlandığında, kontur yüksekliklerinin alt kısımları gibi görüntülenemeyen alanların kaydının doğru yapılabilmesi için kamera farklı açılarda yerleştirilmiştir. Kameranın göremediği eksik kalan alanlar, yazılım programı tarafından sanal ortamda eldeki diğer veriler ışığında doldurulur. İkinci gruptakiler ise video kameralardır. True Definition (Lava), Apollo DI (Sirona) ve OmniCam (Sirona) sistemleri bu tarayıcıları kullanmaktadır (45-47). Hangi sistemin kullanıldığına bağlı olarak klinisyen restorasyonu oluşturmak için ağız içinde taramayı operasyon öncesi ya da sonrası gerçekleştirebilir. Preoperatif taramayla var olan anatomik konturlar ve okluzal düzlem restorasyonun son haline yansıtılırken, preperasyonun operasyon sonrası taramasıyla, kazanılan görüntülerden elde edilen veriler ve bilgisayar veri tabanındaki kütüphanede bulunan anatomik diş modelleri birleştirilip gerekli kısımlar tamamlanır (44).



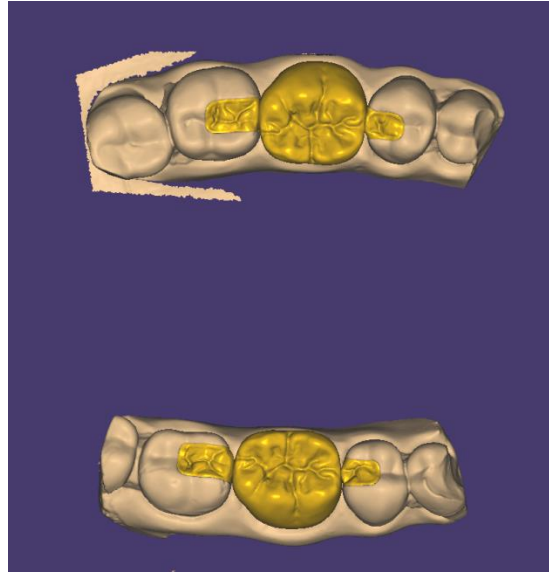
Şekil 2.2. Laboratuvar taraması sonucu elde edilen görüntü

Laboratuvar tarayıcıları, mekanik veya optik tarayıcılardır. Mekanik tarayıcılarında, uç kısımda yer alan bir küre, iğne ucu ya da pin yardımıyla tarayıcının dişe göre pozisyonu değiştirilmeden, yüzeylerin haritası oluşturulur. Genellikle silikon ölçü gibi negatif yüzeylerden veri elde etmek amacıyla kullanılırlar. Ancak tarama sırasında sınır bölgelerinde deformasyon oluşabileceği için model elde edildikten sonra tarama yapılması önerilmektedir. Ayrıca küçük boyutlu restorasyonların üretimi sırasında tarayıcı ucun büyüklüğü ve tasarımına bağlı kalınması bu tarayıcıların kullanımlarını kısıtlamaktadır (48, 49).

Optik tarayıcıların büyük bir kısmı harekete karşı duyarlıdır. Bu nedenle, kullanımları sırasında hastanın ufak bir hareketi bile verilerin hatalı olarak kaydedilmesine, bunun sonucu olarak da uyumsuz restorasyonların üretilmesine yol açabilir. Bunun yanı sıra bazı optik tarayıcılar translusent veya yansıyan yüzeyler taranırken titanyum dioksit pudra ile matlaştırılma ihtiyacı duyarlar. Bu sayede görüntü kalitesi ve buna bağlı restorasyon uyumunun geliştirildiği kanıtlanmıştır (50, 51).

2.2.2. Restorasyonun Tasarımı

Restorasyon tasarımı ve planlamasının bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak oluşturulabilmesi için firmalar özel yazılımlar geliştirmiştir. Kullanıcı doğrudan veri tabanında yer alan şablonları kullanabileceği gibi, çeşitli değişikliklerle kendi tasarımını da yaratabilir. Yazılım programları genellikle bir CAD/CAM sistemine özgüdür ve diğer sistemlerle uyumluluk göstermez. Üretilmek istenen restorasyon tasarımının tamamlanmasının ardından sanal model, CAD yazılımı tarafından CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizinine çevrilir (42, 49).



Şekil 2.3. Restorasyonun CAD/CAM kullanılarak elde edilen tasarımı

2.2.3. Restorasyonun üretimi (CAM)

Tasarımın bilgisayar kontrolünde tercih edilen malzemeden elde edilmesi işlemidir. Üretim farklı şekillerde gerçekleştirilebilir. Prefabrike bloklardan çeşitli frez ve diskler aracılığıyla uzaklaştırma yapılarak restorasyon hazırlanmasına eksiltme yöntemi (subtraktif yöntem) adı verilir. Etkili bir yöntem olmakla birlikte materyalin büyük oranda kaybına sebep olmaktadır. Bu nedenle alternatif olarak prototip oluşturma teknolojilerinde kullanılan ekleme yöntemi gündeme gelmiştir. Ekleme yöntemlerinden biri olan “seçici lazer sinterizasyonu” hem seramik hem de metal restorasyonların bilgisayar destekli üretimine imkan sağlar (43). Bu yöntemde, restorasyonun tasarımı diğer CAD/CAM sistemiyle benzer şekilde tamamlanır. Üretim aşamasında ise bloklardan uzaklaştırma yapmak yerine metal veya seramik toz havuzundaki materyalin homojen tabakalar halinde eklenerek sinterize edilmesi sonucu restorasyon elde edilir. Ayrıca bazı CAD/CAM sistemleri her iki yöntemi de birlikte kullanmaktadır (42).

CAD/CAM sistemleri ek olarak, hasta başı (chair-side) sistemler, laboratuvar sistemleri (in-lab) ve merkezileştirilmiş üretime sahip sistemler olarak üç grupta toplanabilir (52, 53).

Hasta başı (chair-side) sistemler; CAD/CAM sistemine ait bütün ünitelerin klinikte bulunduğu sistemlerdir. Bu sistemler hekime tek seansta restorasyonu teslim etme fırsatı sunar. CEREC (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ve E4D (Planmeca, Richardson, Teksas) bu gruba örnek verilebilir (53).

CEREC, hasta başında bilgisayar destekli üretim protokolünün öncüsüdür. İlk olarak 1985 yılında tanıtılan sistem CERE firması tarafından geliştirilerek 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında ise CEREC 3 piyasaya sürülmüştür. Günümüzde hala klinik indirekt restorasyonlarda uzun dönem takipli tek sistem olma özelliğini korumaktadır. CEREC 3D, intraoral kamera ağızda sabit tutulurken, pedal yardımı ile görüntü alınmasını sağlamaktadır. CEREC Bluecam'de sistemin otomatik olarak görüntü alması sağlanmıştır. Ayrıca bu sistemde, mavi dalga boylu ışık kullanması, infrared ışık teknolojisi kullanan diğer sistemlerden bir diğer farkıdır. Bu ışık için optimize edilmiş TiO₂ (titanyum dioksit) tozu yansıtıcı yüzeylere uygulanır. CEREC Omnicam sisteminde ise toz kullanımına gereksinim duyulmaksızın alınan video kaydıyla doğal renklerin yakalanması amaçlanmıştır (54-56).

E4D, 2008 yılından bu yana kullanılmakta olan genellikle toz kullanımına ihtiyaç duyulmaksızın intraoral lazer tarayıcılar yardımı ile görüntü alımına imkan tanıyan bir diğer hasta başı CAD/CAM sistemidir. Ancak sistemle birlikte kullanılabilen materyal çeşitliliğinin CEREC 3'e göre daha kısıtlı olması, E4D için olumsuzluklardan biri olarak gösterilmektedir (50).

Laboratuvar sistemleri (in-lab); alçı modellerden ya da ölçüden tarama yapabilen bu sistemlerde tüm üretim aşamaları laboratuvarda gerçekleştirilmektedir. Laboratuvar sistemlerinin büyük bir çoğunluğu özellikle alt yapı üretiminde kullanılmaktadır. Örneğin zirkonya alt yapıların üretimi yalnızca CAD/CAM sistemlerine özgü olup tasarım programları, sinterizasyon büzülmelerini hassas bir şekilde hesaplayıp gereken düzenlemeleri yapabilmektedir. CEREC inLab (Sirona, Erlangen, Almanya), DCS Preci-fit (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre), Cercon (Dentsply, Surrey, İngiltere), Zeno Tec

System (Wieland, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu gruba verilebilecek örneklerdir (49, 50, 53).

Merkezileştirilmiş üretime olan sahip sistemlerde; modelin laboratuvarda taranmasının ardından elde edilen veriler internet aracılığıyla ana üretim merkezine ulaştırılır. Bu merkezde restorasyonun alt yapısı hazırlandıktan sonra, üzerine veneer porseleni işlenmesi için laboratuvara tekrar gönderilir. Bütün alt yapıların aynı merkez tarafından hazırlanmasıyla standart kalite kontrolünün sağlanması hedeflenmiştir. Procera (Nobel Biocare, Zürich-Flughafeni, İsviçre) ve LAVA (3M, ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleri bu grubun örnekleridir (41, 53).

CAD/CAM sistemleri ayrıca veri paylaşımlarına göre açık sistemler ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılmaktadır. Açık sistemler; çeşitli firmaların veri elde etme üniteleri, sanal tasarım programları ve üretim parçalarının kombinasyonlarının kullanımına olanak tanır. Kapalı sistemlerde ise; bütünleştirilmiş CAD/CAM unsurları bulunur ve farklı sistemler arasında veri alış verişi yapılamaz. Bu sistemler, kullanıcıyı yazılım güncellemeleri için tek bir üreticiye bağımlı hale getirir (44, 57, 58).

Cam seramik, zirkonya, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilir (59).

