



**BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ISITILMIŞ KOMPOZİTLERLE SİMANTE EDİLEN İNDİREKT İNLEY
RESTORASYONLARIN GAP OLUŞUMU VE KIRMA DAYANIMININ İN
VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Engin IŞIK

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Evrim DALKILIÇ

EYLÜL 2024

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ISITILMIŞ KOMPOZİTLERLE SİMANTE EDİLEN İNDİREKT İNLEY
RESTORASYONLARIN GAP OLUŞUMU VE KIRMA DAYANIMININ İN
VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Engin IŞIK

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Evrim DALKILIÇ

EYLÜL 2024

ÖNSÖZ

Bilgi ve birikimi ile bana her zaman yol gösteren, mesleğinde kazanmış olduğu tecrübelerini sabırla öğreten, tez danışmanım, bölüm başkanım saygıdeğer Prof. Dr. Evrim DALKILIÇ'a,

Uzmanlık eğitimi sürecime kıymetli bilgi birikimleriyle katkıda bulunan Prof. Dr. Nazmiye DÖNMEZ, Doç. Dr. Ayça SARIALIOĞLU GÜNGÖR, Doç. Dr. Burcu OĞLAKÇI, Doç. Dr. Üyesi Zümrüt Ceren ÖZDUMAN, Dr. Öğretim Üyesi Ceren DEĞER'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışma fırsatı bulduğum asistan arkadaşlarım ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı klinik çalışanlarına,

Uzmanlık eğitimimiz boyunca her zaman birbirimize destek olduğumuz dönem arkadaşlarım Çağla YELOĞLU ve Emre Barış MUHTAR'a,

Hayatımın her döneminde yanımda olup beni her zaman, her koşulda destekleyen sevgili aileme,

Tezimi 20221011 numaralı proje ile destekleyen Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

1002-B acil destek modülü, 223S611 proje numarasıyla çalışmamı destekleyen TÜBİTAK'a,

Micro-CT analizinin gerçekleştirildiği Sabancı Üniversitesi Nanoteknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'ne (SUNUM),

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Eylül 2024

Engin Işık
(Diş Hekimi)

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, 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 olmadığını beyan ederim.

A large, light gray, stylized signature watermark is positioned diagonally across the middle of the page. It appears to be a calligraphic representation of the author's name, 'Engin Işık', rendered in a modern, geometric style.

Engin IŞIK
İmza

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	III
BEYAN	IV
İÇİNDEKİLER	V
KISALTMALAR.....	VII
SEMBOLLER	VIII
TABLolar LİSTESİ.....	IX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
ÖZET.....	XI
SUMMARY.....	XIII
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Geniş Kayıplı Posterior Dişlerde Restoratif Seçenekler	3
2.1.1 Direkt restorasyonlar.....	4
2.1.1.1 Amalgam restorasyonlar.....	4
2.1.1.2 Kompozit restorasyonlar	4
2.1.1.3 Ön ısıtılmalı kompozit restorasyonlar	5
2.1.2 İndirekt restorasyonlar	7
2.1.2.1 İnley	8
2.1.2.2 Onley, overley, parsiyel kuronlar	9
2.1.2.3 CAD/CAM sistemleri	10
2.2 Restorasyonların Simantasyonunda Kullanılan Materyaller	12
2.2.1 Çinko fosfat simanlar.....	13
2.2.2 Polikarboksilat simanlar	13
2.2.3 Cam iyonomer simanlar.....	13
2.2.3.1 Sertleşme reaksiyonu	14
2.2.3.2 Bağlanma mekanizması	14
2.2.3.3 Florür salınımı.....	15
2.2.4 Adeziv rezin simanlar	16

2.2.4.1 Adeziv diş hekimliğinin tarihi	16
2.2.4.2 Etch and rinse rezin simanlar	17
2.2.4.3 Self-etch rezin simanlar	19
2.2.4.4 Self-adeziv rezin simanlar	20
2.2.5 Ön ısıtmalı kompozit simanlar	21
2.3 İndirekt Restorasyonların Değerlendirilmesinde Kullanılan In Vitro Test Teknikleri	22
2.3.1 Adeziv arayüzün değerlendirilmesi	22
2.3.1.1 Termal döngü ile yaşlandırma	23
2.3.1.2 Mekanik yaşlandırma	23
2.3.1.3 Boşluk oluşumu analizi	24
2.3.2 Kırma dayanımının değerlendirilmesi	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1 Dişlerin Seçilmesi	26
3.2 Çalışmada Kullanılan Materyaller ve İçerikleri	26
3.3 Örneklerin Gruplandırılması	27
3.4 Numunelerin Hazırlanması	28
3.5 Kavite Preparasyonları	28
3.6 Dijital Ölçü Alımı ve İndirekt Restorasyonların Hazırlanması	29
3.7 Kavitelerin Restorasyonu	34
3.8 Örneklerin Termomekanik Yaşlandırılması	38
3.9 Micro-CT Analizi	39
3.10 Örneklerin Kırılması ve Kırık Tipi Analizi	39
3.11 İstatistiksel Analiz	40
4. BULGULAR	41
4.1 Gap Oluşumu Analizi Sonuçları	41
4.2 Kırma Dayanımı Sonuçları	43
4.3 Kırık Tipi Analizi Sonuçları	44
5. TARTIŞMA	48
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	60
KAYNAKLAR	62
EKLER	79
ÖZGEÇMİŞ	80

KISALTMALAR

10-MDP	: 10- Metakriloiloksidetil Dihidrojen Fosfat
AFM	: Addition Fragmentation Monomer
Al	: Alüminyum
AUDMA	: Aromatik Üretan Dimetakrilat
Bis-EMA	: Bisfenol Etoksilat Dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
Ca	: Kalsiyum
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CİS	: Cam İyonomer Siman
COO-	: Karboksil
Cu	: Bakır
DDDMA	: 1,12-Dodekanediol Dimetakrilat
EDTA	: Etilendiamin Tetraasetik Asit
GPa	: Gigapascal
HEDMA	: 1,6-Heksandiol Dimetakrilat
HEMA	: 2-Hidroksietil Metakrilat
ISO	: International Organization for Standardization
Micro-CT	: Mikro Bilgisayarlı Tomografi
MOD	: Mezial-Oklüzal-Distal
MPa	: Megapascal
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
OCT	: Optik Koherens Tomografi
pH	: Power of Hydrogen
RM-CİS	: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SD	: Standart Sapma
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat

SEMBOLLER

%	: Yüzde
°C	: Derece Santigrat
ms	: Milisaniye
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
>	: Büyük
≤	: Küçük veya Eşit
≈	: Yaklaşık Eşit
cm	: Santimetre
sn	: Saniye
mW/cm²	: Miliwatt/santimetrekare
Hz	: Hertz
N	: Newton
<	: Küçük
±	: Artı/Eksi
kV	: Kilovolt
µA	: Mikroamper

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.	27
Tablo 4.1: Grupların mezial (M) ve distal (D) yüzeylerindeki ortalama gap oluşumu, standart sapmaları ve gruplar arasındaki farklılıklar.	42
Tablo 4.2: Grupların ortalama kırma dayanımları, standart sapmaları ve gruplar arasındaki farklılıklar.	44
Tablo 4.3: Test edilen her grup için kırık tiplerinin yüzdelik dağılımı.	45



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1: Kavite preparasyonunun oklüzalden görünümü.....	29
Şekil 3.2: Kavite preparasyonunun aproksimalden görünümü.....	29
Şekil 3.3: Cerec ekranında acquisition sekmesi.	30
Şekil 3.4: Cerec ekranında model sekmesi.	30
Şekil 3.5: Cerec ekranında design sekmesi.	31
Şekil 3.6: Cerec ekranında manufacture sekmesi.	31
Şekil 3.7: İnleyleyin saklandığı bölmeli kutu (Kapalı).	32
Şekil 3.8: İnleyleyin saklandığı bölmeli kutu (Açık).	32
Şekil 3.9: Örnek numune ve inley.....	33
Şekil 3.10: Örnek inleyleyin mezialden uyumu.	33
Şekil 3.11: Örnek inleyleyin distalden uyumu.	33
Şekil 3.12: Vococid.....	34
Şekil 3.13: Grup 1, 2 ve 3'teki örnekler.	34
Şekil 3.14: Futurabond U.....	35
Şekil 3.15: Ceramic Bond.....	35
Şekil 3.16: Bifix Hybrid Abutment.....	36
Şekil 3.17: VisCalor Dispenser.....	36
Şekil 3.18: Direkt restore edilen örnekler.	37
Şekil 3.19: Çiğneme simülatörü.	38
Şekil 3.20: Termal siklus cihazı.	38
Şekil 3.21: Üniversal test cihazı ve kırma ucu.	39
Şekil 3.22: Örneklerin ışık mikroskobu ile incelenmesi.....	40
Şekil 4.1: Grup 1'e ait örnek Micro-CT görüntüsü (Kırmızı oklar gap oluşumlarını göstermektedir).	42
Şekil 4.2: Grup 2'ye ait örnek Micro-CT görüntüsü (Kırmızı oklar gap oluşumlarını göstermektedir).	42
Şekil 4.3: Grup 3'e ait örnek Micro-CT görüntüsü (Kırmızı oklar gap oluşumlarını göstermektedir).	43
Şekil 4.4: Grup 4'e ait örnek Micro-CT görüntüsü (Kırmızı oklar gap oluşumlarını göstermektedir).	43
Şekil 4.5: Test edilen grupların ortalama kırma dayanım değerleri ve standart sapmaları.	44
Şekil 4.6: Restore edilen gruplardaki kırıkların kırılma tiplerine göre dağılımı.	45
Şekil 4.7: Grup 1'deki kırık tiplerinin ışık mikroskobunda izlenen görüntüleri:	46
Şekil 4.8: Grup 2'deki kırık tiplerinin ışık mikroskobunda izlenen görüntüleri:	46
Şekil 4.9: Grup 3'teki kırık tiplerinin ışık mikroskobunda izlenen görüntüleri:	47
Şekil 4.10: Grup 4'teki kırık tiplerinin ışık mikroskobunda izlenen görüntüleri:	47

ISITILMIŞ KOMPOZİTLERLE SİMANTE EDİLEN İNDİREKT İNLEY RESTORASYONLARIN GAP OLUŞUMU VE KIRMA DAYANIMININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı, ısıtılmış kompozitler ve geleneksel rezin siman ile simante edilen, CAD/CAM ile üretilmiş indirekt inley restorasyonların gap (boşluk) oluşumunun, direkt kompozitlerle restore edilen dişlerle karşılaştırmalı olarak incelenmesi ve üretilen tüm restorasyonların kırma dayanım değerleri ve kırık tiplerinin doğal dişlerle karşılaştırmalı olarak incelenmesi ve değerlendirilmesidir.

Örneklerin hazırlanması için benzer boyutlarda, herhangi bir çürük, çatlak ya da hipoplastik defekt içermeyen, ortodontik ya da periodontal nedenlerle çekim endikasyonu konulmuş 50 adet insan büyük azı dişi seçildi ve her grupta 10 örnek olmak üzere rastgele 5 gruba ayrıldı. Standart inley preparasyonu sonrası Grup 1'deki indirekt restorasyonlarının simantasyonu için dual-cure rezin siman Bifix Hybrid Abutment (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) kullanıldı. Grup 2'de simantasyon için VisCalor® ön ısıtmalı kompozit (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya), üretici talimatlarına göre 30 saniye ısıtılıp kullanıldı. Grup 3'te simantasyon için Filtek One Bulk-Fill Kompozit (3M/ESPE, St. Paul, ABD), VisCalor® Dispenser (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) kullanılarak ısıtılarak uygulandı. Grup 4'teki kavite direk rezin kompozit Filtek Z250 (3M/ESPE, St. Paul, ABD) ile inkremental yöntem kullanılarak restore edildi. Grup 5'teki örnekler, kavite açılmadan doğal halinde tutuldu. Çekilen dişler temizlendikten sonra deney aşamasına kadar önce kloramin-T trihidrat solüsyonunda daha sonra da distile su içerisinde saklandı. Basamaklardan biri minede (mine-sement birleşiminin 1-1,5 mm üzerinde), diğeri dentin üzerinde (mine-sement birleşiminin 1-1,5 mm altında) olacak şekilde standardize edilmiş Sınıf II MOD inley kaviteleri hazırlandı. Kavite boyutları oklüzal istmusa 4.0 mm genişliğinde ve 3-3.5 mm derinliğinde, proksimal basamaklarda 5.0 mm genişliğinde hazırlandı. Proksimal basamakların aksiyal pulpa duvarlarına doğru olan derinliği 1.5 mm'dir. Kavite boyutlarının ölçümü için periodontal sond kullanıldı. Kavite duvarları 10 ila 12 derece açılı koniklik elde edilecek şekilde su soğutması altında elmas frezler kullanılarak hazırlandı. İç nokta ve çizgi açıları yuvarlatılıp, mine kenarlarına bizotaj yapılmadan, butt-joint tasarımında hazırlandı. Dişler üzerinde dijital ölçüler alınıp CAD-CAM aracılığıyla rezin nano-seramik bloklar (Grandio Blocs, VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) kullanılarak indirekt restorasyonlar üretildi ve simante edildi. Tüm dişler, 30 saniye bekleme süresi ve 10 saniye transfer süresi ile 5°C ile 55°C arasında 10.000 döngü olacak şekilde SD Mechatronik Termocycler THE-110 (Feldkirchen-Westerham, Almanya) kullanılarak ısı döngüye tabi tutuldu. Daha sonra örnekler çiğneme simülatörüne (CS-4.2; SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Almanya) yerleştirilip oda sıcaklığında ($23 \pm 1^\circ\text{C}$) ve %100 nemde 50.000 döngüye (100 N ve 1.7 Hz) tabi tutuldu. Micro-CT ile gap oluşumu analizi mikrotomografi sistemi SkyScan 1174 (Skyscan, Kartuizersweg, Kontich, Antwerp, Belçika) ile yapıldı. Micro-CT analizi ile numuneler üzerinde herhangi bir bozulma olmayacağı için numuneler universal test cihazına (instron) yerleştirilerek, dişlerin santral fossalarına 0,5 mm/sn hızla uygulanan 5 mm çapındaki çelik bilye yardımıyla kırıldı. Kırma dayanım değerleri Newton (N) cinsinden ölçüldü. Kırılan numuneler ışık mikroskobu (SMZ1000, Nikon, Japonya) ile x0.8 büyütme kullanılarak incelenip fotoğraflandı ve kırık tiplerine göre sınıflandırıldı. Gap oluşumu analizi ve kırma

dayanımı analizi için normalliğe Shapiro Wilks, varyans homojenliğine Levene testi ile bakıldı. Gruplar arası fark tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) ile belirlendi. Farklılığı yaratan grup Tukey testi ile belirlendi.

Gap oluşumu analizinde M (mezial) değerleri içerisinde en yüksek değer (mm^3) Grup 3'te ($0,572 \pm 0,326$), en düşük değer (mm^3) Grup 1'de ($0,162 \pm 0,044$) gözlemlendi. D (distal) değerleri içerisinde tüm gruplar istatistiksel olarak benzer gap oluşumu değerlerine sahiptir ($p > 0.05$). Grup 2 ve Grup 3'te M ve D değerleri istatistiksel olarak benzerdir ($p < 0.05$). Kırma dayanımı analizinde en yüksek değer (Newton) Grup 5'te gözlemlendi ($2905,15 \pm 492,69$). Tip 4 kırıklar %40 oranla en çok Grup 1'de gözlemlendi. Sadece restorasyonun dahil olduğu hafif tipteki tip 1 kırıklar %60 oranla en çok Grup 3'te gözlemlendi.

Isıtılmış kompozit VisCalor (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya), indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanıldığında geleneksel rezin simanla benzer performansı göstermiş olup alternatif bir simantasyon ajanı olarak kullanımı önerilebilir.

Anahtar Kelimeler: Isıtılmış kompozit, CAD/CAM, inley, gap oluşumu, kırma dayanımı, kırık tipi.

IN VITRO EVALUATION OF GAP FORMATION AND FRACTURE RESISTANCE OF INDIRECT INLAY RESTORATIONS CEMENTED WITH PREHEATED COMPOSITE RESINS

SUMMARY

The aim of this study is to investigate the gap formation of indirect inlay restorations produced with CAD/CAM, cemented with preheated composites and conventional resin cement in comparison with teeth restored with direct composites and to examine and evaluate the fracture strength values and fracture types of all produced restorations in comparison with natural teeth.

For the preparation of the specimens, 50 human molar teeth of similar dimensions, without any caries, cracks or hypoplastic defects and with an indication for extraction due to orthodontic or periodontal reasons were selected and randomly divided into 5 groups with 10 specimens in each group. After standard inlay preparation, dual-cure resin cement Bifix Hybrid Abutment (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) was used for cementation of indirect restorations in Group 1. VisCalor® preheated composite (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) was used for cementation in Group 2 after being heated for 30 seconds according to the manufacturer's instructions. Filtek One Bulk-Fill Composite (3M/ESPE, St. Paul, USA) was applied by heating using the VisCalor® Dispenser (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) for cementation in Group 3. Cavities in Group 4 were restored with direct resin composite Filtek Z250 (3M/ESPE, St. Paul, USA) using the incremental method. Specimens in Group 5 were kept in their natural state without opening any cavity. After the extracted teeth were cleaned, they were first stored in chloramine-T trihydrate solution and then in distilled water until the experimental stage. Standardized Class II MOD inlay cavities were prepared with one proximal box in the enamel (1-1.5 mm above the cemento-enamel junction) and the other in the dentin (1-1.5 mm below the cemento-enamel junction). The dimensions of the cavities were prepared as 4.0 mm wide and 3-3.5 mm deep in the occlusal isthmus and 5.0 mm wide in the proximal boxes. The depth of the proximal box to the axial pulp walls was 1.5 mm. A periodontal probe was used to measure the cavity dimensions. The cavity walls were prepared using diamond burs under water cooling to obtain a 10 to 12 degree angle taper. Internal point and line angles were rounded and prepared in a butt-joint configuration without beveling the enamel edges. Digital impressions were taken on the teeth and indirect restorations were fabricated and cemented using resin nano-ceramic blocks (Grandio Blocs, VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) via CAD-CAM. All teeth were thermally cycled using SD Mechatronik Thermocycler THE-110 (Feldkirchen-Westerham, Germany) for 10,000 cycles between 5°C and 55°C with a dwell time of 30 seconds and a transfer time of 10 seconds. The samples were then placed in a chewing simulator (CS-4.2; SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Germany) and subjected to 50,000 cycles (100 N and 1.7 Hz) at room temperature ($23 \pm 1^\circ\text{C}$) and 100% humidity. Micro-CT gap formation analysis was performed using the microtomography system SkyScan 1174 (Skyscan, Kartuizersweg, Kontich, Antwerp, Belgium). Since there would be no deterioration on the samples with micro-CT analysis, the samples were placed in the universal testing machine (instron) and fractured with a 5-mm-diameter steel ball applied to the central fossa of the teeth at a speed of 0.5 mm/sec. Fracture strength values were measured in Newtons (N). The fractured samples were examined and photographed using a stereo microscope (SMZ1000, Nikon, Japan) using x0.8

magnification and classified according to the modes of fracture. For gap formation and fracture strength analysis, normality was checked with Shapiro Wilks and variance homogeneity was checked with Levene test. Differences between groups were determined with one way analysis of variance (One way ANOVA). The group creating the difference was determined with Tukey test.

In the gap formation analysis, the highest value (mm³) among the M (mesial) values was observed in Group 3 (0.572 ± 0.326), and the lowest value (mm³) was observed in Group 1 (0.162 ± 0.044). In the D (distal) values, all groups had statistically similar gap formation values ($p > 0.05$). M and D values in Group 2 and Group 3 are statistically similar ($p < 0.05$). In the fracture strength analysis, the highest value (Newton) was observed in Group 5 (2905.15 ± 492.69). Type 4 fractures were mostly observed in Group 1 with a rate of 40%. Mild type 1 fractures, which only included the restoration, were mostly observed in Group 3 with a rate of 60%.

The preheated composite VisCalor (VOCO GmbH, Cuxhaven, Germany) showed similar performance to conventional resin cement when used for cementation of indirect restorations and can be recommended as an alternative cementation agent.

Keywords: Preheated composite, CAD/CAM, inlay, gap formation, fracture strength, mode of fracture.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde diş tedavisine yönelik harcamaların büyük çoğunluğunu, yeni restoratif tedaviler ve eski restorasyonların değiştirilmesi oluşturmaktadır[1, 2]. Posterior bölgede küçük defektlerin restorasyonunda direkt kompozitlerin en iyi seçenek olarak belirtilmesine rağmen daha geniş restorasyonlar hakkında az bilgi mevcuttur[3, 4]. Posterior restorasyonların klinik başarısızlık riski, eklenen her ekstra yüzey için %30 ila %40 artar[5]. Ek olarak restorasyonların ömrü, malzeme özellikleri[6], hekimin tercihi[7] gibi faktörlerin yanı sıra çürük riski ve oklüzal stresin varlığı gibi hastaya bağlı faktörlerden de[7, 8] etkilenmektedir.

Adeziv diş hekimliğinin gelişmesiyle, indirekt restoratif tedavi uygulamaları artmıştır. İndirekt restorasyonların amacı, kalan sağlam diş dokusunu korumak ve dişin sağlamlığını artırmaktır[9, 10]. Adeziv restorasyonlar, üstün mekanik özellikler gösteren seramik materyaller ve dentine yakın elastik modüle sahip kompozitler ile yapılabilirler. Konvansiyonel yöntemlerle alınan ölçüyle elde edilen modeller üzerinde elle çalışılarak veya bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile üretilirler[11].

Sınıf II kavitelerde, görünürlük ve kaviteye erişimdeki zorluklar nedeniyle restoratif materyal ve diş dokuları arasında zayıf marjinal adaptasyon diğer kavite tiplerinden daha sık gözlenmektedir[12, 13]. Kavitenin tipi ve kompozit polimerizasyonunun neden olduğu büzülme, marjinal boşlukların oluşmasına neden olan ana risk faktörleri olarak kabul edilir[14, 15]. Marjinal uyumsuzluğun restorasyon başarısızlığının ana nedenlerinden biri olduğu bildirilmiştir[16]. Materyalin marjinal adaptasyonu için daha iyi bir görüş sağladığı, restorasyonun manipüle edilmesini ve interproksimal kontakların ayarlanmasını kolaylaştırdığı için bu tip durumlarda indirekt teknik önerilir[17, 18].

Günümüzde diş hekimlerinin kullanımına yönelik çok çeşitli restoratif materyal bulunmaktadır. İlk formülasyonlardan bu yana, rezin materyaller ve cam iyonomer simanların başarı oranları iyileştirilmektedir[19-23] fakat bu restoratif seçeneklerin

halen daha bazı dezavantajları mevcuttur. Restorasyon kalitesi ve uzun ömürlülüğü üzerinde daha fazla iyileştirmeye ihtiyaç vardır[24, 25].

