TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI RESTORASYON MATERYALLERİNİN İKİ FARKLI PREPERASYON ŞEKLİ İLE HAZIRLANMIŞ ONLEY RESTORASYONLARININ ADAPTASYONUNA VE KIRILMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

ŞÜKRÜ CAN AKMANSOY

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ERKUT KAHRAMANOĞLU
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL-2023

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI RESTORASYON MATERYALLERİNİN İKİ FARKLI PREPERASYON ŞEKLİ İLE HAZIRLANMIŞ ONLEY RESTORASYONLARININ ADAPTASYONUNA VE KIRILMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

ŞÜKRÜ CAN AKMANSOY

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ERKUT KAHRAMANOĞLU
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL-2023

Sağlık Bilimleri Enstitüsü	**DOKTORA TEZ ONAY FORMU**	**Doküman No: SBE-DR-9f** **İlk Yayın Tarihi: 18.01.2022** **Revizyon Tarihi:09.05.2022** **Revizyon No:01**

Kurum	: Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program türü	: Doktora
Anabilim Dalı	: Protetik Diş Tedavisi
Tez Sahibi	: Şükrü Can AKMANSOY
Sınav Tarihi ve Saati	: 31.08.2023 – 10.00
Tez Başlığı	: Farklı Restorasyon Materyallerinin İki Farklı Preperasyon Şekli İle Hazırlanmış Onley Restorasyonlarının Adaptasyonuna Ve Kırılma Dayanıklılığına Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi

Bu çalışma, içerik ve kalite bakımından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

JÜRİ ÜYELERİ	**Unvan, Adı-Soyadı (Kurum adı)**	**İmza**
Danışman	Doç. Dr. Erkut KAHRAMANOĞLU (Marmara Üniversitesi)	
Üye	Doç. Dr. Yılmaz Umut ASLAN (Marmara Üniversitesi)	
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Hatice Banu ÖZEL UYSAL (Marmara Üniversitesi)	
Üye	Prof. Dr. Olcay ŞAKAR (İstanbul Üniversitesi)	
Üye	Doç. Dr. Mehmet Emre COŞKUN (İstanbul Aydın Üniversitesi)	
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE (Kocaeli Üniversitesi)	

ONAY

Bu tez, yukarıda isimleri bulunan jüri üyeleri tarafından ”Marmara Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliği” nin ilgili maddeleri uyarınca kabul edilmiş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun .....tarih ve .....sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar tüm safhalarda etik dışı davranışımın bulunmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Şükrü Can Akmansoy

İmza

TEŞEKKÜR

Değerli bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, doktora eğitimim süresince her zaman her konuda her ihtiyacımda yanımda olan ve bu tezin oluşturulmasında desteğini ve yardımlarını hiç esirgemeyen danışman hocam Doç. Dr. Erkut KAHRAMANOĞLU'na,

Doktora eğitimim süresince her zaman, her konuda desteğini aldığım ve yanımda olduğunu hissettiğim, bize fakülte çatısı altında her şeyden önce bir aile olduğumuz bilincini aşılayan ve benim için bir hocadan çok daha fazlası olan Prof. Dr. Yasemin ÖZKAN'a,

Lisans eğitiminin ilk gününden bugüne her daim yanımda olan can dostum ve daimî mesai arkadaşım Dr. Öğr. Üyesi Zeliha ŞANIVAR ABBASGHOLİZADEH'e,

Doktora eğitimim süresince yardımlarını esirgemeyen anabilim dalı öğretim üyelerimiz Prof. Dr. Şebnem Begüm TÜRKER'e, Doç. Dr. Buket EVREN'e, Doç. Dr. Rifat GÖZNELİ'ye, Doç. Dr. Yılmaz Umut ASLAN'a, Dr. Öğr Üyesi Ceren KÜÇÜK'e, Dr. Öğr Üyesi Banu ÖZEL UYSAL'a ve anabilim dalı eski öğretim üyemiz Prof. Dr. Coşkun YILDIZ'a,

Geçmişten günümüze birlikte çalıştığım, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalının keyifli hale gelmesini sağlayan ve doktora tezimin tamamlanmasında katkısı bulunan tüm mesai arkadaşlarıma,

Tezimin hazırlanmasında katkılarından dolayı Sayın Semih TURGUT ve SEMDENT Dijital Laboratuvarı'na,

Bu hayattaki en büyük şansım, destekçim, yol arkadaşım, biricik eşim Berceste POLAT AKMANSOY'a,

Tüm doktora sürecinde destekleri ile her zaman yanımda olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR LİSTESİ…….....i
TABLOLAR LİSTESİ.....ii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....iii
RESİMLER LİSTESİ.....iv
1. ÖZET.....1
2. SUMMARY.....2
3. GİRİŞ ve AMAÇ.....3
4. GENEL BİLGİLER.....5
4.1. İndirekt Estetik Restorasyonlar ve Restoratif Materyaller……..….5
4.1.1. İndirekt kompozit rezin restorasyonlar.....7
4.1.1.1. Kompozit rezinlerin yapısı 8
4.1.1.1.1.Organik matriks……..….8
4.1.1.1.2. İnorganik faz …….…....9
4.1.1.1.3. Ara faz.……9
4.1.1.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması……...9
4.1.1.3. İndirekt kompozit rezin restorasyonların avantajları …….…….10
4.1.1.4. İndirekt kompozit rezin restorasyonların dezavantajları……..…10
4.1.2. Dental seramikler……...…….10
4.1.2.1. Dental seramiklerin tarihçesi……...10
4.1.2.2. Dental seramiklerin yapısı……...12
4.1.2.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması……...13
4.1.2.4. Tam seramik sistemler…….13
4.1.2.4.1. Tam seramik sistemlerin endikasyonları……..…15
4.1.2.4.2. Tam seramik sistemlerin kontrendikasyonları……..16
4.1.2.4.3. Tam seramik sistemlerin avantajları 16
4.1.2.4.4. Tam seramik sistemlerin dezavantajları……17
4.2. CAD/CAM Sistemler.....17
4.2.1.CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi.....17
4.2.2.Dental CAD/CAM sistemleri 18
4.2.2.1.CEREC (CEramic REConstruction, SIRONA)……...20
4.2.1.1. Cerec inLab……..…21
4.2.3. Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları……..……...21
4.2.4. Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları…….22

4.3. Posterior Estetik Restorasyonlar ……..22
4.3.1.Preperasyon…….....22
4.3.2.Simantasyon…….23
4.3.3.Marjinal uyum……..25
4.4. Posterior Estetik Restorasyonlarda Hasar……..…25
4.4.1. Kırma testleri….....26
5. GEREÇ VE YÖNTEM……...27
5.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve Örneklerin Hazırlanması……...27
5.2. Diş Preperasyonlarının Yapılması.....28
5.3. Restorasyonların CEREC Cihazıyla Dizaynı ve Üretimi……..29
5.4. Simantasyon Öncesi Restorasyon Uyumunun Kontrolü……30
5.5. Simantasyon İşlemleri……...…….32
5.6. Kırılma Dayanıklılığının Ölçülmesi……...…...35
5.7. İstatistiksel incelemeler……...…...36
6. BULGULAR…….....37
7.TARTIŞMA ve SONUÇ ……..…44
8.KAYNAKLAR…….53
9. ÖZGEÇMİŞ ……....72
10. BİLİMSEL FAALİYETLER……...73
11. EKLER ……..……77

I. KISALTMALAR LİSTESİ

CAD/CAM	Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing
CEREC	CEramic REConstruction
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
μm	Mikrometre
CCD	Charged Coupling Device
PSD	Position Sensitive Device
mm	Milimeter
N	Newton
SEM	Taramalı Elekton Mikroskobu
2D	İki boyutlu
Micro CT	Bilgisayarlı Mikro Tomografi
3D	Üç boyutlu

II. TABLOLAR LİSTESİ

Sayfa Numarası

Tablo 1. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin klinik endikasyonları ve üretim yöntemleri…….14
Tablo 2. Dental seramik materyallerin ürün örnekleri ve üreticileri ile sınıflandırılması……15
Tablo 3. Seramik tipine göre adeziv simantasyon prosedürleri…….....24
Tablo 4. Kırılma dayanıklılığı değerleri……...37
Tablo 5. Kırılma dayanıklılığı değerleri açısından anlamlı fark bulunan gruplar……38
Tablo 6. Marjinal ve internal adaptasyon değerleri……....38-39
Tablo 7. Marjinal adaptasyon değerleri açısından anlamlı fark bulunan gruplar……...40-41
Tablo 8. İnternal adaptasyon değerleri açısından anlamlı fark bulunan gruplar……..…42
Tablo 9. Korelasyon Analizi……....43

III. ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa Numarası

Şekil 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması……..…..9

Şekil 2. Seramik ve seramik benzeri materyallerin mikroyapılarına göre sınıflaması…….13

Şekil 3. Onley preperasyonunun özellikleri……..23

IV. RESİMLER LİSTESİ

Sayfa Numarası

Resim 1. Oklüzal veneer preperasyonu……29
Resim 2. Onley preperasyonu……...29
Resim 3. Onley restorasyonların adaptasyon ölçümleri (bukkolingual kesit)……..31
Resim 4. Onley restorasyonların adaptasyon ölçümleri (meziodistal kesit)……....31
Resim 5. Oklüzal veneer restorasyonların adaptasyon ölçümleri (bukkolingual kesit)……...31
Resim 6. Oklüzal veneer restorasyonların adaptasyon ölçümleri (meziodistal kesit)……..32
Resim 7. Restorasyon yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi……..33
Resim 8. Restorasyon yüzeyine Monobond Plus uygulaması……..33
Resim 9. Restorasyon yüzeyine kumlama işlemi…….……..…..33
Resim 10. Diş yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi……..……34
Resim 11. Diş yüzeyine adeziv ajan uygulaması…….34
Resim 12. Rezin siman uygulaması……..34
Resim 13. Rezin simanın ışık cihazı ile kür edilmesi……...35
Resim 14. Universal Testing cihazı ile kırma testi uygulaması……...35

1. ÖZET

Tezin başlığı : Farklı Restorasyon Materyallerinin İki Farklı Preperasyon Şekli ile Hazırlanmış Onley Restorasyonlarının Adaptasyonuna ve Kırılma Dayanıklılığına Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi

Öğrencinin Adı: Şükrü Can Akmansoy

Danışmanı: Doç. Dr. Erkut Kahramanoğlu

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, biyouyumluluk ve estetik açıdan ideal özelliklere sahip farklı restorasyon materyalleri kullanarak iki farklı preperasyon şekli ile hazırlanmış onley restorasyonlarının kırılma dayanıklılığı ve adaptasyonunu değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda 80 adet çekilmiş homojen boyutlarda alt birinci molar diş kullanılarak ve dişler 10'ar dişten oluşan 8 ana gruba ayrıldı. Molar dişler üzerinde preperasyon dizaynı iki farklı alt grup şeklinde, ilk grup oklüzal veneer, ikinci grup ise mezio-oklüzal-distal onley kavitesi şeklinde hazırlandı. Restorasyonlar 4 ayrı materyal (IPS e.max CAD, Vita Enamic, SR Nexco Paste, Grandio Blocs) kullanılarak CEREC InEos Blue (Sirona, Bensheim, Germany) sistemi ile üretildi ve Variolink N siman (Ivoclar Vivadent AG) kullanılarak simante edildi. Kırma testi Shimadzu Universal Testing Kırma Cihazı ile yapılarak uygulanan kuvvet bilgisayar ortamına aktarıldı. Verilerin istatistiksel değerlendirilmesi için Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grupların tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı.

Bulgular: Kırılma dayanıklılığı, marjinal ve internal adaptasyon ölçümleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). SR Nexco Paste ve Vita Enamic materyallerinden üretilen onley restorasyonlarının kırılma dayanıklılığı değerleri diğer gruplara oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulundu. Bukkal ölçümlerde SR Nexco Paste oklüzal veneer grubunun marjinal adaptasyon değerleri diğer materyallerden üretilen oklüzal veneerlere ve Grandio Blocs ile üretilmiş onleylere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulundu. Meziodistal ve bukkolingual ölçümlerde Grandio onley grubunun internal adaptasyon değerleri diğer tüm gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu.

Sonuçlar: Çalışmanın sonucunda, farklı iki kavite dizaynı ve dört restoratif materyalin kırılma dayanıklılığı ve uyum değerleri posterior bölge vakalarında klinik olarak kabul edilen değer aralıklarında bulunmuştur.

Anahtar sözcükler: Kırılma direnci, CAD/CAM, oklüzal veneer, dental seramik, onley restorasyon

2. SUMMARY

Title of Thesis: In Vitro Investigation of the Effect of Different Restoration Materials on the Adaptation and Fracture Strength of Onley Restorations Prepared with Two Different Techniques

Student's name: Şükrü Can Akmansoy

Supervisor's name: Assoc. Prof. Dr. Erkut Kahramanoğlu

Name of the department: Prosthodontics PhD Program

Aim: The purpose of this thesis study is to evaluate the fracture strength and adaptation of onlay restorations prepared with two different preparations using glass ceramic and composite resin materials, which are ideal restoration materials for biocompatibility and aesthetic features.

Material and Method: 80 extracted homogeneously sized lower molars were used and categorized into eight main categories of ten teeth each. The preparation design on the molar teeth was made in two different subgroups, the first group was prepared as an occlusal veneer and the second group was prepared as a mesio-occlusal-distal onlay. Restorations were produced with the CEREC InEos Blue (Sirona, Bensheim, Germany) system using 4 different restoration materials (IPS e.max CAD, Vita Enamic, SR Nexco Paste, Grandio Blocs). The restorations were cemented using Variolink N cement (Ivoclar Vivadent AG). The fracture test was performed with the Shimadzu Universal Testing Device and the applied force was transferred to the computer for numerical analysis. The Oneway Anova test were used for multiple comparison and Tukey HDS test were used to identify the groups that caused the difference.

Results: There was a statistically significant difference between the groups in terms of fracture resistance, marginal and internal adaptation ($p<0.05$). The fracture resistance values of onlay restorations produced by SR Nexco Paste and Vita Enamic materials were found statistically significantly lower than the other groups. From buccal measurements, marginal adaptation values of SR Nexco Paste occlusal veneers were found to be statistically significantly lower than occlusal veneers produced by other materials and onlays produced by Grandio Blocs. Internal adaptation values of the Grandio onlay group were found statistically significantly higher than all other groups from the mesiodistal and buccolingual sections.

Conclusion: The study concluded that fracture resistance and adaptation values of two different preparation designs and four restorative materials were found within clinically acceptable ranges in posterior cases.

Key Words: Fracture resistance, CAD/CAM, occlusal veneers, dental ceramics, onlay restoration

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Eksik diş dokularını restore ederken geriye kalan diş yapısı, yapılacak restorasyonu yerinde tutabilecek ve dişi çiğneme kuvvetlerine karşı koruyabilecek durumda ise intrakoronal bir restorasyon planlanabilir (Vanlıoğlu ve ark., 2012). İntrakoronal restorasyonların yapımında direkt veya indirekt teknikten yararlanılır. İndirekt teknikte laboratuvarda diş teknisyeni tarafından metal, seramik veya kompozit materyalinden hazırlanan restorasyonlar takip eden seansta diş hekimi tarafından simante edilir. İndirekt hazırlanan intrakoronal restorasyonlar kavitenin şekline göre inley, onley ve overley olarak adlandırılırlar (Yıldız ve ark., 2013; Yıldız ve ark., 2013).

Günümüzde amalgam materyalinin alternatifi olarak estetik restorasyonlara olan talep gittikçe artmaktadır. Tam seramikler ve kompozit rezinler, estetik ve konservatif prensipleri uygulamada kullanılabilmektedir (Schlichting ve ark. 2011; Magne ve ark. 2012). Seramik ve indirekt kompozit restorasyonlar ağız dışında hazırlandıkları için çok iyi proksimal temaslara ve oklüzal uyuma sahiptirler ve fiziksel özellikleri direkt restorasyonlara nazaran daha kuvvetlidir (Magne ve ark., 2012; Magne ve ark., 2010). Seramik inley ve onley restorasyonların endikasyonları arasında; hastanın estetik restorasyon talebi olan çürük veya diğer sebeplerle madde kaybına uğramış dişler, kavite büyüklüğünün direkt restorasyon yapımı sınırını aştığı vakalar,oklüzyonun düzeltilmesi gereken vakalar, retantif bir form oluşturmanın güç olduğu vakalar (post-kuron tedavisi vb.) ve metal alerjisi olan hastalar bulunmaktadır (Addi ve ark., 2002; Bergman, 1999; Conrad ve ark., 2007). Seramik inley ve onley restorasyonların avantajları ise daha estetik bir görüntü sağlamaları, uygulandıkları dişin yapısal sağlamlığını arttırmaları, marjinal uyumlarının mükemmel olması, mikrosızıntının minimum düzeyde izlenmesi, aşınmaya dirençli olmaları ve ısı iletkenliklerinin kötü olması şeklinde ifade edilmektedir (Cubas ve ark., 2011; Federlin ve ark., 2004).

Seramik restorasyonların dişin kırılmaya karşı direnç kazanmasını sağlayan adeziv bonding sistemleri ile simante edilmeleri, mekanik ve sürtünmesel tutuculuğa ihtiyaçlarının olmaması sebebiyle diş prepare edilirken kaviteyi gereksiz büyütmemek gereklidir (Krifka ve ark., 2009; Krifka ve ark., 2009; McDonald, 2001; Mclean ve von Fraunhofer, 1971). Preperasyonda yalnızca çürük dokular temizlenir, varsa eski restorasyonlar kaldırılır. Estetiğin önemli olduğu noktalarda amalgam vb. sebeplerle renklenmiş diş dokusunun da kaldırılması gerekebilir (Molin ve Karlsson, 2000; Quintas ve ark., 2004). Desteksiz kalan mine dokularının da mutlaka düzenlemesi gereklidir. Porselen intrakoronal restorasyonlar için diş preperasyonu yapılırken, paralel duvarlara ve derin kutu preperasyonuna gereksinim yoktur

(Rosenritt ve ark.,2004; Sadowsky, 2006). Preperasyon esnasında çepeçevre mine dokusunun bırakılması adeziv bağlanma yüzeyini arttıracağından restorasyonun tutuculuğuna katkıda bulunur. Kırılma direnci ve marjinal uyum posterior estetik restorasyonların uzun dönem başarısında önemli parametrelerdir (Stappert ve ark., 2008; Stappert ve ark., 2006).

CAD / CAM sistemleri, yüksek kaliteli restorasyonların üretimini sağlayarak diş hekimliği pratiğine hizmet etmektedir. Hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile seramik, kompozit veya metal bloklardan kuronlar, köprüler ve sabit protez alt yapıları üretmesi esasına dayanan bu sistem posterior estetik restorasyonların üretim aşamasında en iyi yöntem olarak görülmektedir. Mevcut CAD / CAM sistemleri, her biri farklı avantajlar ve sınırlamalar getirerek, pratik uygulamalarda önemli ölçüde değişiklik gösterir (Heffernan ve ark., 2002; Mantri ve Bhasin, 2010; Strub ve ark., 2006; Tapie ve ark., 2015; Akbar ve ark., 2006; Fasbinder 2010).

Çalışmamızın amacı biyouyumluluk ve estetik açıdan ideal özelliklere sahip farklı restorasyon materyalleri olan tam seramik ve kompozit rezin kullanarak iki farklı preperasyon şekli ile hazırlanmış onley restorasyonlarının kırılma dayanıklılığı ve adaptasyonunu değerlendirmektir.

Çalışmamızın hipotezleri, uygulanacak iki farklı preperasyon tekniği arasında marjinal adaptasyon ve kırılma dayanıklılığı açısından bir fark olmadığı ve kullanılacak farklı firmalara ait farklı restorasyon materyalleri arasında yine adaptasyon ve kırılma dayanıklılığı açısından bir fark olmadığı yönünde oluşturuldu. Çalışmamızın günümüzde diğer onley preperasyon teknikleri gibi oklüzal veneer preperasyon tekniğinin de hekimlerin güvenle tercih edebileceği bir teknik olduğuna ve restorasyon materyalinden bağımsız olarak tüm uygulamalarda klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar vereceği beklentisi ile planlandı.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. İndirekt Estetik Restorasyonlar ve Restoratif Materyaller

Bilim ve teknolojinin sürekli ilerlemesi, temel olarak modern toplumun küreselleşmesi nedeniyle tüm profesyonel klinisyenleri güncel bilgi ve tekniklere yönlendirmektedir (Lins ve ark., 2014). Modern restoratif diş hekimliğinde adeziv prosedürlerin gelişimi önemli bir kültürel ve metodolojik devrime yol açmıştır. Aynı şekilde, restoratif materyallerin ve adeziv sistemlerin gelişimi, tedavi planını önemli ölçüde değiştirerek, posterior dişlerin restorasyon yaklaşımını etkilemiştir (Veneziani, 2017; Nathanson, 1991). Posterior dişlerin adeziv restorasyonlarını gerçekleştirme ihtiyacı sadece estetik amaçlarla değil, aynı zamanda biyomekanik ilkelerle ve kalan diş yapısının olası biyomekanik güçlendirmesine yöneliktir (Veneziani, 2017).

Mikrohibrit ve nanopartikül kompozitler, posterior dişlerdeki her türlü restorasyon için en sık önerilen malzemelerdir (Veneziani, 2017; Magne ve ark., 1996). Bununla birlikte, kompozitlerin henüz çözülmemiş teknik problemleri, özellikle restorasyonlar geniş olduğunda ve bir veya daha fazla tüberkülün kapsanması gerektiğinde tedaviyi zorlaştırmaktadır (Dietschi ve ark., 1994).

Günümüzde posterior dişlerin ve tam arkların estetik restorasyonu ve rehabilitasyonu, zorunlu olarak yeni bir paradigma ve operatif "restoratif" diş hekimliği ile protez arasında denge yaratmıştır (Valiati ve Besler,2008; Dietschi ve Argente, 2011). Klinisyenlerin malzeme ve teknik seçimine rehberlik eden karar kriterleri genel ve lokalize parametrelere ayrılabilir. Genel parametreler arasında hastanın yaşı, ağız hijyeni, motivasyonu, çürük risk değerlendirmesi, beslenme alışkanlıkları, fonksiyonel aktivite, ergonomi ve finansal kaynaklar; lokal parametreler arasında ise kavite şekli, kalan duvarların kalınlığı, servikal kenarların konumu, servikal lezyonların varlığı, çatlakların varlığı, dişin konumu, materyalin preprotetik fonksiyonda değerlendirilmesi ve pulpa hastalığı veya periodontal lezyonların varlığı yer alır (Veneziani, 2017).

Adeziv simante restorasyonlarda direkt teknikler geleneksel olarak servikal mine dokusu içeren küçük ve orta büyüklükteki sınıf I ve II restorasyonlarda endikedir (Magne ve ark., 1996). Bu vakalarda ilk seçenek, konservatif bir yaklaşımla yüksek düzeyde, öngörülebilir ve tekrarlanabilir sonuçlar sağlayan direkt tekniktir. Direkt tekniklerin 90'lı yılların ortalarına ait literatürlerde belirtilen sınırlamaları, 2000'li yıllarda yayınlanan birçok çalışmada gözden geçirilmiş ve tartışılmış olup, buradan direkt tekniklerin parsiyel tüberkül kapsadığı durumlarda bile indirekt tekniklere benzerlik göstererek etkili olacağı sonucuna varılmıştır (Dietschi ve ark., 1994; Deliperi ve Bardwell, 2006; Magne ve ark., 1996; Pallesen ve Quist,

2003; Spreafico ve ark., 2005; Swift ve ark., 2001; Wassel ve ark., 2000). Bununla birlikte, önemli ölçüde sert doku kaybına uğramış dişlerde direkt teknik aşınma direnci, büzülme kontrolü, olası postoperatif aşırı duyarlılık ve morfolojik restorasyon yapmanın zorluğu gibi bir dizi klinik sorunu ortaya çıkarmaktadır (Dietschi ve ark., 1994; Leienberg, 2002; Loomans ve ark., 2006; Opdam ve ark., 1998; Saehle ve ark., 1999).

Kompozit veya tam seramik materyalden yapılan "adeziv indirekt restorasyon", pasif olarak oturtulması ve belirli özelliklerle karakterize edilen bir kaviteye simante edilmesi gereken parsiyel bir kuron restorasyonu olarak tanımlanmıştır (Veneziani, 2017).

Adeziv indirekt restorasyonlar için mevcut endikasyonlar şu şekilde özetlenebilir:

1- Bir ya da daha fazla tüberkülü kapsayan geniş sınıf II kavite.

2- Aşınma ve / veya biyokorozyondan etkilenen geniş oklüzal yüzey.

Direkt tekniğe kıyasla bir adeziv materyal ile simante edilmiş restorasyonların avantajları arasında oklüzal yüzeylerin ideal bir anatomisinin yaratılması ve bir artikülatör ile oklüzyon değerlendirmesi bulunmaktadır (Dietschi ve ark., 1994). Porselen ve kompozit indirekt restorasyonlar ekstraoral olarak üretildikleri için polimerizasyon büzülmesi en aza indirilir, morfolojik olarak daha belirgin oklüzal yüzey ve proksimal kontak sağlanabilir. Bu teknik, kavite dışında meydana gelen kürlenme (sertleşme) büzülmesini büyük ölçüde azaltır ve marjinal sızdırmazlığı iyileştirir. Diğer bir seçenek ise, lityum disilikat takviyeli cam seramikler gibi seramik malzemelerin olası kullanımıdır (de Gee ve ark., 1990; Ferracane ve ark., 1982; Freedman, 2012; Halaçoğlu ve ark.,2015; Manhaart ve ark., 2000; St-Georges ve ark.,2003; Wendt ve ark., 1990).