2.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Tabakalama yöntemi ile şekil verilen oksit seramik kullanımı dişi taklit eden bir görünüm elde edilmesine olanak sağlarken, beraberinde başka bir soruna yol açar. Tabakalanan porselenin alt yapıdan ayrılması (chipping) önemli bir sorun olarak çeşitli araştırmalarda rapor edilmiştir (60). Bu nedenle tabakalamaya ihtiyaç duyulmayan monolitik restorasyonlar ön plana çıkmaktadır. Sabit protez yapımında kullanılan diğer materyallere göre üstün fiziksel özellikleri nedeniyle son yıllarda monolitik zirkonya protezlerin kullanımı ile ilgili çalışmaların popülerliği artmıştır (61).



Şekil 2.4. Çalışmamızda kullanılan monolitik zirkon bloklar

2.3.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Fiziksel Özellikleri Kırılma Dayanımı

Monolitik olarak üretilip polisaj yapılmış veya glaze işlemi görmüş zirkonya restorasyonlar kırılmaya karşı üstün dirençleri nedeniyle porselen veneer kaplı zirkonya restorasyonlara bir alternatif olabilir. Posterior bölgede ısırma kuvvetinin fazla olduğu alanlarda monolitik zirkonyanın önerildiği bir çalışmada materyalin kırılma direnci incelenmiştir (62). Kok ve ark. (63) LAVA® Plus materyali ile ürettikleri implant destekli monolitik zirkonya kronların (6065 N) tabakalama yöntemi kullanılmış lityum disilikat kronlara göre (2788 N) daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği sonucuna ulaşmışlardır. Monolitik zirkonya, monolitik lityum disilikat ve monolitik feldspatik seramik tek kronlarının kullanıldığı diğer bir çalışmada ise, monolitik zirkonya kronların aksiyel yükleme altında diğer örneklerden daha üstün kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (64). Bir diğer çalışmada da farklı yüzey işlemleri uygulanan monolitik zirkonyanın yük taşıma kapasitesi değerlendirilmiş ve polisajlanmış, sinterlenmiş ve glaze işlemi uygulanmış zirkonyanın, geleneksel veneer kronlardan daha yüksek yük taşıma kapasitesine sahip olduğu gösterilmiştir. Polisaj ve glaze işlemi uygulanmış zirkonya için ortalama kırılma direnci, literatürde bildirilen değerlerin bir çoğundan daha yüksek (10.000 N'un üzerinde) bulunmuştur (65). Diğer yandan, Sun ve ark. (66) farklı kalınlıklara sahip monolitik zirkonyanın yük taşıma kapasitesini değerlendirmek için kırılma testi yapmışlardır. 1.5 mm kalınlığında monolitik zirkonyanın kırılma direnci 4109 N olarak bulunmuştur. Bu sonuç ışığında monolitik zirkonya örnekler; monolitik lityum disilikat (1863 N), metal seramik (2284 N) ve tabakalama yöntemi uygulanmış

zirkonya (2308 N) örneklerinin hepsinden daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Aynı çalışmada monolitik zirkonya örneklerin kalınlığının azalmasının kırılma direncini düşürdüğü sonucuna da ulaşılmıştır. 1.2 mm kalınlığında monolitik zirkonya için kırılma direnci 3068 N, 1.0 mm kalınlığında monolitik zirkonya için kırılma direnci 2429 N, 0.8 mm kalınlığında monolitik zirkonya için kırılma direnci 1814 N ve 0.6 mm kalınlığında monolitik zirkonya için kırılma dayanımı direnci N olarak bildirilmiştir.

Elastisite Modülü

Zhang ve ark. (67) yaptıkları çalışmada, monolitik zirkonya seramiklerin, cam infiltre zirkonya, lityum disilikat ve tabakalanmış porselenlere göre daha yüksek kırılma ve bükülme direncine sahip olduklarını göstermişlerdir. Diğer bir çalışmada, monolitik zirkonya restorasyonların bükülme direnci (1235 MPa), basınç dayanımı ve elastik modülü (113.1 GPa), lityum disilikat ve kompozit rezinlere göre daha üstün olarak bulunmuştur (68). Bir başka çalışmada ise Ebeid ve ark. (69) sinterleme sıcaklığının monolitik zirkonyanın bükülme direnci üzerindeki etkisini araştırmıştır ve artan sinterleme sıcaklığının monolitik zirkonyanın bükülme direncini etkilemediği sonucuna varmışlardır.

Sertlik

Mormann ve ark. (70) monolitik zirkonyanın ortalama sertlik (Martens Sertliği, MH) değerini 7996 (MH) olarak bulmuştur. CAD / CAM ile yaptıkları bu çalışmada rezin bazlı nanokompozit, mine ve zirkonyum dioksit seramiği en yüksek sertliğe sahip materyaller olarak bulunmuştur. Zirkonyanın, yapısı sebebiyle sert (1200 GPa) bir yüzeyden oluşması araştırmacıları karşıt dişte aşınmaya sebep olabileceği konusunda düşündürmüş ve bu nedenle çeşitli tartışmalar doğurmuştur. Bununla beraber, bir materyalin aşınma potansiyeli yalnızca sertliğe değil aynı zamanda yüzey pürüzlülüğü gibi diğer özelliklere de bağlıdır. Bu durum, monolitik zirkonya yüzeyindeki uygulamaların antagonist mine aşınmasını etkilediğini gösteren çeşitli çalışmalarla desteklenmiştir (63, 71).

Pürüzlülük

Restorasyonun yüzeyine uygulanan parlatma işlemleri, yüzey pürüzlülüğünü değiştirebilir. Bu durum da, kapanışta olduğu doğal dişte meydana gelen aşınma miktarını etkileyebilir. Hmaidouch ve ark. (72) polisaj yapılmış zirkonya yüzeyi ile glaze işlemi uygulanmış zirkonya yüzeylerini pürüzlülük açısından değerlendirmiş ve polisaj yapılmış zirkonya yüzeylerde pürüzlülüğün daha az olduğu sonucuna ulaşmışlardır, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Aşındırma ve polisaj işlemlerinden sonra monolitik zirkonyanın yüzey özelliklerinden olan pürüzlülük, içerik ve faz dönüşümünün incelendiği başka bir çalışmada aşındırmanın sinterlenmiş zirkonyada pürüzlülüğü artırdığı, bununla beraber polisaj işleminin yüzey pürüzlülüğünü azalttığı gösterilmiştir. Uygulanan işlemler zirkonyanın faz dönüşümünü etkilememiştir (62).

Saydamlık ve Renk

Monolitik zirkonya restorasyonlarda, porselen ile tabakalama yapılmadığı için tatmin edici estetiğin elde edilmesi tartışmalı bir konudur. Monolitik zirkonya restorasyonlarda renklendirme sıvısı uygulama sayısının, restorasyonun rengi, saydamlığı ve opaklığı üzerindeki etkisi araştırılmıştır (73). Çalışmada zirkonya örneklerin renk ve spektral dağılımını ölçmek amacıyla spektrofotometre kullanılmıştır. Renk koordinatlarından (L,a,b) ; “L” ve opaklık değerleri azalmış olmasına karşın, “b” değeri; renklendirme sıvısı uygulamalarının popülerleşmesiyle birlikte artmıştır. Bununla birlikte, saydamlık parametresi (TP) değerlerinde bir fark gözlenmemiştir. En yüksek renk değişikliği, işlem görmemiş kontrol grubu ile beş renkli sıvı uygulamasının yapıldığı grup arasında görülmüştür. Çalışmada, renkli sıvının tekrar tekrar uygulanmasıyla zirkonyanın daha sarı ve daha koyu hale geldiği anlaşılmıştır. Ayrıca, monolitik zirkonyanın opaklığının renkli sıvı uygulaması ile azaltılabileceğini de göstermişlerdir.

Kim ve ark. (74) ise yaptıkları çalışmada saydamlık parametresi değerlerinin sinterleme süresine göre değiştiğini, kısa süreli sinterleme ile üretilmiş örneklerin ışık

geçirgenliğinin daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Farklı yüzey işlemleri uygulanan monolitik zirkonya kronlarda spektrofotometre ile ışık geçirgenliği de incelenmiştir (75). Polisaj yapılmış monolitik zirkonya kronların ışık geçirgenliğinin, glaze işlemi yapılmış ve tabakalama işlemi yapılmış zirkonya örneklerine göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Transludent zirkonya, geleneksel zirkonya ve cam seramiklerin ışık geçirgenliğinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada zirkonyanın cam seramiklere göre ışık geçirgenliğinin daha düşük olduğu ve materyal kalınlığı arttıkça ışık geçirgenliğinin azaldığı sonucuna varılmıştır (76).

Aşınma

Monolitik zirkonya restorasyonlarda meydana gelen aşınma ve monolitik zirkonya restorasyonların karşıt dişler üzerindeki aşındırma etkisi üzerine yapılan çalışmalarda; polisaj yapılmış monolitik zirkonyanın karşıt dişte herhangi bir aşındırma etkisinin olmadığı, ancak glaze işlemi uygulanmış zirkonyanın aşındırma etkisinin anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir (63, 77). Lohbauer ve ark. (78) yaptıkları klinik çalışmada 2 yıllık takip sonucunda, monolitik zirkonya restorasyonların (LAVA® Plus, 3M ESPE) karşıt dişlerde oluşturduğu aşınma miktarının doğal diş ile benzer olduğunu göstermiştir. Preis ve ark. (79) zirkonyanın iyi polisajlanması durumunda, karşıt dişte aşınmaya neden olmayacağını, gözenekli yüzeyin iyi polisajla düzeltilebileceğini ve polisaj işleminin materyalin yüzey yapısını bozmadığını rapor etmişlerdir. Janyavula ve ark. (63) Alabama aşınma test cihazı kullanarak polisaj veya glaze işlemi görmüş zirkonya ile, tekrar glaze işlemi yapıldıktan sonra polisaj yapılmış zirkonyanın mine ve porselen restorasyonlar üzerindeki aşındırma etkisini karşılaştırmışlardır. Yaptıkları çalışmanın sonucunda, polisaj yapılmış zirkonya grubunda minedeki madde kaybının anlamlı derecede daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir. Glaze işlemi görmüş ve polisaj yapılmış, sonra yeniden glaze işlemi uygulanmış restorasyonların karşıt dişte anlamlı derecede daha yüksek mine aşınmasına sebep olduğu belirtilmiştir. Kim ve ark. (80) monolitik zirkonya, sıkıştırılabilir seramik ve feldspatik porselen ile ürettikleri örnekleri, çiğneme hareketini taklit eden bir düzenekte değerlendirerek, mine ve feldspatik porselenin madde kaybını incelemişlerdir.