Dental materyallerin özelliklerini optimize etmek için önerilen alternatiflerden biri ön ısıtmadır[26, 27]. Rezin bazlı malzemelerin ön ısıtılması Calset[28-30], ENA Heat[31], Hotset[32], HeatSync[33] ve Caps Warmer[34] gibi ticari cihazlarla gerçekleştirilmektedir.

Her ne kadar birçok çalışma farklı materyallerin ön ısıtma teknikleriyle performansını ele almış olsa da, restoratif materyallerin ön ısıtılmasının restorasyonların kalitesini ve dayanıklılığını arttırdığına dair yeterli kanıt bulunmamaktadır. Rezin içerikli materyallerin ön ısıtma tekniği ile literatürde bildirilen bazı avantajları arasında artan dönüşüm derecesi[35], viskozitenin azaltılması nedeniyle restorasyonların gelişmiş marjinal adaptasyonu[28, 30, 36] ve polimerizasyon büzülmesinin azalması[29] yer almaktadır.

Bu tez çalışmasında, ısıtılmış kompozitler ve geleneksel rezin siman ile simante edilen, CAD/CAM ile üretilmiş indirekt inley restorasyonların gap (boşluk) oluşumunun karşılaştırmalı olarak incelenmesi ve üretilen tüm restorasyonların kırma dayanım değerleri ve kırık tiplerinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri;

- 1) Isıtılmış kompozitlerle ve geleneksel rezin siman ile simante edilen indirekt restorasyonların arasında gap oluşumları açısından bir fark bulunmamaktadır.
- 2) Isıtılmış kompozitlerle ve geleneksel rezin siman ile simante edilen indirekt restorasyonların arasında kırma dayanımları açısından bir fark bulunmamaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Geniş Kayıplı Posterior Dişlerde Restoratif Seçenekler

Amalgam, uzun yıllar boyunca posterior restoratif materyal olarak kullanılmasına rağmen hastaların estetik bilincinin artmasıyla son zamanlarda daha çok kompozit rezinler tercih edilmeye başlanmıştır[37]. Öte yandan cam iyonomer simanlar (CİS) diş hekimliğinde son 30 yıldır kullanılmaktadır. Malzemenin simantasyon, restoratif materyal ve kaide materyali olmak üzere çok çeşitli uygulama alanı vardır. Ancak çekme ve basma dayanımının zayıf olması nedeniyle cam iyonomer simanların posterior restoratif materyal olarak kullanılması önerilmemektedir[38].

Amalgamdan kompozite doğru bir geçiş olmasına rağmen[39] literatürde her iki materyali de destekleyen sistematik incelemeler bulmak hala mümkündür[4-6, 40]. İndirekt restorasyonlar genel klinik uygulamada daha düşük oranda onarım ve değiştirme ihtiyacı gösterdikleri için büyük defektlerin restorasyonunda iyi bir alternatif olarak değerlendirilmektedir[41, 42]. İndirekt restorasyonlar için çeşitli materyal türleri mevcuttur, bunlardan feldspatik ve cam seramikler gibi bazı seramik türleri çiğneme kuvvetlerinin fazla geldiği bölgeler için uygun değildir[43]. Restoratif tedavilerin başarılarını test etmek için ideal olarak uzun klinik takipli çalışmalar yapılması gerekir[44]. Uzun dönem klinik takipli çalışmaların verileri özellikle klinikte problem yaşanan büyük restorasyonlar için önemlidir[44]. Ancak uzun süreli klinik takipli çalışmalar hasta uyumuna bağlıdır ve yeni çıkan malzemelerin hızlıca değerlendirilmesi mümkün olmamaktadır. Bu açıdan yeni geliştirilen materyallerin klinik kullanımına ışık tutacak verilerin elde edilebilmesi için *in vitro* çalışmalar tercih edilmektedir.

Restorasyonlar genel olarak direkt ve indirekt olarak sınıflandırılabilir. Hastanın ağız dışında yapılan indirekt restorasyonların klinik ömrü, direkt restorasyonlara göre genellikle daha uzundur.

2.1.1 Direkt restorasyonlar

Direkt restorasyonlar, daha az zaman alması, tek randevuda gerçekleştirilebilmesi, sağlam diş yapısının daha az kaldırılmasını gerektirmesi ve maliyetinin daha düşük olması gibi avantajlara sahiptir. Bu avantajlardan dolayı, klinisyen ve hastalar direkt restorasyonları daha çok tercih etmektedir. Direkt restorasyonlar için pek çok materyal önerilmiştir ancak amalgam ve kompozitler en başarılı olanları olmuştur.

2.1.1.1 Amalgam restorasyonlar

Çinko, bakır, kalay, gümüş ve cıvanın da aralarında bulunduğu metallerin karışımı amalgamı oluşturur. Bu dayanıklı ve uzun ömürlü malzeme uzun yıllardır posterior restorasyonlarda kullanılmaktadır. Amalgamların;

- Düşük maliyet
- Yüksek hayatta kalma oranı
- Yüksek basınç dayanımı
- Çiğneme kuvvetlerine karşı daha iyi tolerans
- Mükemmel aşınma direnci
- Nem kirliliğine karşı daha az duyarlı oluşu
- Tekniğe daha az duyarlı oluşu gibi belirli avantajları vardır.

Bununla birlikte, sınırlamaları arasında zayıf estetik, diş dokularına adezyonu olmayışı ve kompozitlerle karşılaştırıldığında karmaşık diş preparasyonları yer almaktadır.

2.1.1.2 Kompozit restorasyonlar

Kompozit rezinler direkt ve indirekt restorasyonların çeşitli uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Kompozitlerin bu kadar çeşitli uygulamalarda kullanılabilmesi, yüzey kalitesi ve opaklık gibi özelliklerini etkileyen organik ve inorganik matristeki farklılıklardan kaynaklanmaktadır[45]. Örneğin, akışkan kompozit rezinler, universal kompozitlere göre daha düşük oranda inorganik doldurucu ve daha fazla miktarda organik matris sunar. Organik matrisleri de esas olarak trietilen glükoldimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi düşük molekül ağırlıklı monomerlerden oluşur. Düşük ağırlıklı monomerlerin ve

inorganik doldurucuların uygun oranı, düşük viskoziteye sahip bir materyal ile sonuçlanır[46].

Kompozitlerin avantajları;

- Estetik
- Minimal diş preparasyonu
- Diş yapısına bağlanma yeteneği
- Daha az karmaşık diş preparasyonu olarak sayılabilir.

Dezavantajları;

- Boşluk oluşumuna yol açan polimerizasyon büzülmesi
- Nem kirliliğine karşı hassas oluşu
- Tekniğe duyarlı oluşu
- Amalgamdan daha yüksek maliyet
- Yüksek stresli alanlarda daha fazla oklüzal aşınma
- Yetersiz bağlanma durumunda potansiyel marjinal sızıntı yer alır.

2.1.1.3 Ön ısıtmalı kompozit restorasyonlar

Kompozit rezinlerin uygulama alanını genişletmek için kullanımdan önce materyalin belirli bir sıcaklık aralığına önceden ısıtılması gibi alternatif stratejiler geliştirilmektedir.

Geleneksel rezin kompozitlerin ön ısıtması, monomerlerin dönüşüm derecesini ve polimer oluşumundaki çapraz bağ sayısını artırarak fizikokimyasal özellikleri geliştirebilir[47, 48]. Ön ısıtma aynı zamanda kompozitin viskozitesini azaltarak yapıştırma simanı olarak kullanılmasını sağlayabilir. Ek olarak artan akışkanlık, hava kabarcıklarının oluşumunu azaltır ve materyalin kavite duvarlarına adaptasyonunu kolaylaştırır[48-50].

Ön ısıtmalı rezin kompozitler, direkt restoratif materyal olarak veya indirekt restorasyonlar için yapıştırma simanı olarak kullanılabilir[51, 52]. Üstün mekanik performans, daha fazla renk elde edilebilirliği, yüksek doldurucu oranı, daha düşük polimerizasyon büzülme stresi ve daha iyi marjinal uyum, ticari olarak elde edilebilen rezin simanlarla karşılaştırıldığında ön ısıtmalı rezin kompozitlerin avantajlarından

bazılarıdır[53, 54]. Dezavantajı kullanım sırasında soğumalarıyla ortaya çıkan problemler ile ilgilidir; burada ön ısıtmadan sonra yaşanan sıcaklık düşüşü farklı kompozit rezinler arasında değişiklik göstermektedir[55].

VisCalor (Voco, Cuxhaven, Almanya), özel olarak ön ısıtmayla kullanılmak üzere geliştirilmiş bir kompozit rezindir ve bu anlamda piyasadaki tek materyaldir. Genel olarak, ön ısıtma teknikleri kullanılırken tepilebilir özelliğe sahip kompozit rezinler veya akışkan kompozitler kullanılmaktadır. Farklı materyallerin ön ısıtmaya tepkisi ve bunların klinik performansı, materyalin kimyasal bileşimine göre değişebilir. Bu nedenle, diş hekimlerinin ön ısıtma uygulanacak ideal kompozit rezin bazlı materyali seçmek için net bir kriteri yoktur[56].

Ön ısıtmanın kompozit rezinlerin özellikleri üzerindeki etkisini araştırmak için *in vitro* çalışmalar yapılmakta ancak bu çalışmaların sonuçları tartışmalıdır. Bu çalışmaların bazılarında dönüşüm derecesi, mikrosertlik, bükülme dayanımı ve kenar uyumunda artış olduğu bildirilmişken[57-61] bazılarındaysa aynı özelliklerin iyileşmediği gösterilmiştir[47, 62-65]. Ancak bu *in vitro* çalışmalarda kullanılan ön ısıtma protokolleri, ısıtma cihazı, ön ısıtma süresi ve sıcaklık birbirinden farklılık göstermektedir.

Rezin bazlı kompozitlerin ön ısıtması için çeşitli cihazlar mevcuttur. Ön ısıtma için yaygın olarak kullanılan cihazlardan biri Calset'tir (AdDent Inc., Danbury, CT, ABD). Bu cihaz ilk geliştirilen Caps Warmer'a (VOCO, GmbH, Cuxhaven, Almanya) çok benzerdir. Üreticilere göre her iki cihaz da kompoziti 15 dakika içinde 37°C ila 68°C arasındaki sıcaklıklara ısıtılabilir[66, 67].

VisCalor Bulk ve VisCalor Dispenser

Yakın zamanda Voco (GmbH, Cuxhaven, Almanya) tarafından üretilen yeni bir termovisköz bulk-fill materyal olan VisCalor bulk piyasaya sürülmüştür. Bu materyal, uygulamadan önce Caps Warmer cihazı (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) kullanılarak 68°C'ye kadar ön ısıtma ile uygulanmaktadır. Ön ısıtmanın, materyal üzerinde erken polimerizasyonla ilgili herhangi bir soruna yol açmadan uygulanmasını kolaylaştırmak açısından avantajlı olduğu kanıtlanmıştır[34, 67]. Ayrıca diğer tekniklerle karşılaştırıldığında gap oluşumunu azalttığı gösterilmiştir[68, 69]. Bu yaklaşım, diğer kompozit materyallerle karşılaştırıldığında yüksek dönüşüm derecesi ve bunun sonucunda da yüksek mekanik özellikler sağlar[70, 71]. VisCalor bulk

ısıtıldığında, akışkan bir kompozitin düşük vizkozitesini ve bulk-fill kompozitlerin şekillendirilebilirlik özelliğini birleştirerek kavitelere 4 mm'ye kadar yerleştirmeye olanak tanır[72].

Sonraki yıllarda restorasyonu hızlandırmak ve kompozitin kaviteye uygulanma aşamasında istenmeyen şekilde soğumasının üstesinden gelmek için, kapsülleri daha kısa sürede 65°C'ye ısıtmak ve bu sıcaklığı sabit tutmak üzere yeni bir tabanca tarzı cihaz VisCalor Dispenser (VOCO, GmbH, Cuxhaven, Almanya) üretilmiştir. Üretici firma, cihazın VisCalor (VOCO, GmbH, Cuxhaven, Almanya) kapsülleri 30 saniyede, diğer rezin bazlı kompozit kapsülleri ise 70 saniyede ısıtabildiğini, böylece daha fazla çalışma süresi sağladığını belirtmektedir.

2.1.2 İndirekt restorasyonlar

İndirekt restorasyonlar, madde kaybına uğramış diş sert dokularının, fonksiyon açısından minimal invaziv olarak preparasyon hazırlığı yapılarak, kalan diş sert dokularını desteklemek ve dişin ideal anatomik formunun korunarak, dişlerin dayanıklılığını tekrardan kazandırmak amacıyla ölçü alındıktan sonra, ağız ortamı dışında üretilen restorasyonlardır.

Hasta ve hekimlerin estetik ve uzun ömürlü restorasyonlarla ilgili beklentisindeki artış, adeziv rezin simanlar ile diş dokusu ve diğer restoratif materyallere bağlanabilen, indirekt estetik restorasyonların kullanımını arttırmıştır.

Tüm indirekt restorasyonlar, hazırlanan dişle adezyon için bir siman gerektirir. Simanlar, genel restorasyonun performansı ve biyouyumluluğu üzerinde büyük bir etkiye sahiptir. Mevcut simanların kabaca iki türü su bazlı simanlar ve rezin bazlı simanlardır. Bir diş hekiminin bu iki kategoriden, aralarından seçim yapabileceği farklı çalışma özelliklerine sahip çok çeşitli materyal vardır. Seçim genellikle indirekt restorasyonlar için seçilen materyalin türüne, film kalınlığına, sertleşme oranlarına ve dişle olan adezyonu gibi klinik gereksinimlere bağlıdır.

İndirekt restorasyonlar üretmek için gereken ek maliyet ve zaman, pek çok klinisyen için kesinlikle önemli bir konudur[73]. Direkt restorasyonların hem hastaya hem de klinisyene çok daha düşük bir maliyetle tek seansta uygulanabilmesi, günümüzde bunların tedavi için kabaca 9:1 oranında tercih edilmesine neden olmaktadır[74, 75].

Posterior indirekt restorasyonlar için iki ana endikasyon, kırılmış veya kırılma riski bulunan endodontik tedavi görmüş veya aşırı madde kaybına uğramış dişlerin restorasyonudur[76]. Minimal invaziv yaklaşım ve son zamanlardaki adeziv teknolojilerin gelişimi, aşırı preparasyon gerektiren tam kuronlara göre[77], diş rengindeki parsiyel restorasyonların tercihinde artış yaratmıştır. Döküm metal restorasyonlar kanıta dayalı mükemmel bir uzun ömürlülüğe sahiptir[75]; ancak daha doğal görünümlü restorasyonlara yönelik talepler uzun süredir artmaktadır[78] ve gelişen materyaller sayesinde daha kolay uygulanabilir hale gelmiştir.

2.1.2.1 İnley

İnley, hazırlanan kavitenin formuna ve diş morfolojisine uyacak şekilde ağız boşluğunun dışında hazırlanıp dişe yapıştırılan, herhangi bir tüberkülü örtmeyen diş restorasyonlarıdır[79]. İnleyler, orta ila büyük boyutlu sınıf II kaviteye sahip, bukkal ve lingual duvarları iyi korunmuş dişlerin restorasyonu için kullanılabilir[80]. Christensen[81] istmusun genişliği bukkal tüberkül ucu ile lingual tüberkül ucu arasındaki mesafenin üçte biri ila yarısı arasında sınırlandığında inleylerin uygulanmasını tavsiye etmiştir.

Kompozit rezin dolgulara göre beklenen avantajları:

- Düşük polimerizasyon büzülmesi
- Düşük gap oluşumu
- İyi kırılma direnci
- İyi aşınma direnci
- Kompozit inleyler için artan polimerizasyon derecesi
- Biyoyumluluktur.

İndirekt tekniğin aynı zamanda daha iyi bir oklüzal ve proksimal morfoloji sağlayacağına inanılır. Bu gibi avantajlarının yanı sıra;

- Daha fazla hazırlık gerektirmesi
- Daha fazla zaman tüketimi
- Daha yüksek maliyet gibi dezavantajları da vardır[82, 83].

Polimerizasyon cihazlarının kompozitlerin özellikleri üzerindeki etkileri birçok *in vitro* çalışmada bildirilmiştir[83]. Bu çalışmaların hepsi ışıkla polimerizasyonun ek polimerizasyon teknikleriyle desteklendiğinde dönüşüm derecesinde bir artış olduğunu tespit etmiştir. Ancak fiziksel özelliklerdeki değişim farklı çalışmalarda çelişkili sonuçlar göstermiştir. Bununla birlikte yapılan *in vitro* çalışmalar, direkt teknik yerine indirekt inleyler kullanılarak kenar uyumunun iyileştirilebileceğini göstermiştir[83].

Kompozit inleyler kısa ve uzun süreli *in vivo* klinik çalışmalarda değerlendirilmiştir. Direkt ve indirekt kompozit inleyler hakkında yapılan bir çalışmada 3 ve 5 yıl sonunda inleylerin, direkt kompozit restorasyonlara göre bir avantajının görülmediği bildirilmiştir[84, 85]. Başka bir uzun süreli çalışmada, indirekt inleyler ve cam iyonomer/kompozit rezinden kapalı sandviç tekniğiyle yapılmış direkt restorasyonlar karşılaştırılmış ve 6 yıl sonra inleylerin daha iyi bir performans gösterdiği tespit edilmiştir[86]. Ancak benzer bir çalışmada 11 yıl sonunda kenar uyumu ve sekonder çürük oluşumu açısından direkt ve indirekt restorasyonlar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir[87]. Başka bir *in vitro* çalışmada ise, indirekt restorasyonların karmaşık üretim süreci nedeniyle, direkt üretilen restorasyonların indirekt restorasyonlara göre daha iyi marjinal uyuma sahip olduğu belirtilmiştir[88].

2.1.2.2 Onley, overley, parsiyel kuronlar

Onleyler, 'Bir veya daha fazla tüberkül ve beraberindeki oklüzal yüzeyleri veya tüm oklüzal yüzeyi restore eden ve mekanik veya adeziv sistemlerle tutunan bir restorasyon' olarak tanımlanır[79]. Parsiyel kuronlar[79] ve overleyler ile eş anlamlı olarak kullanılırlar[89, 90].

Diş hekimliğinde operasyonel iş yükünün çoğunluğu restorasyonların yerleştirilmesi ve değiştirilmesiyle ilgili olduğundan hayatta kalma diş hekimliğinde önemli bir faktördür[91]. Morimoto ve arkadaşları tarafından onleylerin hayatta kalması üzerine yakın zamanda yapılan sistematik bir incelemede, 'indirekt rezin veya seramik kısmi restorasyonlar, daha kapsamlı diş hazırlığı gerektirir ve direkt restoratif seçeneklerle karşılaştırıldığında dünya çapında hâlâ maliyetli olarak kabul edilebilir. Bu nedenle, bu restoratif seçenekleri karşılaştırmak amacıyla daha fazla değerlendirme yapılmalıdır.' ifadesi kullanıldı[90]. Abduo ve Sambrook, seramik onleylerle ilişkin

hayatta kalma verilerini Ağustos 2017'ye kadar incelediler ve %71-98,5 oranında kabul edilebilir sonuçlar buldular[92].

2.1.2.3 CAD/CAM sistemleri

CAD/CAM, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelir. Tasarım sürecini hızlandırmak ve üretimi kolaylaştırmak için hızlı prototipleme yöntemi olarak mühendisliğin, bilimin ve hatta sanatın farklı dallarında uygulanmaktadır[93]. Diş hekimliğinin bu alanı polimer, seramik veya kompozit diş restorasyonlarının üretimine hizmet etmektedir. CAD/CAM, hastaya kuron, köprü, inley, onley ve diş implantı destekli restorasyonlar gibi diş protezleri sağlamamıza olanak tanır[94-96]. Çoğu durumda, CAD/CAM'de kullanılan teknoloji sayesinde hastanın ağız boşluğunu taramak, restorasyon tasarlayıp oluşturmak ve son olarak bir gün içinde hastanın restorasyonunu yapıştırmak mümkündür. Piyasada restorasyon üretimini sağlayan birçok hasta başı sistem mevcuttur.

CAD/CAM tekniğinin avantajları arasında şunlar sayılabilir: Tedavilerin daha kısa sürmesi, hastanın memnuniyeti ve kullanıcı dostu ağız içi tarayıcıların geleneksel ölçü alma yöntemlerinin yerini alması ile daha yüksek verimlilik ve hastaya sağladığı konfor[97-100]. Üstelik yüksek estetiği, dayanıklılığı ve işlevselliği tek bir restorasyonda birleştirme olanağı sağlar[101, 102]. Tek kuronlar, sabit diş protezleri ve implant tutuculu sabit diş protezleri gibi CAD/CAM restorasyonlarının yeterli marjinal adaptasyonla karakterize edildiği doğrulanmıştır[103, 104]. Marjinal adaptasyon plak birikimi açısından da önemlidir. Marjinal adaptasyon klinik olarak kabul edilebilir bir düzeyde olduğunda potansiyel çürük gelişiminin ortaya çıkma olasılığı daha düşüktür. Ölçü alma şeklindeki klasik prosedürün dijital teknikle değiştirilmesi, yalnızca işlem süresini kısaltmaya[105] ve hastanın olumlu duygularını artırmaya yardımcı olmakla kalmaz, aynı zamanda yeterli bir hassasiyet düzeyinin korunmasına da yardımcı olur (sınırlı alana sahip taramalar için 4 ila 80 µm)[106]. Ayrıca, ağız boşluğunun bir intraoral tarayıcı ile taranması, çalışma alanının bilgisayar ekranında neredeyse anında ve büyütülmüş bir görüntüsünü sağlar; bu, preparasyonun kontrol edilmesine ve restorasyonun planlanmasına yardımcı olur. Bu, birçok klinisyen için önemli bir avantajdır. CAD/CAM teknolojisinin tüm bu olumlu yönleri, hem seramik[107, 108] hem de kompozit restorasyonlar[109, 110] göz önüne alındığında hasta memnuniyetine ve uzun vadeli restorasyon başarısına yansımaktadır.

CAD/CAM ile kullanılan materyaller

CAD/CAM restorasyonlarının başarıları, üretim için kullanılan materyale de bağlıdır. Restorasyonların yüksek estetik, biyouyumluluk, dayanıklılık ve işlevsellik gibi gerekli özelliklerini elde etmek için bu teknikle kullanılabilen çok çeşitli materyal bulunmaktadır[111].