Geleneksel indirekt restorasyonlar olan inley, onley, overley ve oklüzal veneerde, simante edilmiş restorasyonlar türlerine göre sınıflandırılır. İnley restorasyonlar, tüberkül kapsamı olmayan restorasyonlardır ve orta ile büyük sınıf II kavitelerde (MO / OD, MOD) iyi korunmuş bukkal ve lingual/palatal duvarları olan vital dişlerde endikedir. Kompozit rezinler bu restorasyonlarda ideal malzemedir. Günümüzde inley restorasyonların çoğunluğu genellikle direkt teknikle gerçekleştirilmektedir, böylece daha koruyucu bir yaklaşım gösterilmektedir (Veneziani, 2017).

Onley restorasyonlar, tüm oklüzal yüzeyi değil ancak tüberkülleri kısmen kaplayan restorasyonlardır. Lateral duvarların parsiyel olarak desteklediği ve dentin çatlaklarının izlenmediği büyük boyutlardaki sınıf II kavitelerde endikedir. Endodontik tedavi görmüş dişlerde en az bir marjinal kenar ve marjinal kenarın kendisi ile süreklilik içinde iki iyi desteklenmiş aksiyal duvar varlığı gereklidir. Hem kompozit rezin hem de seramik materyaller onley restorasyonlarda kullanılabilir (Magne ve Belser, 2003; Hayashi ve Yeung, 2003).

Overley restorasyonlar desteklenmeyen aksiyal duvarlar ve her iki marjinal kenarın yokluğu ile büyük boyutlara sahip sınıf II kavitelerde endike bütün tüberkül yüzeyini içeren restorasyonlardır. Mine ve dentinde (vital dişlerde) çatlakların varlığı ve endodontik tedavi görmüş dişlerde bir marjinal kenarın olmaması, rezidüel yeterli kalınlıkta duvarların varlığında bile overley restorasyon gerektirir. Kompozit rezin veya seramik materyaller kullanılabilir. Seramik (lityum disilikat cam-seramik), geniş kapsamlı ve çok sayıda restorasyon durumunda ilk tercih edilen materyaldir (Geurtsen ve García-Godoy,1999; Magne, 2006; Mehl ve ark., 2004; Signore ve ark., 2007).

Oklüzal veneer veya "table-top" restorasyonlar; posterior bölgede retantif olmayan bir tasarıma sahip ve ince (1 ile 1,2 mm) parsiyel restorasyonlardır. Oklüzal yüzeyin şiddetli aşındığı veya dikey boyutun artırılması gereken klinik restoratif vakalarda endikedir (Dietschi ve Argente, 2011; Magne ve ark., 2010; Valiati ve Besler,2008; Veneziani, 2017).

Erozyon, abrazyon veya atrizyon durumlarında önemli miktarda koronal diş yapısı eksiktir. Bu nedenle, kalan diş maddesini mümkün olduğunca koruyan yeniden yapılandırma stratejileri uygulanmalıdır. Ultra ince oklüzal restorasyonların dairesel preperasyon ile geleneksel tedavi konseptlerine bir seçenek sunduğu öne sürülmüştür (Ionnadis ve ark., 2019; Muts ve ark., 2014). Ultra-ince oklüzal restorasyonlar uygulanan tedavi konsepti, kalan diş dokusunda daha fazla madde kaybı yaratmadan kaybedilen diş dokusunun yerine konmasını amaçlar (Edelhoff ve Sorensen, 2002; Ionnadis ve ark., 2019).

Modern restoratif diş hekimliği büyük ölçüde adeziv sistemler ile nitelendirilmektedir. Konservatif yaklaşım bu süreçte tüm prosedürlere hâkim olmalıdır. Sadece mine ve dentin dokusunun değil aynı zamanda pulpal ve periodontal dokuların da korunması klinisyenlerin önceliği olmalıdır. Bu yaklaşımla, indirekt adeziv restorasyonlar, servikal mine miktarının olmadığı veya azaldığı, tüberkül kapsamı ile ilişkili büyük kavitelerde endikedir (Veneziani, 2017).

İndirekt restorasyonların ağız içinde uygulanmasını sağlayan farklı teknikler mevcut olsa da restorasyonlar çoğunlukla laboratuvar ortamında hazırlanırlar (Halaçoğlu ve ark., 2015). Kavitasyonlu diş yapılarında yapılan geleneksel restorasyonlar günümüzde yerini mine ve dentin dokusuna adezyon yoluyla bağlanan indirekt restorasyonlara bırakmıştır. İndirekt adeziv restorasyonlar daha az miktarda diş dokusunun kaldırılması ile optimal bir retansiyon elde edilmesini sağlamaktadır (Halaçoğlu ve ark., 2015).

4.1.1. İndirekt kompozit rezin restorasyonlar

Estetik restorasyonlara talebin artması kompozit ve seramik içerikli, metalik olmayan indirekt restorasyonların geliştirilmesine yol açmıştır (Azeem ve Sureshbabu, 2018; Manhaart ve ark., 2000). Kompozit rezin restorasyonlar direkt ve indirekt tekniklerle uygulanabilmektedir. Her

iki teknikte de yapılacak restoratif tedavinin türü belirlenirken, ağırlıklı olarak eksiltici yaklaşımlar yerine aditif yaklaşımlar tercih edilmelidir (Edelhoff ve Ahlers, 2018).

Yapılan bir araştırma, direkt restorasyonlarla elde edilen tedavi sonuçları başlangıçta ideal olarak izlense de klinik takipler sonucunda daha karmaşık vakalarda, direkt posterior kompozit restorasyonların yüzey dokusu, anatomik şekil ve marjinal uyum açısından ortalama 5,5 yıl ve daha uzun süre sonra fark edilir şekilde yıprandığını göstermiştir (Edelhoff ve Ahlers, 2018; Schmidlin ve ark., 2009; Attin ve ark.,2012).

İndirekt teknik, restorasyonun laboratuvarda ağız boşluğu dışında üretilmesini ve ardından rezin siman ile dişe simantasyonunu ifade eder. Birinci ve ikinci nesil olmak üzere iki tip indirekt kompozit restorasyon bulunmaktadır (Azeem ve Sureshbabu, 2018). İlk nesil indirekt kompozit restorasyonlar 1980'lerde tanıtılmış ve bu restorasyonlar klinik çalışmalarda başarısızlık göstermiştir. İkincil kürlenmeye rağmen, düşük düzeylerde bükülme dayanımı (60-80 MPa), elastik modülüs (2-3,5 GPa), %50'den fazla reçine hacmi ve daha yüksek aşınma seviyeleri sergilemişlerdir (Azeem ve Sureshbabu, 2018; Peutzfeldt, 2001).

Bununla birlikte, dişler büyük restorasyonlar gerektirdiğinde genellikle indirekt restorasyonlar uygulanmaktadır. Yapılan klinik bir araştırmada toplam 60 direkt ve indirekt kompozit restorasyon 3 yıl boyunca takip edilmiş ve indirekt restorasyonların, direkt restorasyonlara göre daha iyi klinik skorlar gösterdiği bildirilmiştir (Ozakar-Ilday ve ark., 2013).

Adeziv sistemlerin ve estetik materyallerin kimyasal ve fiziksel özellikleri ile biyouyumluluğundaki son gelişmeler, posterior dişlerin restoratif tekniklerini önemli ölçüde değiştirmiştir (Lo Giudice ve ark., 2008). Bu gelişmeler, mümkün olduğu kadar konservatif olmanın yanı sıra, estetik özelliklere sahip ve kalan diş yapısını güçlendirebilen bir adeziv restorasyonun gerçekleştirilmesine olanak tanır (Lo Giudice ve ark., 2008).

4.1.1.1. Kompozit rezinlerin yapısı

Kompozitler, tipik olarak organik polimer bir matriks fazı içinde dağılmış inorganik faz (dolgu partikülleri) ve ara fazdan oluşur (Azeem ve Sureshbabu, 2018, Riva ve Rahman 2019).

4.1.1.1.1. Organik matriks

Günümüzde kompozit rezinlerde en yaygın olarak kullanılan monomerik matriksler 2,2-bis [4(2-hidroksi-3- metakriloksi-propiloksi)-fenil] propan (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilattır (UDMA). Her iki monomer de monomer zincirinin her iki ucunda polimerizasyon sırasında artacak olan reaktif karbon çift bağına sahiptir (Riva ve Rahman 2019; Anusavice ve ark., 2013; Craig ve ark. 2019).

4.1.1.1.2. İnorganik faz

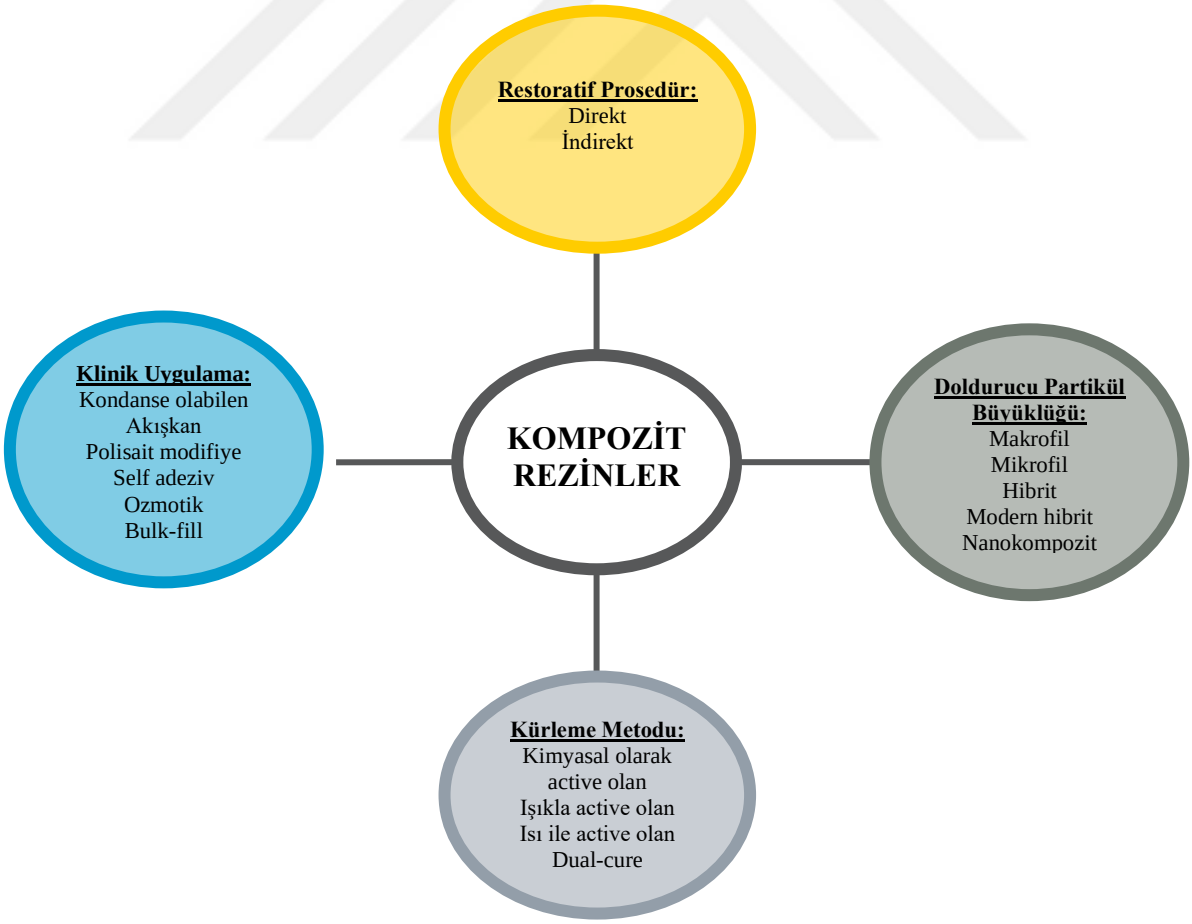
Kompozit rezini güçlendirmek, sertleşme işlemindeki ve termal genleşmedeki büzülmeyi azaltmak için çeşitli şeffaf mineral dolgu maddeleri kullanılır (genellikle dolgu bileşimi, hacmin %30 ila %70'i veya kompozit ağırlığının %50 ila %85'i arasındadır.). Yumuşak cam ve sert cam borosilikat, erimiş kuvars, alüminyum silikat, lityum alüminyum silikat (negatif termal genleşme katsayısına sahip beta-ökriptit), iterbiyum florür ve baryum (Ba), stronsiyum (Sr), zirkonyum (Zr) ve çinko camlar içerir (Riva ve Rahman 2019; Anusavice ve ark., 2013; Kruzic ve ark., 2018).

4.1.1.1.3. Ara faz

Ara faz ve organik matriks fazını ve inorganik fazı birleştirmek için kullanılır. En yaygın olarak kullanılan ajan 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS) olarak adlandırılan bir silikon organik bileşiktir (Riva ve Rahman 2019; Anusavice ve ark., 2013; Craig ve ark. 2019).

4.1.1.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Günümüzde kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, restorasyon ve polimerizasyon tekniklerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilmektedir (Dayangaç, 2000; Zhou ve ark., 2019) (Şekil 1).



Şekil 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (Zhou ve ark., 2019)

Doldurucu partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinler; makrofil, mikrofil, hibrit, modern hibrit ve nanokompozit olarak sınıflandırılırken; polimerizasyon yöntemlerine göre ise kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler, ışık ile polimerize olan kompozit rezinler, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (dual-cure) ve ısı ile polimerize olan kompozit rezinler olarak sınıflandırılmaktadır (Zhou ve ark., 2019).

Kompozit rezinler viskozitelerine ve klinik uygulama metotlarına göre kondanse olabilen, akışkan, poliasit modifiye, self adeziv, ozmotik ve "bulk fill" olarak sınıflandırılmaktadır (Dayangaç ,2000; Zhou ve ark., 2019).

4.1.1.3. İndirekt kompozit rezin restorasyonların avantajları

Doğru bir klinik değerlendirmeden sonra indirekt bir kompozit restorasyon seçme kararı, tekniğin uygulama alanını karakterize eden operatif parametrelere uygun olmalıdır (Lo Giudice ve ark., 2008). İndirekt kompozit rezin restorasyonların avantajları arasında;

- Daha düşük mutlak polimerizasyon ve büzülme değerleri,
- Ağız dışı olarak üretilmeleri,
- Özellikle simantasyonda daha iyi marjinal uyum,
- İdeal proksimal kontaklar,
- Oklüzal stabilite,
- Karşıt dişlerde düşük düzeyde aşınma,
- Tamir imkânı,
- İdeal bir estetik,
- Ekonomik olarak uygun olmaları bulunmaktadır.

4.1.1.4. İndirekt kompozit rezin restorasyonların dezavantajları

Stabiliteyi ve öngörülebilir sonuçları garanti edebilen, estetik ve işlevsel gereksinimleri çoğunlukla karşılayan kompozitler ve adeziv rezinler; posterior bölgede bu malzemelerin kimyasal ve fiziksel özellikleri ile kavitasyon şekli nedeniyle bazı sınırlamalarla karakterize edilir. İndirekt kompozit rezin restorasyonların dezavantajları;

- İzolasyon altında çalışma ihtiyacı,
- Daha çok operasyonel adım,
- Laboratuvar teknisyeni ihtiyacı,
- Simantasyon işlemi ihtiyacı olarak belirtilmektedir.

4.1.2. Dental seramikler

4.1.2.1. Dental seramiklerin tarihçesi

Seramik kelimesi, Yunanca toprak anlamına gelen "Keramicos" kelimesinden gelmektedir. Tarihsel olarak üç temel seramik malzeme türü geliştirilmiştir: çömlek, çanak-çömlek ve

porselen. Seramik malzemeler, geniş bir uygulama yelpazesi ile hızla ilerlemektedir. Seramik terimi, istenen özellikleri elde etmek için yüksek sıcaklıkta fırınlanarak üretilen, metalik olmayan ham maddelerden türetilen oldukça kristalli katılar olarak tanımlanır (Naji ve ark., 2018).

Bir dental materyal olarak porselenin tarihi 200 yılı aşkın bir geçmişe dayanmaktadır. Porselen yıllar içinde önemli değişiklikler geçirmiş ve mevcut dental seramikler doğal görünümleri ve dayanıklı kimyasal ve optik özellikleri ile tanınır hale gelmiştir (Alwahadni, 1999).

Alexis Duchateau adlı bir Fransız eczacı, çeşitli kimyasallarını karıştırmak ve öğütmek için kullandığı sırlı seramik kapların, nispeten gözeneksiz yüzeyleri ile lekelenmeye ve aşınmaya karşı dirençli olduğunu fark etmiştir. Porselenin dental restoratif materyal olarak kullanılması fikrini doğuran koşulların bu şekilde ortaya çıktığı düşünülmektedir (Alwahadni, 1999; Naji ve ark., 2018).

İlk dental porselenler nispeten daha beyaz ve opak iken, porselenin diş hekimliğinde kullanıma girmesinden 64 yıl sonra, Elias Wildman doğal dişlere çok daha yakın tonlarla çok daha yarı saydam porselen formüle etmiştir. Stockton tarafından 1830'da geliştirilen öncül diş porseleni feldspat (%78), kaolin (%15,3), potasyum silikat (%4,7) ve susuz borakstan (%2) oluşan mineral bileşimi içermektedir (Alwahadni, 1999; Jones ve ark., 1972).

Çoğu seramik; kimyasal inertlikleri ve biyouyumlulukları, üstün sertlikleri, mükemmel aşınma direnci, düşük çekme dayanımları ve orta derecede kırılma dayanımları ile karakterize edilir. Diş hekimliğinde seramikler ilk olarak 1600'lerin sonlarında doğal dişlerin şeklini ve rengini taklit edebilmelerinden yararlanarak restoratif materyaller olarak tanıtılmış olup, daha sonra 1710 civarında Böttger, Çin porselenlerindeki feldspatı tanıtarak feldspatik camın diş hekimliğinde estetik porselen formülasyonlarının ana bileşeni haline gelmesini sağlamıştır (Naji ve ark., 2018; Kingery ve Vandiver, 1986).

1808'de Parisli bir diş hekimi (Fonzi), her protez dişe bir platin pin takarak porselen dişlerin uygulanabilirliğini önemli ölçüde geliştirmiş ve bu buluş, dişlerin metal çerçevelere sabitlenmesini kolaylaştırarak, parsiyel protez üretimine olanak sağlamıştır (Anusavice ve ark.,2013; Naji ve ark., 2018).

1817'de Fransız bir diş hekimi olan Planteau, bir sanatçı aracılığıyla Amerika Birleşik Devletleri'ne porselen dişleri tanıtmış ve daha sonra 1825'te Stockton tarafından porselen dişlerin ticari üretimi geliştirilmiştir. 1837'de İngiltere'de bir firma porselen dişlerin geliştirilmiş bir versiyonunu üretmiştir. 1839'da Almanya'da Pfaff porselen dişlerin protez kaide ile etkin bir şekilde kullanılmasını sağlayan bir teknik geliştirmiştir (Anusavice ve ark.,2013; Naji ve ark., 2018).

1903'te Land, ince bir platin folyo üzerinde pişirilen yüksek kaynaştırıcı feldspatik porselenden oluşan ilk seramik kuronlardan birini üretmiştir. Daha sonra 50 yılı aşkın bir süre metal seramik restorasyonlarda güvenilir kimyasal bağlanmaya sahip feldspatik porselenler kullanılmıştır (Anusavice ve ark., 2013; White ve ark.1994). Metal altyapı ile üstyapı seramiği arasındaki termal genleşme katsayısındaki zayıf eşleşmeleri önlemek için ağırlıkça yaklaşık %17-25 lösit içeren feldspatik porselen kullanımı 1962'de geliştirilmiştir. (Anusavice ve ark.; Kelly ve Benetti, 2011). 1965'te McLean ve Hughes, ilk tam seramik porselen kuronu (alümina takviyeli seramik) imal etmek için ağırlıkça %40 ila %50 Al_2O_3 içeren bir cam matriks gövde kullanmışlardır (McLean ve Hughes, 1965).

Dökülebilir seramikler (Dicor) 1972'de Grossman tarafından Corning Glass fabrikalarında geliştirilmiş ve ticari olarak temin edilebilen Dicor (Dentsply International, Inc., York, PA, ABD) 1984'te diş hekimliği camiasına sunulmuştur. Dicor, %30 cam matriks ile birleştirilmiş %70 tetrasilisik flormika kristallerinden oluşan yüksek oranda yarı saydam polikristal cam-seramik malzemedir (Saint- Jean ,2013).

4.1.2.2. Dental seramiklerin yapısı

Seramikler, oksitler, nitrürler, karbürler ve silikatlardan oluşan metalik ve metalik olmayan elementlerin bileşikleri olarak tanımlanır. Seramiğin yapısı kristal katı veya cam şeklindedir (Ho ve Matinlinna, 2011)

Geleneksel feldspat bazlı seramiklere "porselen" de denir. Normal bir seramik ile bir dental seramik arasındaki en önemli fark, seramikte bulunan feldspat, kuvars ve silika oranıdır. Dental seramik çok fazlı bir sistemdir, yani sürekli amorf faz (camsı faz) ile çevrelenmiş dağınık kristal faz içerir. Modern dental seramikler, seramiklerin biyomekanik özelliklerini önemli ölçüde iyileştiren daha yüksek oranda kristal faz içerir. Bu yüksek kristalli seramiklerin örnekleri arasında lityum disilikat ve zirkonya sayılabilir. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler ağırlıklı olarak silikonun oksijene yüksek afinitesi nedeniyle genellikle silika (silikon dioksit) SiO_2 formunda bulunan silikona dayanır (Craig ve ark., 2019; Ho ve Matinlinna, 2011; Kelly, 2008).

Dental seramiklerinin geleneksel türü, 870°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda ateşlenen silisyum içeren ve tektosilikat mineral feldspat ($KAlSi_3O_8$), kuvars (SiO_2) ve kaolinden ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2\ H_2O$) oluşan feldspat bazlı malzemelerdir (Craig ve ark., 2019). Feldspat esaslı seramikler doğal kırılgan yapıları nedeniyle bozulmaya meyilli olduklarından, mekanik özellikleri iyileştirmek için alümina (alüminyum trioksit) Al_2O_3 ve zirkonya (zirkonyum dioksit) ZrO_2 gibi daha yüksek kristal içeriğine sahip seramikler geliştirilmiştir. Yüksek kristal içerikli seramikler, genel olarak altyapı olarak kullanılırken, feldspat bazlı seramikler, protetik diş hekimliğinde üstyapı materyali olarak kullanılır (Ho ve Matinlinna, 2011).

Kaolin, hidrat içeren bir alüminyum silikattır ve rolü, gevşek bir şekilde tutulan seramik partiküllerini birbirine bağlamaktır. Kaolin opak bir görünümde ve doğal diş ise yarı saydam olduğu için kullanılabilecek kaolin miktarı sınırlı olmalıdır. Porselen pişirme işlemi sırasında kaolin, eriyen partikülleri kaplar. Normalde dental porselende %4'ten daha az kaolin bulunur (Ho ve Matinlinna, 2011).

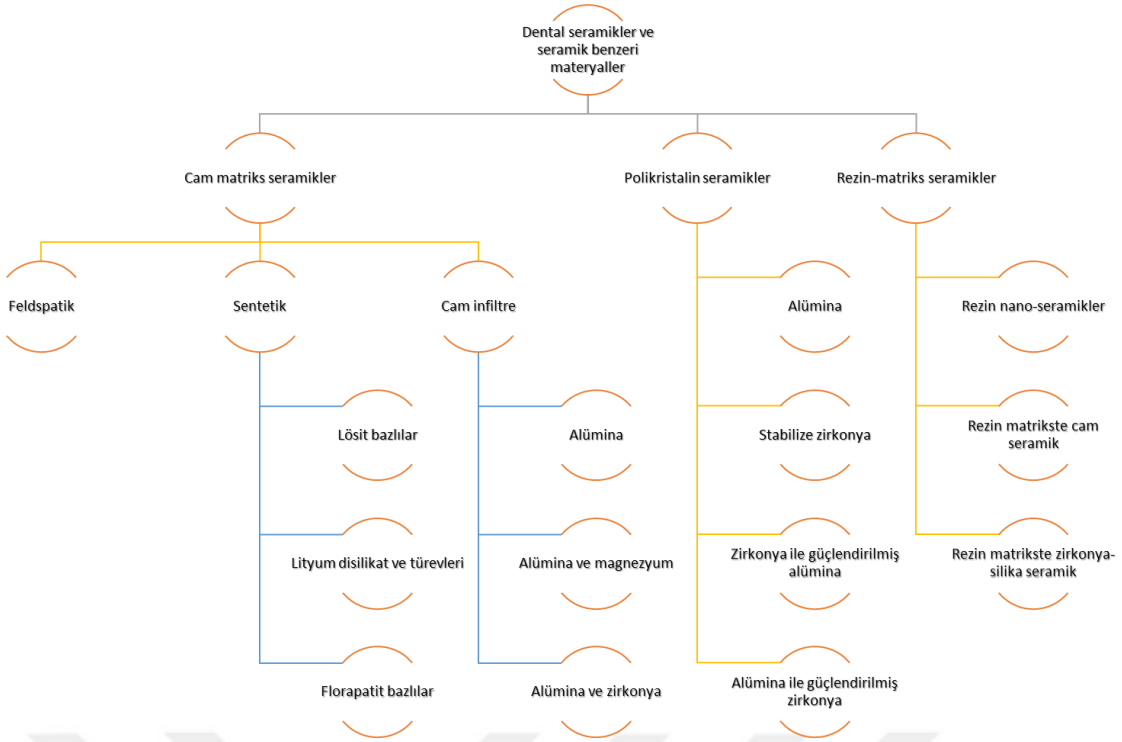
Seramiği pişirdikten sonra, silika (kuvars) ve silikatlar, silisyum-oksijen tetrahedrosu ($Si04^{4-}$) içeren kristalli bir madde çekirdeğine gömülü silika bazlı camsı bir matriks halinde düzenlenir. Son olarak, ince bir toz haline öğütülürler. Silika, takviye edici bir matriks bileşenidir ve yapı, pişirme işlemi sırasında değişmeden kalır. Kuvars güçlü bir malzeme değildir, bu nedenle takviye bileşeni olarak Al_2O_3 eklenebilmektedir. Porselen içindeki kuvars oranı kabaca %15'tir ve kristal faza ve yarı saydamlığa katkıda bulunur. Kuvars ayrıca porselendeki büzülmeyi de sınırlar (Toutai ve ark.,1999; Darvell, 200).