Zirkonya örnekler mine üzerinde en düşük aşındırma etkisi göstermiştir, ancak bu fark anlamlı bulunmamıştır. Monolitik zirkonya restorasyonların üretim aşamasının son basamağı olan bitirme işlemlerinin farklı şekillerde yapılması, restorasyonun fiziksel özelliklerini etkileyebilmektedir sonucuna varmışlardır.

2.3.2. Monolitik Zirkonya Kullanımının Avantajları

- Monolitik zirkonya restorasyonlar yüksek biyouyumluluk gösterirler.
- Birçok materyale göre yüksek ışık geçirgenliği özellikleri dolayısıyla estetikler ve özel boyama solüsyonları ile boyanabilir.
- Yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısı dayanımı (2600°C) gösterirler.
- Aşınma dirençleri doğal diş ile benzerlik gösterir.
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda tercih edilebilir.
- İnley ve onley restorasyonlarda kullanılabilir.
- Restorasyonun uygulanacağı dişler diğer restorasyon çeşitlerine göre daha az preparasyon gerektirir (67, 78).

2.3.3. Monolitik Zirkonya Kullanımının Dezavantajları

-Monolitik zirkonya restorasyonlar, bilgisayar destekli üretim basamağında kullanılan cihazlar, bloklar ve frezlerin maliyeti göz önüne alındığında geleneksel restorasyonlara göre daha pahalıdır.

-Ağızda uyumlama gerektiren durumlarda, tabakalama yöntemi ile üretilen porselene göre uyumlama işlemleri daha hassastır.

- Boyanabilme özellikleri olsa da tabakalama ile işlenmiş bir porselene göre diş benzeri bir görünüm sağlamak daha zordur.

- Kırıldığı zaman tamir edilmesi mümkün olmayabilir.

2.4. Mekanik Kavramlar

2.4.1. Kuvvet

Kuvvet üç özelliğine göre tanımlanır. Bunlar; kuvvetin uygulandığı nokta, büyüklüğü ve yönüdür. Kuvvetin yönü, kuvvetin tipini belirler. Herhangi bir maddeye yeterli kuvvet uygulandığı zaman, madde hareket edebilir ya da yapısına bağlı olarak şekil değişikliğine ya da deformasyona uğrayabilir. Uluslararası birim sisteminde kuvvet birimi “Newton (N)” olarak kabul görmektedir (81).

2.4.2. Gerilim ve Gerilme

Bir yapı kuvvet ile karşılaştığında, direnç gösterir. Bir maddenin birim alanına uygulanan kuvvet olarak da tanımlanan bu içsel tepki gerilim (stres) olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvetin büyüklüğüne eşit ve ters yönlü olarak meydana gelir. “ S veya σ ” olarak ifade edilir. Stres ölçümünün formülü “ $\text{stres} = \text{kuvvet} / \text{alan}$ ”dır. Stres birimi “megapascal (MPa)”dır. Farklı açı ve yönlerde uygulanan kuvvetlere göre farklı gerilim çeşitleri oluşur. Bunlar; çekme, sıkıştırma, makaslama gerilimi ve kompleks gerilimlerdir (81-83).

Çekme gerilimi (Tensile stress); materyali uzatmaya ya da germeye çalışan bir kuvvetin yarattığı deformasyona karşı oluşur.

Sıkıştırma gerilimi (Compressive stress); Bir madde kendisini sıkıştırmaya ya da kısaltmaya çalışan bir kuvvete maruz kaldığında gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Ancak negatif elektrostatik alanın yüksek itme kuvveti nedeniyle, yüksek gerilimlerde bile oluşan gerilme sınırlı kalır.

Makaslama gerilimi (Shear stress); Bir maddeyi diğerinin üzerinden kaydırma ya da döndürme hareketine karşı oluşan direnç olarak tanımlanır.

Kompleks gerilimler; Herhangi bir maddeye tek çeşit gerilim uygulamak oldukça zordur. Yapıda bir gerilim tipi daha baskın olmasına rağmen diğer gerilim tipleri de aynı anda bulunur. Diş hekimliğinde özellikle köprü restorasyonları bu tip gerilimlerle en sık karşılaştığımız örneklerdendir.

Gerilme (Strain); birim alan başına uzunluk değişimi olarak tanımlanır. Yüzde (%) olarak ifade edilir. Gerilme elastik, plastik ya da ikisi bir arada olabilir. Elastik gerilme, geri dönüşümlüdür yani stres ortadan kalktığı zaman atomlar eski haline döner. Plastik gerilme ise materyal içindeki atomların geri dönüşümsüz olarak yer değiştirmesidir (83).

2.4.3. Kırılma Dayanıklılığı

Ağız içerisinde kullanılan dental materyaller çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle, çekme, eğilme, makaslama ve sıkışma kuvvetlerine maruz kalırlar. Çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan bu gerilimler materyalde ya da bağlantı bölgelerinde kırılma ve kopmalara sebep olur. Bu nedenle dental materyallerin yüksek dayanıklılık özelliklerine sahip olmaları gerekir. Kırılma dayanıklılığı, bir cisme belli bir miktarda kuvvet uygulanmasının ardından kırıldığı andaki gerilim miktarı olarak tanımlanır (81, 84). Dayanıklılık birçok etkenle doğrudan ilişkilidir. Bunlar; uygulanan stresin miktarı, kullanılan örneğin şekli, örneğin boyutu, yüzey özellikleri, uygulanan stresin döngü sayısı ve materyalin test edildiği ortamdır (82).

Seramikler rutin olarak dental restorasyonlarda kullanılıyor olmalarına karşın en önemli dezavantajlarından biri özellikle posterior bölgede yüksek oranda klinik başarısızlığa uğramalarıdır (85). Tam seramik kronlar genellikle oluşan gövdesel kırıklar nedeniyle değiştirilir. Bu durum tabakalanan seramiklerde olduğu gibi monolitik zirkonya kronlarda da karşımıza çıkar (86). Tabakalanan seramiklerde meydana gelen kırılmalar alt yapının ya da veneer seramiğinin kalınlığına göre değişebilir. Dental seramiklerin bir çoğu, düşük gerilme ve kırılma dayanıklılıkları nedeniyle kırılman kabul edilir. Bu durum ile materyalin yapısal hataları sebebiyle karşılaşıldığı düşünülmektedir. Dış yüklemeler sonucu ortaya çıkan gerilme kuvvetlerinin bu yapısal sorunlardan ya da sonradan oluşan defektlerden başlayarak kırık oluşturduğu gösterilmiştir. Sonuç olarak, kırıklar genellikle seramiklerin iç yüzeyinden yani gerilme kuvvetlerinin en yüksek olduğu simantasyon yüzeyinden başlar ve gövdesel kırık oluşana kadar dış yüzey boyunca devam eder. Bu nedenle CAD/CAM seramikleri piyasaya sürülmüş, bu materyallerin endüstriyel koşullar altında üretilmesi sayesinde yapısal boşluk, hata ve

çatlaklar önemli derecede azaltılarak mekanik özelliklerin geliştirilmesi amaçlanmıştır (86-88). Kırılgan materyaller, gerilim kuvvetlerine karşı, sıkışma kuvvetlerine göre olduğundan daha dayanıksızdırlar. Bu nedenle gerilme dayanımı (ultimate tensile strength), dental restorasyonların başarısızlık potansiyellerini değerlendirmede, daha anlamlı bulunmaktadır (89). Bükülme direnci, bükme aşamasında materyalin kırılma ya da kopmaya başladığı stres değeridir. Gerilim kuvvetlerine karşı restorasyon dayanıklılığının ölçülmesini sağlar. Yüksek bükülme direncine sahip materyaller, gövdesel kırık oluşumuna karşı daha az hassasiyet gösterir (90). Bükme testlerinin, standart örneklerle ve standart koşullar altında uygulanması güvenli ve tekrarlanabilir sonuçlar alınmasını sağlar (91). Seramik materyallerin bükülme direnci tek eksenli “uni-axial” ve çift eksenli “bi-axial” bükme testleri aracılığıyla belirlenir (92).

2.5. Mekanik Testler

Mekanik test uygulamaları, statik ve dinamik testler olarak ikiye ayrılabilir. Statik testler, materyalde kuvvet altında nasıl bir hasar oluştuğunu belirlemek için kullanılırken, dinamik testler, çiğneme hareketlerinin taklit edilmesini sağlar ve test edilen materyalin klinik ömrü hakkında fikir verir. Literatürde sıklıkla kullanılan mekanik testler; çekme testleri (tensile test), basma testi, eğme testi (bowing test), katlama testi (bending test), darbe testi (impact test), sürünme testi (creeping test), sertlik testi (hardness test) ve yorulma testleridir (fatigue test) (89). Materyalin bükülme direnci ve yorulma dayanıklılığının belirlenebilmesi için tek veya çift eksenli testler kullanılmaktadır. Tek eksenli testler, üç nokta bükme (three-point bending) ve dört nokta bükme (four-point bending) testleridir. Çift eksenli testler ise keskin açıcı uç kullanılanlar ve kullanılmayanlar olarak ikiye ayrılır. Keskin açıcı uç kullanılanlarda, yüzey işleme, kumlama ve çizilmede sert parçacıklarla temas sebebiyle oluşan hasar modelleri taklit edilir. Hasar, girinti yükü ile rahatlıkla kontrol edilir ve nicelleştirilir. Bununla beraber, yüksek bir girinti yükü kullanılması seramik yüzeyine zarar vereceği için, yorulma dayanıklılığı azalacaktır (93).