Estetik talep dikkate alındığında inley, onley ve overleyler sıklıkla kompozit rezin ve seramik gibi diş rengindeki malzemelerden yapılmaktadır[112]. Kompozit rezinler, rezin bir matris ve farklı boyutlarda parçacıklara sahip doldurucudan oluşur[113]. Diş rengindeki kompozit rezinlerin mekanik özelliklerindeki büyük gelişmeler, büyük kaviteelerin indirekt restore edilmesine olanak sağlar[114]. Kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında seramik restorasyonlar daha yüksek aşınma direnci ve basma kuvvetlerine sahiptir[115, 116]. Bununla birlikte seramikler kırılmalıdır ve çekme kuvvetleri altında kompozit rezinlere göre kırılmaya daha yatkındır. Fron Chabouis ve ark.[117] indirekt seramik restorasyonların ilk 6 ay içinde indirekt kompozit rezin restorasyonlardan daha iyi klinik performans gösterdiğini bildirmişlerdir, ancak bu sonucun uzun süreli klinik takiplerde doğruluğu kanıtlanmamıştır. Ayrıca kompozit rezin restorasyonları, 5 ila 10 yıl sonunda %79,3 ila %92,0 arasında klinik başarı oranları ortaya koyarken[118-123], seramik inley restorasyonların klinik başarı oranları ise 5 ila 15 yıl sonunda %51,4 ile %96 olmak üzere geniş bir aralıkta bildirilmiştir[121, 124-132]. Mangani ve arkadaşları[21] kompozit rezin inleylerin ortalama başarı oranının 2,6 yıllık ortalama gözlem süresi sonrasında %92,8 olduğunu, seramik restorasyonların başarı oranının ise 5,9 yıllık ortalama gözlem süresi sonrasında %96,3'e ulaştığını bildirmişlerdir. Bu veriler, indirekt restorasyonların posterior dişlerdeki hem Sınıf I hem de Sınıf II kaviteelerde mükemmel işlev gördüğünü ortaya koymaktadır[21]. Son zamanlarda, Morimoto ve arkadaşları[133] kompozit inley, onley ve overleyle kıyasla seramik inley, onley ve overleylerin uzun süreli klinik hizmette daha iyi performans gösterdiğini bildirdiler.

Son zamanlarda seramik ve kompozit rezinlerin avantajlarını birleştiren, umut verici mekanik özelliklere sahip rezin nano-seramik materyalleri ortaya çıkmıştır. Bu materyallerin elastik yapısı, ağız içi düzenleme ve tamir edilmelerine olanak sağlar[134]. Başarısız olan geleneksel seramik materyallerin tamirinde yaşanan

problemler nedeni ile tamamen değiştirilmesi gerektiğinde maliyet artmakta ve pulpal hasar riski ortaya çıkabilmekte iken nanoseramik materyallerin kullanımında bu olasılıklar görülmemektedir[134]. Aşınma direnci klinik performansı etkileyen bir diğer önemli faktördür. Aşınma, ağız ortamında aşındırıcı prosedürlerin neden olduğu restoratif materyallerin doğal bozunmasını ifade eder[135]. Yayınlanmış çeşitli çalışmalar, rezin nano-seramik materyallerin geleneksel cam-seramik materyallere göre daha düşük aşınma direnci sergilediğini göstermektedir[136, 137]. Ancak farklı olarak başka bir çalışma, bu materyallerin benzer aşınma direnci gösterdiğini bildirmiştir[138].

Güncel çalışmalar, geleneksel cam seramiklerle karşılaştırıldığında rezin nano-seramiklerin kabul edilebilir klinik performansını desteklemektedir[139, 140]. Önceki yıllarda yapılan çalışmalarda gözlenen farklı sonuçlar, kullanılan materyallerin organik matris ve inorganik doldurucu miktarlarındaki farklılıklar nedeni ile olabilir[141]. Voco Grandio Blocs (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya), bir polimer matris içine gömülü hacimce %86 inorganik doldurucu içeren bir rezin nano-seramik materyalidir. Bu bloklar doğal diş yapılarına benzer sertlik ve elastik modülü (18.28 GPa) sergilerler[90, 142].

2.2 Restorasyonların Simantasyonunda Kullanılan Materyaller

Siman, iki yüzey arasında sağlam bir birleşim oluşturan materyallere denir. Diş hekimliğinde, alt yüzey ile etkileşimlerine bağlı olarak üç tip yapıştırma simanı mevcuttur:

- Adeziv olmayan yapıştırma simanları (örneğin, çinko fosfat simanları)
- Kimyasal bağlanan simanlar (örneğin, polikarboksilat, cam iyonomer bazlı ve fosfatla modifiye edilmiş rezin simanları)
- Mikromekanik bağlanan simanlar (örneğin, çok işlevli dimetakrilat bazlı simanlar)

Dimetakrilat bazlı simanların adeziv özellikleri öncelikle simanın kendisi tarafından değil, adeziv sistemin türü tarafından belirlenir. Estetik restorasyonların çoğu adeziv simantasyon gerektirdiğinden, klinisyenlerin uzun ömürlü restorasyonlar üretmek için farklı adeziv rezinlerin performansını anlamaları gerekir.

2.2.1 Çinko fosfat simanlar

Çinko fosfat siman, sabit döküm alaşımların ve porselen restorasyonların simantasyonunda uygulama alanına sahiptir. Ayrıca pulpayı mekanik, termal ve elektriksel uyaranlardan korumak için kaide materyali olarak da kullanılabilir[143]. Çinko fosfat ile simante edilen restorasyonların tutuculuğu büyük ölçüde diş preparasyonunun geometrik yapısının, restorasyonun yer değiştirme yollarını sınırlamasına dayanır.

Çinko fosfat simanı “ilk self-etch siman” olarak kabul edilebilir, çünkü asitliği dentin yüzeyini demineralize etme ve kollajen fibrillerini açığa çıkarma kapasitesine sahiptir[144]; ancak geleneksel bir hibrit tabaka üretilemez çünkü asidik sıvının interfibriller boşluklara sızma yeteneği yoktur. Aslında, bu materyallerde gözlemlenen filtrasyon fenomeni ve pulpaya yönelik olası tehlikelerle ilgili endişeler nedeniyle, çinko fosfat simanı ile yapıştırılmadan önce dentinin bir kat kopal vernik ile kaplanması önerilmiştir[143, 145].

2.2.2 Polikarboksilat simanlar

Diş dokusuna mikromekanik bağlanmanın aksine, kimyasal bağlanma Smith[146] tarafından geliştirilmiş ve polikarboksilat simanın kullanıma sunulmasıyla sonuçlanmıştır. Temel bağlanma mekanizması, simandaki iki karboksil (COO-) grubu ile mine ve dentindeki kalsiyum (Ca^{++}) arasındaki iyonik çekimdir. Wilson ekibinin[147] daha ileri çalışmaları, esasen polikarboksilat simanların sıvısına dayanan cam iyonomer (cam polialkenoik asit) simanların piyasaya sürülmesiyle sonuçlanmıştır. Polikarboksilat simanlar, cam iyonomerlerin daha geniş bir uygulama alanına sahip olması ve kullanımlarının daha kolay olması nedeniyle artık çok az kullanılmaktadır.

2.2.3 Cam iyonomer simanlar

Geleneksel CİS'ler, bir polialkenoik asit ile bir floroalüminosilikat cam arasındaki asit-baz reaksiyonuyla sertleşen su bazlı materyallerdir[147]. Su bazlı ("geleneksel") CİS'lerin daha ileri modifikasyonu, 1990'ların başında, "rezinle modifiye edilmiş" CİS'lerin üretilmesi için suda çözünür rezinin eklenmesiyle gerçekleşmiştir[148]. Zin eklemenin amacı, geleneksel CİS'lerin fiziksel özelliklerini geliştirmek ve su

denmesine duyarlılığını azaltmaktır. 'Rezinle modifiye edilmiş' CİS'lerin ilki, Vitrebond'dur (3M Dental Products, St Paul, Minnesota, ABD). Rezin modifiye cam iyonomer siman (RM-CİS) için kullanılan diğer isimler arasında 'rezin iyonomerler', 'rezinomerler', 'hibrit iyonomerler' ve 'ışıkla polimerize olan cam iyonomerler' bulunmaktadır[149]. Simantasyonda kullanılan CİS, Tip I CİS'lerdir. Tip I CİS'ler, düşük film kalınlığı ve hızlı sertleşme ile karakterize edilen yapıştırma simanlarıdır.

2.2.3.1 Sertleşme reaksiyonu

Geleneksel CİS'ler, asidik bir sıvı ve bazik bir toz arasındaki karmaşık bir reaksiyonla oluşur. Bazı ürünler, toz içinde dondurularak kurutulmuş polialkenoik asit içerir. Sıvısı ise su veya tartarik asittir.

Sertleşme birkaç dakika içinde tamamlansa da sonraki aylarda devam eden bir 'olgunlaşma' aşaması meydana gelir. Bu ağırlıklı olarak alüminyum iyonlarının yavaş reaksiyonundan kaynaklanmaktadır ve materyalin su denmesine duyarlılığının nedenidir. Sertleşen materyalin birkaç saat boyunca tükürük kontaminasyonundan korunması gerekir, aksi takdirde yüzey zayıflar ve opaklaşır. Materyalin birkaç ay boyunca su kaybından korunması gerekir, aksi takdirde malzeme büzülür, çatlaklar ve ayrılmaya uğrayabilir[150, 151].

RM-CİS'ler de bir asit:baz reaksiyonuna uğrar. Bu, herhangi bir materyalin cam iyonomer siman olarak tanımlanması için bir ön koşuldur. Ancak ilave bir rezin polimerizasyon aşaması daha vardır. Ürüne bağlı olarak rezin polimerizasyonu; kendi kendine sertleşen, ışııkla sertleşen veya her ikisi şeklinde olabilir. Toz ve sıvının karıştırılmasıyla asit:baz reaksiyonu ve mevcutsa kendi kendine sertleşen rezin polimerizasyon reaksiyonu ve sertleşme başlar.

2.2.3.2 Bağlanma mekanizması

CİS'lerin diş sert dokularına bağlanma mekanizması karmaşıktır ve geleneksel CİS'lerle RM-CİS'ler arasında bu anlamda farklılıklar vardır. En basit tabiriyle, siman asidindeki karboksil iyonları ile mine ve dentindeki kalsiyum iyonları arasındaki iyonik bağ oluşumuna dayanır.

Taze karıştırılmış geleneksel CİS, mine veya dentin üzerine yerleştirildiğinde, smear tabakası kısmen çözünür ancak diş hidroksiapatiti asidi tamponladığından ve polialkenoik asit oldukça zayıf olduğundan demineralizasyon minimum

düzyededir[150]. Fosfat iyonları (negatif yüklü) ve kalsiyum iyonları (pozitif yüklü) hidroksiapatitten uzaklaştırılır ve sertleşmesi tamamlanmamış siman tarafından emilir. Bu, saf CİS ile saf hidroksiapatit arasında “iyon değıştirme katmanı” adı verilen bir ara katmanla sonuçlanır[151].

İyon değışim katmanının CİS'den gelen kalsiyum ve fosfat iyonlarından ve CİS'den gelen alüminyum, silisik, florür ve kalsiyum ve/veya stronsiyum iyonlarından (cam bileşimine bağı olarak) oluştuğı görülmektedir[152]. İyon değıştirici tabakanın kalınlığı birkaç mikrometre civarında gibi görünmektedir[153, 154] ve bir tarafta CİS'e, diğere tarafta ise mine/dentine karışmaktadır. Bu tabakanın asit ve baz işlemlerine dirençli olduğu gösterilmiştir ve bu nedenle 'asit-baz dirençli tabaka' olarak da anılmıştır.

CİS'in mine ve dentine bağlanma kuvvetinin ölçümü, CİS'in kırılğan yapısı nedeniyle karmaşıktır. *İn vitro* bağlanma dayanımı testleri, iyon değışim katmanındaki başarısızlıktan ziyade, her zaman CİS'in adeziv başarısızlığıyla sonuçlanmıştır[155]. Sonuç olarak, iyon değışim katmanının gerçek gücü bilinmemektedir[150]; genellikle 3-10MPa aralığındaki değere bildirilmiştir, bu da yaklaşık olarak CİS'in adeziv bağlanma gücü kadardır.

2.2.3.3 Florür salınımı

Florür iyonlarının salınması CİS'lerin dikkate değere özelliklerinden biridir. Florür başlangıçta camın imalatında bir eritken olarak bulunur ve polialkenoik asit ile karıştırıldığında cam parçacıklarından salınır. Florürün aynı zamanda yarı saydamlığı artırma, dayanıklılığı artırma ve kullanım özelliklerini iyileştirme açısından da faydaları vardır[150]. Florür salınımı, ilk birkaç günde maksimuma ulaşır, haftalar geçtikçe hızla daha düşük bir düzeye iner ve aylar boyunca düşük düzeyde kalır[150]. Ayrıca CİS'in florür ile 'yeniden doldurulabileceğı' ve bunun sonucunda salınımında kısa vadeli bir artışa yol açabileceğı de gösterilmiştir[156, 157]. Florürün çoğı, siman matrisi için kritik olmayan sodyum florür olarak salınır ve dolayısıyla sertleşen simanın zayıflamasına veya parçalanmasına neden olmaz[158]. Rezin ile modifiye edilmiş CİS'ler de benzer florür salınım dinamikleri gösterir[159].

2.2.4 Adeziv rezin simanlar

Çoğu rezin siman, diş dokularına bağlanmayı arttırmak için yüzeylerin bir ön işleme tabi tutulmasını gerektirir. Bu ön hazırlık, üreticiye veya rezin simanın özelliklerine bağlı olarak etch and rinse veya self-etch dentin adeziv sisteminin uygulanmasıyla elde edilebilir. Son zamanlarda, çok aşamalı rezin bazlı yapıştırma simanlarına alternatif olarak self adeziv rezin simanlar da piyasaya sürülmüştür. Bu nedenle rezin simanlar bağlanma özelliklerine göre üç grupta sınıflandırılabilir: etch and rinse, self-etch ve self adeziv rezin simanlar.

2.2.4.1 Adeziv diş hekimliğinin tarihi

Michael Buonocore'un yaklaşık 50 yıl önceki öncü çalışması, başarılı 'adeziv' diş hekimliğinin başlangıcıdır[160]. Buonocore, minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesinin, güçlü bir mikromekanik bağ oluşturmak için rezinin penetre olabileceği gözenekli bir yüzeye dönüşebileceğini göstermiştir.

İlk dentin bonding ajanı Fusayama tarafından tanıtılmıştır[161]. Aynı zamanda ABD'de Bowen[162], suya daha dayanıklı yeni rezin formülasyonlarının yanı sıra adezyon kazanmak için dentinin oksalatlarla işlenmesine yönelik yöntemleri araştırıyordu. O zamanlar pek çok klinisyenin endişesi, dentin pürüzlendirildiğinde fosforik asidin diş pulpasına neden olabileceği potansiyel hasardı. Bu yüzden Bisfenol-A Glisidil Metakrilatın (Bis-GMA) bir fosfat esteri olan Scotchbond (3M Dental, St Paul, Minnesota, ABD) geliştirildi. Bu materyal, dentin için ilk self-etch primer materyali olarak kabul edilebilir[163, 164].

Dentine bağlanmada gerçekten başarılı olan ilk materyal GLUMA (Bayer Dental, Leverkusen, Nordrhein-Westfeld, Almanya) olarak piyasaya sürülmüştür. Bu materyal, dentini pürüzlendirmek ve hazırlamak için Etilendiamin Tetraasetik Asit (EDTA), daha sonra bir formaldehit ve 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) çözeltisi, ardından da bonding için bir Bis-GMA rezini içerir[165]. Bu materyal için önerilen mekanizma, dentinin organik bileşenine, yani kollajene bağlanmaktır. Dentine bağlanma mekanizmasını araştıran ilk çalışma Nakabayashi'ye aittir[166]. Onun 1982 tarihli makalesinde, rezin ile dentin yüzeyi arasında oluşan, rezinin dentinin kollajen fibrilleri arasına infiltre olduğu alan “hibrit tabaka” olarak tanımlanmıştır[166]. “Hibrit tabaka” terimi, rezinin pürüzlendirilmiş dentine bağlanmasıyla eş anlamlı hale gelmiştir. Hibrit tabakanın yapısı, oluşumu ve nasıl geliştirilebileceği üzerine çok

sayıda araştırma yapılmıştır. Dentin yüzeyinde bazı modifikasyonların yapılmasıyla dentin kollajeni etrafında rezinin mekanik olarak kenetlenmesi meydana gelir. Bu katman aynı zamanda “rezin-dentin interdifüzyon bölgesi” olarak da anılmaktadır[167].

2.2.4.2 Etch and rinse rezin simanlar

Etch and rinse rezin simanları, dentin adeziv sistemini metakrilat bazlı rezin simanı ile birleştirir. Resin simanların çoğunun, iki aşamalı etch and rinse adezivleri veya “tek şişe” adeziv sistemleri ile kullanılması önerilmektedir. Bu sistemler, primer ve adeziv rezini tek solüsyonda birleştirir; bu, teorik olarak çok aşamalı etch and rinse adezivlerinden daha kullanıcı dostudur.

Etch and rinse adezivleri, mineyi ve dentini aynı anda aşındıran fosforik asit içerir. Dentine asit uygulanması, smear tabakasının kaldırılmasına, dentinin 5 ila 8 µm'ye kadar demineralizasyonuna, dentin tübüllerinin genişlemesine ve kollajen liflerinin açığa çıkmasına neden olur. Bu prosedürün ardından üç katman ayırt edilebilir:

- (1) Yüzeysel kollajen katman
- (2) Orta derecede yoğun fibriller katman
- (3) Dağınık mineral kristalleri ve rastgele açığa çıkmış kollajen fibrilinin bulunduğu derin katman[168]

Hidrofilik monomerler, dentin kollajen ağı içinde oluşturulan küçük alanlara nüfuz ederek, rezinle kaplı kollajen fibrilleri ve resin-dentin interdifüzyon bölgesinin oluşmasına neden olurlar[166].

Asitle aşındırılmış dentin matriksini genişletmek ve kollajen ağının çökmesini önlemek için etch and rinse adezivleri wet bonding tekniğiyle birlikte kullanılmalıdır[169]. Bununla birlikte, interfibriler boşluklardaki fazla su, adeziv monomerlerle rekabete girecek, konsantrasyonlarını seyreletecek ve optimum polimerizasyonu önleyecektir[170]. Kollajen ağı içindeki su, adeziv arayüzlerin hızlı bir şekilde bozulmasına yol açar. Bu nedenle diş dokularına bağlanmayı iyileştirmek için farklı stratejiler önerilmiştir.

İki aşamalı etch and rinse adezivleri, monomerlerin mikro tutucu kollajen ağına kabul edilebilir oranda mikromekanik olarak kilitletmesini sağlamak için birden fazla tabaka

şeklinde uygulanmasını gerektirir[171]. Ayrıca adezivin basınçla uygulanması klinik retansiyon ve bağlanma gücünü artırır[172, 173].

Dentin adeziv uygulamasından sonra çözücülerin dikkatli bir şekilde havayla uçurulması gerekir. Yetersiz çözücü buharlaşması geçirgenliği artırır ve bağ kuvvetini azaltır[170]. Kollajen ağı içerisinde sıkışıp kalan su, adeziv monomerlerin eksik polimerizasyonuna yol açacaktır. Çözücü buharlaştırma prosesi aynı zamanda üreticinin önerdiğinden daha uzun süreli olmalıdır. Çözücünün tamamen buharlaşması neredeyse imkansızdır[174, 175].

Basitleştirilmiş adezivler, polimerize edilmiş adeziv tabaka boyunca sıvı hareketlerine karşı geçirgendir[176]. Hem vital hem de endodontik tedavi görmüş dişlerin adeziv yüzeylerinde sıvı geçirgenliği gözlemlenmiştir[177]. Dentin sıvılarının geçirgenliği, dual-cure rezin simanların bağlanmasını önemli ölçüde etkiler[176]. Adeziv arayüzü boyunca sıkışan su damlacıkları polimeri plastikleştirerek restorasyonun ciddi şekilde başarısız olmasına neden olabilir[176, 177]. Basitleştirilmiş adezivler üzerine ek bir hidrofobik rezin tabakanın uygulanması adezivin geçirgenliğini azaltabilir ve bağ stabilitesini artırabilir.

Bir adeziv sistemin polimerizasyonu yeterli mekanik ve fiziksel özellikler sağlar. Belirli bir adezivin başarılı polimerizasyonu, bileşimine ve ışık cihazının ucuna olan mesafeye bağlıdır. Bununla birlikte, özellikle indirekt restorasyonlar için, ışıkla polimerizasyonun yetersiz olacağı düşünüldüğü durumlarda, self-cure veya dual-cure adezivlerin kullanımı düşünülebilir. Bu sorunu çözmek için, bazı etch and rinse rezin simanları, ışıkla polimerize edilen adezivleri, self-cure veya dual-cure adezivlere dönüştürmek için kimyasal ortak başlatıcılar veya aktivatörler içerir. Ancak aktivatör kullanımının, dual-cure adezivlerin, self veya dual-cure kompozitlerle birlikte kullanılması üzerinde sınırlı etkisi vardır[178, 179]. Ayrıca, bir self-cure adezivin ışıkla beraber(dual-cure şeklinde) kullanıldığı durumda, ışıksız kullanıldığı duruma göre önemli ölçüde daha yüksek dönüşüm derecesi gösterdiğinden, polimerizasyonun self-cure şeklinde yapılması tavsiye edilmez[180]. Bu nedenle, rezin simanlarla birlikte kullanılan dentin adezivlerinin, aktivasyon moduna bakılmaksızın ışıkla polimerize edilmesi gerekir. Ayrıca polimerizasyon süresinin 20 saniyenin üzerinde olması önemle tavsiye edilir[181, 182].

2.2.4.3 Self-etch rezin simanlar

Tekniğe daha az duyarlı ve kullanıcı dostu olan rezin simanlara olan talep, üreticileri etch and rinse adezivlerini self-etch adezivlerle değiştirmeye yöneltmiştir. Self-etch adezivler, dentin ve mineyi aynı anda asitleyen, primer içeren ve yıkama gerektirmeyen asidik monomerlerden oluşur. Self-etch adezivler tek veya iki aşamalı adezivler olarak mevcuttur. İki aşamalı self-etch adezivler, self-etch primer ve hidrofobik adeziv rezinden oluşurken, tek aşamalı self-etch adezivler asitleme, primer ve bonding işlemlerini tek bir çözümde birleştirir. Self-etch adezivler aynı anda diş yüzeyini hem demineralize eder hem de asitler. Asitleme özellikleri asidik çözeltilerin pH'ına bağlıdır. Ultra hafif self-etch adezivler ($\text{pH} > 2,5$), diş dokularıyla nano etkileşim sağlar. Hafif self-etch adezivler ($\text{pH} \approx 2,0$), rezin tagların daha az görüldüğü submikron hibrit tabakayı oluşturur. Güçlü self-etch adezivler ($\text{pH} \leq 1,0$), bol miktarda rezin tagın oluşmasıyla tipik olarak total-etch adezivlerin ürettiğine benzer bir arayüzey ultramorfolojisine neden olur[183].