Feldspat, belirli coğrafi konumların kayalarında bulunan grimsi kristal bir mineraldir. Feldspatın en saf toz formunu elde etmek için feldspat parçalarının öğütülmesi gerekir. Fırınlama ile feldspat camsı matrikste birleşir (Ho ve Matinlinna, 2011).

Geleneksel feldspat bazlı seramikleri daha da geliştirmek için lösit ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) kristalleri kristal faza eklenir. Lösit kristalleri, feldspatın 1150°C'de daha fazla pişirilmesiyle oluşturulur. SiO_2'nin salınmasıyla bir kristal faz oluşur ve potasyum lösit haline gelir. Lösit, yüksek yarı saydamlık, dayanıklılık, floresanlık ve opaklık sağlar bununla beraber genleşme katsayısını belirler (Ho ve Matinlinna, 2011; Darvell, 200).

4.1.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler mikroyapı, uygulama, üretim yöntemi veya kristal fazına göre sınıflandırılabilir (Gracis ve ark.,2015; Craig ve ark., 2019) (Şekil 2, Tablo 1, Tablo 2).



Şekil 2. Seramik ve seramik benzeri materyallerin mikroyapılarına göre sınıflaması (Gracis ve ark.,2015)

Tablo 1. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin klinik endikasyonları ve üretim yöntemleri (Gracis ve ark.,2015)

	Altyapı (A) Monolitik (M) Veneer (V)	Üretim yöntemi	Asit	Veneer	Parsiyel restorasyon (onley,inley)	Tam seramik kron (Anterior, Posterior)	Köprü	İmplant abutmentı
			Cam matriks seramikler					
1.Feldspatik Seramikler	M V	Refraktör day,Platinyum folyo,Presleme	Evet	✓	✓			
2. Sentetik seramikler								
a. Lösit bazlılar	A M	Presleme CAD/CAM	Evet	✓	✓	✓ (A)		
b. Lityum disilikat ve türevleri	A M	Presleme CAD/CAM	Evet	✓	✓	✓(A/P)	2.Premolara kadar 3 üye	✓
c.Florapatit bazlılar	V	Presleme Tabakalama	Evet					
3.Cam infiltreler								
a. Alümina	A	CAD/CAM ya da Slip Cast	Evet			✓(A/P)	3 üye anterior	
b.Alümina ve Magnezyum	A	CAD/CAM ya da Slip Cast	Evet			✓(A)		
c. Alümina ve Zirkonya	A	CAD/CAM ya da Slip Cast	Evet			✓(A/P)	3 üye posterior	
			Polikristalin seramikler					
1.Alümina	A	CAD/CAM	Hayır	✓		✓(A/P)	✓	
2.Stabilize Zirkonya	A/M	CAD/CAM	Hayır		✓	✓(A/P)	✓	✓
3.Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina-Alümina ile güçlendiririlmiş zirkonya	A/M	CAD/CAM	Hayır		✓	✓(A/P)	✓	✓
			Rezin matriks seramikler					
1.Rezin nano seramikler	M	CAD/CAM	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		
2. Rezin matrikste cam seramik	M	CAD/CAM	Evet	✓	✓	✓(A/P)		
3. Rezin matrikste zirkonya silika seramik	M		Hayır	✓	✓	✓(A/P)		

Tablo 2. Dental seramik materyallerin ürün örnekleri ve üreticileri ile sınıflandırılması (Craig ve ark.,2019)

Uygulama	Fabrikasyon	Kristal faz	Ürün	Üretici Firma
Tam seramik	Yumuşak frezelenmiş	Zirkonya (3Y-TZP)	Cercon	Dentsply International
			Lava	3M Company
			IPS e.max ZirCAD	Ivoclar Vivadent
			In-Ceram YZ	Vident
		Zirkonya(kübik ve dörtgen)	Zpex Smile	Tosoh Corporation
	Sert frezelenmiş	Lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$)	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent
		Lityum silikat ($Li_2Si_2O_5$ ve Li_2SiO_3)	Vita Suprinity Celtra Duo	Vident Dentsply
		Feldspat [$(Na, K)AlSi_3O_8$]	Vita Mark II	Vident
		Lösit ($KAlSi_2O_6$)	IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent
	Isı ile preslenmiş	Lösit ($KAlSi_2O_6$)	IPS Empress	Ivoclar Vivadent
		Lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$)	IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent
		Florapatit [$Ca_5(PO_4)_3F$]	IPS e.max ZirPress	Ivoclar Vivadent
	Sinterlenmiş	Lösit ($KAlSi_2O_6$)	IPS Empress layering ceramic	Ivoclar Vivadent
		Alümina (Al_2O_3)	Procera AllCeram	Nobel Biocare
		Florapatit [$Ca_5(PO_4)_3F$]	IPS Empress layering ceramic	Ivoclar Vivadent
Metal-seramik	Sinterlenmiş	Lösit ($KAlSi_2O_6$)	VMK-95	Vident
Protez diş	Üretilmiş	Feldspat	TruByte	Dentsply International
		Feldspat	VITA LUMIN Vacuum	Vident

4.1.2.4. Tam seramik restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar tüm seramik sistemler içinde en "estetik" olanlardır. İdeal tam seramik materyal arayışı devam etse de günümüzde kullanılan materyaller doğal dişlenmedeki mine dentin kompleksinin estetiğine ve dayanıklılığına yaklaşmaktadır (Shamnur ve ark., 2013).

Metal seramik restorasyonlar otuz yılı aşkın süredir mevcuttur. Bu tip restorasyonlar, öngörülebilir performansı ve makul estetiği sayesinde popülerlik kazanmıştır. Başarısına rağmen, gelişmiş estetik talebi ve metalin biyouyumluluğu ile ilgili endişeler, tam seramik restorasyonların ortaya çıkmasına neden olmuştur (Heffernan ve ark., 2002; Shamnur ve ark., 2013).

4.1.2.4.1. Tam seramik sistemlerin endikasyonları

Seramik materyali doğal diş görünümünü taklit etmede en iyisi olarak kabul edilse de seramik malzemelerin optik davranışları sistemden sisteme farklılık gösterir ve kullanılacak sistemin

seçiminde bu durum dikkate alınmalıdır (Griggs, 2007; Raptis ve ark., 2006; Shamnur ve ark., 2013).

Tam seramik restorasyonlar;

- Estetiğin ön planda olduğu vakalarda,
- Endodontik tedavili dişlerde,
- Tüberkül kırıklarında,
- Metal alerjisi olan hastalarda,
- Derin ve geniş çürük kavitasyonlu dişlerin bulunduğu vakalarda endikedir (Halaçoğlu ve ark., 2015; Rosentritt ve ark., 2003; Yüksel ve ark., 2000).

4.1.2.4.2. Tam seramik sistemlerin kontrendikasyonları

Tam seramik restorasyonlar;

- Sınırlı interoklüzal mesafe, kısa klinik kuronlar, derin overbite veya aşırı sürmüş karşıt diş durumlarında,
- Malzemenin kırılgan yapısı ve abraziv potansiyeli nedeniyle, bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar ve ağır oklüzal kuvvetlerin görüldüğü vakalarda,
- Derin subgingival preperasyonların gerektiği vakalarda kontraendikedir (Conrad ve ark., 2007; Halaçoğlu ve ark., 2015; Shamnur ve ark., 2013).

4.1.2.4.3. Tam seramik sistemlerin avantajları

Tam seramik sistemlerin avantajları:

- Estetik birincil avantaj olarak kabul edilir.
- Seramikler, direkt restoratif materyallere göre aşınmaya daha fazla dayanıklıdır.
- Tam seramik restorasyonların indirekt üretimi, direkt restorasyonlardan daha hassas kontur ve temas sağlar.
- Bazı metal alaşımlarına karşı alerjik reaksiyon, biyouyumlu tam seramik restorasyonlara olan talebi arttırmıştır.
- Bu restorasyonlar mekanik etkilere karşı dirençlidir.
- Ağız sıvılarından etkilenmezler.
- Boyutsal olarak ve renk açısından stabildirler.
- Isısal genleşme katsayısı diş dokusuna yakındır.
- Glaze yapılmış porselen yüzeyi üzerinde plak birikimi minimum düzeydedir.
- Doğal dişlerdekine benzer şekilde renk ve ışık geçirme özelliğine sahiplerdir ve ısı ile elektrik akımını zayıf iletirler (Shamnur ve ark., 2013; Donovan, 2008; Fradeani ve Redemagni, 2002; Oh ve ark., 2000).

4.1.2.4.4. Tam seramik sistemlerin dezavantajları

Tam seramik sistemlerin dezavantajları:

- Maliyet ve zaman: Tam seramik restorasyonlar indirekt olarak üretilir ve en az iki hasta randevusu gerektirir. Ek laboratuvar ücretleri, bu tür restorasyonu diğer direkt restorasyonlardan daha pahalı hale getirir.
- Seramiklerin kırılganlığı: Restorasyonun kırılmasını önlemek için yeterli seramik kalınlığı sağlanmalıdır.
- Karşıt diş ve restorasyonların aşınması: Seramikler, karşıt restorasyonların ve/veya dişin aşınmasına neden olabilir. Seramik restorasyonların geliştirilmesi sırasında bu sorun göz önünde bulundurulmuştur.
- Düşük onarım potansiyeli: Kırık meydana gelirse onarım kesin bir tedavi olarak kabul edilmez.
- Ağız içi polisaj zorluğu: Erişim sorunları ve uygun aletlerin bulunmaması nedeniyle, simante edildikten sonra seramik restorasyonların cilalanması zordur (Azeem ve Sureshbabu, 2018; Shamnur ve ark., 2013; Griggs, 2007).

4.2. CAD/CAM Sistemler

Diş hekimliğinde CAD/CAM işlemi, bir bilgisayar tarafından tasarlanan (Bilgisayar Destekli Tasarım) ve bilgisayar destekli bir makine tarafından üretilen (Bilgisayar Destekli Üretim) bir indirekt restorasyonu tanımlar (Samra ve ark., 2016; Correia ve ark., 2006). Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM), kuron, köprü, onley gibi farklı dental restorasyonların tasarımını ve üretimini sağlamak için geliştirilmiş bir protetik rehabilitasyon kapsamıdır (Abdulla ve ark., 2020; Dwivedi ve ark., 2017).

4.2.1. CAD-CAM sistemlerinin tarihçesi

Tanıtılan ilk sistem Duret ve meslektaşları tarafından 1971'de geliştirilmiş, ancak çoğunlukla sayısallaştırma doğruluğu, bilgisayar gücü ve malzemelerin yeterli olmaması nedeniyle yaygın olarak kullanılamamıştır (Samra ve ark., 2016; Miyazaki ve Hotta, 2011). Sonraki on yılda Mormann ve Brandestini, İsviçre'nin Zürih kentinde CEREC (CEramic REConstruction) sistemini geliştirmiştir. CAD/CAM sistemler artık çoğu modern diş laboratuvarı için ve klinisyenler için de koltuk başında da kabul gören bir teknoloji haline gelmiştir (Miyazaki ve Hotta, 2011; Rekow ve ark., 2011; Reich ve ark., 2008; Van Noort, 2012; Samra ve ark., 2016).

Günümüzde, bu sistem protetik tedavilerin tüm dallarında yaygın olarak kullanılmaktadır ve sadece bilgisayar yardımıyla tasarlanmakla kalmayıp, aynı zamanda yüksek doğruluk ve hassasiyetle makinede (frezede) işlenmektedir (Abdulla ve ark., 2020; Uzun, 2008).

1970'lerden 1980'lere kadar, Japon dental endüstrisi de dahil olmak üzere dünya çapındaki farklı endüstrilerin araştırmaları ile, dental CAD-CAM ile "bilgisayar destekli" üretim teknolojisinde hızlı bir gelişme meydana gelmiştir (Mormann ve ark., 1989; Hikita ve ark., 1989).

4.2.2.Dental CAD/CAM sistemleri

CAD/CAM süreci üç farklı adıma ayrılabilir: veri toplama, veri işleme/indirekt restorasyon tasarımı ve bilgisayar destekli üretim (Miyazaki ve Hotta, 2011; Karaalioğlu ve Duymuş, 2008). Her adım, sonuçları optimize etmek için özel dikkat gerektirmektedir Elde edilen görüntüler dijital modelin yapımını belirleyecek ve üretilecek indirekt restorasyonların tasarlanmasını mümkün kılacak olsa da adımların bağımsız çalıştığını vurgulamak önemlidir (Miyazaki ve Hotta, 2011; Van Noort, 2012; Karaalioğlu ve Duymuş, 2008). İndirekt restorasyon tasarımı tamamlandığında, veriler kaydedilebilir ve sürecin herhangi bir aşamasında verilere erişilebilir. Freze ünitesine gönderilmesini takiben bir yazılım programı indirekt restorasyonun üretim sürecinde kullanılır (Beuer ve ark., 2008; Rekow ve ark., 2011; Reich ve ark., 2008; Van Noort, 2012; Karaalioğlu ve ark., 2008).

Veri toplama sürecinde prepare edilmiş dişlerin ve ilgili yapıların yapay görüntüleri, geleneksel bir döküm modeli kullanılarak veya son zamanlarda sıklıkla, doğrudan, intraoral olarak elde edilebilir. Her iki işlem de kontak tarayıcılar, optik tarayıcılar, 3 boyutlu mikro tomografi ve nükleer manyetik rezonans veya CCD dijital kameralar yardımı ile görünür ışık veya lazer kullanılarak gerçekleştirilebilir. Klinikte ve protez laboratuvarlarında çok yönlü kullanıma izin veren küçük boyutlu tarayıcılar da kullanılabilir (Miyazaki ve Hotta, 2011; Rekow ve ark., 2011; Reich ve ark., 2008; Van Noort, 2012; Samra ve ark., 2016). Hızlı veri toplama avantajına sahip olan optik tarayıcıların intraoral ve ekstraoral olarak kullanılabilen çeşitli türleri mevcuttur (Miyazaki ve Hotta, 2011; Samra ve ark., 2016; Karaalioğlu ve Duymuş, 2008). Genel olarak optik tarayıcı, bir sensörün yansıtılan ışık ve gölge modellerini yakaladığı aktif bir üçgenleme işlemi ile çalışır. Sensörün alıcısı, derinlikteki değişiklikleri mesafeler açısından yorumlayarak üç boyutlu görüntüyü oluşturur. Bununla birlikte, verilerin dijitalleştirilmesi, bir Position Sensitive Device (Pozisyona Hassas Cihaz) sensörü tarafından yakalanan ışığın yansımasıyla elde edildiğinden, difüzyon, dijitalleştirilmiş görüntülerin kesinliğini etkileyebilir. Bu durum veri toplama sürecinde dikkate alınmalıdır (Aboushelib ve ark., 2012; Miyazaki ve Hotta, 2011; Samra ve ark., 2016). 3 boyutlu mikro tomografi ve nükleer manyetik rezonans, literatürde CAD/CAM restorasyonları için görüntülerin sayısallaştırılmasına yönelik araçlar olarak bildirilmiş olsa da rutin olarak kullanılmamaktadır (Kamegawa ve ark., 2010; Miyazaki ve Hotta, 2011; Samra ve ark., 2016).

Beyaz, mavi ışık veya lazer projeksiyonları ile ilişkili CCD dijital kameralar veri toplamada işleminde kullanılmaktadır (Samra ve ark., 2016; Miyazaki ve Hotta, 2011; Helvey, 2006). Işık kaynağı dijitalleştirilecek yapılara yansıtılır ve kamera aracılığı ile görüntüler yakalanır. Bu teknoloji, ölçü alma ve modelleme aşamalarını ortadan kaldırması sebebiyle daha hızlı ve biyogüvenliği yüksek bir prosedürdür (Correia ve ark., 2006; Samra ve ark., 2016). Ayrıca dijital sistemler ile, veri toplama görevi laboratuvar teknisyenine değil diş hekimine devredilmektedir. (Wiersema ve ark., 2013).

Veri işleme ve indirekt restorasyon tasarımı; elde edilen verilerden, bir yazılım programı yardımıyla diş preperasyonlarının görüntülerinin üç boyutlu bir ağ oluşturacağı bir veri işleme merkezine aktarılması sürecidir. Bu görüntüler protetik alt yapının veya indirekt restorasyonun kendisinin tasarımında (onley, inley vb.) kullanılmaktadır. Süreç için mevcut olan yazılım programları ve donanım, son 20 yılda hızlı bir şekilde gelişmiştir (Miyazaki ve Hotta, 2011; Samra ve ark., 2016; Karaalioğlu ve Duymuş, 2008; Correia ve ark., 2006; Wiersema ve ark., 2013; Rekow ve ark., 2011). Yazılım programları, görüntüleri işlemek için çeşitli araçlar sağlarken mevcut CAD/CAM sistemleri, bitim sınırlarını tespit etmek, konnektör ve pontiklerin doğru konumlandırılması ve hem restorasyon hem de destek dişlerin sağlamlılık ve estetik göz önünde bulundurularak temel olarak planlanmasına izin veren gelişmiş özellikler sunmaktadır (Miyazaki ve Hotta, 2011; Samra ve ark., 2016; Karaalioğlu ve Duymuş, 2008; Koutayas ve ark., 2009).

Yazılım programları, diş teknisyenleri tarafından indirekt bir restorasyon oluşturmak için kullanılan adımları takip eder. Her sistem ve malzeme farklı özelliklere sahiptir. Örneğin CEREC sistemi gibi bazı yazılım programları, estetik sonuçları tahmin ederek dijital modelde gölge değerlendirmesini mümkün kılar. Kısmen sinterlenmiş zirkonya esaslı malzeme kullanıldığında, dijital çerçevenin boyutu, son sinterlemeden sonra meydana gelen büzülme nedeniyle tasarım aşamasında orijinal boyutlarına kıyasla yaklaşık %20 ve %25 oranında analog olarak büyütülür. Tamamen sinterlenmiş zirkonya esaslı malzeme frezelendiğinde hacimde bir değişiklik olmaz, bu nedenle çerçeve tasarımı tam diş preperasyon boyutlarını sergiler (Helvey, 2006; Samra ve ark., 2016; Koutayas ve ark., 2009).

Bilgisayar destekli üretim açık veya kapalı bir sistemde gerçekleştirilebilir. Kapalı sistemler kullanılıyorsa, imalatçı, sürecin her bir aşamasını sıralı ve birbiriyle ilişkili bir şekilde gerçekleştirebilecek donanıma sahiptir. Bu durumlarda, tüm aşamalar veri işleme açısından daha fazla tutarlılık gösterir. Başlangıçta sistemler kapalı sistem olarak geliştirilmiştir. Ancak, bu tür bir sistemi edinecek olan laboratuvar, yalnızca üretici tarafından sağlanan malzemeleri kullanmakla sınırlı kalmaktadır (Helvey, 2006; Samra ve ark., 2016). Teknolojinin gelişmesiyle birlikte, her aşama için bağımsız olarak araçlar oluşturulmaya başlanmış ve

sistemlere farklı tarayıcılar, yazılımlar ve freze makinelerinin entegre edilmesi mümkün olmuştur (Helvey, 2006; Samra ve ark., 2016; Miyazaki ve Hotta, 2011).

Veri toplama süreci, indirekt restorasyonu tasarlamak ve işlemek için herhangi bir veri işleme merkezine gönderilebildiğinde, buna açık sistem adı verilmektedir. Birçok temaslı optik tarayıcı ve dijitalleştirici, freze üniteleriyle uyum içindedir. Standart şablon kütüphanesi (Standart Template Library, STL) yapısında verileri dijitalleştirme daha kolaydır ve bu nedenle STL dosyalarını kabul eden herhangi bir CAM sistemi indirekt restorasyonlar üretebilir (Helvey, 2006). Açık sistemlerin en büyük avantajı, daha fazla sayıda profesyonelin teknolojiye erişiminin olmasıdır (Miyazaki ve Hotta, 2011).

Dental CAD-CAM sistemleri aşağıda belirtilmiştir:

- CEREC (CEramic REConstruction,SIRONA)
- CICERO
- CELAY
- PROCERA (NOBEL BIOCARE)
- CERCON (DEGUDENT)
- LAVA (3M ESPE)
- EVEREST (KAVO)
- DCS ZİRKON (PRECIDENT)

4.2.2.1.CEREC (CEramic REConstruction, SIRONA)

CEREC Sistemi, 1988 yılında diş kliniklerinde "tek bir randevuda" restorasyonları bitirmek için Dr. Mörmann ve Brandestini tarafından tanıtılmıştır (Büyükbayram ve ark., 2016; Liu, 2005; Fasbinder, 2010). Bu sistemde, küçük bir optoelektronik video kamera ile bir kavite preperasyonunun optik bir ölçüsü alınır ve ardından kaydedilir. Dijital 3 boyutlu (3D) veriler bir bilgisayara iletilir ve klinisyen bilgisayar destekli tasarım (CAD) olarak adlandırılan ekranda restorasyonu interaktif olarak tasarlar. Bu veriler, bilgisayar destekli üretim (CAM) olarak adlandırılan 3 eksenli bir freze ünitesine dahil edilmiş özel bir elmas kaplı disk ile endüstriyel olarak prefabrik bir bloğun frezelenmesi için kullanılır (Büyükbayram ve ark., 2016; Mörmann ve ark, 1989). Bu hasta başı sistemi, özel ofislerdeki klinisyenlerin saatler içinde seramik restorasyonlarını bağımsız olarak tasarlamalarına ve işlemelerine olanak tanıyarak tek randevu ile rekonstrüksiyona olanak tanır (Sannino ve ark.,2015; Mörmann ve Krejci, 1992).

CEREC 1 sistemi, taranan görüntülerin 2 boyutlu görüntüsünü mümkün kılmıştır ve bu sistemle yalnızca inley restorasyonlar frezelenebilmektedir. 1994 yılında CEREC ekibi, bir elmas silindir ekleyerek parsiyel ve tam kuronların üretimini sağlayan CEREC 2'yi

geliştirmişlerdir. Bilgisayar sistemlerinin yazılım ve donanım programlarındaki gelişmeler, 3 boyutlu tasarıma olanak sağlamıştır (Mörmann, 2014; Büyükbayram ve ark., 2016).

CEREC 3D Sisteminde, inley, onley, kuron, lamina ve üç üniteli köprüler gibi çeşitli restorasyon türlerinin üretimi yapılabilirken, implant dayanakları da CAD/CAM bloklarından frezelenebilmektedir. Planlama aşamasında 3D modele ilişkin anında geri bildirim, bu teknolojiyi daha sezgisel ve kullanıcı dostu hale getirerek iş kalitesini ve hasta başı sistemlerin klinik iş akışını iyileştirmiştir (Toucstone ve ark., 2010).

4.2.1.1. Cerec inLab

Sirona Dental Company (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) 2004 yılında CEREC klinik sisteminden sonra, laboratuvar bölümünü tanıtmıştır. CEREC inLab adıyla tanıtılan sistem geleneksel yöntemlerle elde edilen çalışma modelinin, ağız dışı tarayıcıyla (inEOS: extraoral scanner) bilgisayar ortamına iletilmesi, inLab yazılımı kullanılarak amaçlanan restorasyonun tasarımı, sonrasında inLab frezeleme cihazıyla uygun materyalden şekillendirilmesi ve inFire fırınıyla altyapının yüksek ısıda sinterizasyonu adımlarını içermektedir (Şahin ve ark., 2009; Kurbad, 2001).

CEREC prosedürü, hasta başı prosedürü temel anlayışına rağmen, diş laboratuvarlarında da kullanılabilmektedir. Sert çekirdekli infiltrasyon seramik teknolojisine dayalı olarak kuron ve köprü restorasyonlarının üretimini sağlamaktadır. Mevcut CEREC ürün ailesinin tarama makinesi, yeni Cerec inLab cihazının teknik temelini oluşturur. Bu sistemde çok sayıda modifikasyon yapılmış ve ek olarak, tarama işleminde değişimler meydana gelmiştir. Böylece daha yüksek bir çözünürlüğe ve yeni, çok hassas bir freze kaleminin eklenmesine olanak tanınmıştır. Yazılım kullanıcı dostu olacak şekilde tasarlanmıştır; kapakların ve çerçevelerin tasarımı büyük ölçüde basitleştirilmiştir. Metal seramik için kullanılan klinik süreçte temel değişiklikler olmaksızın, diş hekimi için tam seramik restorasyonlara yumuşak geçiş mümkün olmaktadır. CEREC ünitelerinin diş hekimi ve Cerec inLab sisteminin laboratuvar makinesi olarak belirgin şekilde ayrılması, CAD/CAM teknolojisinin diş hekimliği alanına entegrasyonuna yönelik, diş hekimlerine, diş teknisyenlerine ve hastalara eşit fayda sağlayan bir adım olarak görülebilir (Kurbad, 2001; Kurbad ve Reichel, 2005).

4.2.3. Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin kullanımı, dijital bilgisayar teknolojisinin hızlı gelişimi sayesinde son on yılda önemli ölçüde artmıştır. CAD/CAM yaklaşımı, diş hekimliğinde, çok sayıda subjektif hataya meyilli olan geleneksel analog üretim yönteminin aksine, yüksek kaliteli dental restorasyonlar üretmek için verimli ve etkili bir araç olarak tanıtılmıştır (Sannino ve ark.,2015; Mörmann ve Krejci, 1992).