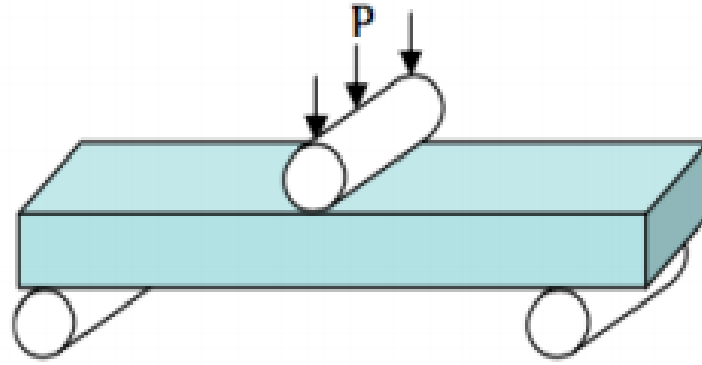
2.5.1. Tek Eksenli Bükme Testleri

Tek eksenli testler; üç nokta bükme ve dört nokta bükme testleridir. Bu testler, kırılğan materyallerin ve metal destekli seramik yapıların dayanıklılıklarının değerdendirilmesi için kullanılır. Örneğın alt yapıda oluşın temel stresler gerilim stresleri olarak karşımıza çıkar ve kırılğan materyal yapısındaki çatlakların oluşumundan genellikle bu stresler sorumlu tutulur (89).

Üç Nokta Bükölme testi

Bu test, aralarında belli bir mesafe bulunan ve iki destek üzerine yerleştirilen örneğlerin tam ortasına uygulanan yükde gerçekleştirilmektedir (94).

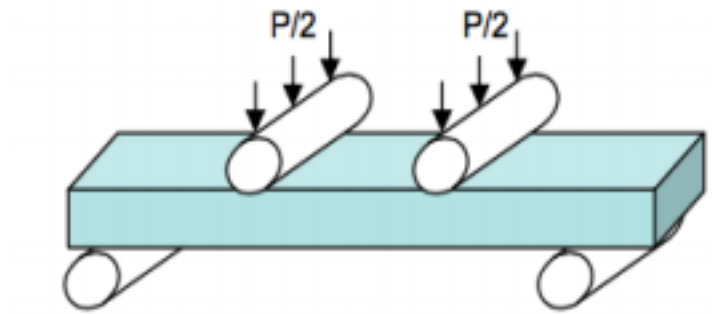
Üç nokta bükölme testinin sınırlamalarından biri, çubuk şeklinde hazırlanan örneğlere uygulanan kuvvet (F) sonucunda, örneğ ortadan kırılmaz ise, gerekli ölçümün yapılması için düzeltme gerekmektedir (82).



Şekil 2.5. Üç nokta bükülme testi

Dört Nokta Bükülme Testi

Dört nokta bükülme testinde ise dikdörtgenler prizması şeklindeki örnekler, üç nokta bükme testinde olduğu gibi iki uçtan desteklenen bir platforma yerleştirilir. Ancak bu testte kuvvet, orta noktaya eşit mesafede iki ayrı noktadan uygulanmaktadır (59, 95).



Şekil 2.6. Dört nokta bükülme testi

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından (proje kodu: THD-2018-17002) kısmi olarak desteklenen tez çalışmamızda piyasada öne çıkan üç farklı marka monolitik zirkonya materyalinden (KATANA, VITA, GC) iki farklı konnektör kalınlığına (2 mm-3 mm) göre hazırlanan, inley tutuculu köprülerin kırılma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirmesi amaçlanmıştır. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya restoratif materyallerinin ürün içerikleri tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmamızda kullanılan ürün içerikleri

Ürün Adı	Ürün İçeriği	Üretici Firma
KATANA	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ ,Diğer	Noritake, Japonya
VITA	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ (%4-6), Al ₂ O ₃ (<%1), SiO ₂ (max. %0.02), Fe ₂ O ₃ (max. %0.01) Na ₂ O (max. %0.04)	VITA Zahnfabrik, Kuzey Amerika
GC	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ (%5.15-5.55), Al ₂ O ₃ (%0.03-0.07), Fe bileşikleri (%0-0.01), Diğer (%0-0.02)	GC Corporation, Japonya

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmada; üç farklı monolitik zirkonya ve iki farklı konnektör kalınlığı olmak üzere toplam altı grup oluşturulacaktır. Power analizine göre gerekli olan örneklem büyüklüğü %80 güç, %95 güven düzeyi ve 0.80 etki büyüklüğünde minimum 54 numune olarak belirlenmiştir.

Her iki kalınlık için, her bir zirkonya materyalinden 18 olmak üzere 54'er tane inley tutuculu restorasyon üretilmiştir. Mevcut 54 numune her grupta 9 numune olacak şekilde altı gruba ayrılmıştır. Elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi (two way ANOVA) testi ile değerlendirilmiştir ($p=0,05$). Çalışmada kullanılan numunelerin gruplandırılması Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

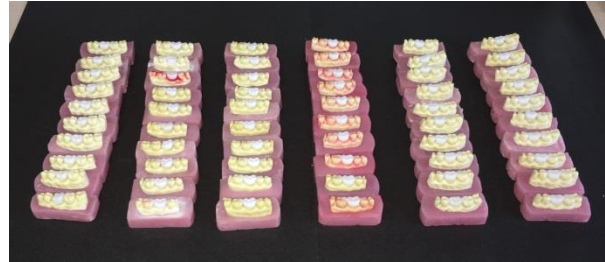
Tablo 3.2. Numunelerin gruplandırılması

	KATANA	VITA	GC
2 mm	9	9	9
3 mm	9	9	9

3.2. Numunelerin Hazırlanması

Fantom alt çene modelinden sağ ve sol birinci molar dişler çıkartılarak yerleri mum ile doldurulup dişsiz kret formu verildi. Sağ taraftaki ikinci premolar ve ikinci molar dişlere 3 mm derinliğinde preparasyon yapılırken sol tarafa 2 mm derinliğinde preparasyon yapıldı.

Kaviteler preparasyon sırasında milimetrik göstergeli periodontal sond ile ölçülerek istenilen boyutlara uygun olması sağlandı.



Şekil 3.1. Modellerin dökülmesi ve gruplandırılması

3.3. Ölçü Alınması ve Model Oluşturulması

Çenelerden A tipi silikon ölçü materyali (Elite HD+ Maxi Putty Soft Fast Setting; Zhermack, İtalya ve Elite HD+ Light Body Fast setting; Zhermack, İtalya) kullanılarak putty wash tekniği ile alınan ölçüler dental laboratuvara (Teknodent Diş Laboratuvarı, Ankara) gönderilip, her bir yarım çene modelden bir adet olacak şekilde toplam 54 adet epoksi rezin model elde edildi. Epoksi modeller akril bloklara gömüldü. Daha sonra modeller CAD/CAM cihazına yerleştirilip üç boyutlu tarandıktan sonra restorasyon tasarımları yapıldı.

3.4. Restorasyonların Üretilmesi ve Simantasyonu

Pica Soft programı (Picasoft dentalcam, Vierzon, Fransa) kullanılarak, her bir preparasyon tipi için üç farklı marka monolitik zirkonya materyalinden 18'er adet inley tutuculu köprü restorasyonu üretildi. (Yenamaks 5 aks, Yena Makina San. Tic. Ltd. Şti. Y. Dudullu, İstanbul)

Her bir restorasyon kendi modeline (SDI Set PP, Avustralya) rezin siman ile talimatlara uygun olarak simante edildi.



Şekil 3.2. Restorasyonların Üretilmesi

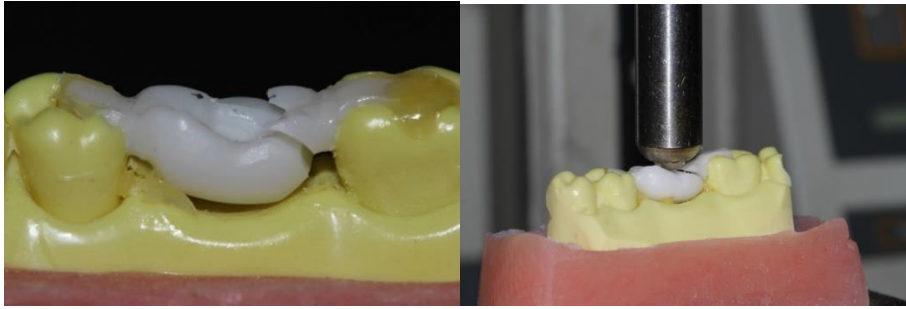
3.5. Kırılma Testi Uygulanması

Kırılma dayanımları; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde universal test cihazında (Instron, Tensometre, İngiltere) kafa hızı 1 mm/dk olacak şekilde, 5 mm

apındaki elik bilye ile restorasyonların gövdelerinin santral fossalarına dikey kuvvet gelecek şekilde uygulanarak lvld.



Şekil 3.3. Restorasyonlara kırılma testi uygulanması



Şekil 3.4. Restorasyonların kırılması

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Tanımlayıcı istatistik olarak sayısal değişkenler için ortalama, standart sapma, ortanca, en küçük ve en büyük değerler, kategorik değişkenler için sayı ve yüzde değerleri alındı. Grupları ve kalınlıkları derinlik açısından karşılaştırmada iki yönlü varyans analizi (two way ANOVA) kullanıldı. Gruplar arasında fark bulunduğu durumda ikili karşılaştırmalar testi yapıldı. Analizler görsel olarak grafiklerle de gösterildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda üç farklı marka monolitik zirkonya materyali ve iki farklı konnektör kalınlığı kullanılarak üretilen inley destekli köprülerin kırılma dayanımları incelenmiştir. Her bir markadan 18 adet olacak şekilde toplam 54 adet örnek üretilmiştir. Bu örneklerin 27 tanesinde 2 mm , 27 tanesinde 3 mm konnektör kalınlığı yapılmıştır.

Kırılma Dayanımı Verilerinin Normallik Testleri

Kırılma dayanımı veri setinin farklı grup, farklı kalınlıklar için ayrı ayrı ve birlikte olmak üzere normal dağılıma uygunluk gösterip göstermediği Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro Wilks testi ile incelenmiştir.