Self-etch adezivler yıkama ve kurulama gerektirmediğinden smear tabakası kaldırılmaz ancak asidik monomerler tarafından modifiye edilir. Daha sonra intertübüler kollajen açığa çıkar ve çıkarılan minerallerin yerini rezin monomerleri alır, böylece kollajen matris içinde mikromekanik ara kilitlenme oluşturulur. Total-etch adezivlerin aksine kollajen fibrilleri hidroksiapatitten tamamen yoksun değildir[184]. Bu nedenle fonksiyonel monomerler [10-metakriloloiksidil dihidrojen fosfat (10-MDP)] veya bazı asitler (polialkenoik asitler) ile hidroksiapatit arasındaki kimyasal etkileşim de gözlenir ve bu durum bağlanma dayanıklılığını artırabilir[183]. Sınırlı kimyasal bağlanmaya rağmen, mikromekanik kilitlenme hala self-etch adezivler için ana bağlanma kaynağıdır.

Self-etch adeziv sistemlerin etkinliği önemli ölçüde değişiklik gösterir ve bileşimden[185, 186], raf ömründen[187] ve yaşlanmadan[186, 188, 189] etkilenir. Tek aşamalı self-etch adezivler, iki aşamalı self-etch ve etch and rinse adezivlerine kıyasla bir yılda en yüksek başarısızlık oranını göstermiştir[190, 191]. All-in-one adezivlerin uygulanması daha basit veya daha az zaman alıcı olmamakla beraber[185, 192], sızdırmazlık özellikleri hala sorunludur[193]. Daha güncel tek aşamalı self-etch adezivlerin klinik performansı bir miktar iyileşme göstermiştir[194, 195]. Ancak, asidik adeziv ile rezin siman arasındaki olumsuz kimyasal etkileşim nedeniyle tek aşamalı self-etch adezivler dual-cure rezin simanlarla kullanılırken dikkatli olunması

tavsiye edilir[196-198]. Ek olarak dentinden gelen su, çözücünün buharlaşması sırasında hidrofilik ko-monomerlerle karışarak hibrit ve adeziv katmanlarda nano sızıntı yolları oluşturabilir[199]. Sonuç olarak bu adezivler, suyla ve tam olarak polimerize edilmemiş monomerlerle dolu kabarcıklarla yarı geçirgen bir membran görevi görür ve polimerizasyondan sonra bile suyun bağlı arayüzeylerden difüzyonuna izin verir[200, 201]. Bu süreç restorasyonlar için zararlıdır çünkü su difüzyonu, adeziv arayüzün ömrünü tehlikeye atar[200].

İlave hidrofobik rezin uygulamasının, tek aşamalı self-etch adezivlerin sızdırmazlık yeteneğini arttırabildiğini bildiren çalışmalar bulunmaktadır[202]. Bununla birlikte, tek aşamalı self-etch adezivlerin teknik hassasiyeti hala yüksektir[203, 204]. İki aşamalı self-etch adezivler daha stabil ve güvenilir olduğundan tercih edilmelidir.

Self-etch adezivlerin kullanımında son zamanlardaki tüm gelişmelere rağmen, kabul edilebilir uzun vadeli mine bağlantısı yalnızca fosforik asit ile ön asitleme sonucunda elde edilebilmektedir.

2.2.4.4 Self-adeziv rezin simanlar

Self adeziv rezin simanlar, asitleme prosedürlerine veya adeziv uygulamasına gerek kalmadan diş dokularına bağlanabilir. Uygulamalarının tek aşamada gerçekleştirilmesi bu simanların klinik açıdan tercih edilmesine neden olmaktadır. Karıştırma sonrasında fosforik asit metakrilat sert dokuları demineralize edebilir. Bununla birlikte, başlangıçtaki düşük pH'a ($pH < 2,0$) rağmen, mine ve dentin demineralizasyonu yalnızca yüzeyseldir[205, 206]. Fosfat grupları ve alkalın doldurucular ile mine ve dentinden gelen hidroksiapatit arasındaki reaksiyon sonucu pH'da bir artış (7,0'a kadar) gözlenir ve rezinin başlangıçtaki asitliği nötralize edilir[207]. Bu yeni geliştirilen rezinlerin bağlanma mekanizması, mikromekanik tutunmadan çok kimyasal bağlanmaya dayanır. Asit grupları hidroksiapatitin kalsiyum iyonlarına kenetlenerek kimyasal adezyonu teşvik eder[208]. Ayrıca polialkenoik asidin karboksilik grupları (RelyX Unicem, 3M ESPE'de bulunur), hidroksiapatitte bulunan kalsiyum ile iyonik bağlar oluşturarak kimyasal bağı olumlu yönde etkiler[209].

Self adeziv rezin simanlar, dentin tübülleri içindeki smear tıkaçını kaldırmadan smear tabakasını kısmen çözebilmektedir[210]. Kimyasal bağ hidroksiapatit ile sağlandığı için, kalın bir smear tabakası, self adeziv simanların bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkileyebilir. Self adeziv rezin siman uygulamasından önce dentine fosforik asit

uygulanması bağlanma kuvvetine zarar verir ve bundan kaçınılmalıdır[205, 211]. Aynı zamanda, %25 poliakrilik asit (cam iyonomer simanlar için kullanılan dentin conditioner) gibi hafif asidik ajanların uygulanması, smear tabakasını yüzeysel olarak kaldırabilir ve böylece bağlanmayı iyileştirebilir[212, 213]. Bununla birlikte, hafif asidik conditioner kullanımının self adeziv rezin simanlar üzerindeki etkisi klinik olarak doğrulanmalıdır. Minenin ise %35 fosforik asit gibi güçlü bir asitle ön işleme tabi tutulması tavsiye edilmektedir[198, 211].

Self adeziv rezin simanların çoğu, etch and rinse rezin simanlardan veya 10-MDP self-etch rezin simanlardan daha düşük bağlanma dayanımı sağlar[214, 215]. RelyX Unicem haricinde, self adeziv rezin simanların çoğu sertleştikten sonra uzun süre düşük pH'ı korur, bu da bağlanmayı olumsuz yönde etkileyebilir[207].

Simantasyon sırasında, simanın dentin ile maksimum temasını sağlamak için self adeziv rezin simanların basınç altında uygulanması gerekir[206]. Yetersiz basınç, rezin ile diş dokuları arasında yakın temasın olmamasına yol açarak zayıf adaptasyona veya düşük bağlanma kuvvetine neden olur[205, 216].

Self adeziv simanlar için suyun degradasyonu hala bir sorundur. Sertleşmenin ilk döneminde sıvı nüfuzu simanın adeziv kalitesini bozar[217]. Yapılan bir çalışmada elde edilen bulgular, derin bir preparasyonda dentin/self-adeziv siman arayüzünde su kabarcıklarının varlığını bildirmiştir. Tespit edilen bu su kabarcıklarının rezin simanı yumuşatabileceği ve bağlanma kuvvetini zayıflatabileceği düşünülmüştür.

Yakın zamanda yapılan bir klinik araştırma, alayım bazlı restorasyonların simantasyonunda self-adeziv simanın (RelyX Unicem) 38 ay boyunca iyi performans gösterdiğini ortaya çıkarmıştır[218]. Başka bir klinik çalışmada, lityum disilikat inley restorasyonlarını yapıştırmak için self-adeziv siman kullanıldığında umut vaadedici sonuçlar verdiği bildirilmiştir[219]. Bununla birlikte, self-adeziv rezin simanların onley, inley veya porselen veneerler için etch and rinse rezin simanların yerine tam olarak tavsiye edilebilmesi için uzun vadeli klinik araştırmalara ihtiyaç vardır.

2.2.5 Ön ısıtmalı kompozit simanlar

Son yıllarda yapılan çalışmalarda ön ısıtmanın kompozit materyallerin bağlanma dayanımı üzerine olumlu etkisi bildirilmiştir. Veriler, 55°C veya 60°C'ye ön ısıtmanın

restoratif kompozit rezinlerin viskozitesini azalttığını, akışkanlığını artırdığını ve siman kalınlığını azalttığını göstermiştir[220, 221]. Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin ön ısıtması, ön ısıtmaya tabi tutulmayan akışkan kompozitlerle karşılaştırıldığında servikal kenarlarda önemli ölçüde daha az mikrosızıntıya neden olmuştur[221]. Resin içerikli materyallerin artmış monomer dönüşümünün bir sonucu olarak, ön ısıtmanın yüzey sertliği, eğme modülü, kırılma tokluğu, çekme dayanımı[220, 221] ve aşınma direnci[222] gibi özellikleri olumlu yönde etkilediği tespit edilmiştir. Ön ısıtmanın tekrarlanması veya uzun süreli ön ısıtma yapılması resin içerikli materyallerin, dönüşüm derecesini etkilememiştir[223]. Ancak son yıllarda yapılan araştırmalar, kompozit rezinlerin ön ısıtmasının polimerizasyon büzülmesini artırabileceğini göstermiştir[57, 224].

Ön ısıtma prosedürlerinin simantasyon ajanlarına uygulanabilirliği de araştırılmıştır. Self-etch veya self-adeziv resin simanlarda, kullanımdan önce simanların buzdolabı sıcaklığından oda veya vücut sıcaklığına kadar ısıtılmasının adezyonu iyileştirdiği gösterilmiştir[225]. Kompozit rezinlerin 37°C ve 54°C'ye ısıtılmasının, kavite duvarlarına adaptasyonu artırdığı kanıtlanmıştır[49, 226]. Ancak 37°C'nin üzerindeki sıcaklıklar dişlerdeki kaspal hareketi artırıp postoperatif hassasiyete neden olabilir[226]. Ayrıca resin simanların 60°C'nin üzerindeki sıcaklıklara ısıtılması sertleşme mekanizmasını da hızlandırdığından, simanın uygulamadan önce sertleşmesine ve kullanılamamasına neden olabilir[225, 227]. Ne yazık ki, markaya, doldurucu şekillerine veya hacimsel doldurucu yüküne bakılmaksızın ısıtılmış kompozit resin film kalınlığını tahmin etmek imkansızdır[49]. Bu nedenle, kompozit rezini vücut sıcaklığının biraz daha üstüne kadar ön ısıtmanın potansiyel faydaları olsa da, klinisyenler artan film kalınlığının, restorasyonların bağlanma prosedürlerini etkileyebileceğini de göz önüne almalıdır.

2.3 İndirekt Restorasyonların Değerlendirilmesinde Kullanılan In Vitro Test Teknikleri

2.3.1 Adeziv arayüzün değerlendirilmesi

Dental restorasyonların klinik performansı üzerinde büyük etkisi olan faktörlerden biri de adeziv arayüzdeki bozulmadır. Ağız ortamında yaşanan diş-restorasyon arayüzünün yapısında morfolojik değişiklikler olduğu bildirilmiştir. İndirekt

restorasyonların başarısını değerlendirmek için en etkili yöntemin uzun süreli klinik çalışmalar olmasına rağmen, *in vitro* laboratuvar çalışmaları da (termal döngü, mekanik yaşlandırma, pH döngüsü, NaOCl ile yaşlandırma gibi) diş-restorasyon arayüzü bozulmasında yer alan temel mekanizmalar hakkında önemli bilgiler sağlayabilir[228].

2.3.1.1 Termal döngü ile yaşlandırma

Termal döngü, bağlanma dayanımını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan bir termal yaşlandırma yöntemidir[229-231]; yeme, içme ve nefes alma ile ağız boşluğunda meydana gelen termal değişiklikleri simüle eder[232].

Termal döngü, diş-restorasyon arayüzünde tekrarlayan büzülme ve genleşme gerilimlerine neden olur[233]. Bu, diş-restorasyon arayüzü boyunca çatlak ve boşluk oluşumuna neden olabilir. Oluşan farklı boyutlardaki boşluklara sıvıların geçişiyle sonuçlanır[232]. Bu nedenle, termal döngü sonrasında rezin simanlar ile dentin arasında adeziv başarısızlıklar olabilir, bu da bu yöntemin bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğunu gösterir[229].

Termal döngü sırasındaki su emilimi, rezinin polimerizasyon büzülmesini ve böylece simanın bozulmasına neden olabilecek gerilimleri azaltabilir[234]. Bu nedenle, termal döngünün diş-restorasyon arayüzünün dayanıklılığı üzerindeki etkisini değerlendirirken suyun hidrolizinin etkisi de göz önünde bulundurulmalıdır[230]. Ayrıca, termal döngüde suyun ısınması meydana gelen hidrolizi de hızlandıracak ve suyun, diş-restorasyon arayüzü üzerindeki etkisi de artacaktır[233]. Sonuç olarak bozunmuş yan ürünler, yüksek sıcaklıklarda arayüzden ayrılıp uzaklaştırılır[235, 236].

2.3.1.2 Mekanik yaşlandırma

Dişler, çiğneme ve yutma gibi fonksiyonel hareketlerle beraber bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar sırasında sürekli olarak strese maruz kalır. Karşıt dişler arasına alınan yiyeceklerin getirdiği dikey yük ve stresler tüm oklüzal yüzeye yayılacaktır[237]. Bu oklüzal gerilimler diş-restorasyon arayüzlerinin mekanik olarak bozulmasına yol açmaktadır[238, 239].

Ağız ortamındaki mekanik faktörlerin etkisini simüle etmek[237, 240, 241] ve bunların adezyon üzerindeki etkisini daha iyi anlayabilmek için mekanik yükleme testleri kullanılmaktadır[186]. Ayrıca, mekanik simülasyon adeziv arayüzde

yorgunluğa, böylece bağlanma dayanımında bir azalmaya neden olur ve bu da restorasyonların fonksiyonel stres altındayken su emiliminin artmasıyla sonuçlanır. Böylece, rezin-dentin arayüzünde su alımı kolaylaşır ve bağlanma dayanımı daha da azalır[186].

Yük uygulandığında, bağlantı yüzeyi boyunca dişin ortasında basma gerilimi, uçlarında ise çekme gerilimi oluşur[237]. Bu durum, çiğneme hareketi sırasında restorasyonların karşıt dişler tarafından doğrudan temasını simüle etmektedir[237].

2.3.1.3 Boşluk oluşumu analizi

Kavite kenarlarında boşluk oluşumunun olası nedenleri arasında, restorasyonların uygun yerleştirilmemesi, eksik polimerizasyon veya polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu stresler sayılabilir[242]. Boşluk veya kabarcıkların varlığı, yorulma yükü altında kalan kompozit rezinlerin dayanıklılığını azaltır ve restorasyonların performansını düşürebilir[243-245].

Bu mikro kusurların tespiti hem klinik açıdan hem de dental materyal araştırmalarında önemlidir[242, 246]. Geleneksel radyografik teşhis yöntemlerinin mikron düzeyinde görüntü verememesi veya görüntülerin süperpozisyonu gibi sebepler, boşluk analizinin bu yöntemlerle tespit edilememesine neden olur. Boşluk oluşumunun *in vitro* analizi için kullanılan geleneksel yöntemler boya penetrasyon sızıntı testleri ve arayüzün mikroskopik değerlendirmesidir[243].

Bu yöntemler, restorasyon kenarlarının farklı türdeki mikroskoplar veya kopyalar aracılığıyla görselleştirilmesine olanak sağlayacak şekilde kesilen numuneler üzerinde gerçekleştirilir. Bu tür yıkıcı tekniklerin son derece subjektif oluşu ve arayüzü değerlendirmek için dişlerin kesilmesini gerektirmesi, bu teknikleri uygunsuz hale getirir. Örneği sağlam tutamamak kendi başına bir dezavantaj olmakla beraber, örnekler üzerinde yapılan kesimler arayüzler üzerinde yeni kusurlar da yaratabilir[247, 248]. Bunun yerine, örnekleri yok etmeye gerek kalmadan arayüzeylerin değerlendirilmesine olanak tanıyan modern teknolojiler de mevcuttur.

Micro-CT ve OCT

Boşluk analizi için kullanılabilecek tahribatsız teknolojiler arasında optik koherens tomografi (OCT)[248] ve mikro bilgisayarlı tomografi (Micro-CT)[245, 249] yer alır. Micro-CT, kavite duvarlarında, pulpa tabanında ve restoratif materyal içinde bulunan

tüm boşluk ve porozitelerin niceliksel olarak tespitini sağlar. Ayrıca CT kullanımı, tahribatsız 2D ve 3D görüntülemeye ve belirli bir geometrik konfigürasyon içindeki malzeme davranışını analiz etmeye olanak tanır[250, 251]. OCT, yakın kızılötesi ışıkla kesitsel taramalar yaparak 2D ve 3D tomogramlar üretir. Bu yöntemle, farklı simanların ve kompozit rezin sistemlerinin arayüzey adaptasyonu ve boşluk oluşumları değerlendirilmektedir[252-254].

2.3.2 Kırma dayanımının değerlendirilmesi

In vitro kırma dayanım testleri, diş hekimliği literatüründe farklı türdeki materyallerle üretilen restorasyonların temel mekanik özelliklerini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu testler, numune boyutlarının ve yükleme koşullarının iyi kontrol edildiği bir çalışma ortamı sunar. Kırma dayanım değerlerinin kaydedilmesinin yanı sıra kırılan numunelerin incelenmesiyle ek veriler elde edilebilir. Kırılma tipi ve mekaniği, başarısızlık sebeplerinin ve restorasyonlardaki stres dağılımının daha iyi anlaşılmasına olanak tanır ve test edilen numunelerin ağız içi koşullarında beklenen performanslarına ışık tutar[255].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Etik Kurullar Birimi'nin 20.09.2022 tarihli, 20 sayılı Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu toplantısında değerlendirilmiş olup 54022451-050.05.04-79414 numaralı kararla uygulanmasına izin verildi. Çalışma, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenen 20221011 numaralı destek projesi ile temin edilen sarf malzemeler kullanılarak Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütüldü.

3.1 Dişlerin Seçilmesi

Bu tez çalışması için Thomas Reboul ve ark. çalışması referans alınarak yapılan power analiziyle örneklem boyutu hesaplandı[256]. %95 güven düzeyinde %80 güç için ortalamalar arası fark 3,67 birim standart sapma 1,41 olarak alındığında minimum örneklem sayısı $n_1=n_2=n_3=n_4=n_5=7$, toplam 35 olarak bulundu. Ancak bizim çalışmamızda her grupta 10 olmak üzere toplam 50 örnek kullanıldı.

Örneklerin hazırlanması için benzer boyutlarda, herhangi bir çürük, çatlak ya da hipoplastik defekt içermeyen, ortodontik ya da periodontal nedenlerle çekim endikasyonu konulmuş 50 adet insan büyük azı dişi seçildi.

3.2 Çalışmada Kullanılan Materyaller ve İçerikleri

Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri Tablo 3.1'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri.

Materyal	Üretici firma	İçerik
Grandio Blocs	VOCO GmbH	%14 organik UDMA+DMA matrisi, %86 inorganik nanohibrit parçacıkları
Futurabond U	VOCO GmbH	HEMA, Bis-GMA, HEDMA, asidik adeziv monomerler, UDMA
Ceramic Bond	VOCO GmbH	Aseton, 3-metakrilik oksipropilik trimetoksi silan ve izopropanol
Vococid	VOCO GmbH	%35 ortofosforik asit
Bifix Hybrid Abutment	VOCO GmbH	Üretan dimetakrilat (UDMA), gliserol dimetakrilat, katalizör, başlatıcı, alkol silan metakrilatlar, fosforik asit metakrilatlar ve sülfid metakrilatlar
VisCalor Bulk	VOCO GmbH	Bis-GMA ve alifatik dimetakrilat matris, inorganik doldurucular
Filtek™ One Bulk-Fill	3M/ESPE	AUDMA, AFM, UDMA, DDDMA organik matrisi, inorganik silika, zirkonya, iterbium triflorür
Filtek Z250	3M/ESPE	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, Bis-EMA organik matris, inorganik zirkonya ve silika

3.3 Örneklerin Gruplandırılması

50 adet büyük azı dişi, her grupta 10 örnek olmak üzere rastgele 5 gruba ayrıldı:

Grup 1: Standart inley kavite preparasyonu sonrası, indirekt restorasyonun simantasyonu için dual-cure rezin siman Bifix Hybrid Abutment (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) üretici firma talimatlarına göre kullanıldı.

Grup 2: Standart inley kavite preparasyonu sonrası, indirekt restorasyonun simantasyonu için VisCalor® ön ısıtmalı kompozit (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya), VisCalor® Dispenser (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) kullanılarak üretici talimatlarına göre 30 saniye ısıtılarak kullanıldı.

Grup 3: Standart inley kavite preparasyonu sonrası, indirekt restorasyonun simantasyonu için Filtek One Bulk-Fill kompozit (3M/ESPE, St. Paul, ABD), VisCalor® Dispenser (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) kullanılarak üretici talimatlarına göre 70 saniye ısıtılarak kullanıldı.

Grup 4: Standart inley kavite preparasyonu sonrası, direkt rezin kompozit Filtek Z250 (3M/ESPE, St. Paul, ABD) ile inkremental yöntem kullanılarak restore edildi.

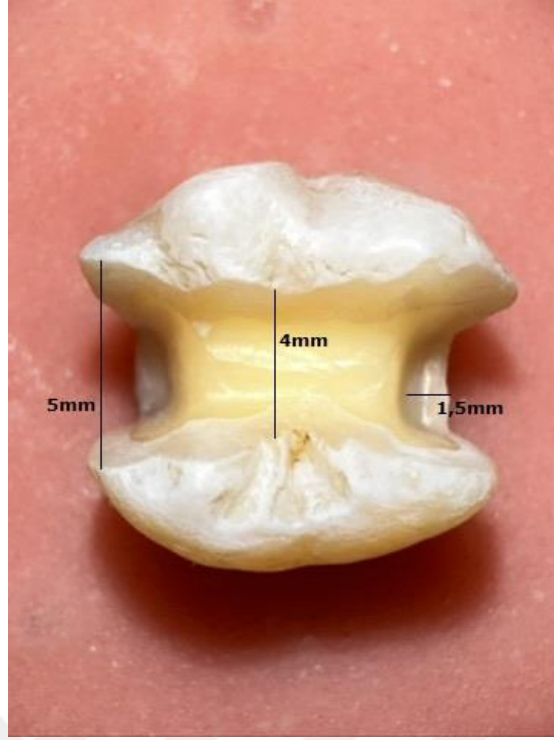
Grup 5: 10 adet diş, kavite açılmadan doğal halinde tutuldu.