Diş hekimleri için CAD/CAM teknolojisini kullanmanın avantajları şunlardır:

- Klinik koltuk başı süresi önemli ölçüde azalır; ihtiyaç duyulan tüm klinik veriler aynı randevuda kaydedilir. Hasta klinikte daha az zaman harcar.
- Basitleştirilmiş bir prosedürdür.
- Malzeme tüketimi azaltılmış, verim artmıştır.
- Her durum için dijital veriler kaydedilir; hızlı bir şekilde yedek protetik, radyografik veya cerrahi bir şablon yapılabilir.
- Dijital veriler belirli bir hekim ile ilişkili olduğundan, hastalar gelecekte tedaviye ihtiyaç duyulduğunda aynı hekime başvurabilir.
- Protez kaidesi üretimi esnasında rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ortadan kaldırılır ve protez kaidesinin oturması, geleneksel protez kaidelerinden daha üstündür.
- Protez kaideleri için akrilik rezinlerin geleneksel üretim yöntemlerine göre daha az gözenekli yapı ile üretim gerçekleşir ve protez kaide malzemesi daha az *C. Albicans* aderansına sahip olabilir (Miyazaki ve ark., 2009; Karaalioğlu ve Duymuş, 2008; Beuer ve ark., 2008; Rekow ve ark., 2011).

4.2.4. Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları şunlardır:

• Üretim maliyeti yüksektir. Uygulayıcının eğitim için zaman ve para harcaması gerekir.

• Üretimde monokromatik blokların kullanılması hastanın ve hekimin ideal estetik beklentilerini her zaman karşılayamayabilir. Ancak günümüzde farklı renklerde polikromatik blokların geliştirilmesi ile sistem gelişme göstermektedir.

• Derin subgingival sınırlara sahip dişlerde veri elde edilmesi ve bilgisayar ortamına aktarılması bazı durumlarda problem yaratabilmektedir. Bu sistemlerde de geleneksel sabit protetik restorasyonlardaki gibi optimal bir gingival retraksiyon gerekmektedir.

• Monolitik zirkonya kullanımı, üretim esnasında yavaş çatlak oluşumu ve zirkonyanın çiğneme kuvvetleri üzerindeki doğrudan etkisi, antagonist dişlerin aşınmasına neden olması gibi bazı sınırlamalara neden olmaktadır (Miyazaki ve ark., 2009; Karaalioğlu ve Duymuş, 2008; Beuer ve ark., 2008; Samra ve ark., 2016)

4.3. Posterior Estetik Restorasyonlar

4.3.1 Preperasyon

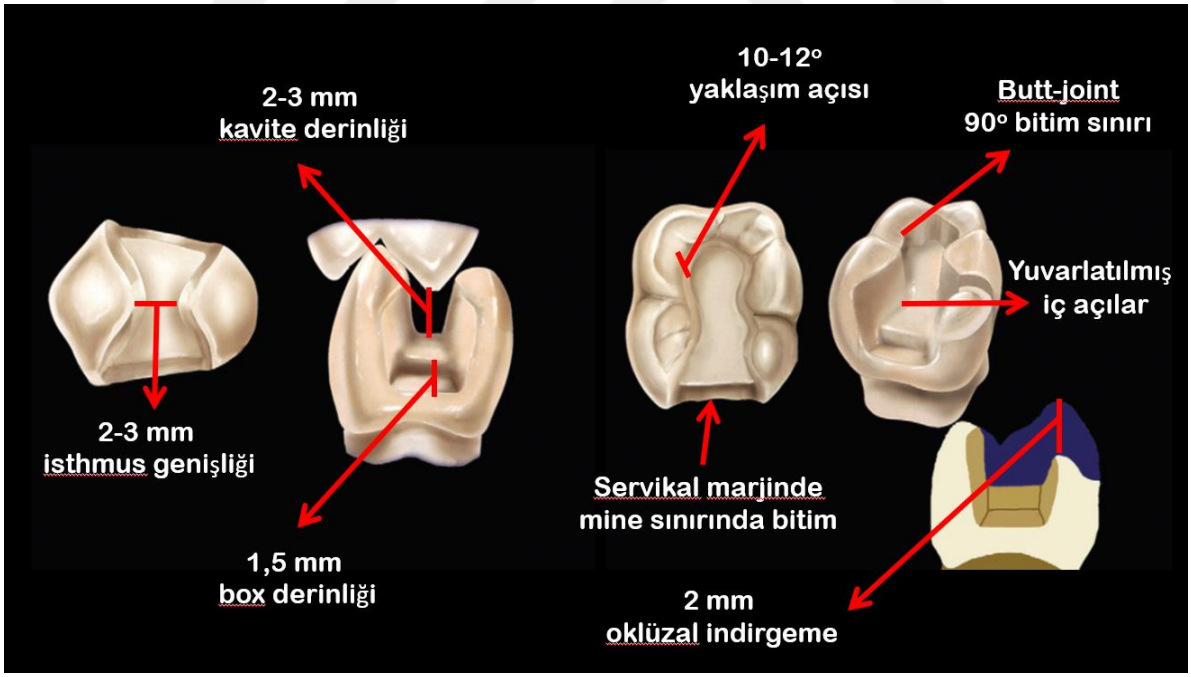
Posterior indirekt restorasyonlarda onleyler, minimal preperasyon sağlayan restorasyon tiplerindendir. Adeziv simantasyon ve uygun materyallerin kullanımının yaygınlaşmasıyla

birlikte daha konservatif preperasyonlar uygulanmaktadır (Cavanaugh ve Croll, 1994; Köksal ve ark., 2009).

Seramik onley restorasyonlarda genel olarak, preperasyon mümkün olduğu kadar konservatif olmalıdır ancak aynı zamanda porselen-diş arayüzünün sürekli olarak ağır oklüzal kuvvetlere maruz kaldığı bir alanda olmaması istenmektedir. Bu kuvvetler kompozit rezin simantasyon ajanının aşınmasına ve minenin kavite duvarının diş yüzeyi ile oluşturduğu kenarda potansiyel fraktüre neden olur. Mandibulanın lateral hareketlerinde porselen-diş arayüzünde temasın minimum veya hiç olmaması için preperasyon destekleyici tüberkülün fonksiyonel dış bölümü indirgenmelidir (Shillinburg ve ark., 2012; Garber ve Goldstein,1994).

Preperasyon aşağıdaki özellikleri içermelidir:

- Bukkolingual olarak 2-3 mm isthmus genişliği
- Oklüzoservikal olarak 2-3 mm kavite derinliği
- Kavite duvarlarında 10-12^0 yaklaşım açısı
- Kavite duvarlarının oklüzal sınırlarında butt-joint bitim
- Tüberküllerden 2 mm oklüzal indirgeme
- Porselen fraktürünün stres noktalarından yayılmasını önlemek için yuvarlatılmış iç açılar (Şekil 3)



Şekil 3. Onley preperasyonunun özellikleri

4.3.2.Simantasyon

İndirekt restorasyonların ömrü ve başarısı hasta ve hekim faktörleri ile doğrudan ilişkilidir. Hastaların ağız hijyeni, diyet ve fonksiyonel alışkanlıkları klinisyenlerin diş preperasyonu,

ölçü ve simantasyon işlemlerindeki tercihlerini yönetir. Simantasyon; indirekt restorasyonların retansiyonunu, marjinal sızdırmazlığını ve dayanıklılığını sağlama sürecinde önemli bir adımdır. Yakın geçmişte ve günümüzde diş hekimliği, yeni seramik türlerinin tanıtılmasından yararlanmıştır. Her seramik, bileşimi açısından benzersiz olduğundan, her klinik durum için uygun seramik ve simanı seçmek zor olabilmektedir. Başarılı bir sonuç elde etmek için klinisyenin seramik tipini, yüzey işlemini, simantasyon malzemesini ve prosedürünü anlaması gerekir. Simantasyon öncesi seramik yüzey işlemi, kullanılan seramik tipine göre değişmektedir (Vargas ve ark., 2011; Rosenblum ve Schulman, 1997) (Tablo 3).

Tablo 3. Seramik tipine göre adeziv simantasyon prosedürleri (Vargas ve ark., 2011)

SERAMİK	DOLGU PARTİKÜL	YÜZEY İŞLEMİ	ÜRÜN ÖRNEKLERİ
Camsı	Alüminyum oksit	Yüzde 10 hidroflorik (HF) asiti 1 dakika uygulayın,durulayın ve kurulayın; 1 dakika boyunca silan uygulayın, havayla kurutun	Ceramco 3 (Dentsply, York, Pa.), IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Amherst, N.Y.), Vita VM 7 (Vita Zanhfabrik, Bad Säckingen, Germany)
Doldurucu içeren	Lösit	1 dakika boyunca yüzde 5 HF asit uygulayın, durulayın ve kurulayın; 1 dakika boyunca silan uygulayın, havayla kurutun	IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent)
	Lityum disilikat	20 saniye boyunca yüzde 5 HF asit uygulayın, durulayın ve kurulayın; 1 dakika boyunca silan uygulayın, havayla kurutun	IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)
	Cam infiltre alumina	Tribokimyasal silika kaplama veya alüminyum oksit ile hava aşındırması gerçekleştirin; MDP* içeren yapışmayı arttırıcı maddeyi uygulayın ve kurulayın	Vita In-Ceram Alumina, Vita In-Ceram Spinell ve Vita In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik)
Polikristalin	Alüminyum oksit	Alüminyum oksit ile hava aşındırması gerçekleştirin; MDP* içeren bir yapışma arttırıcı ajan uygulayın ve kurulayın	Procera Alumina (Nobel Biocare, Zurich)
	Zirkonyum oksit	50 mikrometre alüminyum oksit tozuyla hava aşındırması; MDP* içeren bir yapışma arttırıcı ajan uygulayın ve kurulayın	Cercon Zirconia (Dentsply), Everest (KaVo, Charlotte, N.C.), Lava Zirconia (3M ESPE, St. Paul, Minn.), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent)

* MDP: 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat.

Simantasyon prosedürleri adeziv ya da adeziv olmayan olarak nitelendirilir. Adeziv simantasyon, restoratif materyalin substrata bağlanmasını teşvik etmek için bir ajanın kullanılmasını içerir; adeziv kimyasal bağlama ve mikromekanik kilitlemenin bir kombinasyonudur. Adeziv olmayan (geleneksel) simantasyon, restorasyon ile doğal diş

arasındaki boşluğu doldurmak için bir yapıştırma maddesinin kullanılmasını içerir ve yalnızca mikromekanik retansiyona dayanır. Her simantasyon tipi için endikasyonlar; seramiğin bileşimi, mevcut preperasyonun retansiyon ve direnç formu ve simantasyon sırasındaki alan kontrolü tarafından belirlenir. Örneğin; kısa ve konik preperasyonlar adeziv teknikler yoluyla simantasyondan faydalanacaktır, çünkü bu işlem restorasyonun mekanik retansiyonunu iyileştiren bir dentin hibrit tabakası oluşturur. Ancak bonding ajanlarının kullanımı ek klinik adımlar ve titiz bir izolasyon gerektirir. Adeziv simanların kullanımı kötü restorasyon uyumunu telafi etmeyeceğinden, klinisyenler ve laboratuvar teknisyenlerinin uygun adaptasyonu sağlamak için kesin yöntemler kullanmasını sağlamalıdır (Vargas ve ark., 2011; Thompson ve ark., 2011; Pospiech, 2002; Zidan ve Ferguson, 2003; Duarte ve ark., 2005).

4.3.2.Marjinal uyum

Dental restorasyonların uzun dönem başarısında yapılan restorasyonun diş ile uyumu, en önemli etkenlerden biridir. Restorasyon iç yüzeyi ile diş arasında optimal bir uyum için spesifik bir mesafe olması gereklidir. Kompozit ve seramik kullanılarak yapılan direkt veya indirekt restorasyonların başarısı, büyük ölçüde marjinal adaptasyonlarının kalitesine ve stabilitesine bağlıdır (Hickel ve Manhart, 2001; Sandoval ve ark., 2015; Manhart ve ark., 2004). Direkt adeziv restorasyonlarda, rezin kompozit polimerizasyonu ve büzülme stresi, adeziv arayüzün bağlanma gücünü veya dişin kohezyon gücünü aştığında ani adeziv veya koheziv problemlere neden olabilir. Bu, daha düşük bir restorasyon kalitesi veya restorasyonu değiştirme ihtiyacı ile sonuçlanmaktadır (Sandoval ve ark., 2015; Lu ve ark., 2004; Peutzfeldt ve Asmussen, 2004; Stavridakis ve ark., 2003).

Literatürde, marjinal uyumu değerlendirmek için gerekli ölçüm alanlarının sayısıyla ilgili bir kesinlik yoktur (Contrepois ve ark., 2013). Bazı araştırmacılar 100 μm aralığını kabul edilebilir olduğunu belirtirken, diğer çalışmalarda bu mesafenin 200 μm olması gerektiği raporlanmıştır (Wolfart ve ark., 2003). Yapılan başka bir çalışmada ise, kuronlar için klinik olarak ideal marjinal aralık 120 μm'yi geçmemelidir şeklinde ifade edilmektedir (McLean ve von Fraunhofer, 1971).

4.4. Posterior estetik restorasyonlarda hasar

Seramik inley veya onley restorasyonların başarısızlığının birincil nedenleri, klinik olarak marjinal renk değişikliği ve sekonder çürükler olarak kendini gösteren koheziv fraktürler ve marjinal uyum eksikliklerdir (Vianna ve ark., 2018; Pihlaja ve ark., 2014; Arajuo ve ark., 2016).

Posterior seramik restorasyonlar için preperasyon tasarımları, daha fazla oklüzal diş redüksiyonu ve hafifçe arttırılmış eğimli yapı ile geleneksel dökme metal restorasyon tasarımlarına dayanmaktadır. Bu hazırlıklar, önemli miktarda diş dokusunun kaldırılmasını

içerebilir. Daha fazla diş dokusu kaldırıldıkça, daha yüksek yüzey gerilimi ve daha düşük kırılma direnci meydana gelebilir (Vianna ve ark., 2018; Molin ve Karlsson, 2000; Morin ve ark., 1984). Son zamanlarda, posterior indirekt restorasyonlar için minimal invaziv kavite preperasyonlarının, iyileştirilmiş stres dağılımının yanı sıra diş yapısının korunmasını sağladığı gösterilmiştir (Bakeman ve ark., 2015). Ancak posterior indirekt restorasyonun performansı kullanılan materyale de bağlıdır. Lösit ve lityum disilikat içerikli tam seramik CAD-CAM sistemleri dentine yüksek bağlanma gücü ile daha güçlü restorasyon imkânı sunar (Vianna ve ark., 2018; Şimsek ve Derelioğlu, 2016; Belli ve ark., 2016; Pamato ve ark., 2016). Daha fazla diş dokusu kaybı olan vakalarda CAD/CAM sistemi ile indirekt teknikle hazırlanan restorasyonlar, daha iyi kırılma direnci, daha estetik görünüm, tek seansta uygulanabilme ve daha kısa ağız içi çalışma süresi ile avantaj sağlamaktadır (Vianna ve ark., 2018; Vadachkoria ve Vadachkoria, 2017). CAD/CAM seramik malzemeleri, restorasyon başarısızlığını en aza indirebilecek optimize koşullar altında üretilir (Holand ve ark., 2000; Fasbinder, 2010).

4.4.1. Kırma testleri

Kırma testleri, numuneler yoğun ve artan bir yüke maruz kaldığında, restoratif materyalinin, bağlama prosedürlerinin ve preperasyon özelliklerinin dayanıklılık üzerindeki etkisini ölçer. Bu testler genellikle normal stomatognatik sistem hareketleri tarafından uygulanan yük sınırını aşan hasar yükleri üretir. Yapısal olarak zayıflamış veya kavitenin yetersiz bir şekilde hazırlandığı bir dişte bu tür hareketler dişi, restorasyonu veya her ikisini birden kırabilir (Yıldız ve ark., 2013). Seramik restorasyonların başarısızlığını tahmin ve tespit etmek için kırılma direnci testleri kullanılmaktadır (Vianna ve ark., 2018; Soares ve ark.,2006). Gerinim ölçer (Strain Gauge) testi ve sonlu eleman analizi gibi deneysel metodolojiler, seramik restorasyonların başarısızlığı daha iyi açıklamak için geleneksel mekanik testlerle birleştirilmelidir (Bicalho ve ark.,2014; Rodrigues ve ark., 2009; Lin ve ark., 2008; Bicalho ve ark., 2014).

5. GEREÇ ve YÖNTEM

Farklı restorasyon materyallerinin iki farklı preperasyon şekli ile hazırlanmış onley restorasyonlarının adaptasyonuna ve kırılma dayanıklılığına etkisinin in vitro olarak incelenmesini konu alan çalışmamızda, sırasıyla; doğal dişlerin toplanması ve örneklerin hazırlanması, diş preperasyonlarının yapılması, dijital ölçü işlemi, restorasyonların CEREC inLab cihazı ile dizaynı ve üretimi, simantasyon öncesi restorasyonların uyumlarının değerlendirilmesi, restorasyonların simante edilmesi, kırma testinin uygulanması ve sonuçların istatistiksel analizi aşamaları gerçekleştirildi. Çalışmada; örneklerin hazırlanması, diş kesimi ve dijital ölçü işlemi M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniklerinde, restorasyonların hazırlanması Sem Dent Diş Protez laboratuvarında, simantasyon öncesi uyum kontrolü ve kırma testi M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma ve Geliştirme laboratuvarında gerçekleştirildi.

Bu doktora tez çalışmasının yapılması, Türkiye Cumhuriyeti Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurulu tarafından 30.11.2015 tarihi ve 16 sayısı ile uygun bulunmuştur.

5.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda 80 adet çekilmiş homojen boyutlarda alt birinci molar diş kullanıldı. Periodontal veya ortodontik problemler nedeniyle çekilmiş molar dişler, sağlam molar dişler, mine-sement sınırından apikale doğru dişin akrilik rezin içerisinde gömülü kalabilmesi için bir miktar diş kökü bulunan molar dişler çalışmamıza dahil edilirken; travma sonucu kırık veya çatlak oluşumu gözlemlenen dişler, morfolojik form bozukluğu olan durumlarda örneğin; rudimenter dişler, ‘peg-shaped’ dişler, çürük ya da restorasyon içeren dişler çalışmaya dahil edilmedi.

El aletleri ve kavitron cihazı ile (Scalex 800, Dentamerica, California, A.B.D.) diş taşı temizliği yapılan ve pomza ile temizlenen dişler 1 gün süre ile chloramine-T solüsyonunda bekletildikten sonra, oda sıcaklığında distile suda bekletildi. Dişlerin meziodistal ve servikoinsizal boyutları cetvel ve bir kaliper (Renfert 1119, Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya) yardımı ile ölçüldü ve boyutları açısından eşit bir dağılım sağlayacak şekilde gruplara ayrıldı.

Kırma düzeneğinde kullanılmak üzere hazırlanan parçaya uyumlu olacak şekilde 2 cm çapta mum silindirler hazırlandı. Prefabrike 5 mm internal çapı olan yuvarlak plastik kalıplar içerisine silikon esaslı ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) yerleştirildikten sonra mum silindirlerin ölçüsü alındı. Dişleri silikon içinde sabitlemek amacı ile servikal bölgelerine 0,8 mm çapında tam yuvarlak ortodontik telden (Leowire round spring

hard wire 0,8 mm, Leowires.p.a. Firenze, İtalya) bir düzenek hazırlandı. Dişler mine-sement sınırının 1 mm altından işaretlendi ve bu bölge model hazırlığı sırasında akrilik gelmemesi ve her dişin akrilikten olan yüksekliğinin sabitlenebilmesi amacı ile mumla (Anutex, Kemdent, Associated Dental Products Ltd, Swindon, İngiltere) kapatıldı. Dişler bu tel yardımı ile silikon kalıbın tam ortasına yerleştirildi ve dişlerin uzun akslarının dik olduğuna emin olmak için her diş paralelometreye (Kavo EWL, Type 990, Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch im Allgau, Almanya) yerleştirildi. Paralelometrenin düşey kolu ile 4 yüzeyden dişin aksı kontrol edildi.

Akrilik rezin (Meliodent Denture Material, Heraeus Kulzer, Berkshire, ABD) firma talimatları doğrultusunda 5 g toza 3,5 g likit oranında 30 saniye karıştırılarak kalıplara döküldü ve sertleşmesi için 15 dakika beklendi.

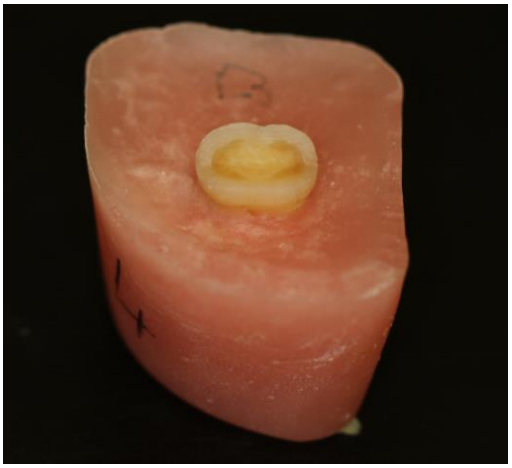
Çalışmamızda kullanılan molar dişler 10'er dişten oluşan 8 ana gruba ayrıldı:

Grup 1: IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) oklüzal veneer grubu
Grup 2: IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) (MODL) onley grubu
Grup 3: SR Nexco Paste (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) oklüzal veneer grubu
Grup 4: SR Nexco Paste (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) (MODL) onley grubu
Grup 5: Grandio Blocs (Voco, NY, USA) oklüzal veneer grubu
Grup 6: Grandio Blocs (Voco, NY, USA) (MODL) onley grubu
Grup 7: Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) oklüzal veneer grubu
Grup 8: Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) (MODL) onley grubu

5.2. Diş Preperasyonlarının Yapılması

Preperasyon dizaynı iki farklı alt grup şekilde yapıldı. İlk grup oklüzal minenin tamamen kaldırılması ile oluşturulan retantif olmayan oklüzal veneer preperasyonu şeklinde (Magne ve ark.,2010; Yang ve ark., 2018; Yang ve ark., 2019) (Resim 1)., ikinci grup ise proksimal bitim sınırları mezialde mine-sement birleşiminin 1-2 mm üstünde ve distalde ise mine-sement birleşiminin 1-2 mm altında yer alacak şekilde oluşturulan mezio-oklüzal-distal onley kavitesi şeklinde hazırlandı. Onley kavitelerinde hem fonksiyonel olan bukkal hem fonksiyonel olmayan lingual tüberküllerden 2 mm oklüzal indirgeme yapıldı (Magne ve ark., 2012; Guess ve ark., 2013; Ferraris ve ark., 2017; Veneziani ve ark., 2017; Edelhoff ve ark., 2018) (Resim

2) Kavite preperasyonları aeratör yardımıyla (KaVo Smart Torque, KaVo Dental AG, Kloten, Almanya) su soğutması altında standart bir elmas frez seti (Acurata GmbH & Co. Thurmansbang, Almanya) ile yapıldı.



Resim 1. Oklüzal veneer preperasyonu



Resim 2. Onley preperasyonu

5.3. Restorasyonların CEREC Cihazıyla Dizaynı ve Üretimi

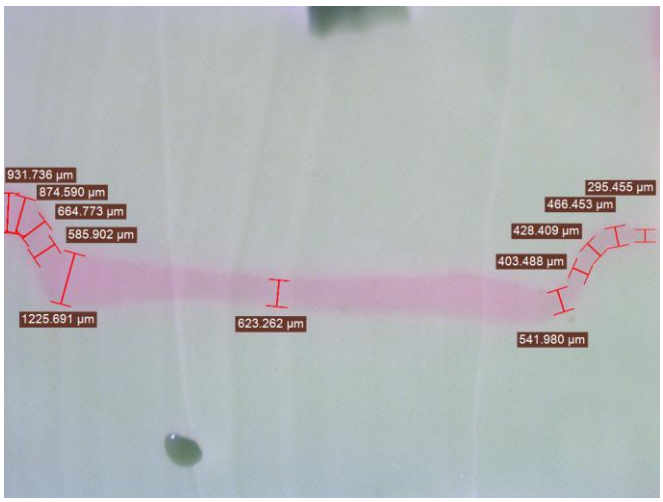
IPS e.max CAD, Grandio ve Vita Enamic materyaller ile restorasyon yapılacak dişlerin görüntülerinin taranması amacıyla CEREC InEos Blue (Sirona, Bensheim, Germany) sistemi kullanıldı. Taranacak tüm dişler CEREC sisteminin görüntü artefaktlarının oluşmasını engelleyen ışık yansıtıcı özel pudrasıyla (Cerec Optispray, Sirona, Bensheim, Germany) diş yüzeyinde ince bir tabaka oluşacak şekilde pudralandı. Pudralama işleminin ardından diş yüzeyleri CEREC InEos tarayıcı yardımıyla tüm yönlerden taranmış, elde edilen veriler bilgisayar ortamında birleştirilerek prepare edilen dişlerin görüntüleri oluşturuldu. Dijital ölçü alımını takiben, onleyler veya oklüzal veneerler hazırlanana kadar geçen süre içinde dişler oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.

Restorasyonların tasarımı aşamasında CEREC 3D inLab (Sirona, Bensheim, Germany) yazılımı kullanıldı. Örneklerin oklüzal form ve anatomisinin belirlenmesinde CEREC veri tabanında bulunan alt birinci molar dişi esas alındı. Oklüzal yüzey formunda standardizasyonun sağlanabilmesi açısından yazılımın öngördüğü form bozulmadan pozisyonlandırma araçlarıyla uyumlandırma işlemi yapıldı. Oklüzal veneer restorasyonlarının kalınlığı cam seramik ve hibrit seramik gruplarında 1.0 mm ve hibrit kompozit ve kompozit gruplarında 1.5 mm olarak ayarlandı.