Tablo 4.1. Monolitik zirkonya materyali gruplarına göre normallik varsayımı

Monolitik Zirkonya Materyali		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Değer	sd	p	Değer	sd	p
Kırılma Dayanımı	VITA	0,172	18	0,171	0,937	18	0,256
	GC	0,14	18	,200*	0,973	18	0,857
	KATANA	0,186	18	0,101	0,869	18	0,017

Tablo 4.2. Kalınlıklara göre normallik varsayımı

	KALINLIK	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Değer	sd	p	Değer	sd	p
Kırılma	2 mm	0,128	27	,200*	0,97	27	0,596
Dayanımı	3 mm	0,079	27	,200*	0,982	27	0,913

Tablo 4.3. Grup ve kalınlıklara göre normallik varsayımı

KALINLIK	Monolitik Zirkonya Materyali	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Değer	sd	p	Değer	sd	p
2 mm	VITA	0,137	9	,200*	0,962	9	0,816
	GC	0,134	9	,200*	0,952	9	0,712
	KATANA	0,276	9	0,047	0,806	9	0,024
3 mm	VITA	0,154	9	,200*	0,977	9	0,949
	GC	0,185	9	,200*	0,924	9	0,429
	KATANA	0,173	9	,200*	0,932	9	0,5

(sd: serbestlik derecesi)

(^a:Lilliefors Significance Correction)

(*: This is a lower bound of the true significance)

Buna göre kırılma dayanımı değerlerinin farklı grup, farklı kalınlıklar için ayrı ayrı ve birlikte olmak üzere normal dağılıma uygunluk gösterdiği görülmüştür.

Gruplara Göre Dağılım

Gruplara göre verilerin dağılımı incelendiğinde her bir grupta 18 gözlemin olduğu görülmekte olup üç grupta %33'er oranda dağılmaktadır.

Tablo 4.4 Monolitik zirkonya materyallerinden elde edilen örneklerin sayı ve yüzdeleri

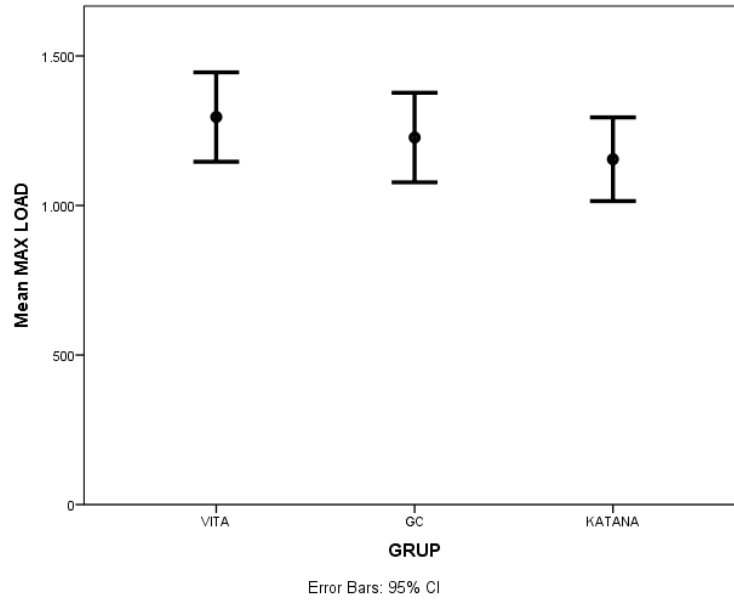
		n	%
Monolitik Zirkonya Materyali	VITA	18	33,3
	GC	18	33,3
	KATANA	18	33,3
	Toplam	54	100

Kırılma Dayanımı Ölçümlerinin Gruplara Göre Tanımlayıcı İstatistikleri

Kırılma dayanımı ölçümlerinin grup ve kalınlıklara göre ortalamaları ve diğer tanımlayıcı istatistikleri verilmiştir.

Tablo 4.5 Monolitik zirkonya materyallerinin kırılma dayanımı ölçümlerinin dağılımı

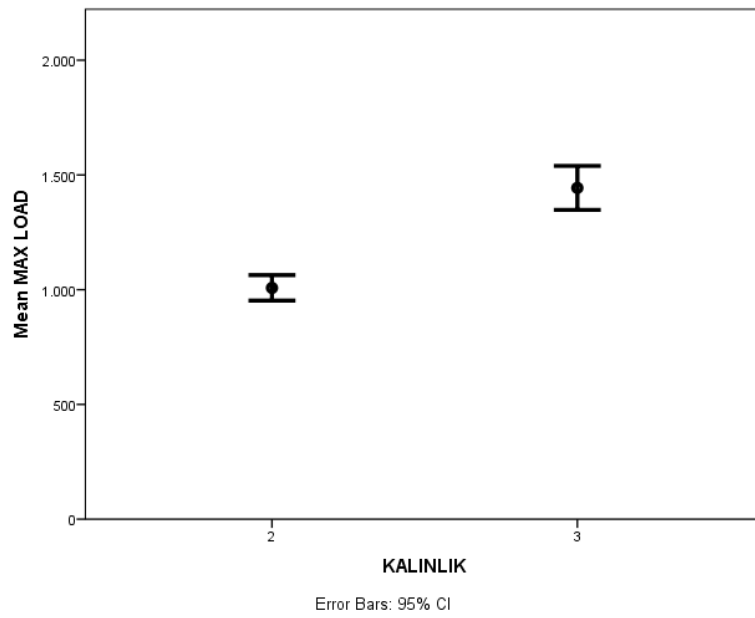
GRUP	n	Ortalama	Standart Sapma (SS)	Ortanca Değer	En Küçük Değer	En Büyük Değer
VITA	18	1295,6	300,6	1213,5	902	1928
GC	18	1227,1	301,2	1216,5	668	1806
KATANA	18	1154,6	281,4	1081,5	871	1772
Toplam	54	1225,8	294,7	1130,5	668	1928



Şekil 4.1. Monolitik zirkonya gruplarına göre kırılma dayanımı-çizgi grafiği

Tablo 4.6 Monolitik zirkonya materyallerinin kalınlıklarının kırılma dayanımı ölçümlerinin dağılımı

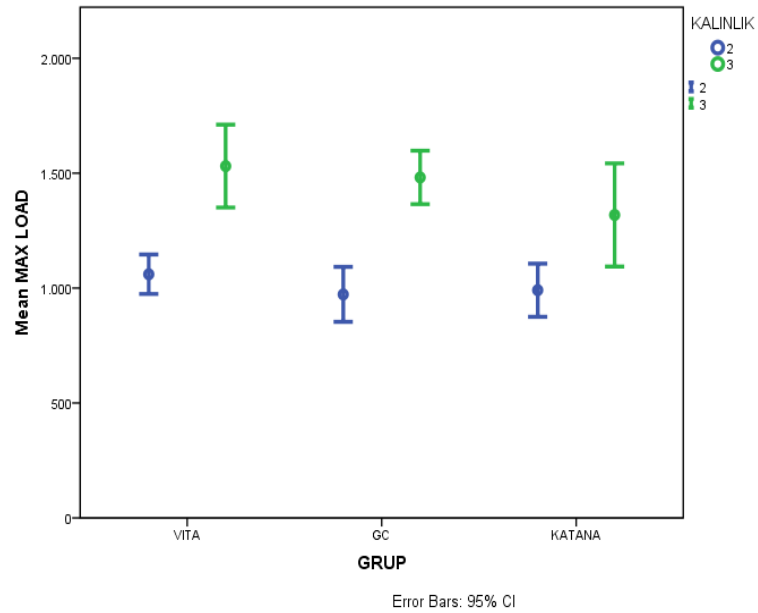
KALINLIK	N	Ortalama	Std. Sapma	Ortanca	Minimum	Maksimum
2 mm	27	1007,9	140,5	969	668	1321
3 mm	27	1443,6	242,3	1474	938	1928
Total	54	1225,8	294,7	1130,5	668	1928



Şekil 4.2 Monolitik zirkonya materyallerinin kalınlıklarının kırılma dayanımı çizgi grafiği

Tablo 4.7. Her bir grup ve her bir kalınlığa göre kırılma dayanımlarının dağılımı

GRUP	KALINLIK	N	Ortalama	Std. Sapma	Ortanca	Minimum
VITA	2	9	1060,33	111,844	1057	902
	3	9	1530,89	234,371	1509	1109
	Toplam	18	1295,61	300,579	1213,5	902
GC	2	9	972,67	155,555	958	668
	3	9	1481,56	151,17	1480	1260
	Toplam	18	1227,11	301,15	1216,5	668
KATANA	2	9	990,78	150,497	924	871
	3	9	1318,33	291,968	1285	938
	Toplam	18	1154,56	281,381	1081,5	871
Total	2	27	1007,93	140,521	969	668
	3	27	1443,59	242,343	1474	938
	Toplam	54	1225,76	294,694	1130,5	668

**Şekil 4.3** Grup ve kalınlıklara göre kırılma dayanımı-çizgi grafiği

**Kırılma Dayanımı Ölçümlerinin Grup ve Kalınlıklara Göre
Farklılaşmasının Belirlenmesi İçin İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları**

Kırılma dayanımı ölçümlerinin grup, kalınlık ve grup-kalınlık etkileşimine göre anlamlı farklılık gösterip göstermediğinin tespiti için yapılan iki yönlü varyans analizi sonuçları verilmiştir.

Tablo 4.8 İki yönlü varyans analizi

Kaynak	Tip III Kareler Toplamı	Sd	Ortalama Kare	F	p
Düzeltilmiş Model	2823693,204 ^a	5	564738,641	15,237	0,000*
Kesişim	81134231,13	1	81134231,1	2189,04	0,000*
GRUP	179119,37	2	89559,685	2,416	0,100
KALINLIK	2562373,5	1	2562373,5	69,134	0,000*
GRUP - KALINLIK	82200,333	2	41100,167	1,109	0,338
Hata	1779066,667	48	37063,889		
Total	85736991	54			
Düzeltilmiş Model	4602759,87	53			

*p<0,05

Tablo 4.8’de de görüldüğü gibi kırılma dayanımı ölçümleri grupların kalınlığına göre kırılma dayanımı ölçümleri kalınlık gruplarına göre anlamlı düzeyde farklılık gösterirken ($p<0,05$), gruplara göre ve grup-kalınlık etkileşimine göre anlamlı düzeyde farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). Konnektör kalınlığı 3 mm olan materyallerin kırılma dayanımı ortalaması konnektör kalınlığı 2 mm olan gruptan anlamlı derecede daha yüksektir.