3.4 Numunelerin Hazırlanması

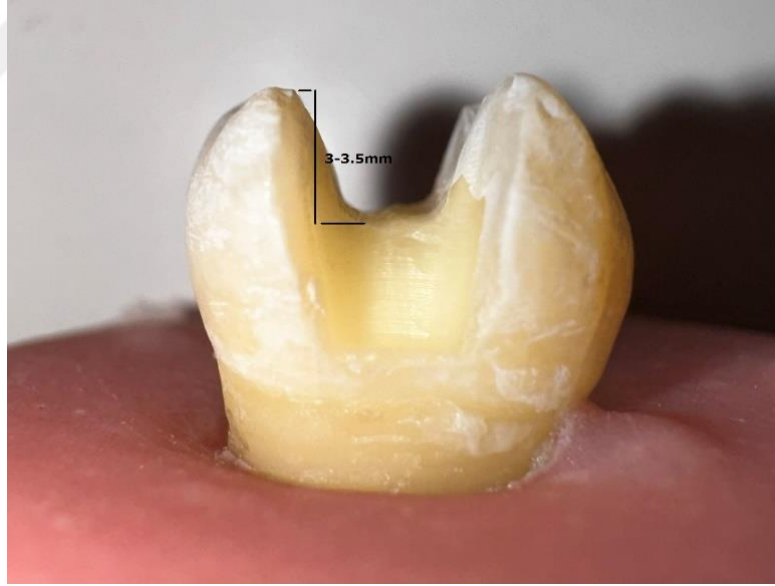
Çekilen dişler ISO'nun (International Organization for Standardization) şartnamesine göre temizlendikten sonra deney aşamasına kadar önerildiği şekilde önce kloramin-T trihidrat solüsyonunda daha sonra da distile su içerisinde saklandı. Çiğneme simülatörünün örnek tutucu aparatından alınan C tipi silikon ölçülerle (Zetaplus, Zhermack, İsviçre) hazırlanan çapı 3 cm, derinliği 2 cm olan silindir şeklindeki kalıplar kullanılarak tüm dişler, mine-sement sınırının 2 mm apikalinde kalacak şekilde, hızlı polimerize olan soğuk akrilik rezinlere (Paladent RR, Heraeus Kulzer GmbH&Co., Hanau, Almanya) gömüldü. Dişler, uzun aksları yere dik olacak şekilde yerleştirildi. Akrilik rezin polimerize olduktan sonra örnekler, ölçü alma ve restorasyon aşamalarına kadar distile su içerisinde saklandı.

3.5 Kavite Preparasyonları

Grup 1, 2, 3 ve 4'teki diş numuneleri scaler ile temizlenip pomza ile parlatıldıktan sonra, basamaklardan biri minede (mine-sement birleşiminin 1-1,5 mm üzerinde), diğeri dentin üzerinde (mine-sement birleşiminin 1-1,5 mm altında) olacak şekilde standardize edilmiş Sınıf II MOD inley kaviteleri hazırlandı. Kavitelerin boyutları oklüzal istmusta 4.0 mm genişliğinde ve 3-3.5 mm derinliğinde, proksimal basamaklarda 5.0 mm genişliğinde hazırlandı. Proksimal basamakların aksiyal pulpa duvarlarına doğru olan derinliği 1.5 mm'dir. Kavite boyutlarının ölçümü için periodontal sond kullanıldı. Kavite duvarları 10 ila 12 derece açılı koniklik elde edilecek şekilde su soğutması altında elmas frezler kullanılarak hazırlandı. İç nokta ve çizgi açıları yuvarlatılıp, mine kenarlarına bizotaj yapılmadan, butt-joint tasarımıyla hazırlandı (Şekil 3.1, Şekil 3.2). Grup 5'teki dişlere kavite preparasyonu uygulanmadı.



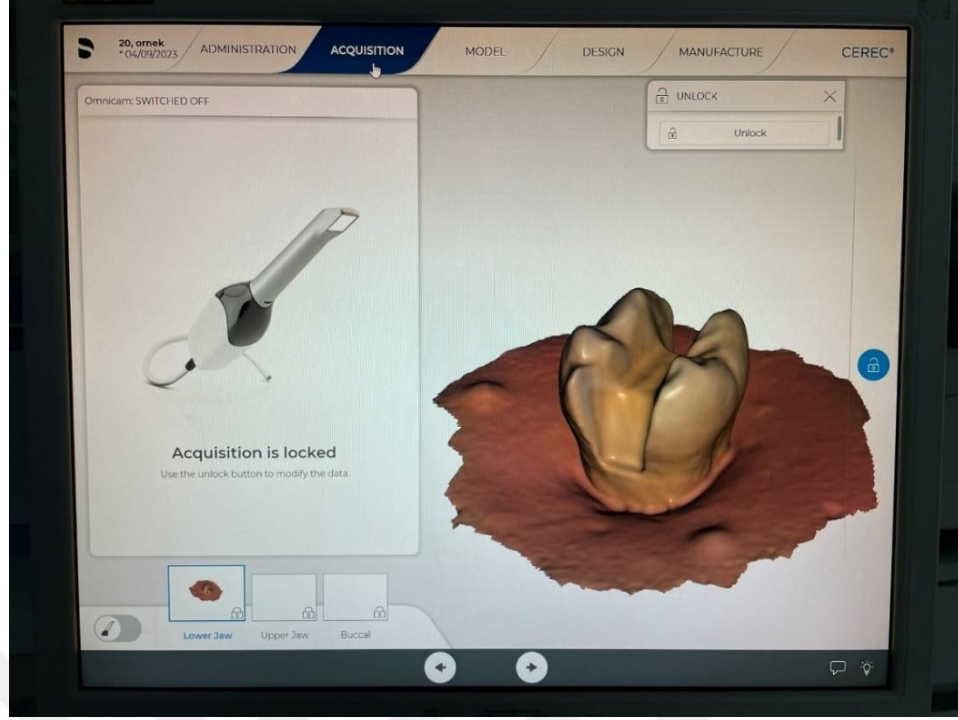
Şekil 3.1: Kavite preparasyonunun oklüzalden görünümü.



Şekil 3.2: Kavite preparasyonunun aproksimalden görünümü.

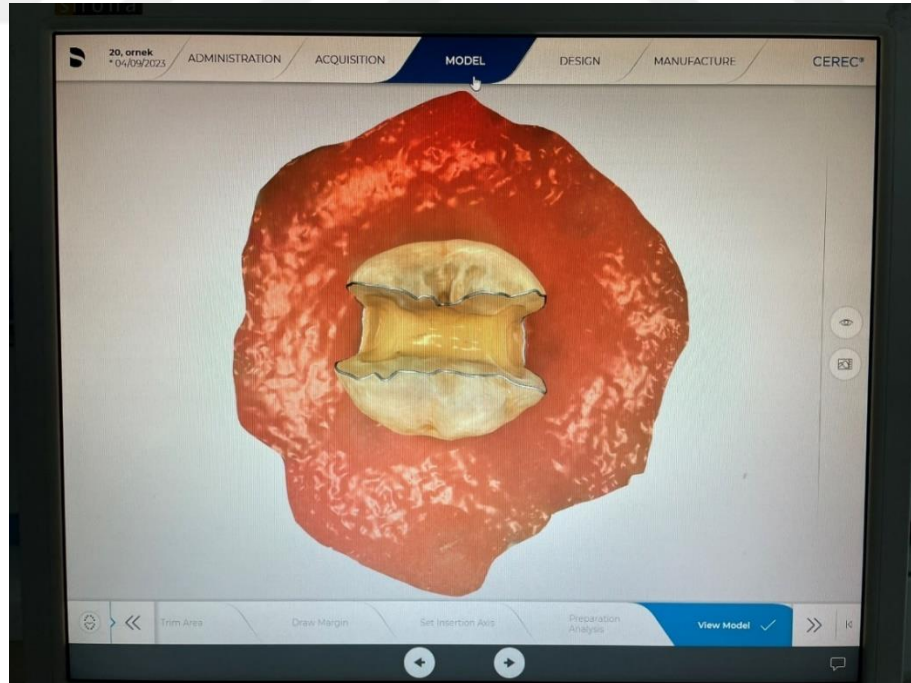
3.6 Dijital Ölçü Alımı ve İndirekt Restorasyonların Hazırlanması

Grup 1, 2 ve 3'teki toplam 30 örnek üzerinden CAD/CAM sistemi (Cerec MC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ve Cerec Sw 5.2.3 yazılımı kullanılarak dijital ölçüler alındı. Ölçüler, “Acquisition” sekmesinde (Şekil 3.3) cihazın tarayıcısı kullanılarak alındı.



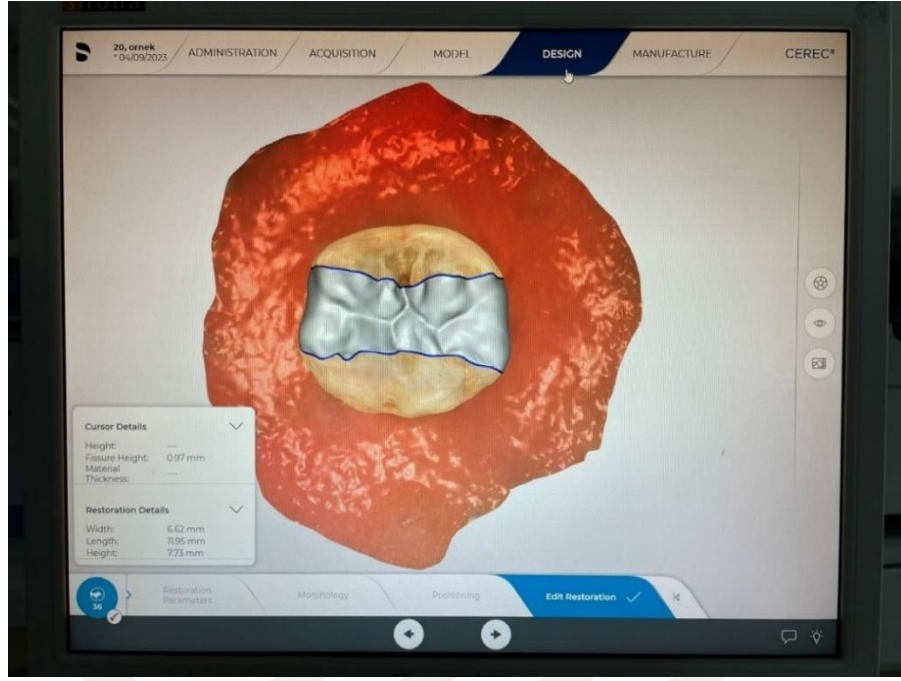
Şekil 3.3: Cerec ekranında acquisition sekmesi.

Dijital yazılımdaki “Model” sekmesi (Şekil 3.4) üzerinden restorasyon marjin çizimleri yapıldı. Bu aşamada preparasyon sınırları, cihaza tanımlanmaktadır.



Şekil 3.4: Cerec ekranında model sekmesi.

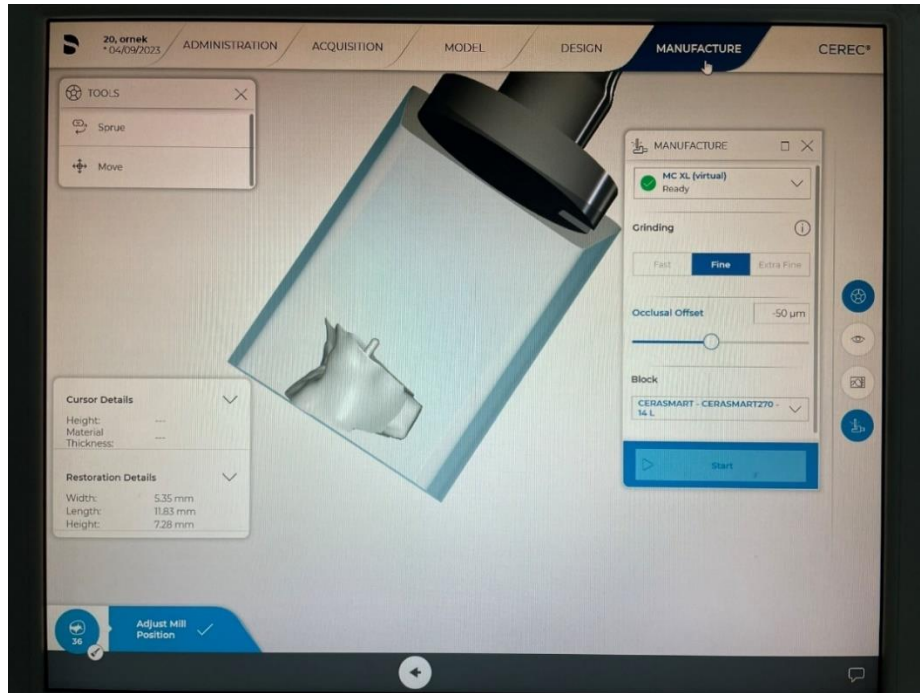
“Design” sekmesi (Şekil 3.5) kullanılarak çizilen restorasyon sınırları üzerinden kavitelere özgü dijital inley tasarımları yapıldı.



Şekil 3.5: Cerec ekranında design sekmesi.

Tüm indirekt inleyler, CAD/CAM blokları (Grandio Blocs, VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) kullanılarak fakültemizde bulunan Cerec frezleme cihazında (Cerec MC, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) üretildi.

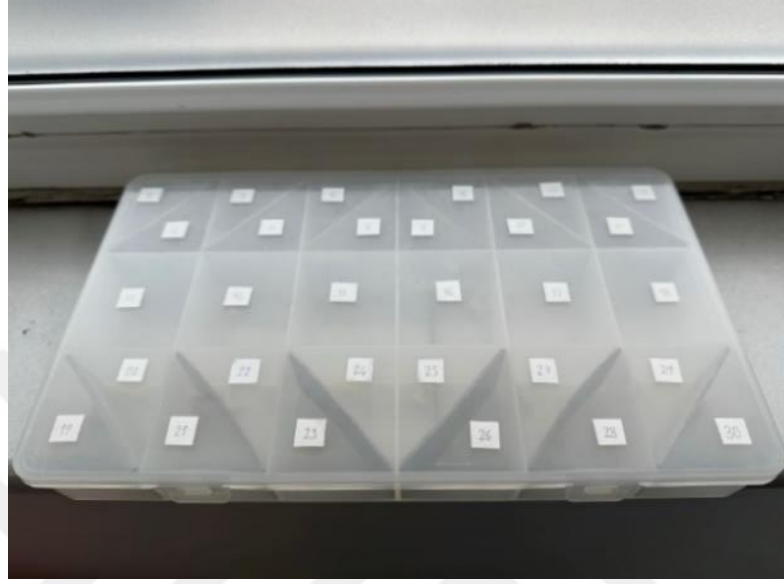
Tasarlanan inleyler, “Manufacture” sekmesinde (Şekil 3.6) bulunan blok görselinin içerisinde uygun konumlara yerleştirildi ve bu şekilde üretim cihazına aktarıldı.



Şekil 3.6: Cerec ekranında manufacture sekmesi.

Üretimden sonra tüm restorasyonların bağlantı yüzeyleri üretici talimatlarına göre 1,5-2 bar'da alüminyum oksit (25-50 μ m) ile kumlandı.

Üretilen indirekt inleyler, simantasyon aşamasına kadar numaralandırılmış bölmeli kutuda saklandı (Şekil 3.7, Şekil 3.8).



Şekil 3.7: İnleylerin saklandığı bölmeli kutu (Kapalı).

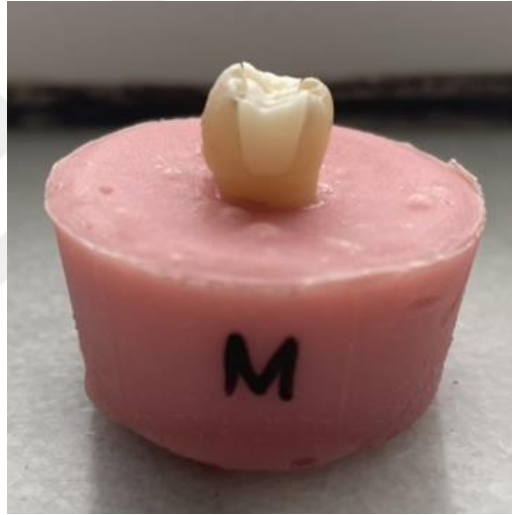


Şekil 3.8: İnleylerin saklandığı bölmeli kutu (Açık).

Restorasyonlara geçmeden önce üretilen tüm inleylerin kavitelerle olan uyumları mezial ve distal açılardan değerlendirildi (Şekil 3.9, Şekil 3.10, Şekil 3.11).



Şekil 3.9: Örnek numune ve inley.



Şekil 3.10: Örnek inleyin mezialden uyumu.



Şekil 3.11: Örnek inleyin distalden uyumu.

3.7 Kaviterlerin Restorasyonu

Şekil 3.13'te gösterilen Grup 1, 2 ve 3'teki örnekler üzerinde hazırlanan kaviterlerin hepsi yıkanıp kurutulduktan sonra mine kenarlarına 30 saniye, dentin yüzeylerine 15 saniye olacak şekilde %37'lik fosforik asit jel (Vococid, VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) (Şekil 3.12) uygulandı.



Şekil 3.12: Vococid

Ardından su spreyi altında yıkanan dişler önce pamuk peletle, sonra da 5 saniye hava spreyi altında kurutuldu.



Şekil 3.13: Grup 1, 2 ve 3'teki örnekler.

Tüm kavite yüzeylerine bond fırçası yardımıyla 20 saniye boyunca dual-cure üniversal bond (Futurabond U, VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) (Şekil 3.14) uygulandı. Ardından 5 saniye boyunca hava spreyi kullanılarak uçuruldu.



Şekil 3.14: Futurabond U.

Grandio Blocs materyalinden üretilen restorasyonların simantasyon yüzeylerine bond fırçası yardımıyla silan (Ceramic Bond, Voco, Almanya) (Şekil 3.15) uygulandı ve 60 saniye bekletildi. Sonrasında 5 saniye boyunca hava spreyi kullanılarak kurutuldu.



Şekil 3.15: Ceramic Bond.

Grup 1'deki kavitelere dual-cure rezin siman (Bifix Hybrid Abutment, VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) (Şekil 3.16) uygulandı ve ardından her bir kaviteye, o kavite için CAD/CAM ile tasarlanmış ve üretilmiş indirekt inleyler optimal basınçla yerleştirilip, taşan siman artıkları temizlendi ve restorasyonlar 3 yönden 20'şer saniye 1000 mW/cm² gücünde LED ışık cihazı (Valo cordless, Ultradent, ABD) ile polimerize edildi.



Şekil 3.16: Bifix Hybrid Abutment.

Grup 2'deki kavitelere ön ısıtmalı kompozit (VisCalor® Bulk, VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya), VisCalor® Dispenser (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) (Şekil 3.17) kullanılarak üretici talimatlarına göre uygulandı.



Şekil 3.17: VisCalor Dispenser.

Öncelikle tabanca üzerinde VisCalor marka kompozitlerin kullanımı için optimize edilmiş 1 numaralı program seçildi. Bu program kompoziti 30 saniyede 65°C'ye ısıtıp aynı zamanda bu sıcaklığı 2,5 dakika boyunca sabit tutmaktadır. Kompozit, ısıtıldıktan sonra tabancanın kolu kullanılarak kanülün ucundan direkt olarak kaviteye uygulandı. Ardından kaviteler için özel üretilmiş indirekt inleyler optimal bir basınçla yerleştirilip taşan kompozit artıkları temizlendi ve restorasyonlar 3 yönden 20'şer saniye boyunca LED ışık cihazı (Valo cordless, Ultradent, ABD) ile polimerize edildi.

Grup 3'teki kavitelere bulk-fill kompozit (Filtek One, 3M/ESPE, St. Paul, ABD), VisCalor® Dispenser (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) ile ısıtılarak uygulandı. Tabanca üzerinde, VisCalor marka dışındaki kanül tipi kompozitleri ısıtmak için optimize edilmiş 2 numaralı program seçildi. Bu program kompoziti 70 saniyede 65°C'ye ısıtıp aynı zamanda bu sıcaklığı 1 dakika 50 saniye boyunca sabit tutmaktadır. Kompozit, ısıtıldıktan sonra tabancanın kolu kullanılarak kanülün ucundan direkt olarak kaviteye uygulandı. Ardından kaviteler için özel üretilmiş indirekt inleyler optimal bir basınçla yerleştirilip taşan kompozit artıkları temizlendi ve restorasyonlar 3 yönden 20'şer saniye boyunca LED ışık cihazı (Valo cordless, Ultradent, ABD) ile polimerize edildi.

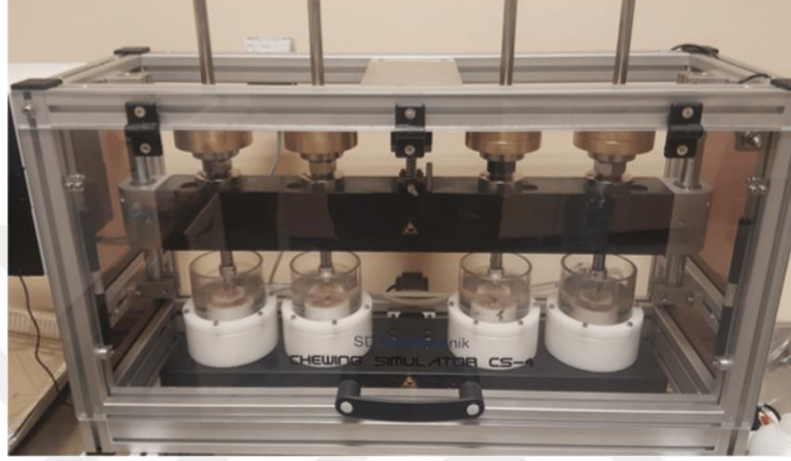
Grup 4'teki örnekler üzerinde hazırlanan kaviteler yıkanıp kurutulduktan sonra mine kenarlarına 30 saniye, dentin yüzeylerine 15 saniye olacak şekilde %37'lik fosforik asit jel (Vococid, VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) uygulandı. Ardından su spreyi altında yıkanan dişler önce pamuk peletle sonra da 5 saniye hava spreyi altında kurutuldu. Tüm kavite yüzeylerine bond fırçası yardımıyla 20 saniye boyunca dual cure universal bond (Futurabond U, VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) uygulandı. Ardından 5 saniye boyunca hava spreyi kullanılarak uçuruldu. Adeziv tabaka LED ışık cihazı (Valo cordless, Ultradent, ABD) ile 20 saniye boyunca polimerize edildi. Kaviteler direkt rezin kompozit (Filtek Z250, 3M/ESPE, St. Paul, ABD) ile inkremental yöntem kullanılarak restore edildi (Şekil 3.18).



Şekil 3.18: Direkt restore edilen örnekler.