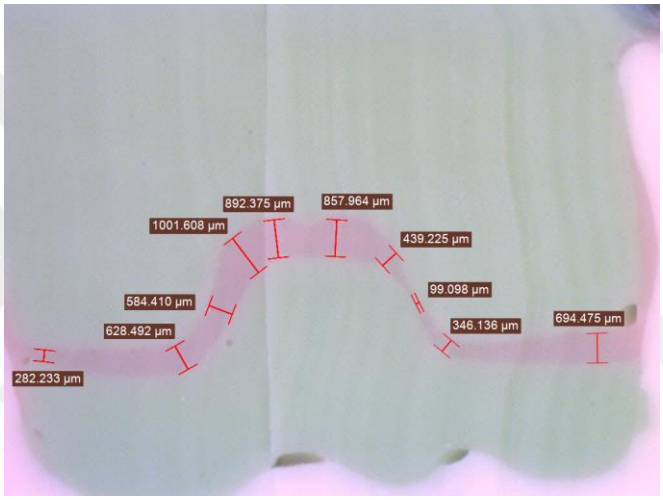
Restorasyonlar CEREC inLab MC XL cihazı (Sirona, Bensheim, Germany) yardımıyla freze edildi. Freze işleminin tamamlanmasının ardından restorasyonlar herhangi bir problem varlığı açısından kontrol edildi. IPS e-max CAD restorasyonlar üretici firma önerisine uygun olarak Vita Vacumat 6000 M seramik fırınında (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kristalize edildi ve 850ºC de glaze işlemi yapıldı. SR Nexco Paste, Grandio, Vita Enamic restorasyonlar cila seti yardımıyla cilalandı. SR Nexco Paste ile restorasyon yapılacak dişlerin üretim işlemleri laboratuvar teknisyeni tarafından direkt diş üzerinde uygulama yöntemi ile yapıldı.

5.4. Simantasyon Öncesi Restorasyon Uyumunun Kontrolü

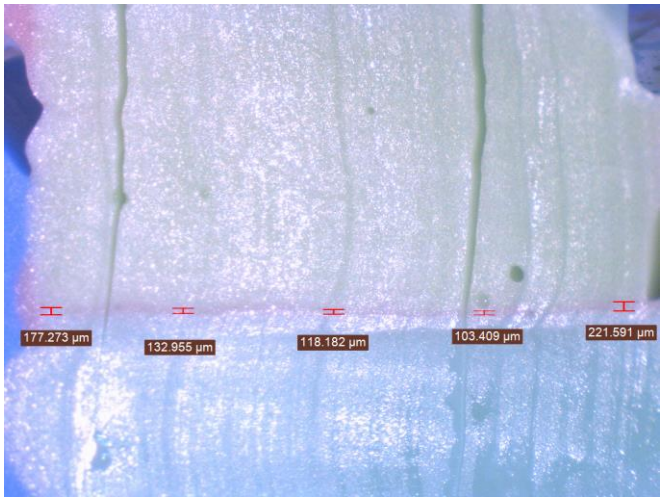
Dişlerin replika ölçüsünü alabilmek amacı ile 6 cm kenar uzunluğu olan prefabrike plastik kalıplar kullanıldı. Orta viskozitede polivinilsiloksan ölçü materyali, Virtual PuttyFast Set (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) firma talimatları doğrultusunda 1:1 oranında 45 saniye karıştırılarak kalıbın içerisine yerleştirildi. Dişlerin ilk ölçüleri alındıktan sonra andırkat bölgeleri kesilerek çıkarıldı. Virtual Light Body Fast Set WashMaterial (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) polivinilsiloksan ölçü materyali firma talimatları doğrultusunda kendi özel tabancası, Virtual Dispenser (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) yardımı ile karıştırıldıktan sonra birinci ölçünün içerisine ve preperasyon yüzeyine uygulandıktan sonra ikinci ölçü alındı. Alınan ölçüler ışık altında deformasyon ve hava kabarcığı açısından kontrol edildi. Simantasyon öncesi restorasyon uyumları ışık mikroskobu ile incelendi. Onley restorasyonların uyumları bukkolingual kesitten 10 farklı noktadan (Resim 3), meziodistal kesitten ise 11 farklı noktadan (Resim 4), oklüzal veneer restorasyonların uyumları ise her iki kesitten de 5 farklı noktadan ölçüldü (Resim 5, Resim 6).



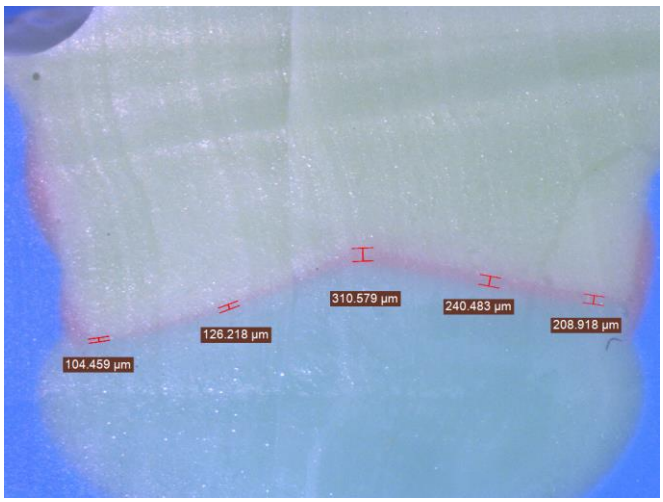
Resim 3. Onley restorasyonların adaptasyon ölçümleri (bukkolingual kesit)



Resim 4. Onley restorasyonların adaptasyon ölçümleri (meziodistal kesit)



Resim 5. Oklüzal veneer restorasyonların adaptasyon ölçümleri (bukkolingual kesit)



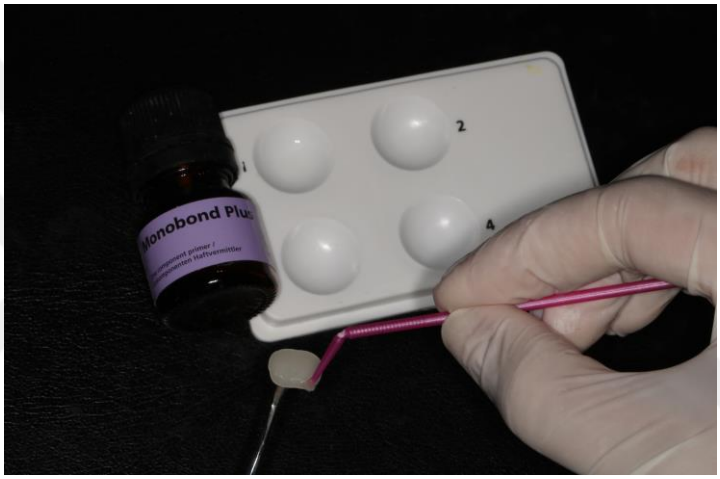
Resim 6. Oklüzal veneer restorasyonların adaptasyon ölçümleri (meziodistal kesit)

5.5. Simantasyon İşlemleri

Restorasyonlar ‘dual-cure’ bir kompozit rezin siman olan Variolink N siman (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak total-etch tekniğiyle simante edildi. Seramik restorasyonların iç yüzeyleri hava-su spreyi yardımıyla yıkanıp kurutuldu, %9 hidroflorik porselen asidi (Ultradent Products Inc, South Jordan, ABD) ile 20 saniye süre ile pürüzlendirildi (Resim 7), 10 saniye süreyle yıkandı ve kurutuldu. Seramik restorasyonların iç yüzeylerine Monobond Plus (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) uygulandı (Resim 8), ışıkla teması kesilerek 60 saniye süreyle beklendi. Kompozit restorasyonların iç yüzeyleri ise kumlama işlemi ile pürüzlendirildi (Resim 9). Prepare edilmiş diş yüzeyleri de yıkanıp kurutuldu, %37 fosforik asit (3M ESPE Dental Products, Minnesota, ABD) ile 30 saniye süreyle pürüzlendirildi (Resim 10), tekrar yıkanıp kurutuldu. Asitlenen diş yüzeylerine adeziv ajan fırça yardımıyla 20 saniye süreyle ovalanarak uygulandı (Resim 11). Rezin siman karıştırma kâğıdı ve siman spatülü yardımıyla firma talimatları doğrultusunda karıştırılarak restorasyon iç yüzeylerine uygulandı ve dişler üzerine parmak basıncıyla yerleştirildi (Resim 12). Işıkla polimerizasyonun sağlanması için Bluephase N ışık cihazı (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak her yüzeyden 20 saniye süre ile ışık uygulandı (Resim 13). Kenarlardaki fazla siman ince grenli frez ile düzeltilerek cilalandı.



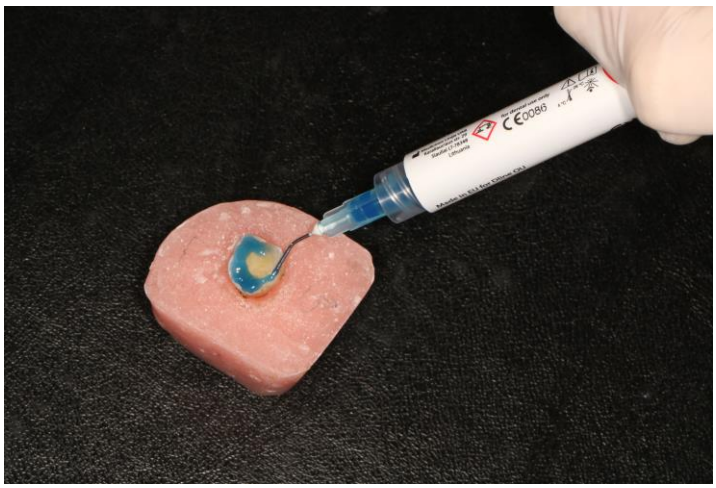
Resim 7. Restorasyon yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi



Resim 8. Restorasyon yüzeyine Monobond Plus uygulaması



Resim 9. Restorasyon yüzeyine kumlama işlemi



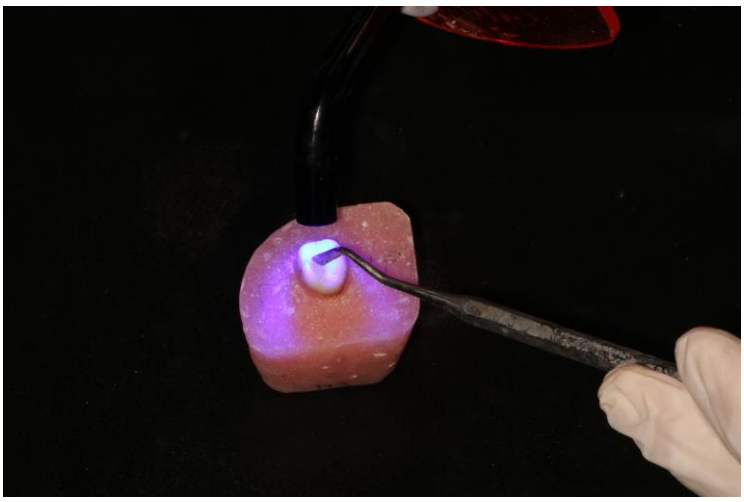
Resim 10. Diş yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi



Resim 11. Diş yüzeyine adeziv ajan uygulaması



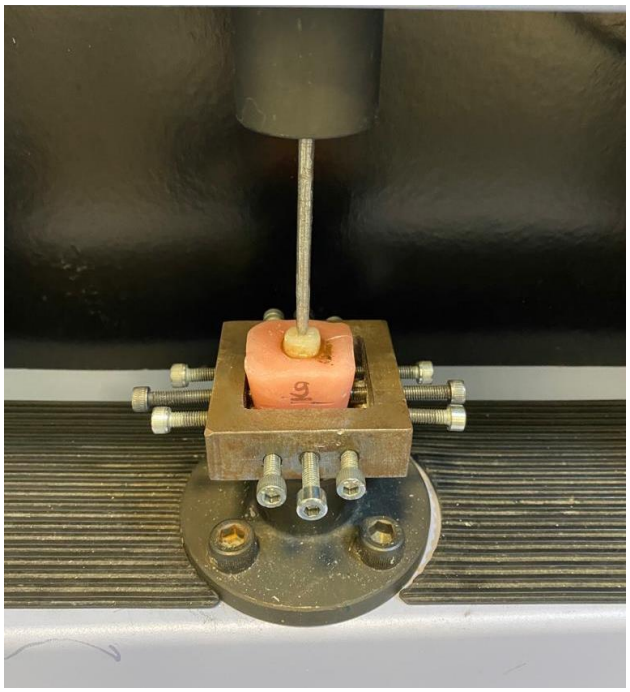
Resim 12. Rezin siman uygulaması



Resim 13. Rezin simanın ışık cihazı ile kür edilmesi

5.6. Kırılma Dayanıklılığının Ölçülmesi

Kırma testi Shimadzu Universal Testing Kırma Cihazı ile Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda yapıldı. Numunelerin sabitlenmesi amacı ile metal bir kavrama düzeneği kullanıldı. Horizontal ve vertikal vidalarla numunelerin yükleme sırasında hareketlenmesi engellendi. Mesafenin ayarlanması ve her numunede aynı noktadan yük uygulanmasını sağlamak amacı ile test cihazına özel çapı 3,5 mm olan bir kırıcı uç dizayn edildi. Kuvvet test edilen her restorasyona oklüzal yüzeyden santral fossadan 90° açı ile 2,5 mm mesafeden 0,5 mm/dk hızla uygulandı (Resim 14). Kırılma kuvvetleri Universal Testing cihazı ile belirlendi ve uygulanan kuvvet grafik şeklinde bilgisayar ortamına aktarıldı.



Resim 14. Universal Testing cihazı ile kırma testi uygulaması

5.7. İstatistiksel İncelemeler

Verilerin istatistiksel değerlendirilmesi için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 20.0 programı kullanıldı. Sonuçlar %95 güven aralığında anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra niceliksel verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında verilerin normal dağılım göstermesi sebebiyle Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grupların tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Çalışmada gruplara göre kırılma dayanıklılığı, internal adaptasyon ve marjinal adaptasyon arasında ilişki varlığının analizi için Pearson Korelasyon Analizi kullanıldı.

6. BULGULAR

Farklı restorasyon materyallerinin farklı preperasyon şekli ile hazırlanmış restorasyonlarının kırılma dayanıklılığına etkisinin in vitro olarak incelenmesi sonucunda elde edilen veriler Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo 4. Kırılma dayanıklılığı değerleri

Grup		**Kırılma Dayanıklılığı**
IPS e.max CAD oklüzal veneer	Ar.Ort.	4047,92600
	N	10
	Std. Sapma	738,834907
IPS e.max CAD onley	Ar.Ort.	3092,32800
	N	10
	Std. Sapma	812,672001
SR Nexco oklüzal veneer	Ar.Ort.	3024,59100
	N	10
	Std. Sapma	518,102412
SR Nexco onley	Ar.Ort.	1793,93000
	N	10
	Std. Sapma	487,406905
Grandio oklüzal veneer	Ar.Ort.	3505,92500
	N	10
	Std. Sapma	845,771064
Grandio onley	Ar.Ort.	3132,85900
	N	10
	Std. Sapma	773,328270
Vita Enamic oklüzal veneer	Ar.Ort.	3201,78200
	N	10
	Std. Sapma	1325,704309
Vita Enamic onley	Ar.Ort.	1906,00300
	N	10
	Std. Sapma	563,052918

Kırılma dayanıklılığı değerlerine bakıldığında; IPS e.max CAD oklüzal veneerler 4047,926 ± 738,834 N, IPS e.max CAD onleyler 3092,328 ± 812,672 N, SR Nexco oklüzal veneerler 3024,591 ± 518,102 N, SR Nexco onleyler 1793,930 ± 487,406 N, Grandio oklüzal veneerler 3505,925 ± 845,771 N, Grandio onleyler 3132,859 ± 773,328 N, Vita Enamic oklüzal

veneerler 3201,782 ± 1325,704 N, Vita Enamic onleyler 1906,003 ± 563,052 N olarak tespit edildi.

Kırılma dayanıklılığı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). SR Nexco ve Vita Enamic materyallerinden üretilen onley restorasyonlarının kırılma dayanıklılığı değerleri diğer gruplara oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulundu (Tablo 5).

Tablo 5. Kırılma dayanıklılığı değerleri açısından anlamlı fark bulunan gruplar

Kırılma Dayanıklılığı		**p**
SR Nexco onley	IPS e.max CAD oklüzal veneer	0,000
	IPS e.max CAD onley	0,012
	SR Nexco oklüzal veneer	0,020
	Grandio oklüzal veneer	0,000
	Grandio onley	0,008
	Vita Enamic oklüzal veneer	0,004
Vita Enamic onley	IPS e.max CAD oklüzal veneer	0,000
	IPS e.max CAD onley	0,029
	SR Nexco oklüzal veneer	0,049
	Grandio oklüzal veneer	0,001
	Grandio onley	0,021
	Vita Enamic oklüzal veneer	0,012

Farklı materyallerin ve preperasyon şekilerinin restorasyonlarının marjinal ve internal adaptasyonuna etkisinin incelenmesi sonucunda elde edilen veriler Tablo 6'de verilmiştir.

Tablo 6. Marjinal ve internal adaptasyon değerleri

Grup		**marjinal adaptasyon bukkal**	**marjinal adaptasyon lingual**	**internal adaptasyon M-D**	**marjinal adaptasyon mezial**	**marjinal adaptasyon distal**	**internal adaptasyon B-L**
IPS e.max CAD oklüzal veneer	Ar.Ort.	275,22040	269,27910	285,70690	303,37040	215,09380	352,95150
	N	10	10	10	10	10	10
	Std. Sapma	73,389504	128,819232	101,274115	193,666916	77,234434	70,726168
IPS e.max CAD onley	Ar.Ort.	195,17450	279,21660	351,23440	200,94480	252,78880	283,28950
	N	10	10	10	10	10	10
	Std. Sapma	39,233511	160,894926	184,140444	62,626372	119,085449	62,891558

Tablo 6: Marjinal ve internal adaptasyon değerleri (devam)

Grup		marjinal adaptasyon bukkal	marjinal adaptasyon lingual	internal adaptasyon M-D	marjinal adaptasyon mezial	marjinal adaptasyon distal	internal adaptasyon B-L
SR Nexco oklüzal veneer	Ar.Ort.	146,56610	203,29170	211,03880	201,55770	165,78800	192,50300
	N	10	10	10	10	10	10
	Std. Sapma	73,026993	80,654277	107,877977	77,770800	77,318434	94,712178
SR Nexco onley	Ar.Ort.	189,47600	168,23050	156,54760	156,56440	159,71060	155,24820
	N	10	10	10	10	10	10
	Std. Sapma	72,881746	68,032142	16,738431	27,702988	46,316279	26,953972
Grandio oklüzal veneer	Ar.Ort.	302,05540	301,72210	266,05000	235,37620	205,34780	317,62500
	N	10	10	10	10	10	10
	Std. Sapma	89,489997	125,302092	85,738112	105,308123	113,553891	90,002219
Grandio onley	Ar.Ort.	266,92290	528,07760	579,78390	353,88790	406,38870	452,81470
	N	10	10	10	10	10	10
	Std. Sapma	106,896945	268,434997	215,479955	225,890232	178,454177	95,348252
Vita Enamic oklüzal veneer	Ar.Ort.	261,00360	266,61210	260,77890	266,50470	247,19190	300,26040
	N	10	10	10	10	10	10
	Std. Sapma	76,038165	80,590057	43,183170	82,320694	55,289763	48,689690
Vita Enamic onley	Ar.Ort.	231,34610	240,04490	227,91020	213,69230	227,80150	225,72690
	N	10	10	10	10	10	10
	Std. Sapma	92,771079	92,148965	53,778760	79,118880	75,133840	41,645615

Marjinal adaptasyon değerlerine bakıldığında; meziodistal kesitten yapılan ölçümlerde bukkal marjinal aralık değerleri IPS e.max CAD oklüzal veneerler 275,220 ± 73,389 µm, IPS e.max CAD onleyler 195,174 ± 39,233 µm, SR Nexco oklüzal veneerler 146,566 ± 73,026 µm, SR Nexco onleyler 189,476 ± 72,881 µm, Grandio oklüzal veneerler 302,055 ± 89,489 µm, Grandio onleyler 266,922 ± 106,896 µm, Vita Enamic oklüzal veneerler 261,003 ± 76,038 µm, Vita Enamic onleyler 231,346 ± 92,771 µm olarak, lingual marjinal aralık değerleri ise IPS e.max CAD oklüzal veneerler 269,279 ± 128,819 µm, IPS e.max CAD onleyler 279,216 ± 160,894 µm, SR Nexco oklüzal veneerler 203,291 ± 80,654 µm, SR Nexco onleyler 168,230 ± 68,032 µm, Grandio oklüzal veneerler 301,722 ± 125,302 µm, Grandio onleyler 528,077 ± 268,434 µm, Vita Enamic oklüzal veneerler 266,612 ± 80,590 µm, Vita Enamic onleyler 240,044 ± 92,148 µm olarak tespit edildi.

Bukkolingual kesitten yapılan ölçümlerde mezial marjinal aralık değerleri IPS e.max CAD oklüzal veneerler 303,370 ± 193,666 µm, IPS e.max CAD onleyler 200,944 ± 62,626 µm, SR Nexco oklüzal veneerler 201,557 ± 77,770 µm, SR Nexco onleyler 156,564 ± 27,702 µm,

Grandio oklüzal veneerler 235,376 ± 105,308 µm, Grandio onleyler 353,887 ± 225,890 µm, Vita Enamic oklüzal veneerler 266,504 ± 82,320 µm, Vita Enamic onleyler 213,692 ± 79,118 µm olarak, distal marjinal aralık değerleri ise IPS e.max CAD oklüzal veneerler 215,093 ± 77,234 µm, IPS e.max CAD onleyler 252,788 ± 119,085 µm, SR Nexco oklüzal veneerler 165,788 ± 77,318 µm, SR Nexco onleyler 159,710 ± 46,316 µm, Grandio oklüzal veneerler 205,347 ± 113,553 µm, Grandio onleyler 406,388 ± 178,454 µm, Vita Enamic oklüzal veneerler 247,191 ± 55,289 µm, Vita Enamic onleyler 227,801 ± 75,133 µm olarak bulundu. Marjinal adaptasyon açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Bukkal ölçümlerde SR Nexco oklüzal veneer grubunun marjinal adaptasyon değerleri diğer materyallerden üretilen oklüzal veneerlere ve Grandio onleylere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulundu. Aynı zamanda SR Nexco onley grubunun marjinal adaptasyon değerleri de Grandio oklüzal veneer grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulundu. Lingual ve distal ölçümlerde Grandio onley grubunun marjinal adaptasyon değerleri diğer tüm gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu. Mezial ölçümlerde SR Nexco onley grubunun marjinal adaptasyon değerleri Grandio onley grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulundu (Tablo 7).

Tablo 7. Marjinal adaptasyon değerleri açısından anlamlı fark bulunan gruplar

Marjinal Adaptasyon Bukkal		**p**
SR Nexco oklüzal veneer	IPS e.max CAD oklüzal veneer	0,013
	Grandio oklüzal veneer	0,001
	Grandio onley	0,026
	Vita Enamic oklüzal veneer	0,041
SR Nexco onley	Grandio oklüzal veneer	0,048
Marjinal Adaptasyon Lingual		
Grandio onley	IPS e.max CAD oklüzal veneer	0,002
	IPS e.max CAD onley	0,004
	SR Nexco oklüzal veneer	0,000
	SR Nexco onley	0,000
	Grandio oklüzal veneer	0,012
	Vita Enamic oklüzal veneer	0,002
	Vita Enamic onley	0,000

Tablo 7. Marjinal adaptasyon değerleri açısından anlamlı fark bulunan gruplar (devam)

Marjinal Adaptasyon Mezial		**p**
SR Nexco onley	Grandio onley	0,015
Marjinal Adaptasyon Distal		
Grandio onley	IPS e.max CAD oklüzal veneer	0,002
	IPS e.max CAD onley	0,023
	SR Nexco oklüzal veneer	0,000
	SR Nexco onley	0,000
	Grandio oklüzal veneer	0,001
	Vita Enamic oklüzal veneer	0,016
	Vita Enamic onley	0,004

İnternal adaptasyon değerlerine bakıldığında; meziodistal kesitten yapılan ölçümlerde internal aralık değerleri IPS e.max CAD oklüzal veneerler 285,706 ± 101,274 µm, IPS e.max CAD onleyler 351,234 ± 184,140 µm, SR Nexco oklüzal veneerler 211,038 ± 107,877 µm, SR Nexco onleyler 156,547 ± 16,738 µm, Grandio oklüzal veneerler 266,050 ± 85,738 µm, Grandio onleyler 579,783 ± 215,479 µm, Vita Enamic oklüzal veneerler 260,778 ± 43,183 µm, Vita Enamic onleyler 227,910 ± 53,778 µm olarak, bukkolingual kesitten yapılan ölçümlerde internal aralık değerleri ise IPS e.max CAD oklüzal veneerler 352,951 ± 70,726 µm µm, IPS e.max CAD onleyler 283,289 ± 62,891 µm, SR Nexco oklüzal veneerler 192,503 ± 94,712 µm, SR Nexco onleyler 155,248 ± 26,953 µm, Grandio oklüzal veneerler 317,625 ± 90,002 µm, Grandio onleyler 452,814 ± 95,348 µm, Vita Enamic oklüzal veneerler 300,260 ± 48,689 µm, Vita Enamic onleyler 225,726 ± 41,645 µm olarak tespit edildi.