5. TARTIŞMA

Literatür bilgilerine dayanarak, dental arkta bulunan tek diş eksikliklerinin hastaya estetik ve fonksiyonel açıdan verdiği rahatsızlığı gidermek amacıyla birçok tedavi seçeneği tercih edilebilir. Bu noktada önemli olan tercih edilen materyal veya metodun hasta ve hekim açısından en uygun ve tatmin edici seçenek olmasıdır.

Tek diş eksikliğin tedavi seçenekleri arasında çoğunlukla tercih edilen, metal-seramik ya da tam seramik sabit protezlerdir. Bu restorasyonların en büyük dezavantajı, diş dokusundan fazla miktarda preparasyon gerektirmesidir. Bu açıdan minimal preparasyon gerektiren inley destekli sabit protezler konservatif bir tedavi alternatifi olmuştur (4).

İlk süren daimi diş olan alt birinci büyük azı dişleri okluzyon ve çiğneme fonksiyonunun temelini oluşturur. Bu dişlerin sürmesi erken çocukluk döneminin bitmesiyle örtüştüğünden bu durum en çok çürüten ve kaybedilen azı dişi olma şanssızlığını taşımaktadır (96). Ağızda en sık eksikliği görülen dişlerin alt birinci azılar olması nedeniyle çalışmamızda 36 ve 46 numaralı dişlerin eksikliği model olarak kullanılmıştır.

Song ve ark. (97) yaptıkları bir çalışmada, iki preparasyon tasarımı ve gövde uzunluğunda fiber destekli kompozit ile yapılan inley tutuculu köprülerin, gerçek dişlerden elde edilen modeller üzerindeki kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Kutu şekilli preparasyona ait köprü, tüp şekilli preparasyona yapılan köprüden daha dayanıklı bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da destek dişlere kutu şekilli preparasyonlar uygulanmıştır.

İnley tutuculu restorasyonlarla ilgili yapılan çalışmaların kendi içerisinde karşılaştırılabilmesi için genellikle standart konnektör alanı uygulanmıştır. Posterior dişlerde bu alan genellikle çalışmalarda 4 x 4 olarak belirlenmiştir (4, 98, 99). Konnektör alanının kırılma dayanımına etkisi genelde geleneksel sabit protezler üzerinde değerlendirilmiştir. Larsson ve ark. (100), zirkonyanın diğer tam seramik restorasyonlardan daha dayanıklı olduğu düşüncesinden yola çıkarak gereken en küçük konnektör miktarını bulmak için bir çalışma yapmışlardır. 35 ve 36 numaralı dişlerin

eksik olduğu modelleri elde ederek zirkonyadan 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm ve 4 mm yüksekliğine sahip konnektörü olan 4 üyeli sadece kor şeklindeki köprü restorasyonları hazırlamışlardır. Bu restorasyonları akrilik modeller üzerine simante edip, termal siklus ile 5000, çiğneme simülatörü ile 10.000 siklus yaşlandırma uygulayıp, kırılma dayanımlarını ölçmüşlerdir. 2 mm ve 2,5 mm konnektör yüksekliği olan köprüler, çiğneme simülatöründe 10.000 siklusa ulaşmadan kırılmıştır. Molar bölgeye uygulanacak zirkonya destekli tam seramik 4 üyeli protezler için konnektör çapının en az 4 mm² olması gerektiği sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda da en düşük konnektör çapı 4 mm² olarak hazırlanmıştır.

Günümüzde monolitik zirkonya kronların; kırılma dayanımları, estetik görünüşleri, karşıt dişte minimal aşındırma özellikleri, konservatif yaklaşım ve uzun dönem klinik başarı oranları sayesinde kullanımı yaygınlaşmıştır (89).

Tinschert ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada (101), posterior bölgede üç üyeli tek diş eksikliği olan IPS empress, monolitik zirkonya ve zirkonya destekli porselen restorasyonların kırılma dayanımının incelendiği bir çalışmada monolitik zirkonyanın mekanik özellikleri sebebiyle yüksek kuvvetlere maruz kalan posterior bölgedeki kullanımının daha güvenilir olduğu gösterilmiştir.

Kılıçarslan ve ark. (98), geleneksel metal destekli seramik sabit protez ile, metal destekli seramik, lityum disilikat cam seramik ve zirkon destekli seramik ile yapılan inley tutuculu restorasyonların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Restorasyonlar gövde mesafesi 11 mm, konnektör alanı ise 4 x 4 mm olacak şekilde hazırlanmıştır. Çalışmanın sonucunda inley tutuculu zirkon destekli seramik köprünün kırılma dayanımının (1247 N), geleneksel metal destekli seramik köprüye (1318 N) yakın değere sahip olduğu, inley tutuculu metal-seramik köprünün ise posterior (958 N) bölgede çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek kapasitede olduğu bulunmuştur. Lityum disilikat alt yapılı numuneler ise anlamlı derecede düşük kırılma dayanımına sahip çıkmıştır (303 N). Bizim çalışmamızda ise inley tutuculu monolitik zirkonya köprünün kırılma dayanımı 2 mm konnektör kalınlığında ortalama 969 N, 3 mm konnektör kalınlığında ise ortalama 1474 N olarak bulunmuştur.

Geleneksel tam kron köprü protezlerin inley tutuculu köprülerle karşılaştırmasını içeren in vivo çalışmalar da mevcuttur. Wolfart ve ark. (102), klinik olarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS emax press) yaptıkları 81 adet geleneksel köprüyle 45 adet inley tutuculu köprünün klinik takibini yapmışlardır. Geleneksel tam kron köprülerin 4 yıllık takip sonucunda başarı oranı %100, ortalama 37 ay takip süresi olan inley tutuculu köprülerin başarı oranı ise %87 olarak bulunmuştur. Lityum disilikat kullanılarak üretilen inley destekli köprülerin sağ kalım oranlarının düşük olmasının sebebi konnektör kırığı olmuştur. Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımı lityum disilikata göre daha üstündür (103). Çalışmamızda bu sebeple monolitik zirkonya kullanılmış ve in vitro olarak başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçların in vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Hastaların artan beklentileri nedeniyle, estetikten ödün vermeden yüksek kırılma dayanımlı restoratif seçenek sunmak, hekimler tarafından karşılaşılan bir sorundur. Konservatif preparasyon yapıldığında, kullanılan kor materyalinin opaklığı estetikte dezavantaj oluşturmaktadır. Ayrıca üst yapıda kullanılan veneer materyalinin dayanıklılığının, kor materyalinden daha düşük olmasından dolayı chipping meydana gelmektedir (104).

Bizim çalışmamızda; nispeten yüksek ışık geçirgenliği sebebiyle estetik olması, kısıtlı preparasyon miktarlarında dahi yeterli kırılma dayanımı sergilemesi, karşıt dişte oluşturduğu düşük aşınma miktarı ve tabakalanan porselende karşılaşılan chipping, delaminasyon gibi komplikasyonların görülmemesi sebebiyle monolitik zirkonya tercih edilmiştir.

Johansson ve ark. (103), iki marka monolitik zirkonya kron, bu iki monolitik zirkonya üzerine veneer uygulanan kron, monolitik lityum disilikat ve zirkonya destekli seramik kron restorasyonların kırılma dayanımlarını karşılaştırılmıştır. Kronlar polioksietilen rezin materyalden yapılan day modele simante edilip termal siklus ile 5000, çiğneme simülatörü ile 10.000 siklus yaşlandırılıp basma testi uygulanmıştır. Monolitik zirkonya kronların iki markası da (2795 N ve 3038 N) diğer bütün gruplardan, zirkonya destekli seramik kronlar ise (2229 N) monolitik lityum disilikat kronlardan

(1856 N) ve veneerlenmiş monolitik zirkonya kronlardan (1480 N ve 1808 N) anlamlı derecede dayanıklı çıkmıştır.

Lameira ve ark. (105), polisajlı monolitik zirkonya, glaze işlemi uygulanmış monolitik zirkonya ve venner uygulanmış zirkonya (0.8 mm zirkonya koping + 0.7 mm porselen veneer) kronların çiğneme simülatörü ile yaşlandırılma sonucu kırılma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Monolitik zirkonya restorasyonların kalınlıkları 1,5 mm olacak şekilde üretilmiş ve standart olarak prepare edilmiş sığır dişi üzerine simante edilmiştir. Polisaj işlemi elmas separe ve kıl fırça ile, glaze işlemi ise glazür fırını ile gerçekleştirilmiştir. Kronlar simante edildikten sonra 2.500.000 siklus çiğneme simülasyonu uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda polisajlı zirkonya ($3476.2 \text{ N} \pm 791.7 \text{ N}$) ile glazeli zirkonya kronlar ($3561.5 \text{ N} \pm 991.6 \text{ N}$) arasında fark bulunmazken, bu iki grup da veneer uygulanmış zirkonya kronlardan ($2060.4 \text{ N} \pm 810.6 \text{ N}$) daha dayanıklı görülmüştür.

Literatürde translusent zirkonyanın karışıt dişte yarattığı aşındırmayla ilgili yapılan çalışmalar mevcuttur. Kim ve ark. (80) yaptıkları bir çalışmada, üç farklı marka monolitik zirkonya (Prettau, Lava ve Rainbow), lityum disilikat cam seramik (IPS e.max Press) ve feldspatik porselenin (Vita-Omega) minede ve feldspatik porselende oluşturduğu aşınmayı değerlendirmişlerdir. Sonuçta, minenin porselene göre daha çok aşındığını ve en az aşındırmayı ise monolitik zirkonyaların oluşturduğunu bulmuşlardır.