3.8 Örneklerin Termomekanik Yaşlandırılması

Tüm örnekler, fakültemizde bulunan çiğneme simülatörüne (CS-4 SD Mechatronik Feldkirchen Westerham, Almanya) yerleştirildi ve dikey yönde 100 N kuvvet, 1.7 Hz hızla 50.000 çiğneme siklusu uygulandı. Vertikal kuvvet, 3,2 mm çapında çelik bilyeler kullanılarak restorasyonların santral fossaları hizalarından uygulandı. Çiğneme siklusu, distile su içerisinde gerçekleştirildi (Şekil 3.19).



Şekil 3.19: Çiğneme simülatörü.

Çiğneme siklusunun ardından örnekler, fakültemizde bulunan termal siklus cihazında (SD Mechatronik Termocycler THE-1100, Feldkirchen, Westerham, Almanya) 5°C ile 55°C arasında 30 saniye bekleme süresi ve 10 saniye transfer süresiyle 10.000 siklus termal yaşlandırmaya tabi tutuldu (Şekil 3.20).



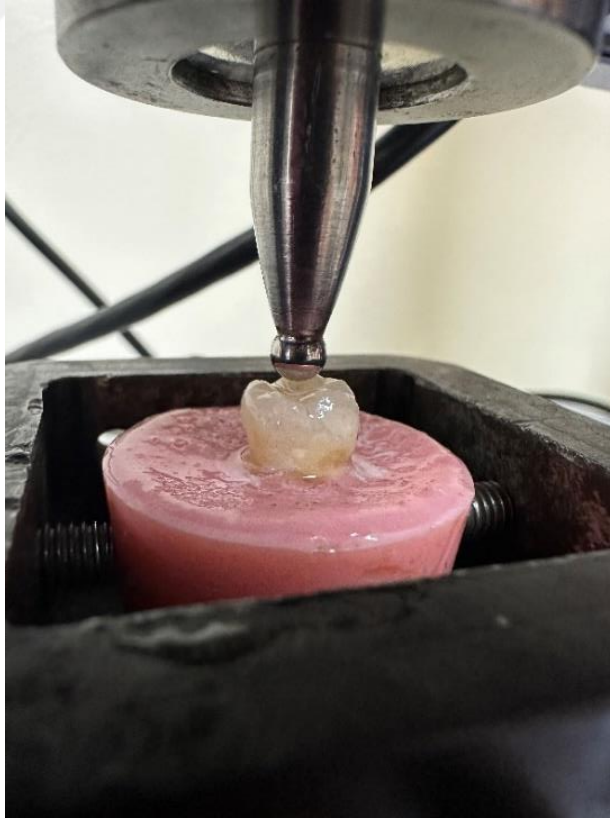
Şekil 3.20: Termal siklus cihazı.

3.9 Micro-CT Analizi

İndirekt ve direkt restore edilen gruplardan (Grup 1, Grup 2, Grup 3 ve Grup 4), her gruptan 5 örnek olacak şekilde rastgele toplam 20 örnek seçildi ve her restorasyonun kendi içerisinde iki farklı yüzeyden (mezial ve distal), basamak tabanlarından yukarı doğru eşit hacimde alanı tarayacak şekilde gap oluşumu analizi, Skyscan 1172 Micro-CT cihazında, 88 kV/112 μ A değerlerinde, 0,6 rotasyonel adımlarla, random movement değeri 20 ve average frame 5 olacak şekilde Al+Cu filtre kullanılarak 1 K'da (668x1000) yapıldı. Micro-CT çekimlerinde 335 ms pozlama süresi kullanıldı ve image pixel size 17-18 mikron arasında seçildi. Çekimden elde edilen veriler NRecon programı ile yeniden yapılandırıldı ve CTAn programıyla işlenerek sonuçlar mm^3 cinsinden elde edildi.

3.10 Örneklerin Kırılması ve Kırık Tipi Analizi

Tüm örnekler, fakültemizde bulunan üniversal test cihazında dişlerin santral fossalarına 0,5 mm/sn hızla uygulanan 5 mm çapındaki çelik bilye yardımıyla kırıldı (Şekil 3.21). Örneklerin kırma dayanım değerleri Newton cinsinden kaydedildi.



Şekil 3.21: Üniversal test cihazı ve kırma ucu.

Kırılan numuneler ışık mikroskobu (SMZ1000, Nikon, Japonya) ile x0.8 büyütme kullanılarak incelenip fotoğraflandı (Şekil 3.22). Restore edilen gruplar (Grup 1, 2, 3 ve 4) için kırık tipleri Burke'nin[257] çalışması referans alınarak aşağıdaki şekilde sınıflandırıldı:

Tip 1 (Tamir edilebilir): Sadece kavite sınırları dahilinde görülen izole restorasyon kırığı.

Tip 2 (Tamir edilebilir): Küçük bir diş bölümünü içeren restorasyon kırığı.

Tip 3 (Tamir edilebilir): Restorasyon kırığı ile birlikte mine-sement sınırının üzerinde oluşan diş kırığı.

Tip 4 (Tamir edilemez): Restorasyon kırığı ile birlikte mine-sement sınırının altında oluşan diş kırığı.



Şekil 3.22: Örneklerin ışık mikroskobu ile incelenmesi.

3.11 İstatistiksel Analiz

Gap oluşumu analizi ve kırma dayanımı analizi için normallığe Shapiro Wilks, varyans homojenliğine Levene testi ile bakıldı. Gruplar arası fark tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) ile belirlendi. Farklılığı yaratan grup Tukey testi ile belirlendi.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında, Grup 1, 2 ve 3'teki farklı tipte simanlarla simante edilen indirekt inleylerin ve Grup 4'teki direkt kompozitle restore edilen inleylerin gap oluşumu micro-CT ile incelendi. Tüm gruplardaki örneklerin kırma dayanım değerleri ve kırık tipleri analiz edildi ve kırılan örneklerin ışık mikroskobu altındaki görüntüleri elde edildi.

4.1 Gap Oluşumu Analizi Sonuçları

Micro-CT ile gap oluşumu analizinin sonuçları, standart sapmaları ve gruplar arasındaki farklılıklar Tablo 4.1'de gösterilmektedir. Analize ait örnek micro-CT görüntüleri Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'te gösterilmektedir.

Gap oluşumu analizinde M (mezial) değerleri içerisinde en yüksek değer (mm^3) Grup 3'te ($0,572 \pm 0,326$), en düşük değer (mm^3) Grup 1'de ($0,162 \pm 0,044$) gözlemlendi.

M değerleri içerisinde Grup 1'de elde edilen gap oluşumu değeri Grup 3'ten istatistiksel olarak belirgin oranda düşüktür ($p < 0.05$). Grup 1, Grup 2 ve Grup 4 istatistiksel olarak benzer gap oluşumu değerlerine sahiptir ($p > 0.05$). Grup 2, Grup 3 ve Grup 4 istatistiksel olarak benzer gap oluşumu değerlerine sahiptir ($p > 0.05$).

D (distal) değerleri içerisinde tüm gruplar istatistiksel olarak benzer gap oluşumu değerlerine sahiptir ($p > 0.05$).

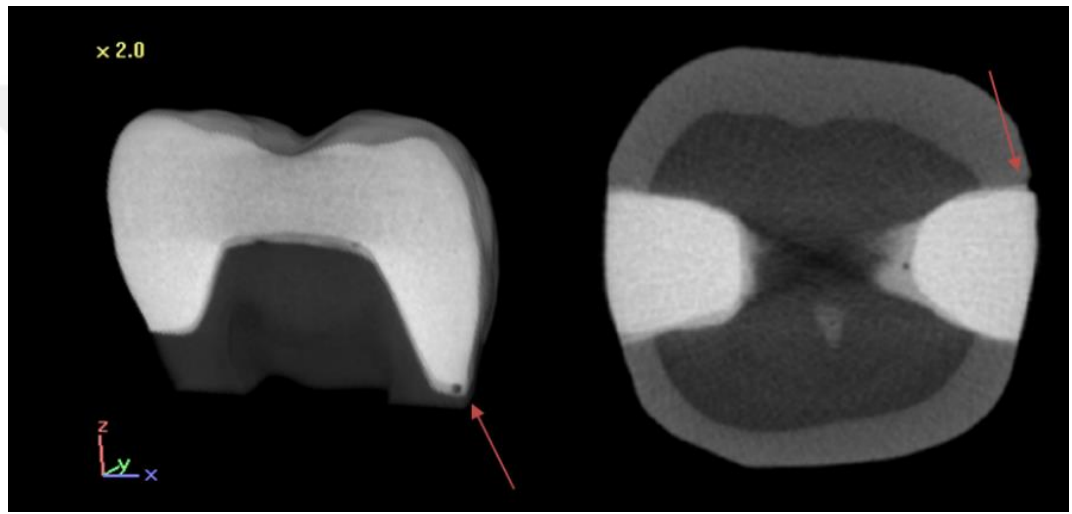
Grup 1 ve Grup 4'te M değerleri, D değerlerinden belirgin oranda daha düşüktür ($p < 0.05$).

Grup 2 ve Grup 3'te ise M ve D değerleri istatistiksel olarak benzerdir ($p < 0.05$).

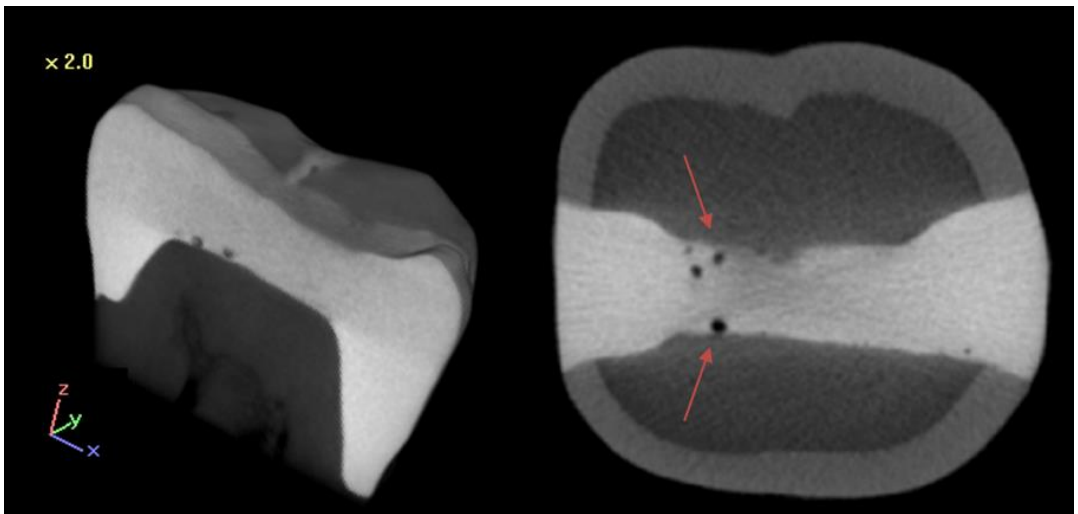
Tablo 4.1: Grupların mezial (M) ve distal (D) yüzeylerindeki ortalama gap oluşumu, standart sapmaları ve gruplar arasındaki farklılıklar.

Gruplar	n	M (mm ³), ± SD	D (mm ³), ±SD	p değeri
Grup 1	5	0,162±0,044 ^a	0,448±0,203	0,029
Grup 2	5	0,223±0,065 ^{ab}	0,329±0,058	0,386
Grup 3	5	0,572±0,326 ^b	0,596±0,301	0,843
Grup 4	5	0,315±0,258 ^{ab}	0,666±0,327	0,009
p değeri		0,036	0,175	

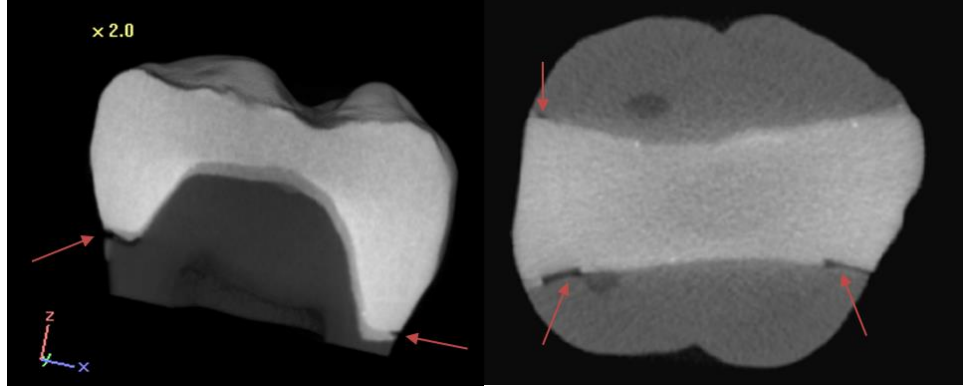
*Farklı harfler gruplar arasındaki farklılığı göstermektedir (p<0.05).



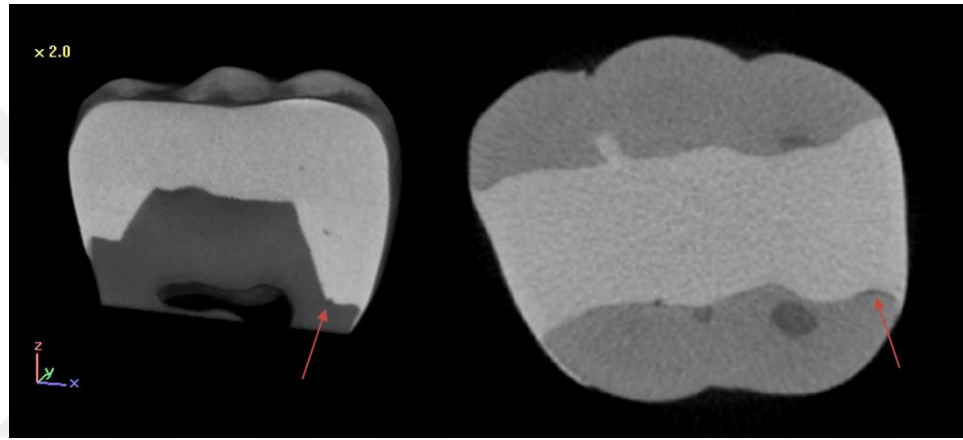
Şekil 4.1: Grup 1'e ait örnek Micro-CT görüntüsü (Kırmızı oklar gap oluşumlarını göstermektedir).



Şekil 4.2: Grup 2'ye ait örnek Micro-CT görüntüsü (Kırmızı oklar gap oluşumlarını göstermektedir).



Şekil 4.3: Grup 3'e ait örnek Micro-CT görüntüsü (Kırmızı oklar gap oluşumlarını göstermektedir).



Şekil 4.4: Grup 4'e ait örnek Micro-CT görüntüsü (Kırmızı oklar gap oluşumlarını göstermektedir).

4.2 Kırma Dayanımı Sonuçları

Kırma dayanımı testinin sonuçları, standart sapmaları ve gruplar arasındaki farklılıklar Tablo 4.2'de ve Şekil 4.5'e gösterilmektedir.

Kırma dayanımı analizinde en yüksek değer (Newton) Grup 5'te gözlemlendi ($2905,15 \pm 492,69$).

Grup 1, Grup 2 ve Grup 3'te elde edilen kırma dayanımı değerleri Grup 5'ten düşüktür ($p < 0.05$).

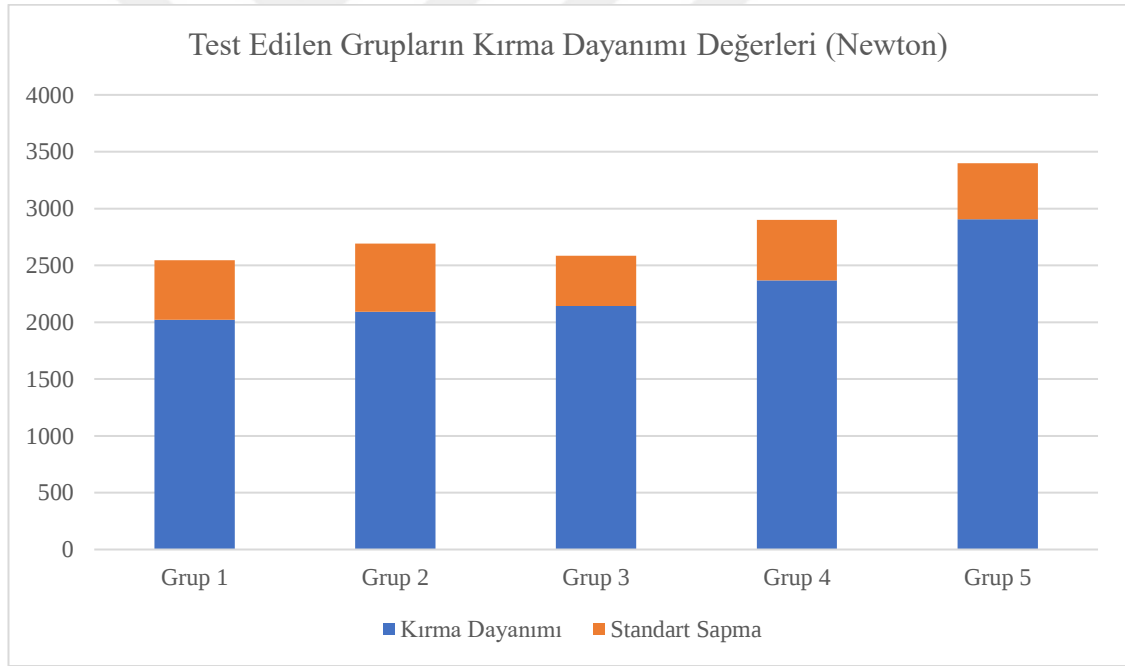
Grup 1, Grup 2, Grup 3 ve Grup 4 istatistiksel olarak benzer kırma dayanımı değerlerine sahiptir ($p > 0.05$).

Grup 4'te elde edilen kırma dayanımı değeri Grup 5 ile istatistiksel olarak benzerdir ($p > 0.05$).

Tablo 4.2: Grupların ortalama kırma dayanımları, standart sapmaları ve gruplar arasındaki farklılıklar.

Gruplar	n	Açıklama	Ortalama kırma dayanımı (N), $\pm$ SD
Grup 1	10	İndirekt restorasyon + Geleneksel rezin siman (Bifix Hybrid Abutment)	2021,81 $\pm$ 522,53 ^a
Grup 2	10	İndirekt restorasyon + Isıtılmış kompozit siman (VisCalor® Bulk)	2093,08 $\pm$ 598,42 ^a
Grup 3	10	İndirekt restorasyon + Isıtılmış kompozit siman (Filtek One Bulk-Fill)	2141,68 $\pm$ 444,06 ^a
Grup 4	10	Direkt restorasyon (Filtek Z250)	2366,86 $\pm$ 534,71 ^{ab}
Grup 5	10	Doğal dişler	2905,15 $\pm$ 492,69 ^b

*Farklı harfler gruplar arasındaki farklılığı göstermektedir (p=0,003).



Şekil 4.5: Test edilen grupların ortalama kırma dayanım değerleri ve standart sapmaları.

4.3 Kırık Tipi Analizi Sonuçları

Kırık tipi analizi ile elde edilen veriler ve değerleri Tablo 4.3'te ve Şekil 4.6'da gösterilmektedir. Kırık tiplerine örnekler Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'da gösterilmektedir.

Tip 4 kırıklar %40 oranla en çok Grup 1’de görüldü.

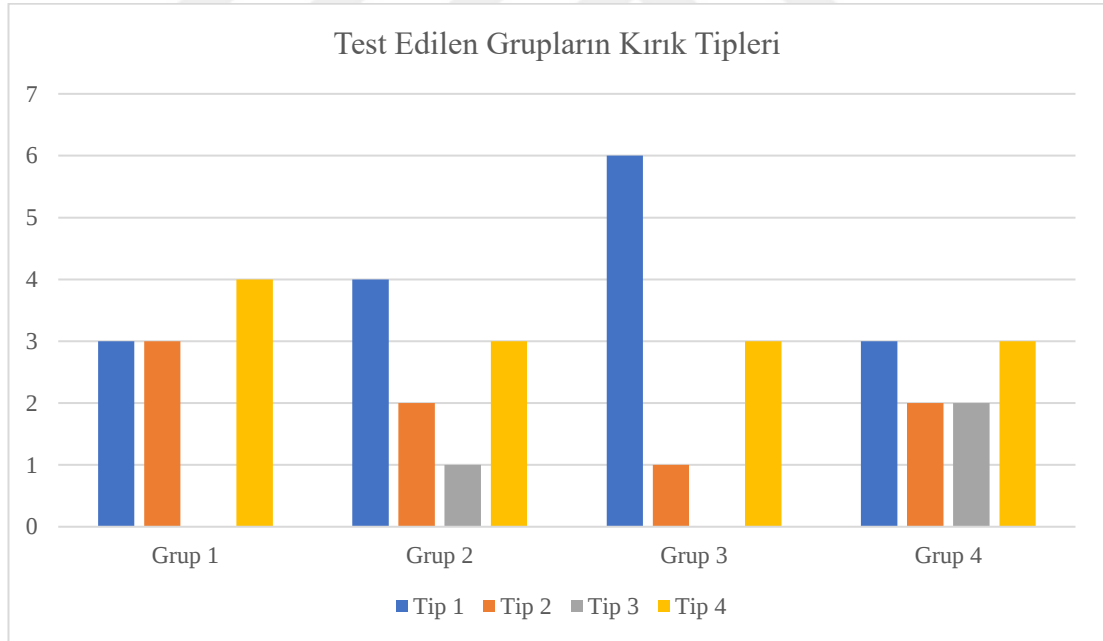
Sadece restorasyonun dahil olduğu hafif tipteki tip 1 kırıklar %60 oranla en çok Grup 3’te görüldü.

Tip 3 kırık yalnızca Grup 2 ve Grup 4’te görüldü.

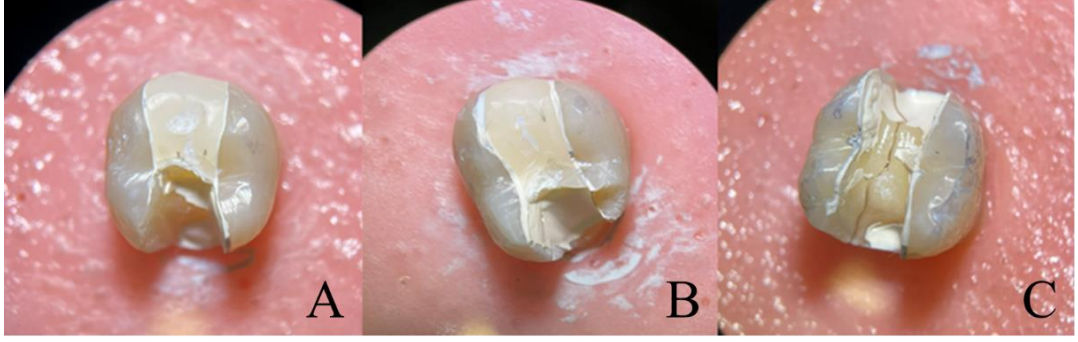
Tip 2 kırığın en çok görüldüğü grup ise Grup 1 oldu.