İnternal adaptasyon açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Meziodistal ve bukkolingual kesitten yapılan ölçümlerde Grandio onley grubunun internal adaptasyon değerleri diğer tüm gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu. Meziodistal kesitten yapılan ölçümlerde IPS e.max CAD onley grubunun da SR Nexco onley grubuna kıyasla internal adaptasyon değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu. Bukkolingual kesitten yapılan ölçümlerde ise IPS e.max CAD oklüzal veneer grubunun Vita Enamic onley grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu. Buna ilaveten yine bukkolingual kesitten yapılan ölçümlerde SR Nexco oklüzal veneer grubunun IPS e.max CAD Oklüzal Veneer, Grandio oklüzal veneer ve Vita Enamic oklüzal veneer gruplarına göre ve SR Nexco Onley grubunun da IPS e.max CAD oklüzal veneer, Emax CAD onley, Grandio oklüzal

veneer ve Vita Enamic oklüzal veneer gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulundu (Tablo 8).

Tablo 8. İnternal adaptasyon değerleri açısından anlamlı fark bulunan gruplar

İnternal Adaptasyon Bukkolingual Kesit		**p**
IPS e.max CAD oklüzal veneer	Vita Enamic onley	0,003
Grandio onley	IPS e.max CAD oklüzal veneer	0,045
	IPS e.max CAD onley	0,000
	SR Nexco oklüzal veneer	0,000
	SR Nexco onley	0,000
	Grandio oklüzal veneer	0,001
	Vita Enamic oklüzal veneer	0,000
	Vita Enamic onley	0,000
SR Nexco oklüzal veneer	IPS e.max CAD oklüzal veneer	0,000
	Grandio oklüzal veneer	0,004
	Vita Enamic oklüzal veneer	0,023
SR Nexco onley	IPS e.max CAD oklüzal veneer	0,000
	IPS e.max CAD onley	0,003
	Grandio oklüzal veneer	0,000
	Vita Enamic oklüzal veneer	0,000
İnternal Adaptasyon Meziodistal Kesit		
Grandio onley	IPS e.max CAD oklüzal veneer	0,000
	IPS e.max CAD onley	0,001
	SR Nexco oklüzal veneer	0,000
	SR Nexco onley	0,000
	Grandio oklüzal veneer	0,000
	Vita Enamic oklüzal veneer	0,000
	Vita Enamic onley	0,000
IPS e.max CAD onley	SR Nexco onley	0,011

Emax CAD onley grubunun kırılma dayanıklılığı ve bukkolingual kesitten internal adaptasyon değerleri arasında (p=0,036) ve SR Nexco onley grubunun kırılma dayanıklılığı ve mezialden marjinal adaptasyon değerleri arasında (p=0,049) istatistiksel olarak anlamlı korelasyon tespit edildi (Tablo 9).

Tablo 9. Korelasyon Analizi

	r	**p**
Emax CAD Onley		
Kırılma dayanıklılığı - İnternal adaptasyon B-L	-0,666	0,036
SR Nexco Onley		
Kırılma dayanıklılığı - Marjinal adaptasyon mezial	-0,634	0,049

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Literatürde inley, onley, overley, oklüzal veneer veya kuron restorasyonların ne zaman kullanılabileceğini tanımlayan kapsamlı bir inceleme bulunmamaktadır. Bilgi denizi hekimi şaşırtırken aynı zamanda posterior indirekt restorasyonlar veya kuronlar arasında ayrım yapmak için hangi kriterlerin kullanılması gerektiği sorusuyla baş başa bırakır. Klinisyenin bir restorasyon kararı verirken bazı faktörleri göz önünde bulundurması gerekir. Posterior indirekt restorasyonların başarısızlığına birçok faktör sebep olmaktadır. Bu sebepler başlıca kavite hazırlığı, oklüzyon, simantasyon ajanları, yetersiz kalınlık ve materyal iç kusurları olarak sıralanabilir (Nikolopoulou ve Loukidis, 2014; Christensen, 2002; Christensen, 1999; Geurtsen ve ark., 2003).

Diş preperasyonlarında üç ana kriter önem taşımaktadır: diş yapısının korunması, kullanılan restoratif materyalin fiziksel özellikleri ve retansiyon formu (Sarıdağ ve ark., 2013; Ausiello ve ark., 2004; Oyar ve ark. 2018). Özellikle genç hastalarda protetik tedaviler, sağlıklı diş yapısını koruyarak mümkün olduğunca minimal invaziv olmalıdır (Derchi ve ark., 2015; Milosevic ve ark., 2016). Minimal invaziv yaklaşımlar diş yapısını, pulpa canlılığını korur ve postoperatif dentin hassasiyetini azaltır (Grüter ve Vailati, 2013). Lityum disilikat seramikten yapılan ultra ince oklüzal veneerler geleneksel inleylerin, onleylerin ve tam kuronların yerini alarak posterior dişlerin rehabilitasyonunu sağlamaktadır (Magne ve Cheng, 2017; Tribst ve ark., 2018). Bununla birlikte, endodontik olarak tedavi edilmiş posterior dişlerdeki yaygın çürük lezyonları ve diş yapısının kaybı, "ideal" bir preperasyon tasarımı oluşturmayı imkânsız hale getirebilir. Klinisyenin tüberkülsüz veya parsiyel tüberkül kırığı olan bir dişle karşılaştığı durumlarda, preperasyon tasarımına farklı bir yaklaşım gerekebilir. İndirekt bir restorasyonun en iyi tedavi seçeneği olduğu belirlendiğinde, klinisyen kavitelerinin geometrik konfigürasyonunu tasarlarken restoratif materyallerin mekanik özelliklerini akılda tutmalıdır (Dejak ve ark., 2007; Etemadi ve ark., 1999). Çalışmamızda preperasyon tasarımına farklı yaklaşımlar getiren onley ve oklüzal veneer dizaynlar tercih edilerek, iki farklı preperasyon şeklinin kıyaslanması amaçlandı. Literatürdeki veriler çerçevesinde, ilk dizayn oklüzal minenin kaldırılarak santral fossadan tüberkül tepelerine retantif olmayan şekilde ilerleyen ve 90°'den geniş açı yapan iki ayrı düz yüzey oluşturulacak oklüzal veneer preperasyonu şeklinde (Magne ve ark., 2012; Guess ve ark., 2013; Ferraris ve ark., 2017; Veneziani ve ark., 2017; Edelhoff ve ark., 2018), ikinci dizayn ise proksimal marjinleri mezialde mine-sement birleşiminin 1-2 mm üstünde ve distalde ise mine-sement birleşiminin 1-2 mm altında yer alacak şekilde oluşturulan mezio-oklüzal-distal-lingual onley kavitesi şeklinde uygulandı

Çalışma kapsamında oklüzal veneerler ile daha gerçekçi kıyaslama yapılabilmesi adına tüm tüberküllerin indirgendiği ve her iki proksimal alanda da hazırlığın yapıldığı tasarım tercih edilmiş olup, diğer unsurlarda geleneksel kurallara riayet edildi (Magne ve ark.,2010; Yang ve ark., 2018; Yang ve ark., 2019).

Adeziv teknolojilerindeki gelişmeler ve estetikte yükselen talepler, indirekt parsiyel restorasyonlar için endikasyonları artırmıştır. Günümüzde parsiyel indirekt restorasyonların üretimi için çok sayıda rezin veya seramik içerikli malzeme mevcuttur. Posterior uygulamalarda mekanik dayanıklılık fazlasıyla önemlidir (Thordrup ve ark. 2006; Pol ve Kalk, 2011). İndirekt rezin kompozit restorasyonlar seramik restorasyonlardan daha az maliyetli ve daha kullanıcı dostu olarak nitelendirilmektedir. Seramik restorasyonlar ise, doğal diş morfolojisini restore etme, yüksek hayatta kalma oranları ve kabul edilebilir estetik sonuçlar elde etme yetenekleri ile karakterize edilir. Rezin kompozitlerle karşılaştırıldığında dental seramikler, yüksek aşınma direnci, benzersiz estetik ve diş yapısına adeziv rezin ile simantasyonu ile üstün bağlanma gücü gibi belirgin avantajlar sergiler (Frankenberger ve ark., 2008; Land ve Hopp, 2010). Fakat, seramik kırılgan bir malzemedir, lokalize çekme gerilmelerine karşı sadece orta derecede direnç gösterebilmektedir (Kuijs ve ark.,2006). Basma kuvvetlerine karşı dirençlidir ancak çekme gerilmelerine karşı hassastırlar ve kompozit restorasyonlara göre kırılmaya daha yatkındırlar (Lin ve ark., 2012; Fronchabouis ve ark., 2013; Magne ve Belser, 2003; Yamanel ve ark.,2009). Rezin esaslı ve seramik malzemelerin mekanik özelliklerindeki farklılıklar, özellikle oral kavitenin fazla yük taşıyan arka bölgelerinde hangi malzemenin daha uzun süre hayatta kalabileceği sorusunu gündeme getirmektedir. Yapılan klinik çalışmalarda seramik ve kompozit rezin materyallerin gösterdikleri başarı oranları ve kullanım süreleri de araştırılmıştır (Kramer ve Frankenberger, 2005; Dukic ve ark., 2010; Dukic ve ark., 2000; Frankenberger ve ark., 2008; Kramer ve ark., 2008; Monaco ve ark., 2001; Otto ve De Nisco, 2002; Posselt ve ark., 2003; Schulte ve ark., 2005). Yine de bu çalışmalardan posterior indirekt restorasyonlar için en iyi materyal konusunda kesin bir sonuç çıkarılamamaktadır. Çalışmamızda da lityum disilikat seramik, rezin nano-seramik, hibrit seramik ve kompozit materyalleri ile üretilen indirekt posterior restorasyonların kırılma dayanıklılıkları ve bunun yanında marjinal ve internal adaptasyonları incelenerek gündemdeki bu sorulara cevap aranması hedeflendi.

CAD / CAM sistemleri, yüksek kaliteli restorasyonlar sağlayarak diş hekimliği pratiğine hizmet etmektedir. Hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile seramik, kompozit veya metal bloklardan kuronlar, köprüler ve sabit protez alt yapıları üretmesi esasına dayanan bu sistem posterior estetik restorasyonların üretim aşamasında en iyi yöntem olarak

görülmektedir. Piyasada yer alan CAD / CAM sistemleri, her biri farklı avantajlar ve sınırlamalar getirerek, pratik uygulamalarda önemli ölçüde değişiklik gösterir (Heffernan ve ark., 2002; Mantri ve Bhasin, 2010; Strub ve ark., 2006; Tapie ve ark., 2015; Akbar ve ark., 2006; Fasbinder, 2010). Çalışmamızda yukarıda ifade edilen bilgiler ışığında, tam seramik, hibrit seramik ve hibrit kompozit materyalleri ile yapılan onley ve oklüzal veneer restorasyonlarının üretiminde CEREC InEos Blue (Sirona, Bensheim, Germany) sistemi ve restorasyonların tasarımında CEREC 3D inLab (Sirona, Bensheim, Germany) yazılımı tercih edildi.

Posterior indirekt restorasyon uygulamalarının bir nedeni de kalan diş yapısını korumaktır (Etemadi ve ark., 1999). Edelholf ve Sorensen (2002) onley preperasyonunda toplam diş yapısının %39'unu kaldırılırken, bu oranın tam bir kuron hazırlığı için %72,3 ile %75,6 olduğunu ifade etmişlerdir. Birçok araştırmacı, 1,5–2,0 mm oklüzal diş redüksiyonunun seramik inleylerin ve onleylerin gücünü korumak için yeterli bir mesafe olduğunu belirtmiştir (Sadowsky, 2006; Fonseca ve ark., 2007). Sasse ve ark. (2015), restorasyon kalınlığının kırılma direnci üzerindeki etkisini araştırarak, oklüzal seramik kalınlığının kırılma direncini etkilediği sonucuna varmıştır. Bunun aksine, Guess ve ark. (2013) in vitro çalışmalarında seramik kalınlığının oklüzal veneer restorasyonların kırılma direncini etkilemediğini bildirerek, 0,5 mm ve 1 mm preperasyon derinliği azaltmanın, preslenebilir lityum-disilikat seramik onley restorasyonların kırılma direncini azaltmadığını rapor etmişlerdir. Oklüzal veneerlerin kırılma dayanıklığı ile ilgili olarak farklı minimal oklüzal kalınlıklar önerilen çalışmalar mevcuttur (Magne ve ark.,2010; Andrade ve ark., 2018; Yazigi ve ark., 2017; Al-Akhali ve ark., 2017; Saase ve ark., 2015; Krummel ve ark., 2019). Bu çalışmada restorasyon kalınlığının standardizasyona ve değerlendirilme sürecine etki etmemesi adına, kullanılan malzemelerin üretici firma talimatlarının ve ilgili güncel literatürlerin ışığında restorasyon kalınlıkları lityum disilikat (IPS e.max CAD) gruplar ve hibrit seramik (Vita Enamic) gruplar için 1 mm, hibrit kompozit (Grandio) ve rezin kompozit (SR Nexco) gruplar için 1,5 mm olarak belirlendi.

Chen ve ark.'nın (2014) in vitro çalışmasında protetik restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde in vitro koşullarda yapılan çalışmalarda da doğal dişlerin kullanılmasının çalışma başarısı açısından önemli olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada da aynı sebeple alt birinci molar doğal dişlerin kullanımı tercih edildi.

Bir indirekt posterior restorasyonun başarısı farklı faktörlerden etkilenir ve simantasyon tekniği bunlardan biridir (Sirous ve ark.,2022). Tercih edilen teknik ve malzeme ilgili diş yüzeylerinin bağ gücünü etkiler. Çeşitli koşullar nedeniyle, her teknik için farklı

endikasyonlar vardır. Sasse ve ark. (2015) dentine veya kompozite bağlanmanın, yalnızca mineye bağlanmaya göre önemli ölçüde daha yüksek kırılma dayanıklılığı sağladığını bildirmiştir. Bunun nedeni, farklı bağlanma tekniklerinden, bir başka deyişle diğer bazı çalışmalarda kullanılan total-etch tekniğinin aksine dentin bağ gücünü artıran self-etching primer kullanımından kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte, Krummel ve ark. (2019) mine veya total-etch'in ilave asitlenmesinin, yani seçici mine asitleme işleminin, dentin ve mineye bağlanırken self-etching primer ile karşılaştırıldığında kırılma dayanıklılığını arttırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada bağlantının kırılma dayanıklılığı sonuçlarına etkisini standardize etmek adına tüm grupların simantasyon işlemi tek bir rezin siman (Variolink N) ile gerçekleştirildi ve simantasyon işlemi esnasında total-etch sistemine ilave olarak seçici mine asitleme işlemi uygulandı.

Kırılma direnci, bir posterior indirekt restorasyonun ömrünü uzatan önemli bir faktördür (Sener Yamaner ve ark., 2017). Posterior bölgedeki dişler, değişen büyüklük ve yönlerde fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlere tabidir (Ausiello ve ark., 2004). Çiğneme sırasında üretilen birinci molar bölgede kaydedilen maksimum oklüzal ısırma kuvvetlerinin 216 ve 847 N arasında değiştiği bildirilmiştir (Gibbs ve ark., 1981; Waltimo ve ark., 1993; Oyar ve Durkan, 2018). Bu çalışmada da preperasyon dizaynı ve kullanılan materyalden bağımsız olarak en yükseği IPS e.max CAD oklüzal veneerler grubu (4047,926 ± 738,834), en düşüğü SR Nexco onleyler grubu (1793,930 ± 487,406) olarak tüm grupların kırılma dayanıklılığı değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üzerinde bulundu. Çalışmamızda bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilir değerlerin çok üzerinde bulunmasının bir sebebinin numunelerin ağız içi ortamı taklit edecek termal siklüs ve çiğneme simülatörüne maruz bırakılmadan kırılması olduğu düşünülmekte olup, bu durum çalışmamızın limitasyonlarından biri olarak tespit edildi.

Wafaie ve ark. ise, (2018) onley preperasyonlarla maksiller premolarların kırılma direnci üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve çalışmalarında laboratuvar kompoziti (SR Nexco) için 904.28 ± 92.45 N ve lityum disilikat cam-seramik (IPS e.max CAD) için 1181.90 ± 142.37 N değerlerine ulaşmışlar, Abo El-Farag ve ark., (2019) benzer çalışmalarında hibrit seramik Vita Enamic ve laboratuvar kompoziti SR Nexco kırılma dayanıklılığını, hibrit seramik için 1182.14± 73.66 N, laboratuvar kompoziti için 971.50± 85.72 N olarak saptamışlardır. Sarıdağ ve ark., (2013) çalışmalarında mandibular molar dişlere uygulanan IPS e.max CAD onleyler için 1673.6 ± 677 N kırılma değeri bildirirken, Yıldız ve ark., (2013) 2356.49 ± 677.05 N değerleri rapor etmişlerdir. Çalışmamızda da literatürdeki çalışmalara benzer olarak IPS e.max CAD onleyler 3092,328 ± 812,672 N ve Grandio onleyler 3132,859 ± 773,328 N değerleri gösterirken Vita Enamic onleyler 1906,003 ± 563,052 N (p=0,020) ve SR Nexco

onleyler 1793,930 ± 487,406 N (p=0,012) değerleri göstererek diğer gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük kırılma dayanıklılığı gösterdi. Vita Enamic materyalinin içerdiği ağırlık olarak %14 ve hacim olarak %25 oranında bulunan inorganik polimer materyalin ve ağırlık olarak %86 ve hacim olarak %75 oranında bulunan seramik yapının kompleks kavitelerin farklı alanlarında farklı mekanik davranışlar göstermesi ve polimer ağın yoğunlukta olan seramik yapının homojen davranışına etki ederek seramiğin kırılgan özelliklerini ortaya çıkarması sebebiyle ilgili materyalin kırılma dayanıklılığı değerlerinin düşük çıktığı düşünülmektedir. SR Nexco materyalin kırılma dayanıklılığı değerlerinin düşük çıkmasının nedeninin ise laboratuvar kompozitinin tabakalar halinde uygulanması sebebiyle yapının homojen mekanik davranış gösterememesi kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Al-Akhali ve ark., (2017, 2019) iki farklı çalışmalarında Vita Enamic oklüzal veneerler için 767.1±130.9 N ve 1,018.5±155.5 değerleri, IPS e.max CAD oklüzal veneerler için 806.1±186.9 N ve 1,408.8±215.8 değerleri rapor etmişlerdir. Ioannidis ve ark., (2019) kırma testi sonunda, 1 mm kalınlığındaki Vita Enamic oklüzal veneerler için 1110±289 N ve IPS e.max press oklüzal veneerler için 1300±540 N değerlerine ulaşmışlardır. Andrade ve ark., (2018) ise çalışmalarında Vita Enamic oklüzal veneerler için 3540 ± 986 N ve IPS e.max press oklüzal veneerler için 4995 ± 855 N değerleri belirtmişlerdir. Emam ve ark., (2020) ise hibrit seramik (Vita Enamic), hibrit kompozit (Brilliant Crios) ve güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD) oklüzal veneerleri değerlendirerek sırasıyla 817.3 ± 77 N, 1033 ± 135.7 N, 518 ± 74.1 N kırılma dayanıklılığı değerleri raporlamışlar ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise Vita Enamic oklüzal veneerler 3201,782 ± 1325,704 N, SR Nexco oklüzal veneerler 3024,591 ± 518,102 N, Grandio oklüzal veneerler 3505,925 ± 845,771 N ve IPS e.max CAD oklüzal veneerler 4047,926 ± 738,834 N değerleri göstererek, yukarıdaki birçok çalışmaya benzer olarak farklı materyal ile üretilen oklüzal veneer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p<0,05). Literatürde Emam ve ark., (2020) çalışmasında olduğu gibi farklı materyallerin kırılma dayanıklığı arasında anlamlı fark bulan çalışmalar da mevcut olup farklı yayınlarda yer alan ölçümlerde sayısal değerler arasındaki farklılıkların çalışmaların tasarımlarındaki farklılıklardan ve limitasyonlarından kaynaklandığı görülmektedir.

Onley ve oklüzal veneerleri birbiri ile kıyaslayan çalışmalara bakıldığında ise, Gürpınar ve ark., (2020) IPS e.max CAD onley için 1960,16±438,85 N, IPS e.max CAD oklüzal veneer için 2148,53±460,18 N, Vita Enamic onley için 2196,77±427,84 N ve Vita Enamic oklüzal veneer için 2326,19±469,07 N kırılma dayanıklılığı değerleri saptayarak, gruplar arasında anlamlı fark bulamamışlardır. Bu çalışmanın aksine çalışmamızda Vita Enamic onleyler

1906,003 ± 563,052 N değerleri ile diğer tüm oklüzal veneer gruplarına nazaran istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük kırılma dayanıklılığı göstermiştir.

Konu hakkında literatürde karşılaştırma yapan yeterince çalışma bulunmamakta olup, yapılacak yeni çalışmalarda da materyal bazında farklılıklar bulunabileceği düşünülmektedir.

Marjinal ve internal uyumun klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olması bir posterior indirekt restorasyonun başarısını direkt olarak etkilemektedir. Vanlıoğlu ve ark., (2012) çalışmalarında onleylerin marjinal ve internal uyumu kıyaslamış, IPS e.max press için marjinal uyum değerleri 119,28 ± 25,76 µm internal uyum değerleri 134,55 ± 39,27 µm ve IPS e.max CAD için marjinal uyum değerlerini 119,65 ± 27,80 µm internal uyum değerleri 196,49 ± 38,16 µm olarak saptamışlardır. Marjinal uyum açısından gruplar arası fark saptanmamasına rağmen, internal uyum açısından IPS e.max CAD restorasyonlar istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler sergilemiştir. Park ve ark. (2016) ve marjinal ve internal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, hibrit kompozit rezin için marjinalde 57.65 ± 4.10 µm ve internal bölgede 252.92 ± 12.51 µm hibrit seramik için ise marjinalde 50.18 ± 3.39 µm ve internal bölgede 195.57 ± 6.92 µm değerlerini bulmuşlardır. Bir başka çalışmada ise, hibrit seramik (Vita Enamic), hibrit kompozit (Lava Ultimate, Cerasmart) ve güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD) materyallerinin onley restorasyonlarının marjinal ve internal uyumuna etkisi değerlendirilmiş, internal uyum değerleri Vita Enamic için 165 ±65 µm, Lava Ultimate için 186 ±66 µm, Cerasmart için 151 ±50 µm ve IPS e.max CAD için 151 ±54 µm olarak tespit edilmiş, Vita Enamic ve Lava Ultimate restorasyonların uyum değerleri anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (Goujat ve ark., 2018) Çalışmamızda ise, marjinal adaptasyon değerlerine bakıldığında bukkal marjinal aralık IPS e.max CAD onleyler 195,174 ± 39,233, SR Nexco onleyler 189,476 ± 72,881 µm, Grandio onleyler 266,922 ± 106,896 µm, Vita Enamic onleyler 231,346 ± 92,771 µm olarak, lingual marjinal aralık değerleri ise IPS e.max CAD onleyler 279,216 ± 160,894 µm, SR Nexco onleyler 168,230 ± 68,032 µm, Grandio onleyler 528,077 ± 268,434 µm, Vita Enamic onleyler 240,044 ± 92,148 µm olarak tespit edildi. İnternal adaptasyon değerlerine bakıldığında meziodistal internal aralık değerleri, IPS e.max CAD onleyler 351,234 ± 184,140 µm, SR Nexco onleyler 156,547 ± 16,738 µm, Grandio onleyler 579,783 ± 215,479 µm, Vita Enamic onleyler 227,910 ± 53,778 µm olarak, bukkolingual internal aralık değerleri ise IPS e.max CAD onleyler 283,289 ± 62,891 µm, SR Nexco onleyler 155,248 ± 26,953 µm, Grandio onleyler 452,814 ± 95,348 µm, Vita Enamic onleyler 225,726 ± 41,645 µm olarak tespit edildi. Elde edilen sayısal değerler güncel literatür ile yakınlık göstermekte olup, çalışmamızda marjinal uyum değerleri açısından, lingual bölgede Grandio onleyler diğer

grupların tamamından, internal uyuma bakıldığında ise yine Grandio onleyler tüm kesitlerde diğer grupların tamamından yüksek değerler gösterirken, yine tüm kesitlerde SR Nexco onleyler IPS e.max CAD onleylere göre istatistiksel anlamlı derecede düşük değerler gösterdi ($p<0,05$). Literatürde hibrit kompozit materyalleri çalışmamıza benzer olarak bazı çalışmalarda uyum açısından başarısız bulunsa da bazı çalışmalarda ise güçlendirilmiş cam seramik ve hibrit seramik materyalleri ile benzer sonuçlar vermiştir. Bu durum farklı ticari markalara ait materyaller kullanılması ve çalışma tasarımlarının birbirinden farklı olması ile açıklanabilir.

Grandio ile üretilen onley restorasyonlarının uyum değerlerinin diğer gruplara nazaran daha yüksek değerler vermesinin nedeninin yapılarında büyük oranda inorganik polimer materyal (Bis-GMA ve UDMA) içermelerinden dolayı üretim basamakları esnasında materyalde gerçekleşen boyutsal değişiklik miktarının daha fazla olması olduğu düşünülmekte olup, benzer yapıdaki SR Nexco onleylerin internal uyum değerlerinin daha düşük bulunmasının sebebinin ise ilgili restorasyonların konvansiyonel yöntem ile üretilmesinden kaynaklı olduğu öngörülmektedir.