Restorasyonların simantasyonu için adeziv ya da nonadeziv simanlar kullanılmaktadır. Zirkonya restorasyonların bir avantajı hem geleneksel hem de rezin simanların kullanılabilmesidir. Bunu belirleyen faktör preparasyonun retansiyon formu ve karşılaması beklenen kuvvetler olmalıdır. Preparasyon kısa, aşırı konik ve üzerine fazla yük geliyorsa adeziv siman kullanımı endikedir. Bu durumlarda rezin siman kullanımı restorasyona maksimum retansiyon sağlar, mikrosızıntıyı önler ve materyalin kırılma dayanımını artırır. Resin simanlarda izolasyon ve destek dişin hazırlanması gibi detaylar fazla olduğu için cam iyonomer ve çinkofosfat gibi geleneksel simanlara göre daha titiz davranılması gerekmektedir. Simantasyon yüzey alanı geniş ve duvarların açısı yeterli mekanik tutunmayı sağlayabilecek biçimde ise geleneksel yöntemler kullanılabilir (107).

Kim ve ark. (108), yaptıkları bir çalışmada çeşitli simanların zirkonyaya bağlanma dayanımlarına bakmışlardır. İki geleneksel cam iyonomer siman (GICs) (Fuji I), iki rezin modifiye cam iyonomer siman (RMGICs) (Fuji Plus), iki kompomer siman (Principle, PR; 60 Ionotite F, IT), bir adeziv rezin siman (Panavia F 2.0, PV), ve bir self-adeziv rezin siman (RelyX Unicem, UC) kullanmışlardır. Zirkonya disklerle Al_2O_3 ile kumlama ve izopropil alkolle ultrasonik temizleme yapıldıktan sonra simanları uygulamışlardır. Distile suda 48 saat bekleyen örneklerin yarısına 5-55°C'de 10.000 siklus termal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Shear bond dayanım testi uygulanan örneklerin içinde en yüksek dayanıma adeziv rezin simanın sahip olduğu görülmüştür. Ayrıca termal siklus öncesi ve sonrası bağlanma dayanımında anlamlı bir azalma söz konusu olmamıştır.

Behr ve ark. (109) yaptıkları bir çalışmada rezin simanla yapıştırmanın, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin ve tam seramik kronların kırılma direncini artırdığını bildirmişlerdir. Geleneksel simanlara göre adeziv rezin simanla yapıştırmanın tam seramiklerin kırılma oranını belirgin derecede düşürdüğü ifade edilmiştir (110, 111). Resin simanlar, seramiklerde pöröz defektleri kapatarak restorasyonun direncini ve stabilitesini artırmaktadırlar. Adezyon teknolojisinin gelişmesiyle günümüzde çeşitli resin simanlar piyasaya sürülmüştür. Klinik başarı için simanla güçlü bir adezyon elde edilip, diş yapısı desteklendiğinde restorasyonun dayanıklılığı da artmaktadır. İyi bir seramik resin bağlantısının elde edilmemesi sonucu zamanla restorasyonun marjinal bütünlüğü, tutuculuğu bozulabilmekte ve bu durum, restorasyonun kırılmasına yol açabilmektedir (112). Aslında adeziv bond, porselen iç yüzeyindeki çatlak oluşumunu engelleyerek, kırık oluşumunu da azaltmaktadır (113, 114). Bu nedenlerden dolayı adeziv siman tipi tam seramik restorasyonların başarısını etkilemektedir (110, 115). Bu çalışmada iyi bir adezyon sağlamak ve restorasyonların direncini artırmak için asitleme işlemini takiben (SDI Set PP Avustralya) resin siman kullanılmıştır .

Kırılma testlerinin uygulaması sırasında test cihazının yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı dayanıklılık artar ve hatalı veriler elde edilebilir. Bu nedenle yükleme hızı mümkün olduğunca düşük olmalıdır. Araştırmacılar yükleme hızının 0.5-1 mm/dakika olmasının sonuçları değiştirmediğini 1

mm/dakikadan yüksek olan yükleme hızının hatalı sonuçlara neden olduğunu bildirmişlerdir (116-118).

Bilimsel sonuçların ışığında çalışmamızda yükleme kuvveti 1 mm/dakika başlık hızı ile uygulanmıştır.

Materyallerin mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan üç nokta bükülme ve dört nokta bükülme testleri için hazırlanan örnekler, standart ebatlarda düzgün geometrik şekillerde olduğu için karşılaştırma yapmak mümkün olabilmektedir. Kron veya köprü gibi restorasyonların ise kırılma dayanımlarının ölçülmesi net ebatlarda hazırlanamadığı için standart değildir. Bu tarz testler restorasyonların uzun dönem yorucu stresler altındaki özellikleri hakkında kesin bilgi vermez. Ancak restorasyonların taklit edilmeye çalışılan ağız ortamındaki in vitro sınırlar içerisinde yük taşıma kapasitesi hakkında bilgi verir. İn vitro dayanıklılık çalışmaları klinik çalışmalar için temel teşkil edebilirler (119).

İN vitro çalışmalarda elde edilen değerlerin klinik ortamdan farklı olması muhtemeldir. Çünkü ağız ortamında meydana gelen kuvvetler birden fazla doğrultudadır. Bu nedenle, dental materyallerin güvenilirliğini kanıtlamak için klinik incelemeler yapılması gereklidir (98).

Çalışmamızın bulgularına göre bütün örneklerde basma testi sonucunda konnektör kırığı gözlenmiştir. Piyasada yaygın olarak kullanılan markaların kırılma dayanımları büyükten küçüğe doğru VITA (1295 N), GC (1227 N), KATANA (1154 N) şeklinde sıralanmış olup istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kırılma dayanımı; konnektör kalınlıklarının 2 mm seçildiği örneklerde ortalama 1007 N , 3 mm seçildiği örneklerde ise ortalama 1443 N tespit edilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İn vitro olarak yürüttüğümüz çalışmanın laboratuvar deneysel koşulları ve sınırları dahilinde sonuçları şu şekildedir

1. İnley destekli adeziv köprülerin yapımında kullandığımız bütün monolitik zirkonya blok markalarının dayanıklılığı, posterior bölge restorasyonlarının gerekli minimum dayanımı olan 500 Newtonun üzerindedir
2. Kullandığımız monolitik zirkonya blok markalarının kırılma dayanımları büyükten küçüğe doğru VITA, GC, KATANA şeklinde olup sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı değildir.
3. Yükleme sonrası bütün restorasyonlarda kırık konnektör bölgesinde görülmüştür.
4. Restorasyonlar, konnektör kalınlıklarının kırılma dayanımına etkisini değerlendirmek için iki gruba ayrılmıştır ve kırılma dayanımları konnektör kalınlıklarına göre anlamlı şekilde farklılık göstermiştir.
5. Konnektör kalınlığı 2 mm ve 3 mm olan her iki grup da posterior bölgede yeterli olan minimum kırılma dayanımını sağlamıştır.
6. Çalışmamızda in vitro olarak inley destekli adeziv köprülerin kırılma dayanımları posterior tek diş eksikliklerinin tedavisinde yeterli bulunsa da benzer in vitro ve uzun süreli klinik çalışmalarla desteklenmelidir.

7. KAYNAKLAR

1. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(5):503-9.
2. Ramos Nde C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(7):870-8.
3. Karaokutan I, Yilmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging. *Journal of prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*. 2016;25(6):472-7.
4. Mohsen CA. Fracture resistance of three ceramic inlay-retained fixed partial denture designs. An in vitro comparative study. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*. 2010;19(7):531-5.
5. Carvalho W, Casado PL, Caula AL, Barboza EP. Implants for single first molar replacement: important treatment concerns. *Implant Dentistry*. 2004;13(4):328-35.
6. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, Lang SC. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 2001.
7. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1998;13(2):212-8.
8. Gomez-de Diego R, Mang-de la Rosa Mdel R, Romero-Perez MJ, Cutando-Soriano A, Lopez-Valverde-Centeno A. Indications and contraindications of dental implants in medically compromised patients: update. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2014;19(5):e483-9.
9. Parr GR. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 54(4):611-2.
10. Moscovitch M. Molar restorations supported by 2 implants: an alternative to wide implants. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2001;67(9):535-9.
11. Dalkiz M, Zor M, Aykul H, Toparli M, Aksoy S. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. *Implant Dentistry*. 2002;11(3):293-300.
12. Marcus SE, Drury TF, Brown LJ, Zion GR. Tooth retention and tooth loss in the permanent dentition of adults: United States, 1988-1991. *Journal of Dental Research*. 1996;75 Spec No:684-95.
13. Sadan A, Blatz MB, Salinas TJ, Block MS. Single-implant restorations: a contemporary approach for achieving a predictable outcome. *Journal of oral and maxillofacial surgery : Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2004;62(9 Suppl 2):73-81.
14. Salinas TJ, Block MS, Sadan A. Fixed partial denture or single-tooth implant restoration? Statistical considerations for sequencing and treatment. *Journal of oral and maxillofacial surgery : Official Journal Of The American Association Of Oral And Maxillofacial Surgeons*. 2004;62(9 Suppl 2):2-16.

15. Mombelli A, Mericske-ster R. Microbiological features of stable osseointegrated implants used as abutments for overdentures. *Clinical Oral Implants Research*. 1990;1(1):1-7.
16. Mombelli A, Oosten M, Schürch E, Lang N. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Molecular Oral Microbiology*. 1987;2(4):145-51.
17. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of fixed prosthodontics. Book reviews *J Prosthodont*. 1997;6:316-20.
18. Koth DL. Full crown restorations and gingival inflammation in a controlled population. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 1982;48(6):681-5.
19. Hebel K, Gajjar R, Hofstede T. Single-tooth replacement: bridge vs. implant-supported restoration. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2000;66(8):435-8.
20. Creugers NH, Kayser AF, van 't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dentistry And Oral Epidemiology*. 1994;22(6):448-52.
21. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 1986;56(4):416-21.
22. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1970;81(6):1395-401.
23. Bergenholtz G, Nyman S. Endodontic complications following periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *Journal of Periodontology*. 1984;55(2):63-8.
24. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
25. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Yayın. 2004(24):183-9.
26. Eskimez Ş. Adeziv köprüler ve klinik uygulamalar. *Adeziv Köprüler ve Klinik Uygulamaları İstanbul: Quintessence Yayıncılık*. 2008:75-118.
27. Monaco C, Cardelli P, Özcan M. Inlay-retained zirconia fixed dental prostheses: modified designs for a completely adhesive approach. *Journal of the Canadian Dental Association*. 2011;77(4):237.
28. Karaalioğlu Agdo, Duymuş Zy. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Sabit Bölümlü Protez Yapımında Kullanımları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;2008(2).
29. Eskimez Ş, Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları. İstanbul. Quintessence Yayıncılık 2008. 75-8 p.
30. Edelhoff D, Sorensen J. Tooth Structure Removal Associated with Various Preparation Designs for Posterior Teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2002. 241-9 p.