Tablo 4.3: Test edilen her grup için kırık tiplerinin yüzdelik dağılımı.

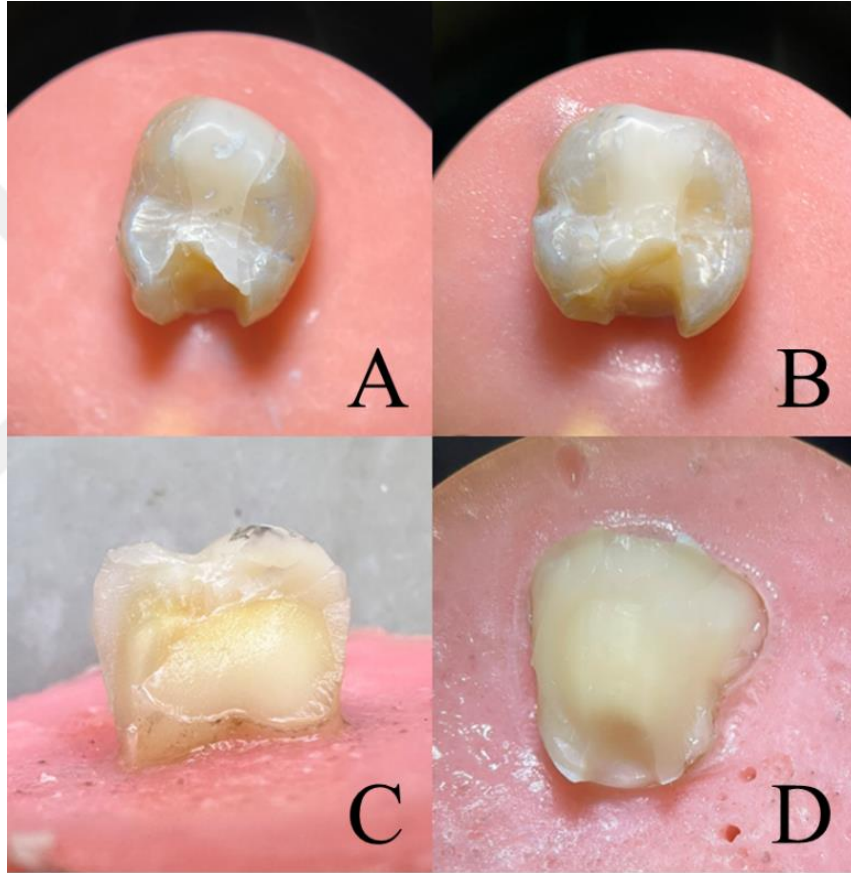
Gruplar	n	Kırık Tipi			
		Tip 1 Kırık (%) (Tamir edilebilir)	Tip 2 Kırık (%) (Tamir edilebilir)	Tip 3 Kırık (%) (Tamir edilebilir)	Tip 4 Kırık (%) (Tamir edilemez)
Grup 1	10	3 (%30)	3 (%30)	-	4 (%40)
Grup 2	10	4 (%40)	2 (%20)	1 (%10)	3 (%30)
Grup 3	10	6 (%60)	1 (%10)	-	3 (%30)
Grup 4	10	3 (%30)	2 (%20)	2 (%20)	3 (%30)
Toplam	40	16 (%40)	8 (%20)	3 (%7,5)	13 (%32,5)



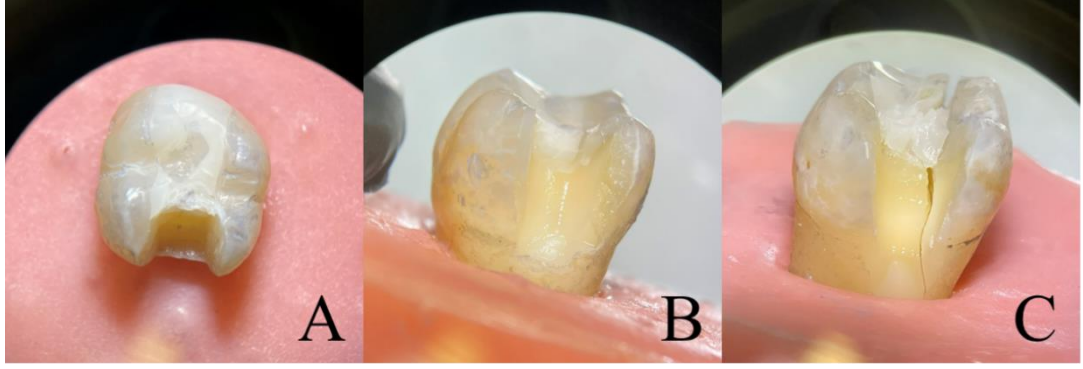
Şekil 4.6: Restore edilen gruplardaki kırıkların kırılma tiplerine göre dağılımı.



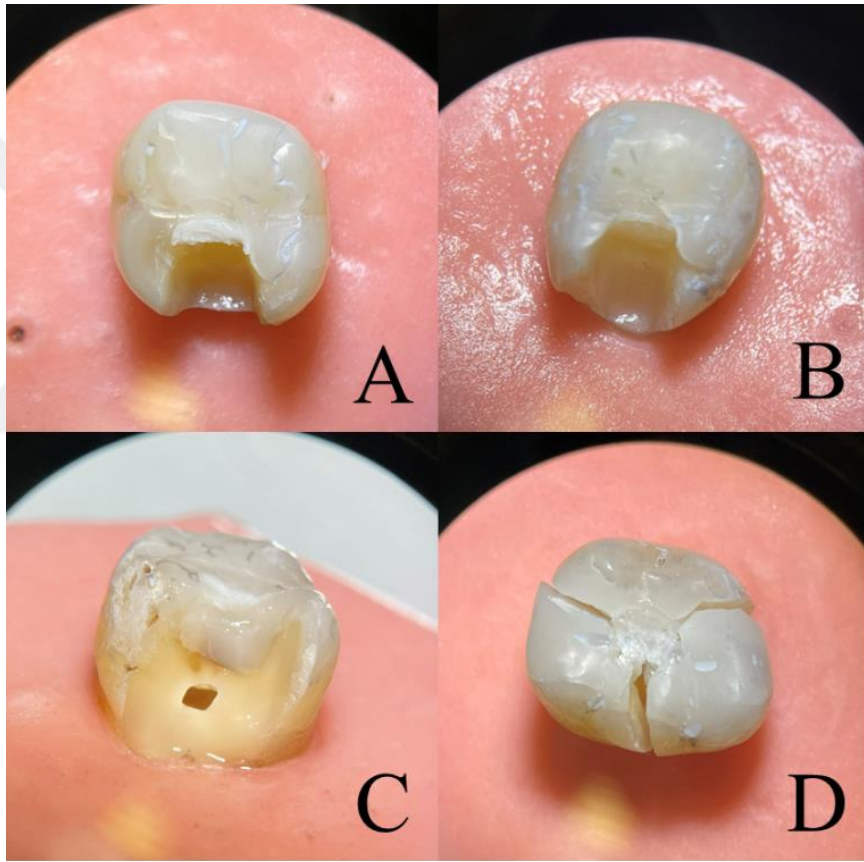
Şekil 4.7: Grup 1'deki kırık tiplerinin ışık mikroskobunda izlenen görüntüleri:
Tip 1 kırık (A), Tip 2 kırık (B), Tip 4 kırık (C).



Şekil 4.8: Grup 2'deki kırık tiplerinin ışık mikroskobunda izlenen görüntüleri:
Tip 1 kırık (A), Tip 2 kırık (B), Tip 3 kırık (C), Tip 4 kırık (D).



Şekil 4.9: Grup 3'teki kırık tiplerinin ışık mikroskopunda izlenen görüntüleri:
Tip 1 kırık (A), Tip 2 kırık (B), Tip 4 kırık (C).



Şekil 4.10: Grup 4'teki kırık tiplerinin ışık mikroskopunda izlenen görüntüleri:
Tip 1 kırık (A), Tip 2 kırık (B), Tip 3 kırık (C), Tip 4 kırık (D).

5. TARTIŞMA

Kompozit rezinlerin ısıtılması, akışkanlığın artırılması ve siman kalınlığının azaltılması için yaygın olarak kullanılan bir tekniktir[258]. Isıtma, daha hızlı bir polimerizasyon, daha az büzülme ve daha yüksek bir yüzey sertliği sağlar[59, 259]. Bu çalışmada farklı tekniklerle simante edilen indirekt inley restorasyonların kırma dayanımları ve kavite kenarlarında oluşan gap hacimleri değerlendirilmiştir. Sonuç olarak geleneksel rezin siman ile simante edilen indirekt restorasyonların gap hacimleri, ısıtılmış kompozit Filtek One Bulk-Fill ile simante edilen indirekt restorasyonlara göre daha düşük iken ısıtılmış kompozit VisCalor ile simante edilen indirekt restorasyonlarla benzerdir. Bu sebeple ısıtılmış kompozitlerle ve geleneksel rezin siman ile simante edilen indirekt restorasyonların arasında gap oluşumları açısından bir fark bulunmamaktadır şeklinde olan birinci sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Bu restorasyonların kırma dayanımlarında test grupları arasında farklılık tespit edilmediğinden ısıtılmış kompozitlerle ve geleneksel rezin siman ile simante edilen indirekt restorasyonların arasında kırma dayanımları açısından bir fark bulunmamaktadır şeklinde olan ikinci sıfır hipotezi kabul edilmiştir.

Kullanılan farklı simantasyon yöntemleri ve siman materyalleri arasında, siman kalınlığı ve polimerizasyon sebebiyle oluşan hacimsel büzülme açısından farklar olacaktır[260]. Kompozit seçimi; simanın ön ısıtmaya tepkisini, viskozitesini ve kalınlığını etkiler[261]. Kenar boşlukları, restoratif tedavinin başarısızlığının ana nedeni olan mikrosızıntıya neden olur[262]. Restoratif materyal ve simantasyon materyalinin uygunsuz kombinasyonu nedeniyle de kenar boşlukları oluşabilir. Alvarado ve ark. yaptıkları bir çalışmada Sınıf II kavitelerin indirekt inley restorasyonlarının simantasyonu için ısıtılmış kompozit kullanmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre ısıtılmış kompozitlerin kavite duvarlarındaki akışkanlığı nedeni ile fazlalıkların uzaklaştırılmasının kolay olması, bu materyalin klinik kullanımında bir avantaj olarak görülmüştür[263].

Rezin içerikli simanların adaptasyonu viskozitelerinden etkilenir. Düşük viskoziteli simanlar daha akışkandır, mikro boşluklara daha fazla derinlikte nüfuz eder[264] ve

daha ince bir siman kalınlığı oluşturur[265]. İndirekt inley restorasyonlarda siman kalınlığının 100 µm'den az olması önerilir[266]. Alvarado ve ark. yaptıkları çalışmada marjinal boşluk için, ısıtılmış kompozitler ile ortalama 47,7 µm, rezin simanlar için ise ortalama 4,4 µm olacak şekilde değerler elde etmişlerdir[263]. Simanın viskozitesi ve artık siman miktarı arttıkça marjinal gap değeri de artmaktadır. Simantasyondan sonra rezin simanın hidrolik basıncındaki artış sonucunda zaman içerisinde marjinal uyum değerlerinde azalma olabilmektedir[267]. Rezin simanların, kırma dayanım testi sırasında diş-siman-restorasyon arayüzlerinde kuvveti dağıtan bir amortisör görevi gördüğü belirtilmiştir[268]. Bazı çalışmalar[257, 269] dentin bağlayıcı ajanların kullanımının, dentin tübüllerini iyi bir şekilde kapattığı ve pulpadan sıvı geçişini önlediğini, böylelikle siman materyalinin sertleşmesini ve dentin yüzeyine adaptasyonunu olumlu yönde etkileyerek restorasyonların kırma direncini arttırdığını kanıtlamıştır. Bu sebeplerle bu tez çalışmasında da bir geleneksel rezin siman ve ısıtılmış iki farklı rezin kompozit, indirekt inley restorasyonların simantasyonunda kullanıldı.

Sıcaklık artışının pulpa dokusuna olan muhtemel hasarı da göz önünde bulundurulmalıdır ve bu bağlamda yapılan bir çalışmada, kompozit rezin sıcaklığının 54° ile 65°C arasına çıkarılmasının, intrapulpal sıcaklıkları önemli ölçüde etkilemediği gösterilmiştir[270]. Öte yandan, malzemelerin sıcaklığının oda sıcaklığı veya insan vücut sıcaklığından daha yüksek olması da bir faktördür[271]. Rezin kompozitlerin 60°C'ye ısıtılması, moleküler hareketliliği artırarak monomer dönüşümünü de artırır. Daha yüksek dönüşüme sahip bileşikler daha fazla çapraz bağ kurar ve polimerler arası boş alanlar azaltılarak mekanik özellikleri geliştirilir[222, 272, 273]. Bu *in vitro* çalışmada da geleneksel rezin siman oda sıcaklığında, iki farklı rezin kompozit ise 65°C'ye kadar ısıtılarak kullanıldı.

Isıtılmış rezin kompozitlerin daha önce bahsedilen avantajlarının yanı sıra dezavantajları da mevcuttur ve bunlardan biri kullanımda kaviteye taşınması esnasındaki soğumalarıdır. Restorasyonu hızlandırmak ve kompozitin kaviteye uygulanma aşamasında istenmeyen şekilde soğumasının üstesinden gelmek için, kapsülleri daha kısa sürede 65°C'ye ısıtmak ve bu sıcaklığı sabit tutmak üzere yeni bir tabanca tarzı cihaz VisCalor Dispenser üretilmiştir. Üretici firma, cihazın VisCalor kapsülleri 30 saniyede, diğer rezin bazlı kompozit kapsülleri ise 70 saniyede ısıtabildiğini, böylece daha fazla çalışma süresi sağladığını belirtmektedir. Bu

nedenlerle bu tez çalışmasında ısıtılmış kompozitlerin, indirekt inley restorasyonların simantasyonunda, gap oluşumu ve kırma dayanımı üzerine etkisi ve bu anlamdaki başarısı değerlendirildi. Aynı zamanda ısıtılmış kompozitlerin uygulanması esnasında meydana gelen erken soğumasının da önüne geçmek için çalışmamızda, kompozit ısıtma yöntemi olarak VisCalor Dispenser kullanıldı.

Kırma dayanımı testleri için küçük azı dişlerinin kullanımı, daha küçük boyutlarından dolayı, örneklerin hazırlanmasını ve standardize edilmesini kolaylaştırmaktadır ancak büyük azı dişlerinin ağız içinde karşılaştığı koşulları tam olarak yansıtmamaktadır. Büyük azı dişlerine uygulanan kırma dayanımı testleri, restorasyonların daha yüksek kuvvetlere karşı olan dayanıklılığına dair fikir verir. Bu, yüksek kuvvetler altındaki alanlarda kullanılan materyaller için çok önemlidir. Daha büyük yüzey alanı, kuvvetlerin nasıl dağıldığını ve gözlemlenen kırık tiplerinin türünü de etkileyebilir ve böylece materyallerin zorlu koşullar altında nasıl performans gösterdiğine dair daha kapsamlı bulgular sağlayabilir.[274] Bu sebeplerle indirekt inleylerin performansını inceleyen bu *in vitro* çalışmada da büyük azı dişleri kullanıldı.

Marjinal sırtların kaybı ve oklüzal streslerin neden olduğu mikro kırıkların oluşması nedeniyle MOD kaviteli dişlerin kırılma direnci önemli ölçüde azalır. Tüberküleri zıt yönlerde iten oklüzal stresler kaspal kırıklara neden olur. Bu sebeplerle MOD kaviteler temel olarak dişlerin kırılma direncinin en düşük olduğu preparasyonlar olarak düşünüldüğü için laboratuvar testlerinde sıklıkla kullanılmaktadır[275, 276]. Bu *in vitro* çalışmada da molar dişlerde farklı simantasyon yöntemleri kullanılarak hem direkt hem de indirekt restorasyonlar için Sınıf II MOD kaviteler tercih edildi.

ISO'nun 2015 yılında yayınladığı teknik şartnameye göre, çekimden sonra dentinde meydana gelen değişikliklerin restorasyonların adezyonunu etkileyebileceğine dair artan kanıtlar vardır ve bu etki, kullanılan adeziv materyale göre de değişebilir. *In vitro* testler ideal olarak diş çekildikten hemen sonra yapılmalıdır ancak bu genellikle mümkün değildir. Dentin yapısındaki değişikliklerin çoğu diş çekiminden sonraki ilk günlerde veya haftalarda meydana gelir. Çekimin ardından su altında yıkanarak diş yüzeyindeki kan ve yumuşak doku kalıntıları keskin el aletleri ile temizlenmelidir. Dişler daha sonra distile suya veya %1 kloramin-T trihidrat içeren bakteriyostatik/bakterisidal solüsyona maksimum bir hafta süreyle yerleştirilmeli ve daha sonra da distile suda (ISO 3696:) saklanmalıdır[277]. Çalışmamızda kullanılan

toplam 50 adet diş ISO'nun şartnamesine göre temizlendikten sonra önerildiği şekilde önce kloramin-T trihidrat solüsyonunda daha sonra da distile su içerisinde saklandı.

Son on yılda, dijital ölçü ve CAD/CAM teknolojilerindeki gelişmeler, esas olarak cam seramik, seramik veya rezin esaslı kompozit materyalden üretilen bloklardan inley, onley, overlay ve kuron gibi indirekt restorasyonların üretilmesini mümkün kılmıştır. Seramiklerin indirekt CAD/CAM restorasyonlarının üretiminde kullanımı, üstün estetik ve mekanik özellikleri nedeniyle tercih edilse de seramikler oldukça kırılğan materyallerdir. CAD/CAM için özel üretilen rezin bazlı kompozit bloklar son zamanlarda tek üyeli indirekt restorasyonlar için alternatif materyaller olarak klinik uygulamaya girmiştir. CAD/CAM rezin bazlı kompozit bloklarının bileşenleri direkt restorasyonlarda kullanılan rezin bazlı kompozit materyallerle benzerdir. Resin matrisi, Bis-GMA, bisfenol etoksilat dimetakrilat (Bis-EMA), UDMA ve TEGDMA gibi polimerize edilmiş iki işlevli metakrilat monomerlerinden oluşur. İnorganik kısım, farklı boyut ve morfolojilere sahip kristalin veya camsı doldurucu maddelerin çeşitli karışımlarından oluşur[278]. Resin esaslı kompozitler, cam seramiklere kıyasla daha düşük elastik modül ve sertlik değerlerine sahiptir. Bu sayede frezleme ve ağız içi düzeltme kolaylığı, kırılma ve çatlamaya karşı daha düşük duyarlılık, karşıt dişlerde daha düşük aşınma gibi avantajlar sağlar. Direkt restorasyonlar için kullanılan rezin kompozitlerin aksine, CAD/CAM için özel üretilen rezin bazlı kompozit bloklar yüksek basınç ve sıcaklık altında polimerize edilir, bu da daha yüksek yoğunluk, daha az gözeneklilik ve daha yüksek derecede monomer dönüşümü ile gelişmiş polimerizasyon ve böylece iyileştirilmiş mekanik özellikler ile sonuçlanır[278]. Bu sebeplerle bu *in vitro* alışmada da CAD/CAM için özel üretilen rezin bazlı kompozit blok olan Grandio Blocs kullanıldı. Grandio Blocs, bir polimer matris içine gömülü hacimce %86 inorganik doldurucu içeren bir rezin nano-seramik materyalidir. Bu bloklar doğal diş yapılarına benzer sertlik ve elastik modülü (18.28 GPa) sergilerler[90, 142].

İndirekt inleylerin klinik başarısı, yapıştırma simanı ile diş dokuları arasında güvenilir bir bağın geliştirilmesine de bağlıdır. Genel olarak, inleylerin simantasyonu için daha iyi estetik ve mekanik özellikleri (eğilme dayanımı, basınç dayanımı) sebebiyle adeziv rezin simanlar önerilir. Light-cure, dual-cure ve self-cure adeziv kompozit rezin simanların hepsi indirekt inleylerle birlikte kullanılmaktadır. Asitle pürüzlendirme, minede adeziv rezinler için güvenilir bir bağlantı yüzeyi oluşturur. Ancak dentin

dokusunun yüksek organik içerik, tübüler yapı ve dışarıya doğru sıvı hareketinin varlığı gibi özellikleri nedeniyle dentine adezyon, mineye kıyasla daha az güvenilir olmuştur[279]. Ayrıca yaşlandırma tekniklerinin dentin üzerindeki olumsuz etkisi daha büyüktür ve gingival hattın apikaline uzanan aproksimal kenarlara sahip sınıf II kavitelerin sekonder çürüklere daha yatkın olduğu bildirilmiştir[280]. Bu *in vitro* çalışmada da indirekt inleylerin simantasyonunda kullanılan ısıtılmış kompozitlerin mine ve dentine olan adezyonundaki başarısını ayrı ayrı test etmek adına MOD kaviteler, Dietschi ve Herzfeld'in[281] çalışması referans alınarak basamaklardan biri minede (mine-sement birleşiminin 1-1,5 mm üzerinde), diğeri dentin üzerinde (mine-sement birleşiminin 1-1,5 mm altında) olacak şekilde hazırlandı.

Kompozit rezinlerin test öncesinde laboratuvarında yaşlandırmaya tabi tutulması, sonuçların klinik uygunluğunu artırmanın iyi bir yoludur. Termal siklus, sıcaklıktaki ani değişikliklerin bir sonucu olarak materyalleri termal strese maruz bırakmanın ve restorasyonlardaki adeziv sistemin yaşlanmasını simüle etmenin iyi bir yoludur[282]. Termal siklus ile yaşlandırma, materyalde partikül kaybına ve yüzey modifikasyonlarına neden olarak kırma dayanımlarını düşürür. Hidroliz yoluyla kimyasal parçalanma, stres kaynaklı etkiler, sızıntı ve kimyasal bileşimdeki değişimlerin tümü bu değişikliklere neden olabilir[283]. Kırma dayanımındaki bu azalmanın, alttaki siman materyalinin bozulmasının bir sonucu olduğu gösterilmiştir[282, 284]. Waltimo ve Kononen, molar bölgedeki maksimum ısırma kuvvetinin erkekler için 847 N ve kadınlar için 597 N olduğunu belirtmişlerdir[285]. Sideridou ve ark.[286] ve Sevimay ve ark.[287] göre yapay yükleme, dental kompozit materyallerin mekanik özelliklerinde önemli bir bozulmaya neden olur. Hem su emiliminin hem de sulu ortamla temas süresinin, yüzey sertliği üzerinde büyük bir etkiye sahip olduğu gösterilmiştir. Reaksiyona girmemiş doldurucular ile rezin matrisi arasındaki bağın azalması doldurucu ayrışması ile sonuçlanır. Bu da rezin-doldurucu temas bölgelerinde çatlaklara neden olarak potansiyel olarak materyali zayıflatır. Bu *in vitro* çalışmada da restorasyonların ağız ortamındaki yaşlanması ve çiğnemenin taklit edilmesi için tüm numunelere, ağız içi 1 yıllık kullanıma denk gelecek şekilde toplam 10.000 termal döngü (5-55°C)[288] ve 50.000 mekanik yükleme (100 N) uygulandı.