Elbadawy ve ark., (2021) lityum disilikat (IPS e.max CAD) oklüzal veneerler için 67.19 ± 9.59 µm marjinal aralık değerleri ve 87.16 ± 6.70 µm internal uyum değerleri bildirmiştir. Emam ve ark., (2020) hibrit seramik (Vita Enamic), hibrit kompozit (Brilliant Crios) ve güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max CAD) oklüzal veneerleri değerlendirerek sırasıyla 14.7 ± 5.7 µm, 16.5 ± 4.2 µm, 13.2 ± 4 µm marjinal aralık değerlerine ulaşmışlardır. Salem ve ark., (2021) çalışmalarında lityum disilikat oklüzal veneerler için marjinal uyum değerleri 109.21 ± 8.17µm internal uyum değerleri 131.22 ± 4.9 µm ve hibrit seramik oklüzal veneerler için marjinal uyum değerlerini 86.25 ± 7.87 µm internal uyum değerleri 80.74 ± 7.22 µm olarak belirtmişler, hibrit seramik lityum disilikata göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha başarılı marjinal ve internal uyum değerleri göstermiştir. Bu çalışmada, bukkal marjinal aralık değerleri IPS e.max CAD oklüzal veneerler 275,220 ± 73,389 µm, SR Nexco oklüzal veneerler 146,566 ± 73,026 µm, Grandio oklüzal veneerler 302,055 ± 89,489 µm, Vita Enamic oklüzal veneerler 261,003 ± 76,038 µm olarak, lingual marjinal aralık değerleri ise IPS e.max CAD oklüzal veneerler 269,279 ± 128,819 µm, SR Nexco oklüzal veneerler 203,291 ± 80,654 µm, Grandio oklüzal veneerler 301,722 ± 125,302 µm, Vita Enamic oklüzal veneerler 266,612 ± 80,590 µm olarak tespit edildi. İnternal adaptasyon değerlerine bakıldığında; meziodistal kesitten internal aralık değerleri IPS e.max CAD oklüzal veneerler 285,706 ± 101,274 µm, SR Nexco oklüzal veneerler 211,038 ± 107,877 µm, Grandio oklüzal veneerler 266,050 ± 85,738 µm, Vita Enamic oklüzal veneerler 260,778 ± 43,183 µm, bukkolingual kesitten internal aralık değerleri ise IPS e.max CAD oklüzal veneerler 352,951

± 70,726 μm, SR Nexco oklüzal veneerler 192,503 ± 94,712 μm, Grandio oklüzal veneerler 317,625 ± 90,002 μm, Vita Enamic oklüzal veneerler 300,260 ± 48,689 μm olarak tespit edildi. Bukkal bölgede SR Nexco oklüzal veneerler diğer oklüzal veneer gruplarına kıyasla istatistiksel anlamlı derecede düşük marjinal aralık değerleri gösterirken, internal uyuma bakıldığında ise bukkolingual kesitte SR Nexco oklüzal veneerler diğer oklüzal veneer gruplarına kıyasla istatistiksel anlamlı derecede düşük değerler sergiledi ($p<0,05$).

Farklı restorasyon materyalleri ile üretilen oklüzal veneerlerin marjinal ve internal uyumunu kıyaslayan yeterince çalışma bulunmamakta olup, ilerleyen yıllarda bu konu ile ilgili çalışmalara ağırlık verileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda üretilen restorasyonların termal siklüs ve mekanik yaşlandırma sürecine tabi tutulamaması ve bunun sonucunda ağız içi ortamı taklit konusunda yetersiz kalabilecek olabilmesi adaptasyon ölçümleri ve kırma testlerinin sonuçları açısından çalışmamızın limitasyonu olarak görülebilir.

Farklı restorasyon materyalleri kullanarak üretilen iki farklı preperasyon şekli ile hazırlanmış restorasyonların kırılma dayanıklılığını ve marjinal adaptasyonunu değerlendirmeyi amaçladığımız in vitro çalışmamızda şu sonuçlara varılmıştır:

1- İki farklı preperasyon tekniği arasında kırılma dayanıklılığı açısından bir fark olmadığı hipotezimiz doğrulanamamıştır. Hibrit seramik ($p=0.020$) ve laboratuvar kompoziti ($p=0,012$) restorasyon materyallerinden üretilen onley restorasyonlar oklüzal veneerlere kıyasla kırılma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

2- İki farklı preperasyon tekniği arasında marjinal ve internal adaptasyon açısından bir fark olmadığı hipotezimiz doğrulanamamıştır. Hibrit kompozit restorasyon materyalinden üretilen onley restorasyonlar oklüzal veneerlere kıyasla marjinal ve internal adaptasyon açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler vermiştir ($p=0,012$).

3- Kullanılacak farklı firmalara ait farklı restorasyon materyalleri arasında kırılma dayanıklılığı açısından bir fark olmadığı yönündeki hipotezimiz doğrulanamamıştır. Hibrit seramik ve laboratuvar kompoziti ile üretilen onley restorasyonlar diğer materyallere kıyasla kırılma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

4- Kullanılacak farklı firmalara ait farklı restorasyon materyalleri arasında marjinal ve internal adaptasyon açısından bir fark olmadığı yönündeki hipotezimiz

doğrulanamamıştır. Hibrit kompozit restorasyon materyali ile üretilen onley restorasyonlar diğer materyallere kıyasla marjinal ve internal adaptasyon açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler vermiştir ($p<0,05$). Laboratuvar kompozit restorasyon materyali ile üretilen oklüzal veneer restorasyonlar diğer materyallere kıyasla marjinal ve internal adaptasyon açısından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük değerler vermiştir ($p<0,05$).

5- Kırılma dayanıklılığı ile marjinal ve internal adaptasyon değerleri arasında yalnızca birer grupta korelasyon saptanmış olup, bunun da yalnızca bir noktadan yapılan ölçümlerde saptanmış olması sebebiyle, kırılma dayanıklılığı ile marjinal ve internal adaptasyon değerleri arasında anlamlı bir korelasyon olmadığı söylenebilir.

6- Kullanılan her iki preperasyon şekli ve tüm restorasyon materyalleri kırılma dayanıklılığı (Min. 1793 N) ve uyum değerleri posterior bölge vakalarında klinik olarak kabul edilen değer aralıklarında bulunmuştur.

7- Çalışmamızın in vitro olması ve limitasyonları nedeniyle, sonuçların mutlaka uzun dönem klinik takip çalışmaları ile desteklenmesi gerekmektedir.

8. KAYNAKLAR

Abdulla, M. A., Ali, K. H., & Jamel, R. S. (2020). CAD-CAM technology: A literature review. *Al–Rafidain Dental Journal*, *20*(1), 95-113. https://doi.org/10.33899/rden.2020.164542

Abo El-Farag, S. A., & El Nawawy, M. S. (2019). Fracture resistance of different esthetic partial coverage restorations. *Egyptian Dental Journal*, *65*(1), 599-609. https://doi.org/10.21608/EDJ.2019.72817

Aboushelib, M. N., Elmahy, W. A., & Ghazy, M. H. (2012). Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus machinable ceramic laminate veneers. *Journal of Dentistry*, *40*(8), 670-677. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.04.019

Addi, S., Hedayati-Khams, A., Poya, A., & Sjögren G. (2002). Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *Journal of Dentistry*, *30*(1), 53-58. https://doi.org/10.1016/s0300-5712(01)00059-8

Akbar, J. H., Petrie, C. S., Walker, M. P., Williams, K., & Eick, J. D. (2006). Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *Journal of Prosthodontics*, *15*(3), 155-163. https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2006.00095.x

Al-Akhali, M., Chaar, M. S., Samran, A. E. A., & Kern, M. (2017). Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, *74*(10), 245-250. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.06.013

Al-Akhali, M., Kern, M., Elsayed A., Samran, A. E. A & Chaar, M. S. (2019). Influence of thermomechanical fatigue on the fracture strength of CAD-CAM-fabricated occlusal veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *121*(4), 644-650. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.07.019

Alwahadni, A. (1999). The roots of dental porcelain: A brief historical perspective. *Dental News*, *6*(2), 43-44.

Andrade, J. P., Stona, D., Bittencourt, H. R., Borges, G. A., Burnett Júnior, L. H., & Spohr, A. M. (2018). Effect of different computer-aided design/computer-aided manufacturing CAD/CAM materials and thicknesses on the fracture resistance of occlusal veneers. *Operative Dentistry*, *43*(5), 539-548. https://doi.org/10.2341/17-131-L

Anusavice, K. J., Phillips, R. W., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). Elsevier Inc.

Attin, T., Filli, T., Imfeld, C., & Schmidlin, P. R. (2012). Composite vertical bite reconstructions in eroded dentitions after 5.5 years: A case series. *Journal of Oral Rehabilatation*, *39*(1), 73-79. https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02240.x

Ausiello, P., Rengo, S., Davidson, C. L., & Watts, D. C. (2004). Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite class II inlay restorations: A 3D-FEA study. *Dental Materials*, *20*(9), 862-872. https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.05.001

Azeem, R. A., & Sureshbabu, N. M. (2018). Clinical performance of direct versus indirect composite restorations in posterior teeth: A systematic review. *Journal of Conservative Dentistry*, *21*(1), 2-9. https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_213_16

Bakeman, E. M., Rego, N., Chaiyabutr, Y., & Kois, J. C. (2015). Influence of ceramic thickness and ceramic materials on fracture resistance of posterior partial coverage restorations. *Operative Dentistry*, *40*(2), 211-217. https://doi.org/10.2341/12-459-L

Belli, R., Petschelt, A., Hofner, B., Hajtó, J., Scherrer, S. S., & Lohbauer, U. (2016). Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations. *Journal of Dental Research*, *95*(1), 67-73. https://doi.org/10.1177/0022034515608187

Bergman, M.A. (1999). The clinical performance of ceramic inlays: A review. *Australian Dental Journal*, *44*(3), 157-168. https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1999.tb00217.x

Belser, U. C., MacEntee, M. I., & Richter, W. A. (1985). Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *53*(1), 24-29. https://doi.org/10.1016/0022-3913(85)90058-7

Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, *204*(9), 505-511. https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350

Bicalho, A. A., Pereira, R. D., Zanatta, R. F., Franco, S. D., Tantbirojn, D., Versluis, A, & Soares C. J. (2014). Incremental filling technique and composite material-part I: Cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Operative Dentistry*, *39*(2), 71-82. https://doi.org/10.2341/12-441-L

Bicalho, A. A., Valdívia, A. D., Barreto, B. C., Tantbirojn, D., Versluis, A., Soares, C. J. (2014). Incremental filling technique and composite material-part II: Shrinkage and shrinkage stresses. *Operative Dentistry*, *39*(2), 83-92. https://doi.org/10.2341/12-442-L

Büyükbayram, I., Çakan, E. F., & Kazak, M. (2016). Chairside cerec 2ystem and CAD/CAM materials. *Aydın Dental Journal*, *2*(3), 47-54.

Cavanaugh, R. R., & Croll, T. P. (1994). Resin-bonded ceramic onlays for retained primary molars with infraocclusion. *Quintessence International*, *25*(7), 459-463.

Chen, C., Trindade, F. Z., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM resin nano ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dental Materials*, *30*(9), 954-962. https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.018

Christensen, G. J. (2002). Has tooth structure been replaced? *Journal of American Dental Association*, *133*(1), 103-105. https://doi.org/10.14219/jada.archive.2002.0029

Christensen, G. J. (1999). Intracoronal and extracoronal tooth restorations. *Journal of American Dental Association*, *130*(4), 557-560. https://doi.org/10.14219/jada.archive.1999.0251

Correia, A. R. M, Sampaio Fernandes, J. C. A, Cardoso, J. A. P, & Leal-Da-Silva, C. L. C. (2006). CAD-CAM: Informatics applied to fixed prosthodontics. *Revista de Odontologia* da *UNESP*, *35*(2), 183-189. https://doi.org/10.15448/1980-6523.2016.3.21002

Conrad, H. J., Seong, W. J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *98*(5), 389-404. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3

Contrepois, M., Soenen, A., Bartala, M., & Laviole, O. (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *110*(6), 447-454. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.08.003

Craig, R. G., Powers, J. M, & Sakaguchi, R. L. (2019). *Craig's restorative dental materials* (14th ed.). Mosby Elsevier.

Cubas, G. B. A., Habekost, L., Camacho, G. B., & Pereria-Cenci, T. (2011). Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. *Journal of Prosthodontics Research*, *55*(1), 53-59. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2010.07.001

Darvell, B. W. (2009) *Materials science for dentistry* (9th ed.). Woodhead Publishing.

Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.

De Gee, A. J., Palla, P., Werner, A., & Davidson, C. L. (1990). Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. *Dental Materials*, *6*(4), 266-270. https://doi.org/10.1016/S0109-5641(05)80008-9

Deliperi, S., & Bardwell, D. N. (2006). Clinical evaluation of direct cuspal coverage with posterior composite resin restorations. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, *18*(5), 256-267. https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2006.00033.x

Dejak, B., Mlotkowski, A., & Romanowicz, M. (2007). Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *9*(8), 89-100. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60042-0

Derchi, G., Vano, M., Peñarrocha, D., Barone, A., & Covani, U. (2015). Minimally invasive prosthetic procedures in the rehabilitation of a bulimic patient affected by dental erosion. *Journal of Clinical Experimental Dentistry*, *7*(1), 170-174. https://doi.org/10.4317/jced.51732

Dietschi, D., & Argente, A. (2011). A comprehensive and conservative approach for the- restoration of abrasion anderosion. Part 1: Concepts and clinical rationale for early intervention using adhesive technique. *European Journal of Esthetic Dentistry*, *6*(1), 20–33.

Dietschi, D., Magne, P., & Holz, J. (1994). Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence International*, *25*(10), 659–677.

Donovan, T. E. (2008). Factors essential for successful all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, *139*(1), 14-18. https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0360

Dukic, W., Dukic, O. L., Milardovic, S., & Delija, B. (2010). Clinical evaluation of indirect composite restorations at baseline and 36 months after placement. *Operative Dentistry*, *35*(2), 156-164. https://doi.org/10.2341/09-133-C

Dukic, R., Petschelt, A., & Krämer, N. (2000). Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Operative Dentistry*, *25*(6), 459-465.

Dwivedi, T. N., Jakhanwal, I., Anupama, T., Singh Gill, G., Narang, A., & Bhatheja, A. (2017). CAD CAM in prosthetic dentistry: A comprehensive review. *International Journal of Community Health and Medical Research*, *3*(2), 56-59.

Edelhoff, D., & Ahlers, M. O. (2018). Occlusal onlays as a modern treatment concept for the reconstruction of severely worn occlusal surfaces. *Quintessence International*, *49*(7), 521-533. https://doi.org/10.3290/j.qi.a40482

Edelhoff, D., & Sorensen, J. A. (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *87*(5), 503-509. https://doi.org/10.1067/mpr.2002.124094

Edelhoff, D., & Sorensen, J. A. (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, *22*(3), 241-249.

Elbadawy, A. A., Abdelaziz, M. H., Alnazzawi, A. A., & Borzangy, S. S. (2021) Effect of various digital cement space settings on the adaptation of CAD/CAM occlusal veneer "Micro-CT evaluation. *Dental Materials Journal*, *40*(3), 625-630. https://doi.org/10.4012/dmj.2020-226

Emam, Z. N., & Aleem N. A. A. (2020) Influence of different materials and preparation designs on marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM fabricated occlusal veneers. Egyptian Dental Journal, *66*(1), 439-452. https://doi.org/10.21608/edj.2020.79120

Etemadi, S., Smales, R. J., Drummond, P. W., & Goodhart, J.R. (1999). Assessment of tooth preparation designs for posterior resin-bonded porcelain restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*, *26*(9), 691-697. https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1999.00440.x

Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, *31*(9), 702-729.

Fasbinder, D. J. (2010). The CEREC system 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. *Journal of American Dental Association*, *141*(2), 3-4. https://doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0354

Federlin, M., Schmidt, S., Hiller, K. A., Thonemann, B., & Schmalz, G. (2004). Partial ceramic crowns: Influence of preparation design and luting material on internal adaptation. *Operative Dentistry*, *29*(5), 560-570. https://doi.org/10.2341/06-70

Ferracane, J. L. (1982). Correlation of strength and degree of polymerization of unfilled Bis-GMA-Based dental resins. Northwestern University.

Ferraris, F. (2017). Posterior indirect adhesive restorations (PIAR): Preparation designs and aesthetics clinical protocol. *International Journal of Esthetic Dentistry*, *12*(4), 482-502.

Fradeani, M., & Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence International*, *33*(7), 503-510.

Frankenberger, R., Taschner, M., Garcia-Godoy, F., Petschelt, A., & Krämer, N. (2008) Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *Journal of Adhesive Dentistry*, *10*(5), 393-398.

Freedman, G. (2012). *Contemporary esthetic dentistry*. (1st ed.). Elsevier Inc.

Fronchabouis, H., Smail Faugeron, V., & Attal, J. P. (2013). Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dental Materials*, *29*(12), 1209-1218. https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.009

Fonseca, R. B., Fernandes Neto, A. J., Correr Sobrinho, L., & Soares, C. J. (2007). The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory processed composite resin restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *98*(4), 277-284. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60101-2

Garber, D. A., & Goldstein, R. E. (1994). *Porcelain and composite inlays and onlays: Esthetic posterior restorations*. Quintessence Publishing.

Geurtsen, W., & García-Godoy, F. (1999). Bonded restorations for the prevention and treatment of the cracked-tooth syndrome. *American Journal of Dentistry*, *12*(6), 266-270.

Geurtsen, W, Schwarze, T, & Günay, H. (2003). Diagnosis, therapy, and prevention of the cracked tooth syndrome. *Quintessence International*, *34*(6), 409-417.

Gibbs, C. H., Mahan, P. E., Lundeen, H. C., Brehnan, K., Walsh, E. K., Sinkewiz, S. L., & Ginsberg, S. B. (1981). Occlusal forces during chewing – Influences of biting strength and food consistency. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *46*(5), 561-567. https://doi.org/10.1016/0022-3913(81)90247-x

Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencs, J. L., Silva, N. R. F. A., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, *28*(3), 227-235. https://doi.org/10.11607/ijp.4244

Griggs, J. A. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, *51*(3), 713-727. https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.04.006

Grüter, L., & Vailati, F. (2013). Full-mouth adhesive rehabilitation in case of severe dental erosion, a minimally invasive approach following the 3-step technique. *European Journal of Esthetic Dentistry*, *8*(3), 359-375.

Goujat, A., Abouelleil, H., Colon, P., Jeannin, C., Pradelle, N., Seux, D., & Grosgogeat, B. (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(3), 384-389. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.03.001

Guess, P. C., Schultheis, S., Wolkewitz, M., Zang, Y., & Strub, J. R. (2013). Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *110*(4), 264-273. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60374-1

Gürpınar, B., Celakil, T., Baca, E., & Evlioğlu, G. (2020). Fracture resistance of occlusal veneer and overley cad/ cam restorations made of polymer-infiltrated ceramic and lithium disilicate ceramic blocks. *Journal of Ege University School of Dentistry*, *41*(2), 131-142. https://doi.org/10.5505/eudfd.2020.85866

Halaçoğlu, D. M., Tuncer, D., & Arhun, N. (2015). İndirekt posterior restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *25*(1), 98-103. https://doi.org/10.17567/dfd.83956

Hayashi, M., & Yeung, C. A. (2003). Ceramic inlays for restoring posterior teeth. *Cochrane Database of Systematic Reviews, 1,* CD003450. https://doi.org/10.1002/14651858.CD003450

Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: Core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *88*(1), 10-15. https://doi.org/10.1067/mpr.2002.126795

Helvey, G. A. (2006). Press-to-zirconia: A case study utilizing CAD/CAM technology and the wax injection method. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry*, *18*(9), 547-553.

Hickel, R., & Manhart, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *Journal of Adhesive Dentistry, 3*(1), 45-64.

Hikita, K., & Uchiyama, Y. (1989). Studies on three-dimensional measurement and restoration of tooth crown form by CAD/CAM. *Journal of Japanese Prosthondontic Society*, *33*(82), 142. https://doi.org/10.4047/jap.2020.12.3.173

Ho, G. W., & Matinlinna, J. P. (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part I: Ceramic material types in dentistry. *Silicon, 3*, 109-115. https://doi.org/10.1007/s12633-011-9078-7

Holand, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of Biomedical Material Research*, *53*(4), 297-303. https://doi.org/10.1002/1097-4636(2000)53:4<297::aid-jbm3>3.0.co;2-g

Ioannidis, A., Muhlemann, S., Özcan, M., Hüsler, J., Hämmerle, C. H. F., & Benic, G. I. (2019). Ultra-thin occlusal veneers bonded to enamel and made of ceramic or hybrid materials exhibit load-bearing capacities not different from conventional restorations. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, *90*(2), 433-440. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.09.041

Jones, D. W., Jones, P. A., & Wilson, H. J. (1972). The relationship between transverse strength and testing methods for dental ceramics. *Journal of Dentistry*, *1*(2), 85-91. https://doi.org/10.1016/0300-5712(72)90008-5

Kamegawa, M., Nakamura, M., Fukui, Y., Tsutsumi, S., & Hojo, M. (2010). Direct 3-D morphological measurements of silicone rubber impression using micro-focus X-ray CT. *Dental Materials Journal*, *29*(1), 68-74. https://doi.org/10.4012/dmj.2009-021

Karaalioğlu, O. F., & Duymuş, Y. Z. (2008). Dişhekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *18*(1), 25-32.

Kelly, J. R. (2008). Dental ceramics: What is this stuff anyway? *Journal of American Dental Association*, *139*(1), 4-7. https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0359

Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, *56*(1), 84-96. https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x

Kingery, W. D., & Vandiver, P. B. (1986). *Ceramic masterpieces: Art, structure, technology*. Collier Macmillan.

Kramer, N., & Frankenberger, R. (2005). Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dental Materials*, *21*(3), 262-271. https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.03.009

Kramer, N., Taschner, M., Lohbauer, U., Petschelt, A., & Frankenberger, R. (2008). Totally bonded ceramic inlays and onlays after eight years. *Journal of Adhesive Dentistry*, *10*(4), 307-314.

Krifka, S., Anthofer, T., Fritzsch, M., Hiller, K. A., Schmalz, G., & Federlin, M. (2009). Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Operative Dentistry*, *34*(1), 32-42. https://doi.org/10.2341/08-34

Krifka, S., Stangl, M., Wiesbauer, S., Hiller, K. A., Schmalz, G., & Federlin, M. (2009). Influence of different cusp coverage methods for the extention of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Clinical Oral Investigation*, *13*(3), 333-341. https://doi.org/10.1007/s00784-008-0239-z

Krummel, A., Garling, A., Sasse, M., & Kern, M. (2019). Influence of bonding surface and bonding methods on the fracture resistance and survival rate of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic after cyclic loading. *Dental Materials*, *35*(10), 1351-1359. https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.001

Kruzic, J. J., Arsecularatne, J. A., Tanaka, C. B., Ho, M. J., & Cesar, P. F. (2018). Recent advances in understanding the fatigue and wear behavior of dental composites and ceramics. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, *88*(12), 504-533. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.08.008

Koutayas, S. O., Vagkopoulou, T., Pelekanos, S., Koidis, P., & Strub, J. R. (2009). Zirconia in dentistry. Part 2: Evidence-based clinical breakthrough. *European Journal of Esthetic Dentistry*, *4*(4), 348-380.

Kuijs, R. H., Fennis, W. M., Kreulen, C. M., Roeters, F. J. M., Verdonschot, N., & Creugers, N. H. J. (2006). A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. *Journal of Dentistry, 34*(1), 19-25. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.02.010

Kurbad, A. (2001). Cerec goes inLab-the metamorphosis of the system. *International Journal of Computerized Dentistry, 4*(2), 125-143.

Kurbad, A., & Reichel, K. (2005). InEOS - new system component in Cerec 3D. *International Journal of Computerized Dentistry, 8*(1), 77-84.

Land, M. F, & Hopp, C. D. (2010). Survival rates of all-ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. *Journal of Evidence Based Dental Practice, 10*(1), 37-38. https://doi.org/10.1016/j.jebdp.2009.11.013

Lin, C. L., Chang, Y. H., & Liu, P. R. (2008). Multi-factorial analysis of a cusp replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *Journal of Dentistry, 36*(3), 194-203. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.11.016

Li, R. W., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, *58*(4), 208-216. https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003

Lin, W. S., Ercoli, C., Feng, C., & Morton, D. (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of Prosthodontics*, *21*(5), 353-362. https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2012.00845.x

Lins, S. A., Ishikiriama, A., Rizzante, F. A. P, Furuse, A. Y., Mondelli, J., Ishikiriama, S. K., & Mondelli, R. F. L. (2014). Use of restorative materials for direct and indirect restorations in posterior teeth by brazilian dentists. *Revista Odonto*, *11*(3), 238-244. https://doi.org/10.21726/rsbo.v11i3.854

Liu, P. R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, *26*(7), 507-527.

Lo Giudice, G., Lipari, F., Lizio, A, Cervino, G., & Cicciu, M. (2008). Indirect composite restorations in the posterior region - case reports. *International Journal of Clinical Dentistry*, *1*(1), 1-11.

Lu, H., Stansbury, J. W., Dickens, S. H., Eichmiller, F. C., & Bowman, C. N. (2004). Probing the origins and control of shrinkage stress in dental resin-composites: I. Shrinkage stress characterization technique. *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, *15*(10), 1097-1103. https://doi.org/10.1023/B:JMSM.0000046391.07274.e6

Magne, P. Composite resins and bonded porcelain: the post amalgam era? (2006). *Journal of Californian Dental Association*, *34*(2), 135-147. https://doi.org/10.1080/19424396.2006.12222182

Magne, P., & Belser, U. C. (2003). Porcelain versus composite inlays/ onlays: Effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *International Journal Periodontics and Restorative Dentistry*, *23*(6), 543-555.

Magne, P., & Cheung, R. (2017). Numeric simulation of occlusal interferences in molars restored with ultrathin occlusal veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *117*(1), 132-137. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.07.008

Magne, P., Dietschi, D., & Holz, J. (1996). Esthetic restorations for posterior teeth: practical and clinical considerations. *International Journal Periodontics and Restorative Dentistry*, *16*(2), 104-119.