31. Mohsen C. Fracture Resistance of Three Ceramic Inlay-Retained Fixed Partial Denture Designs. An In Vitro Comparative Study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010. 531-5 p.
32. Thompson MC, Thompson KM, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: a literature review. *Australian Dental Journal*. 2010;55(2):120-7; quiz 231.
33. Milleding P, Ortengren U, Karlsson S. Ceramic inlay systems: some clinical aspects. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 1995;22(8):571-80.
34. Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(5):536-42.
35. Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *Journal Of Dental Research*. 2002;81(9):623-7.
36. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(12):1513-20.
37. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 38(2):216-25.
38. Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *International Journal Of Computerized Dentistry*. 2004;7(1):11.
39. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1988;117(6):715-20.
40. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F. [The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]. *Die Quintessenz*. 1987;38(3):457-70.
41. Çelik G, Sarı T, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2013;16(1):74-82.
42. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2006;137(9):1289-96.
43. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;32(2):58-72.
44. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal Of Prosthodontic Research*. 2016;60(2):72-84.
45. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of prosthodontics : Official Journal Of The American College Of Prosthodontists*. 2015;24(4):313-21.
46. Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, Reich S. Intraoral scanning systems - a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2015;18(2):101-29.
47. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Maxillary and Mandibular Rehabilitation in the Esthetic Zone Using a Digital Impression Technique and

- CAD/CAM-fabricated Prostheses: A Multidisciplinary Clinical Report. *Operative Dentistry*. 2015;40(4):350-6.
48. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal Of Dentistry*. 2007;35(12):903-8.
 49. Witkowski S. CAM in dental technology. *Quintessence Dental Technology*. 2005;28:169-84.
 50. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics Of North America*. 2011;55(3):559-70, ix.
 51. Prudente MS, Davi LR, Nabbout KO, Prado CJ, Pereira LM, Zancopé K, et al. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(3):377-83.
 52. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *Journal of International Oral Health : JIOH*. 2015;7(4):96-104.
 53. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. 2008;204(9):505-11.
 54. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2002;15(2):122-8.
 55. Mörmann WH, Brandestini M. The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM. Mörmann WH. *Quintessence State of the art of CAD/CAM restorations*. 2006;20:1-7.
 56. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2008;29(8):482, 4, 6-8 passim.
 57. Tapie L, Lebon N, Mawussi B, Fron-Chabouis H, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations--accuracy from a mechanical engineering viewpoint. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2015;18(4):343-67.
 58. Correia A, Sampaio Fernandes J, Cardoso J, Leal-Da-Silva C. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. *Rev Odontol UNESP*. 2006;35(2):183-89.
 59. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2006;137 Suppl:14s-21s.
 60. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *Journal of Dentistry*. 2013;41(12):1164-74.
 61. Yoon HI, Yeo IS, Yi YJ, Kim SH, Lee JB, Han JS. Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*. 2014;40:369-74.

62. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal Of Dentistry*. 2015;43(1):133-9.
63. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(1):22-9.
64. Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2014;27(3):264-6.
65. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials : Official Publication Of The Academy Of Dental Materials*. 2012;28(4):449-56.
66. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*. 2014;35:93-101.
67. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(12):1201-8.
68. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(1):59-66.
69. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental materials : Official Publication Of The Academy Of Dental Materials*. 2014;30(12):E419-24.
70. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. 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*. 2013;20:113-25.
71. Amer R, Kurklu D, Kateeb E, Seghi RR. Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(5):1151-5.
72. Hmaidouch R, Muller WD, Lauer HC, Weigl P. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *International Journal Of Oral Science*. 2014;6(4):241-6.
73. Kim HK, Kim SH. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental materials : Official Publication Of The Academy Of Dental Materials*. 2014;30(9):E229-37.
74. Kim M-J, Ahn J-S, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*. 2013;5(2):161-6.
75. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*. 2012;28(4):449-56.

76. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal Of Dentistry*. 2014;42(6):684-90.
77. Kontos L, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(3-4):482-7.
78. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clinical oral investigations*. 2017;21(4):1165-72.
79. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence International* (Berlin, Germany : 1985). 2013;44(5):393-405.
80. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *Journal Of Dentistry*. 2012;40(11):979-88.
81. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
82. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2013.
83. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara*. 1993:515.
84. Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(6).
85. Alshehri SA. An Investigation into the Role of Core Porcelain Thickness and Lamination in Determining the Flexural Strength of In-Ceram Dental Materials. *Journal of Prosthodontics*. 2011;20(4):261-6.
86. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *Journal of applied oral science : Revista Fob*. 2004;12(Spe):26-36.
87. Al-Makramani Bma, Razak Aaa, Abu-Hassan MI. Evaluation of load at fracture of Procera AllCeram copings using different luting cements. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2008;17(2):120-4.
88. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 2004;31(7):682-8.
89. Ban S, Anusavice K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal Of Dental Research*. 1990;69(12):1791-9.
90. Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2003;61(2):87-92.
91. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81(6):652-61.

92. Xu Y, Han J, Lin H, An L. Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. *Regenerative Biomaterials*. 2015;2(4):239-44.
93. Zhang Y, Lawn BR. Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2005;72(2):388-92.
94. Chandler HH. Skinner's science of dental materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 30(1):113-4.
95. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *The International Journal Of Prosthodontics*. 1996;9(5):434-9.
96. Khan AA. The permanent first molar as an indicator for predicting caries activity. *International Dental Journal*. 1994;44(6):623-7.
97. Song HY, Yi YJ, Cho LR, Park DY. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(4):347-53.
98. Kilicarslan MA, Kedici PS, Kucukesmen HC, Uludag BC. In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay-retained resin-bonded fixed partial dentures. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(4):365-70.
99. Saridag S, Ozyesil AG, Pekkan G. Fracture strength and bending of all-ceramic and fiber-reinforced composites in inlay-retained fixed partial dentures. *Journal of Dental Sciences*. 2012;7(2):159-64.
100. Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 2007;34(9):702-9.
101. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2001;14(3):231-8.
102. Wolfart S, Bohlens F, Wegner SM, Kern M. A preliminary prospective evaluation of all-ceramic crown-retained and inlay-retained fixed partial dentures. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2005;18(6):497-505.
103. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(2):145-53.
104. Mollers K, Patzold W, Parkot D, Kirsten A, Guth JF, Edelhoff D, et al. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(8):e171-5.
105. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *BioMed research international*. 2015;2015:418641.

106. Ohlmann B, Gabbert O, Schmitter M, Gilde H, Rammelsberg P. Fracture resistance of the veneering on inlay-retained zirconia ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2005;63(6):335-42.
107. Griffin JD, Jr. Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry today*. 2013;32(1):124, 6-31.
108. Kim MJ, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: surface chemical aspects. *Journal Of Dentistry*. 2011;39(11):795-803.
109. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2003;16(5):538-42.
110. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2001;86(5):511-9.
111. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *The International Journal Of Prosthodontics*. 1995;8(5):413-20.
112. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2003;89(3):268-74.
113. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(6):557-62.
114. Saracoglu A, Cura C, Cotert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 2004;31(8):790-7.
115. Ohlmann B, Gruber R, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2008;100(3):211-9.
116. Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dental materials : Official Publication Of The Academy Of Dental Materials*. 1994;10(3):172-7.
117. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *The International Journal Of Prosthodontics*. 1993;6(5):462-7.
118. Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dental materials : Official Publication Of The Academy Of Dental Materials*. 1999;15(5):342-8.
119. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015;73(8):602-8.

8. ÖZGEÇMİŞ

-KİŞİSEL BİLGİLER

ADI SOYADI : BURAK AĞAR

DOĞUM TARİHİ VE YERİ : 18.05.1992 ANKARA

HALEN GÖREVİ : ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ

TELEFON : 05554415001

E MAİL : burakagar4124@gmail.com

2- EĞİTİM

2010-2015 HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

2006-2010 MİLLİ PİYANGO ANADOLU LİSESİ ANKARA

2006 GÜLEN MUHARREM PAKOĞLU İLKÖĞRETİM OKULU

3- AKADEMİK DENEYİM

2016 HALEN ARAŞTIRMA GÖREVLİSİ, HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

4.BİLİMSEL FAALİYETLERİ

2016 2-4 ARALIK INTERNATIONAL TEAM FOR IMPLANTOLOGY TÜRKİYE AZERBAYCAN KONGRESİ (KATILIM)

2017 4-6 MAYIS 22. BASS KONGRESİ YUNANİSTAN (1 ADET POSTER SUNUMU)

21-24 EYLÜL 23. TDB KONGRESİ (2 ADET POSTER SUNUMU)

28-30 EYLÜL 41. EPA KONGRESİ ROMANYA (KATILIM)

4 KASIM YUMUŞAK DOKUNUN ÖNEMİ SEMPOZYUMU NOBEL (KATILIM)

1-3 ARALIK INTERNATIONAL TEAM FOR IMPLANTOLOGY TÜRKİYE AZERBAYCAN KONGRESİ (KATILIM)

2018 11 MART DENTAL İMPLANTOLOJİ KONGRESİ MEDENTİKA (KATILIM)

11 NİSAN 3. ESTHETİC UPDATE İVOCLAR İSTANBUL (KATILIM)

10-13 MAYIS PIEG ANTALYA (1 ADET POSTER SUNUMU)