Magne, P., Schlichting, L. H., Maia, H. P., & Baratieri, L. N. (2010). In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *104*(3), 149-157. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60111-4

Magne, P., Stanley, K., & Schlichting, L. H. (2012). Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dental Materials*, *28*(7), 777-782. https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.002

Manhart, J., Chen, H., Hamm, G., & Hickel, R. (2004). Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry*, *29*(5), 481-508.

Manhart, J., Scheibenbogen-Fuchsbrunner, A., Chen, H.Y., & Hickel, R. (2004). A 2-year clinical study of composite and ceramic inlays. *Clinical Oral Investigation*, *4*(4), 192-198. https://doi.org/10.1007/s007840000086

Mantri, S., & Bhasin, S. (2010). CAD/CAM in dental restorations: An overview. *Annals and Essences of Dentistry*, *2*(3), 123-128. https://doi.org/0.5368/aedj.2010.2.3.123-128

McDonald, A. (2001). Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. *Dental Update*, *28*(2), 84-90. https://doi.org/10.12968/denu.2001.28.2.84

McLean, J. W., & Hughes T. H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal*, *119*(6), 251-267.

McLean, J. W., & Von Fraunhofer, J. A. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, *131*(3), 107-111. https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4802708

Mehl, A., Kunzelmann, K. H, Folwaczny, M., & Hickel, R. (2004). Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. *Journal of Adhesive Dentistry*, *6*(3), 239-245.

Milosevic, A., & Burnside G. (2016). The suvival of direct composite restorations in the management of severe tooth wear including attrition and erosion: A prospective 8-year study. *Journal of Dentistry*, *44*(1), 13-19. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.10.015

Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, *56*(1), 97-106. https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x

Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, *28*(1), 44-56. https://doi.org/10.4012/dmj.28.44

Molin, M. K., & Karlsson, S. L. (2000). A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems. *International Journal of Prosthodontics*, *13*(3), 194-200.

Morin, D., DeLong, R., & Douglas, W. H. (1984). Cusp reinforcement by the acid etch technique. *Journal of Dental Research*, *639*(8), 1075-1078. https://doi.org/10.1177/00220345840630081401

Mormann, W. H., Brandestini, M., Lutz, F., & Barbakow, F. (1989). Chair side computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, *20*(5), 329-339.

Monaco, C., Baldissara, P., Dall'Orologio, G. D., & Scotti, R. (2001). Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. *International Journal of Prosthodontics*, *14*(1), 81-86.

Muts, E. J., Van Pelt, H., Edelhoff, D., Krejci, I., & Cune, M. (2014). Tooth wear: A systematic review of treatment options. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(4), 752-759. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.01.018

Naji, G. A., Omar, R. A., & Yahya, R. (2018). An overview of the development and strengthening of all-ceramic dental materials. *Biomedical Pharmacology Journal*, *11*(3), 1553-1563. https://dx.doi.org/10.13005/bpj/1522

Nathanson, D. (1991). Current developments in esthetic dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, *1*(2), 206-211.

Nikolopoulou, E., & Loukidis, M. (2014). Critical review and evaluation of composite/ceramic onlays versus crowns. *Dentistry*, *4*(9), 261. https://doi.org/10.4172/2161-1122.1000261

Oh, S. C., Dong, J. K., Luthy, H., & Scharer, P. (2000). Strength and microstructure of lPS Empress 2 glass-ceramic after different treatrnents. *International Journal of Prosthodontics*, *13*(6), 468-472.

Opdam, N. J., Roeters, J. J., & Burgersdijk, R. C. (1998). Microleakage of class II box-type composite restorations. *American Journal of Dentistry*, *11*(4), 160-164.

Otto, T., & De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, *15*(2), 122-128.

Oyar, P., & Durkan, R. (2018). Effect of cavity design on the fracture resistance of zirconia onlay ceramics. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, *21*(6), 687-691. https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_424_17

Quintas, A. F., Oliveira, F., & Bottino, M. A. (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in vitro evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *92*(3), 250-257. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.06.023

Pallesen, U., & Qvist, V. (2003). Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clinical Oral Investigation*, *7*(2), 71–79. https://doi.org/10.1007/s00784-003-0201-z

Pamato, S., Valle, A. L., Andrade, G. H., Vidotti, H. A., Só, M. V., & Pereira, J. R. (2016). Does hybridized dentin affect bond strength of self-adhesive resin cement? *Journal of Clinical Experimental Dentistry*, *8*(4), 409-414. https://doi.org/10.4317/jced.52980

Park, S. H., Yoo, Y. J., Shin, Y. J., Cho, B. H., & Baek, S. H. (2016). Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. *Restorative Dentistry & Endodontics*, *41*(1), 37-43. https://doi.org/10.5395/rde.2016.41.1.37

Peutzfeldt, A. (2001). Indirect resin and ceramic systems. *Operative Dentistry*, *36*(3), 153-176.

Peutzfeldt, A., & Asmussen, E. (2004). Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *Journal of Dentistry*, *32*(2), 109-115. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2003.08.008

Pihlaja, J., Näpänkangas, R., & Raustia, A. (2014). Early complications and short-term failures of zirconia single crowns and partial fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*. *112*(4), 778-83. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.008

Pol, C. W., & Kalk, W. (2011). A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. *International Journal of Prosthodontics*, *24*(6), 566-575.

Pospiech, P. (2002). All-ceramic crowns: bonding or cementing? (2002). *Clinical Oral Investigation*, *6*(4), 189-197. https://doi.org/10.1007/s00784-002-0183-2

Posselt, A., & Kerschbaum, T. (2003). Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *International Journal of Computerized Dentistry*, *6*(3), 231-248.

Raptis, N. V., Michalakis, K. X., & Hirayama, H. (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, *26*(1), 31-41.

Reich, S., Gozdowski, S., Trentzsch, L., Frankenberger, R., & Lohbauer, U. (2008). Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Operative Dentistry*, *33*(6), 644-650. https://doi.org/10.2341/07-162

Rekow, E. D., Silva, N. R., Coelho, P. G., Zhang, Y., Guess, P., & Thompson, V. P. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research*, *90*(8), 937-952. https://doi.org/10.1177/0022034510391795

Riva, Y. R., & Rahman, S. F. (2019). Dental composite resin: A review. *AIP Conference Proceedings*, Indonesia, *2193*(1), 020011. https://doi.org/10.1063/1.5139331

Rosenblum, M. A., & Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *Journal of American Dental Association*, *128*(3), 297-307. https://doi.org/10.14219/jada.archive.1997.0193

Rodrigues, F. P., Li, J., Silikas, N., Ballester, R. Y., & Watts, D. C. (2009). Sequential software processing of micro-XCT dental-images for 3D-FE analysis. *Dental Materials*, *25*(6), 47-55. https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.02.007

Rosentritt, M, Behr, M, & Handel, G. (2003). Fixed partial dentures: All ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, *30*(9), 873-877. https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01075.x

Sadowsky, S. J. (2006). An overview of treatment consideration for esthetic restorations: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *96*(6), 433-442. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.09.018

Salem, M. A., Al-Zordk, W. A. E., & HamedGhazy, M. (2021) Marginal and internal adaptation of occlusal veneer restorations: Effect of material type and bonded substrate. *Mansour Journal of Dentistry*, 8(29), 5-9. https://doi.org/10.21608/MJD.2021.199842

Samra, A. P. B., Morais, E., Mazur, R. F., Vieria, S. R., & Rached, R. N. (2016). CAD/CAM in dentistry – a critical review. *Revista Odonto Ciencia*, *31*(3), 140-144. https://doi.org/10.15448/1980-6523.2016.3.21002

Sandoval, M. J., Rocca, G. T., Krejci, I., Mandikos, M., & Dietschi, D. (2015). In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II CAD/CAM ceramic restorations with different resinous bases and interface treatments. *Clinical Oral Investigation*, *19*(9), 2167-2177. https://doi.org/10.1007/s00784-015-1449-9

Sarıdag, S., Sevimay, M., & Pekkan, G. (2013). Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: An in vitro study. *Operative Dentistry*, *38*(6), 626-634. https://doi.org/10.2341/12-211-L

Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C., & Barlattani, A. (2015). CEREC CAD/CAM chairside system. *Oral Implantology (Rome)*, *7*(3), 57-70.

Sasse, M., Krummel, A., Klosa, K., & Kern, M. (2015). Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of fullcoverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*, *31*(8), 907-915. https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.017

Schlichting, L., Maia, H., Baratieri, L. N., & Magne, P. (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *105*(4), 217-226. https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60035-8

Schmidlin, P. R., Filli, T., Imfeld, C., Tepper, S., & Attin, T. (2009). Three-year evaluation of posterior vertical bite reconstruction using direct resin composite: A case series. *Operative Dentistry*, *34*, 102-108. https://doi.org/10.2341/08-11

Schulte, A. G., Vöckler, A., & Reinhardt, R. (2005). Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. *Journal of Dentistry*, *33*, 433-442. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.10.026

Sener Yamaner, I. D., Sertgöz, A., Akalın, T. T, & Ozcan, M. (2017). Effect of material and fabrication technique on marginal fit and fracture resistance of adhesively luted inlays made of CAD/CAM ceramics and hybrid materials. *Journal of Adhesion Science and Technology*, *31*, 55-70. https://doi.org/10.1080/01694243.2016.1204144

Shamnur, S. N., Doddamani, S., & Shamnur, N. (2013). All ceramic systems - an overview. *CODS Journal of Dentistry*, *5*(2), 38-43. https://doi.org/10.5005/cods-5-2-38

Signore, A, Benedicenti, S, Covani, U, & Ravera, G. (2007). A 4 to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. *International Journal of Prosthodontics*, *20*(6), 609-616. https://doi.org/10.1308/135576108785891169

Sirous, A. N., Saeedeh, E., & Faezeh, A. (2022). Effect of preparation design on marginal adaptation and fracture strength of ceramic occlusal veneers: A systematic review. *Clinical Experimental Dental Research*, *8*(6), 1391-1403. https://doi.org/10.1002/cre2.653

Soares, C. J., Martins, L. R., Fonseca, R. B., Correr-Sobrinho, L., & Fernandes Neto, A. J. (2006). Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior leucite-reinforced ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *95*(6), 421-429. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.03.022

Spreafico, R. C., Krejci, I., & Dietschi, D. (2005). Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3,5 years in vivo. *Journal of Dentistry*, *33*(6), 499-507. https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.11.009

Stappert, C. F., Chitmongkolsuk, S., Silva, N. R., Att, W., & Strub, J. R. (2008). Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. *Dental Materials*, *24*(9), 1248-1257. https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.02.005

Stappert, C. F., Att, W., Gerds, T., & Strub, J. R. (2006). Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *Journal of American Dental Association*, *137*(4), 514-522. https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0224

Stavridakis, M. M., Lutz, F., Johnston, W. M., & Krejci, I. (2003). Linear displacement and force induced by polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *American Journal of Dentistry*, *16*(6), 431-438.

St-Georges, A. J., Sturdevant, J. R., Swift, E. J., & Thompson, J. Y. (2003). Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *89*(6), 551-7. https://doi.org/10.1016/s0022-3913(03)00173-2

Strub, J.R., Rekow, E.D., & Witkowski, S. (2006). Computer aided design and fabrication of dental restorations - current systems and future possibilities. *Journal of American Dental Association*, *137*(9), 1289-1296. https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0389

Swift, E. J. (2001). Processed composites. *Jouırnal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *13*(5), 284-291. https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2001.tb01010.x

Şahin, E., Aktaş, G., Özcan, N., Aydın, D. H, & Akça, K. (2009). Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inlab sistemi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, *33*(4), 41-46.

Şimsek, H., & Derelioglu, S. (2016). In vitro comparative analysis of fracture resistance in inlay restoration prepared with CAD-CAM and different systems in the primary teeth. *BioMed Research International*. *2016*, 4292761. https://doi.org/10.1155/2016/4292761

Tapie, L., Lebon, N., Mawussi, B., Fron Chabouis, H., Duret, F., & Attal, J. P. (2015). Understanding dental CAD/CAM for restorations--the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *International Journal of Computerized Dentistry*, *18*(1), 21-44.

Thompson, J. Y., Stoner, B. R., Piascik, J. R., & Smith, R. (2011). Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now. *Dental Materials*; *27*(1), 71-82. https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.022

Thordrup, M., Isidor, F., & Horsted-Bindslev, P. (2006). A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: Ten-year results. *Quintessence International*, *37*(2), 139-144.

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Penteado, M. M., Borges, A. L. S., & Bottino, M. A. (2018). Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. *Brazilian Oral Research*, *32*, e118. https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0118

Vadachkoria, D., &Vadachkoria, O. (2017). Clinical protocols: Preparation, impression and bonding of all-ceramic glass-based disilicate lithium crowns: Review and case report. *Georgian Medical News*, *265*(4), 94-98.

Vargas, M. A., Bergeron, C., & Diaz-Arnold, A. (2011). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *Journal of American Dental Association*, *14*(2), 20-24. https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0339

Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, *28*(1), 3-12. https://doi.org/0.1016/j.dental.2011.10.014

Vanlıoglu, B. A., Evren, B., Yıldız, C., Uludamar, A., & Özkan, Y. K. (2012). Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. *International Journal of Prosthodontics*, *25*(3), 262-264.

Veneziani, M. (2017). Posterior indirect adhesive restorations: Updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *International Journal of Esthetic Dentistry*, *12*(2), 204-230.

Vianna, A. L. S. V., Prado, C. J. D., Bicalho, A. A., Pereira, R. A. D. S., Neves, F. D. D., & Soares, C. J. (2018). Effect of cavity preparation design and ceramic type on the stress distribution, strain and fracture resistance of CAD/CAM onlays in molars. *Journal of Applied Oral Science*, *26*, e20180004. https://doi.org/10.1590/1678-7757-2018-0004

Wafaie, R. A., Ibrahim Ali, A., & Mahmoud, S. H. (2018). Fracture resistance of prepared premolars restored with bonded new lab composite and all-ceramic inlay/onlay restorations: Laboratory study. *Jouırnal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *30*(3), 229-239. https://doi.org/10.1111/jerd.12364

Waltimo, A., & Könönen, M. (1993). A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scandinavian Journal of Dental Research*, *101*(3), 171-175. https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1993.tb01658.x

Wendt, S. L., & Leinfelder, K. F. (1990). The clinical evaluation of heat-treated composite resin inlays. *Journal of American Dental Association*, *120*(2), 177-81. https://doi.org/10.14219/jada.archive.1990.0038

White, S. N., Caputo, A. A., Vidjak, F. M., & Seghi, R. R. (1994). Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dental Materials*, *10*(1), 52-58. https://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90022-1

Wiersema, E. J., Kreulen, C. M., & Creugers, N. H. (2013). The conventional and the digital impression method for single-unit and multi-unit fixed dental prostheses. Nederlands Tijdschrift voor Tandheelkunde, *120*(7), 401-410.

Wolfart, S., Wegner, S. M., Al-Halabi, A., & Kern, M. (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International Journal of Prosthodontics*, *16*(6), 587-592.

Yamanel, K., Caglar, A., Gülsahi, K., & Ozden, U. A. (2009). Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dental Materials Journal*, *28*(6), 661-670. https://doi.org/10.4012/dmj.28.661

Yang, H., Park, C., Shin, J. H., Yun, K. D., Lim, H. P., Park, S. W., & Chung, H. (2018). Stress distribution in premolars restored with inlays or onlays: 3D finite element analysis. *Journal of Advanced Prosthodontics*, *10*(3), 184-90. https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.3.184

Yang, Y., Yang, Z., Li, Z. J., & Tan, J. (2019). Effect of tooth preparation design on marginal adaptation of composite resin CAD-CAM onlays. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *124*(1), 88-93. https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.08.010

Yazigi, C., Kern, M., & Chaar, M. S. (2017). Influence of various bonding techniques on the fracture strength of thin CAD/CAM-fabricated occlusal glassceramic veneers. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, *75*(11), 504-511. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.08.016

Yıldız, C., Vanlıoğlu, B. A., Evren, B., Uludamar, A., & Özkan, Y. K. (2013). Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. *Journal of Prosthodontics*, *22*(7), 537-542. https://doi.org/10.1111/jopr.12037

Yüksel, G., Çekiç, C., & Özkan, P. (2000). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *10*(2), 79-88.

Zidan, O., & Ferguson, G. C. (2003). The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *89*(6), 565-571. https://doi.org/10.1016/s0022-3913(03)00182-3

Zhou, X., Huang, X. L. M., Peng, X., Wang, S., Zhou, X., & Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials. *Journal of Appliead Polymer Science*, *136*(1), 48180. https://doi.org/10.1002/app.48180

9. ÖZGEÇMİŞ

10. BİLİMSEL FAALİYETLER

Makale

Akmansoy, Ş. C., & Şanıvar Abbasgholizadeh, Z. (2022). Visagizm konseptinin doğal dişler ile uyumunun değerlendirilmesi. *Yeditepe Dental Journal*, *18*(2), 20-23. https://doi.org/10.5505/yeditepe.2022.82621

Köksal, C., Özdemir, İ., Beyhan, T. E., Akmansoy, Ş. C., Sırma, N. S., Doğru, B., Köksal, L., Berkel, G., Karacaylı, U., Mumcu, G., & Özkan, Y. (2021) Sağlık yönetimi perspektifinden engelli ve özel hizmet alimina ihtiyaç duyan bireylerde diş hekimliği hizmetlerinin yönetimi**.** *Hacettepe Sağlık İdaresi Dergisi, 24*(2), 959-970**.**

Akmansoy, Ş. C., Aslan, Y. U., & Özkan, Y. (2021). A Pilot Study for the Aerosol Capture, One Center Test Results**.** *European Journal of Research in Dentistry*, *5*(2), 78-80**.** https://doi.org/10.29228/erd.17

Keskin Özyer, E., Kahramanoğlu, E., Akmansoy, Ş. C., & Özkan, Y. (2019). Zirkonyum destekli sabit protetik restorasyonlarda klinik başarı değerlendirme kriterleri. *European Journal of Research in Dentistry, 1*(3), 53-62. https://doi.org/10.35333/ERD.2019.14

Yıldız C., Ömür T. B., & Akmansoy Ş. C. (2015). Metal Seramik Restorasyonların Üretilmesinde Dikkat Edilmesi Gerekenler. *Vestiyer Diş Hekimliği Dergisi, 118*, 50-56.

Akmansoy, Ş. C., & Akoğlu, B. (2015). Sabit Protezlerde Bireysel ve Fabrikasyon Dayanakların Başarısı ve Karşılaştırılması. *Türk Diş Hekimleri Birliği Dergisi, 146*, 60-63.

Kitap Bölümü

Akmansoy, Ş. C., Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., & Özkan, Y. (2022). Diş hekimliğinde materyal seçimi ve üretim metodları. In Y.K. Özkan, & Y. U. Aslan (Eds.), *Gülüş estetiği ve lamine veneer restorasyonlar* (pp. 326-347). Quintessence Publishing.

Akmansoy, Ş. C. (2022). Diş hekimliğinde adezyon kavramı. In Y.K. Özkan, & Y. U. Aslan (Eds.), *Gülüş estetiği ve lamine veneer restorasyonlar* (pp. 326-347). Quintessence Publishing.

Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., Akmansoy, Ş. C., Keban Aydın, S., & Özkan, Y. (2019). The remounting process: Adjustment of dentures on the articulator and in mouth. In Y.K. Özkan (Eds.), *Complete denture prosthodontics treatment and problem solving* (pp.105-141). Springer International Publishing.

Akmansoy, Ş. C., Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., & Özkan, Y. (2018). Diagnostic Impressions and Custom-Made Trays**.** In Y.K. Özkan (Eds.), *Complete denture prosthodontics planning and desicion making* (ss.133-187). Springer International Publishing.

Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., Akmansoy, Ş. C., & Özkan, Y. (2018). Evaluation of the Edentulous Patient. In Y.K. Özkan (Eds.), *Complete denture prosthodontics planning and desicion making* (ss.49-85). Springer International Publishing.

Bildiri (Poster veya Sözel)

Beşiroğlu, S., Tağtekin, D., Akmansoy, Ş. C., Özkuyucu, D., & Alkan, E. (2022). Diş hekimliğinde sürdürülebilirlik bilinci ve bilinç düzeyi anket çalışması. *26. Türk Diş Hekimleri Birliği Uluslararasi Dişhekimliği Kongresi*, Türkiye, 11, 429-430.

Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., Akmansoy, Ş. C., & Evren, B. (2019). Marmara üniversitesi diş hekimliği fakültesi öğrencilerindeki temporomandibular rahatsızlıklar ve psikolojik stres seviyelerinin değerlendirilmesi. *24. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Kongresi*, Türkiye, 28-29.

Kahramanoğlu, E., Halmedov, M., Keskin Özyer, E., Akmansoy, Ş. C., & Özkan, Y. (2019). Estetik bölge implant destekli protezlerde karşılaşılan komplikasyon ve çözümü: olgu raporu. *2.Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu,* Türkiye.

Akmansoy, Ş. C., Yıldız, C., Bayrakçıoğlu, A., Kahramanoğlu, E., & Özkan, Y. (2018). Bisfosfonat kullanan dişsiz hastada all-on-four tedavi yaklaşımı. *6.Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu,* Türkiye.

Yıldız, C., Akmansoy, Ş. C., Dergin, G., Kahramanoğlu, E., & Özkan, Y. (2018) Dört adet zigoma implant destekli sabit restorasyon ile protetik rehabilitasyon. *6.Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu,* Türkiye.

Küçük, C., Türker, Ş. B., Gözneli, R., Akmansoy, Ş. C., & Özkan, Y. (2018). Kazanılmış maksillofasiyal defekte sahip hastanın obturatör ile rehabilitasyonu: Vaka raporu. *6.Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu,* Türkiye.

Kahramanoğlu, E., Akmansoy, Ş. C., Keban Aydın, S., Özkan, Y., & Özkan, Y. (2018). Tam dişsiz çenelerin sabit protetik rehabilitasyonu: 3 yıllık vaka raporu. *I. Uluslararası Marmara Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu*, Türkiye.

Keban Aydın, S., Yıldız, C., Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., Akmansoy, Ş. C., & Özkan Y. (2018). İki farklı hastanın tam seramik lamina destekli sabit protezler ile estetik rehabilitasyonu: 3 yıllık takip. *I. Uluslararası Marmara Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu*, Türkiye.

Kahramanoğlu E., Türken H. E., Yıldız C., Akmansoy Ş. C., & Özkan Y. (2018). Metal destekli postların klinik ve radyolojik olarak değerlendirilmesi: 5 yıllık takip. *I. Uluslararası Marmara Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu*, Türkiye.

Alibrahimnesfaldonia, M., Aslan, Y. U., Özkan, Y., Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., & Akmansoy, Ş. C. (2018). Tek diş implantının geleneksel ve iki dijital sistem ölçüsü arasında doğruluk ve zaman verimliliğinin karşılaştırması. *I. Uluslararası Marmara Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu*, Türkiye.

Yıldız Domaniç, K., Aslan, Y. U., Kahramanoğlu, E., Türker, Ş. B., Akmansoy, Ş. C., & Özkan, Y. (2018). Bruksist bir hastanın implant destekli sabit protez uygulaması: 5 yıllık takip. *I. Uluslararası Marmara Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu*, Türkiye.

Karabulut, H.E., Gözneli, R., Akmansoy, Ş.C., Aslan, Y.U., & Özkan, Y. (2018). Sınıf III malokluzyon ve dental orta hat sapması olan hastaya protetik yaklaşım. *I. Uluslararası Marmara Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu*, Türkiye.

Akmansoy, Ş. C., Öztürk, M., Polat Akmansoy, B., Kahramanoğlu, E., & Özkan, Y. (2018). Oligodonti vakasına multidisipliner yaklaşım: 2 yıllık vaka raporu. *I. Uluslararası Marmara Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu*, Türkiye.

Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., Yayla, A. M., Akmansoy, Ş. C., Özkan, Y., & Keban Aydın, S. Tam seramik onleylerin iki farklı yöntem ile simantasyonu: 1 yıllık vaka raporu. *I. Uluslararası Marmara Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu*, Türkiye.

Akmansoy, Ş. C., Polat Akmansoy, B., Gemrekoğlu, N., Kahramanoğlu, E., & Özkan, Y. (2017). Oligodonti vakasına maltidisipliner yaklaşım. *23.Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi*, Türkiye.

Yıldız, C., Akmansoy, Ş. C., Varol, A., & Özkan, Y. (2017). Two different prosthetic treatment option of class III malocclusion with 5-year follow up: Case reports. *41 St Annual Conference of European Prosthodontic Association*, Romanya.

Yıldız, K., Akmansoy, Ş. C., Yıldız, C., & Özkan, Y. (2014). Retrospective study of all ceramic onlay restorations. *38th Annual Conference of The European Prosthodontic Association*, Türkiye.

Akmansoy, Ş. C., Varol, A., Yıldız, C., & Özkan, Y. (2013). Ön derin kapanışla birlikte görülen sınıf III maloklüzyonun cerrahi ve protetik tedavisi olgu sunumu. *Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu*, Türkiye.

Yıldız K., Akmansoy, Ş. C., Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., Keban Aydın, S., Yıldız, C., Akoğlu, B., & Özkan, Y. (2013). A 4-year retrospective study of all-ceramic onlays. *101st FDI Annual World Dental Congress*, Türkiye, 14.

Şanıvar Abbasgholizadeh, Z., Akmansoy, Ş. C., Erenler, B., Yıldız, C., & Özkan, Y. (2012). Metal seramik restorasyonların değerlendirilmesi: 4 yıllık retrospektif çalışma *10th International Congress of Academy of Prosthodontics and Gnathological Society*, Türkiye, 138-139.

11. EKLER

EK-1: M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurulu Onay Belgesi