Mikro-CT analizi birkaç yıldır diş hekimliğinin farklı bölümlerinde kullanılmakta olup, SEM veya histolojik analiz gibi iki boyutlu görüntüleme yöntemleriyle

kıyaslandığında, üç boyutlu veri sağlayarak güncel materyal ve cihazları daha iyi gözlemlemek ve anlamak açısından diğer yöntemlerden üstündür. Mikro-CT, diş-restorasyon arayüzünün üç boyutlu haritasını ve tüm arayüzdeki gap bölgelerinin topografisini oluşturarak bu anlamda oldukça detaylı bir değerlendirmeye olanak tanır. Bir diğer avantajı da, mikro-CT analizine tabi tutulan numunelerin herhangi bir ön hazırlığa ihtiyaç duymaması ve bu şekilde aynı numunenin bozulmadan birçok kez analiz edilmesinin mümkün olmasıdır[289]. Bu sebeple bu *in vitro* çalışmada da direkt ve indirekt inleylerle restore edilen numunelerin diş-restorasyon arayüzlerindeki gap oluşumlarının incelenmesi adına micro-CT analizi kullanıldı.

Literatürde indirekt restorasyonların simantasyonu için ısıtılmış kompozitlerin kullanımı ile ilgili bildirilmiş farklı sonuçlar mevcuttur. Zeller, sıcaklık artışının, siman viskozitesi ve polimerizasyon büzülmesi üzerinde olumlu etkileri olduğunu tespit etmiştir[290]. Yapılan başka bir çalışma ise rezin kompozit simanlara uygulanan ön ısıtmanın yalnızca dönüşüm derecesini iyileştirdiğini göstermektedir[260]. Alvarado ve ark. rezin simanlara kıyasla daha iyi bir marjinal uyum gösteren ısıtılmış kompozitlerin simantasyon ajanı olarak kullanımını tavsiye etmektedir[261]. Goulart ve ark.[291] ise indirekt restorasyonların simantasyonu için ısıtılmış kompozit rezin kullanımının adezyonu iyileştirmedeğini bildirmiştir. Bu tez çalışmasında ısıtılmış kompozit ve geleneksel rezin siman ile yapıştırılan indirekt inleylerin mine-sement sınırının apikalinde konumlanan distal basamaklarında gap oluşumu açısından fark görülmez iken mine-sement sınırının koronalinde konumlanan mezial basamaklarında oluşan gap hacimlerinde farklılıklar gözlemlendi. Kavitelelerin mezial basamaklarında gözlenen farklılıklar değerlendirildiğinde, ısıtılmış kompozit Filtek One Bulk-Fill ile simante edilen indirekt restorasyonların, geleneksel rezin simanla yapıştırılan indirekt restorasyonlara göre istatistiksel olarak daha yüksek gap miktarı gösterdiği tespit edilmiştir. Mezial basamaktaki gap miktarlarında gözlenen bu farklılığın, rezin simanlar ve rezin kompozitlerin bileşimindeki, mekanik özelliklerini belirleyen inorganik doldurucu ve organik matrisin konsantrasyonuna bağlı olabileceği düşünülmektedir. Resin kompozitlerle karşılaştırıldığında, rezin simanlar tipik olarak daha organik bir matris ve daha düşük konsantrasyonda inorganik doldurucu içerir[292]. Ayrıca bu tez çalışmasında, Filtek One Bulk-Fill kompozit ile simante edilen indirekt restorasyonların gap oluşum değerlerinin fazla oluşu, simantasyonda kullanılan bu kompozitin 65°C'ye ısıtılması olabilir. Kompozitin ısıtılması sonucu

yapısında meydana gelen bozulma ve dolayısıyla mekanik özelliklerindeki değişikliklerin gap oluşumunda artışa neden olabileceği düşünülmektedir. Önceki yıllarda ısıtılmış bulk-fill kompozitlerin mekanik özellikleri üzerine yapılan bir çalışmada, Filtek One Bulk-Fill kompozitin, oda sıcaklığında kullanılmasına kıyasla 55°C'ye ısıtılarak kullanılmasının, organik bileşimi sebebiyle, dönüşüm derecesinde azalmaya neden olduğu bildirilmiştir[71]. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre de Filtek One Bulk-Fill kompozit, indirekt restorasyonların simantasyonunda ısıtılarak kullanıldığında gap oluşumu açısından iyi bir performans göstermemiş olup simantasyon ajanı olarak kullanımı için sıcaklık derecesi veya ısıtma yöntemi gibi farklı parametreler kullanılarak daha fazla çalışma yapılmalıdır.

Bu tez çalışmasında indirekt restore edilen tüm kaviterler simantasyon öncesi asitle pürüzlendirildi ve diş yüzeylerinde self-etch üniversal adeziv sistem kullanıldı. Asitle pürüzlendirme, rezin penetrasyonunun derinliğinde önemli bir artışa (daha uzun rezin tagları) sebep olur ve bunun sonucunda mine kenarları boyunca daha iyi bir adeziv performans elde edilir[293]. Literatürdeki çalışmalar da bu bulgularla uyumlu olarak mine adezyonunun dentine göre daha üstün olduğunu göstermiştir[294, 295]. Bir çalışmada, dört farklı rezin simanla simante edilmiş sınıf II MOD inley restorasyonların mine kenarlarındaki mikro sızıntının dentin kenarlarındakinden önemli ölçüde daha düşük olduğu bildirilmiştir[296]. İki rezin simanın mikro sızıntısı üzerine yapılan başka bir çalışmada da, semi-direkt teknikle hazırlanan kompozit inley restorasyonların boya penetrasyonunun dentin kenarında mine kenarındakinden daha fazla olduğu bildirilmiştir[297].

Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre sınıf II MOD kaviterlerde geleneksel rezin simanla yapıştırılan indirekt inley restorasyonların ve direkt inley restorasyonların mine-sement sınırının apikalinde konumlanan distal basamaklarındaki gap oluşum değerleri, mine-sement sınırının koronalinde konumlanan mezial basamaklarındaki gap oluşum değerlerinden istatistiksel olarak daha yüksek tespit edildi. Önceki çalışmalar, mine-sement sınırının altına uzanan kaviterlerdeki dentin bağlantısında, rezin tagların bulunmadığını göstermiştir[298, 299]. Bu da servikal kenarların, sınıf II restorasyonların tüm alanları arasında en zayıf bağlanma gücüne sahip olduğu fikrini desteklemektedir. Kenarların mine-sement sınırının apikalinde konumlandırıldığı kaviterlerde rezin ve diş dokusu arasındaki adeziv bağlantı, gap oluşumu açısından daha dezavantajlıdır çünkü dentin dokusu, morfolojik, histolojik ve yapısal olarak mineye

kıyasla farklıdır. Dentin, bağlanma mekanizmasını olumsuz yönde etkileyecek oranda su ve organik materyal içerir[233] ve bu sebeple tamamen dehidrate edilemeyen, hidrofobik adezivler tarafından infiltre edilmesi zor olan oldukça hidrofilik bir dokudur[300]. Adeziv tabakanın altında kalan dentin dokusundan gelen ve çözücü buharlaşmasıyla adeziv tabaka içinde kalan veya dış ortamdan adeziv arayüze nüfuz eden artık su miktarı adezyondaki başarıyı etkileyebilir. Adeziv arayüzdeki bağlanma kuvveti zamanla azaldıkça arayüzdeki sızıntı miktarı da artar. Yani dentine adeziv bağlantı kuvvetinin uzun vadede korunabilmesi, arayüz sızdırmazlığıyla alakalıdır[189]. Bu tez çalışmasında direkt restore edilen grupta dentin kenarında yüksek miktarda gap oluşumu, polimerizasyon büzülmesi ile de açıklanabilir. Direkt rezin kompozit materyallerin polimerizasyon büzülmesinden kaynaklı oluşan iç gerininin, kompozit-dentin arayüzünden daha güçlü olması durumunda arayüzde oluşan gap miktarı da artmaktadır. Bununla birlikte bu tez çalışmasında ısıtılmış kompozitlerle simante edilen indirekt inley restorasyonlarda ise mine ve dentin yüzeylerinde gap oluşumu açısından fark tespit edilmemiştir. Bu durum, kompozitin ısıtıldığında viskozitesi azaldığından kavite duvarlarına daha iyi uyum sağlamasından kaynaklanmış olabilir. Termal etki, rezin monomerlerinin birbirleri üzerinden daha kolay kaymalarını sağlayarak kavite duvarlarının daha etkin bir şekilde ısıtılması ve bu sayede simanın, dentinin hidrofilik yapısı sebebiyle adezyonda yaşanan dezavantajların üstesinden gelebilmesiyle açıklanabilir[301].

Bu tez çalışmasında, direkt kompozitle restore edilen inleyler, indirekt restore edilen gruplarla karşılaştırıldığında hem mine hem de dentin kenarlarında gap oluşumu açısından farklılık tespit edilmemiştir. Direkt ve indirekt inley restorasyonların marjinal uyumlarını karşılaştıran başka bir çalışmada, direkt restorasyonların indirekt restorasyonlara göre marjinal uyum açısından daha iyi değerlere sahip olduğu bildirilmiştir. İndirekt restorasyonların klinik olarak kabul edilir bir marjinal uyum gösterememesini, restorasyonların geleneksel yöntemle ölçü alınarak laboratuvarda üretilmesine bağlamışlardır[302]. Bu tez çalışmasında ise indirekt inley restorasyonlar için alınan ölçüler ve bu restorasyonların üretimi, CAD/CAM kullanılarak dijital ortamda gerçekleştirildi.

Bu *in vitro* çalışmada restore edilmeyen sağlam dişler kırma dayanımı analizinde en yüksek kırma dayanımını gösterdi ve bu değer kavite açılarak indirekt inley restorasyon yapılan tüm gruplardan istatistiksel olarak daha yüksektir. İndirekt

seramik ve kompozit inleyler ile restore edilen MOD kaviteli dişler üzerinde yapılan bir çalışmada kavite açılmadan sağlam bırakılan dişlerin kırma dayanımının, kavite açılıp restore edilen gruplardan daha yüksek olduğu ve Sınıf II MOD preparasyonunun dişleri yaklaşık olarak %59 oranında zayıflattığı bildirilmiştir[303]. Dişleri seramik veya kompozit inleylerle restore etmek, bu test koşulları altında dişleri önemli ölçüde güçlendirmemiştir. Restore edilen dişler arasında, üretici talimatlarına göre simante edilen indirekt kompozit inleylerin en yüksek kırma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir[303]. Sonuçlara bakıldığında restore edilen gruplarla sağlam dişler arasındaki bu farklılık çalışmamızla uyumludur.

Kavite preparasyonu hazırlanırken öncelikli olarak diş yapısının korunması ve restoratif materyallerin fiziksel özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır. Khera ve ark.[304] preparasyon derinliğinin, istmus genişliğinin ve interaksiyel dentin kalınlığının kırma dayanımı üzerindeki etkisini incelemiştir. Preparasyonda derinliğin, diş kırılmasında en kritik faktör olduğu, istmus genişliğinin ise tek başına en az kritik faktör olduğu sonucuna varmışlardır. Sarıdağ ve ark.[305] çalışmasında indirekt inleyler için kavite preparasyonlarını pulpal taban, oklüzal yüzeyden 2,5 mm derinlikte ve oklüzal istmus 2,5 mm genişliğinde olacak şekilde hazırlamışlardır. Bu şekilde hazırlanan kavitelere uygulanan indirekt inley restorasyonlarıyla, sağlam dişlere benzer kırma dayanım değerleri elde etmişler ve bu benzerliği, inley kavitelерinin minimal preparasyonla hazırlanmasına bağlamışlardır. Bu tez çalışmasında ise pulpal taban 3-3.5 mm derinlikte hazırlandı ve indirekt inleyler ile restore edilen tüm gruplarda kırma dayanım değerleri sağlam dişlere göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük tespit edildi. Bu bulgular Khera ve ark.[304] çalışmasında preparasyon derinliği ile ilgili belirtilen bulgularla örtüşmektedir. Yamanel ve ark.[306] ise çalışmalarında diş yapılarını korumada tüberküllerin örtüldüğü onley tasarımının inley tasarımından daha etkili olduğunu belirtmiştir.

Farklı tip kompozitlerle restore edilen Sınıf II MOD kaviteli örnekleri karşılaştıran bir *in vitro* çalışmada, her iki tip rezin kompozitin 54,1°C'ye ısıtılmasından sonraki kırma dayanım ortalama değerinin, 23°C oda sıcaklığında kullanılan kompozitlerden daha yüksek olduğu gösterilmiştir[307]. Othman H. ve Zaine M. de yaptıkları çalışmada ön ısıtmanın tüm grupların kırma dayanımını arttırdığını tespit etmişlerdir[308]. Bunun nedeni, polimerizasyondan önce kompozitlerin ön ısıtmasının akışkanlığı ve böylece marjinal adaptasyonu arttırması olabilir. Ayrıca, polimerizasyon sıcaklığının

yükseltilmesi materyal yapısındaki radikallerin ve monomerlerin hareketliliğini arttırmakta, bu da daha iyi bir dönüşüm derecesine neden olmaktadır. Isıtılmış kompozit materyallerin, artan bükülme ve gerilme dayanımı, daha iyi bir yüzey sertliği gibi gelişmiş mekanik ve fiziksel özelliklere neden olmaktadır[258, 309]. Isıtılmış kompozitlerle direkt restorasyonlar yapılan geçmişteki çalışmalardan farklı olarak bu *in vitro* çalışmada, ısıtılmış kompozitler indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanıldı. Geleneksel yöntemle simante edilen indirekt restorasyonlar ve direkt restore edilen dişlerle aralarında kırma dayanımları açısından istatistiksel olarak bir fark tespit edilmedi.

Bu *in vitro* çalışmada geleneksel rezin siman ve ısıtılmış iki farklı kompozit ile simante edilen indirekt inley restorasyonların kırma dayanımları arasında istatistiksel olarak farklılık tespit edilmedi. Literatürdeki çalışmalarda, siman ve kırma dayanımı arasındaki bu ilişki araştırılmıştır. Bu araştırmalarda; simanın yüzey özellikleri ve adeziv bağlantıdaki bileşenlerin (restorasyon, siman ve diş) elastik modülüslerinin, indirekt restorasyonlarda oluşabilecek muhtemel çatlakların başlaması ve yayılması ile yakın ilişkili olduğu gösterilmiştir[310, 311]. Bir cisme dış kuvvet uygulandığında, cismin içinde birtakım gerilimlerin oluştuğu gözlenir. Gerilim mevcut olduğunda aynı zamanda deformasyon veya gerinim de meydana gelir. Restorasyonların yapımında kullanılan materyallerin basma dayanımı, genellikle karşılık gelen basınç kuvvetlerinden önemli ölçüde daha düşüktür. Ayrıca simante edilmiş bir restorasyona yükleme kuvveti uygulandığında, siman kalınlığı arttıkça restorasyonun simana doğru olan deformasyonu da artar ve dolayısıyla restorasyonun maksimum kırma yüküne ulaşmak için daha az kuvvet uygulanmış olur. Bu nedenle siman ne kadar ince olursa restorasyonun deformasyonu o kadar az olur. Ayrıca siman ne kadar kalınsa restorasyon materyali de o kadar ince olur. Pek çok malzemeyi kırmak için gereken kuvvet, malzemenin kalınlığıyla doğru orantılıdır. Dolayısıyla daha ince restorasyonların kırılması için daha az kuvvet gerekir. Literatürde bu konuda yapılan çalışmalara bakıldığında[312-314] çok çeşitli simantasyon yöntemleri kullanılan kuron tipi restorasyonların kırma dayanımında farklılıklar olduğu görülmektedir. Çalışmaların sonucunda, belirli restorasyon ve siman materyal kombinasyonlarının kırma dayanımı üzerinde daha başarılı olabileceği görülmektedir. Başka bir *in vitro* çalışmada ise lityum disilikat bazlı cam seramik kuronların (IPS e.max Press) kırma

dayanımı, kullanılan siman türünden etkilenmemiştir ve bu bulgu, çalışmamızın sonuçlarıyla uyumludur[315].

İndirekt restore edilen gruplar kendi içlerinde benzer kırma dayanımı sonuçlarını göstermekle beraber oluşan kırık tiplerinde bazı farklılıklar mevcuttur. Tamiri mümkün olmayacak şekilde mine-sement birleşiminin apikalinden oluşan Tip 4 kırıklar %40 oranla en çok geleneksel rezin simanın kullanıldığı Grup 1’de gözlemlendi. Aynı zamanda dişin küçük bir parçasını da içerecek şekilde oluşan Tip 2 kırıklar da %30 oranla en çok Grup 1’de gözlemlendi ve bu bulgular, ısıtılmış kompozitlerle simante edilen Grup 2 ve Grup 3’teki örneklerle kıyaslandığında geleneksel rezin simanın adeziv başarısındaki üstünlüğünü göstermektedir. Grup 3’te ise %60 oranla en çok görülen kırık tipi, sadece restorasyonun dahil olduğu adeziv ayrılma şeklinde oluşan Tip 1 kırıklar oldu ve bu da, bu grupta kullanılan Filtek One Bulk-Fill rezin kompozitin daha yüksek gap oluşum değerleri göstermesi ve dolayısıyla restorasyon-diş arayüzünde daha zayıf bir adezyon görülmesiyle açıklanabilir. Geleneksel rezin kompozitle direkt restore edilen Grup 4’teki kırık tiplerine bakıldığında tamir edilemez Tip 4 kırıkların indirekt restore edilen diğer gruplarla benzer oranda (%30) oluştuğu gözlenmektedir fakat tüberkül kaybıyla sonuçlanan Tip 3 kırıklar, %20 oranla en çok bu grupta görülmektedir. Bu da tüm gruplara kıyasla bu grupta tamir prosedürlerinin daha zorlayıcı olabileceği yönünde yorumlanabilir.

Bu *in vitro* çalışmanın sınırlamalarından biri oda sıcaklığı ve ağız sıcaklığı arasındaki farklarla ilgilidir. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar yorumlanırken bu koşullar dikkate alınmalıdır. Bu *in vitro* çalışma yalnızca posterior dişler için uygun görünen kırma dayanımını ele aldı ve sadece rezin nano-seramik CAD/CAM blokları kullanıldı. CAD/CAM için üretilen çok farklı tipte materyal mevcuttur ve bu materyallerle de karşılaştırma yapmak mümkündür ancak bu çalışmada doğal dişlerin kırma dayanımı referans alındı. Çünkü restoratif tedavideki ana hedefimiz doğal olanı değiştirmek değil, doğal olanı korumak, işlevi ve estetiği yeniden sağlamaktır. Bu *in vitro* çalışmada yalnızca bir tip inley preparasyonu değerlendirildi. CAD/CAM materyallerinden üretilen onley veya overley gibi farklı tipteki restorasyonlar için yapılacak preparasyonlar farklı sonuçlar gösterebilir ve mikro-CT'nin farklı tipteki preparasyonların gap oluşum analizindeki geçerliliği de doğrulanmalıdır. Bu *in vitro* çalışmada kaviterler doğal dişler üzerinde hazırlandı. Doğal dişlerin birincil dezavantajı, boyut ve mekanik parametrelerdeki nispeten büyük farklılıklardır[316],

bu da genellikle büyük standart sapmalara neden olur. Bununla birlikte, elik veya rezinden üretilen örnekler, doğal dişlerde meydana gelen gerçek kuvvet dağılımını yansıtmadığından, kırma testleri için yine de doğal dişlerin kullanılması tavsiye edilmektedir[316]. Bu çalışmadaki dişler üzerinde yükler, standart ve vertikal olarak uygulanmıştır. Ancak çiğneme kuvvetlerinin yönü ve gücü klinik olarak değişkendir. Bu çalışmada sadece gap oluşumu ve kırma dayanım değerleri incelenmiştir. Ancak indirekt inley restorasyonların prognozunu kapsamlı bir şekilde incelemek için marjinal adaptasyon veya boya penetrasyonu ile mikrosızıntı testleri gibi diğer değerlendirme yöntemlerinin de kullanılması gerekir. Ayrıca, mevcut *in vitro* alışmanın sonuçlarını doğrulamak için daha fazla *in vivo* klinik araştırmaya ihtiyaç vardır.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu *in vitro* tez çalışmasında, ısıtılmış kompozitler ve geleneksel rezin siman ile simante edilen, CAD/CAM ile üretilmiş indirekt inley restorasyonların gap oluşumu, kırma dayanım değerleri ve kırık tipleri incelendi.

Bu tez çalışmasının sınırları dahilinde;

- 1) Isıtılmış kompozit Filtek One Bulk-Fill ile simante edilen indirekt inley restorasyonlar, geleneksel rezin simanla simante edilen indirekt inley restorasyonlara göre mine kenarlarında istatistiksel olarak daha yüksek gap oluşum değerleri gösterdi.
- 2) Hem mine hem de dentin kenarlarında, ısıtılmış kompozit VisCalor ile simante edilen indirekt inley restorasyonlar, geleneksel rezin simanla simante edilen indirekt inley restorasyonlarla istatistiksel olarak benzer gap oluşumu gösterdi.
- 3) Geleneksel rezin simanla simante edilen indirekt inley restorasyonların ve direkt kompozit restorasyonların dentin kenarlarındaki gap oluşum değerleri, mine kenarlarındaki gap oluşum değerlerinden istatistiksel olarak daha yüksek tespit edilmekle beraber ısıtılmış kompozitlerle simante edilen indirekt inley restorasyonlarda ise mine ve dentin kenarlarının gap oluşum değerleri arasında bir fark tespit edilmedi.
- 4) Direkt ve indirekt inleylerle restore edilen bütün test grupları, kırma dayanımı açısından istatistiksel olarak benzerdir.
- 5) Tamiri mümkün olmayacak şekilde mine-sement birleşiminin apikalinden oluşan Tip 4 kırıklar en çok geleneksel rezin simanla simante edilen indirekt inley restorasyonlarda görülürken sadece restorasyonun dahil olduğu adeziv ayrılma şeklinde oluşan Tip 1 kırıklar en çok ısıtılmış kompozit Filtek One Bulk-Fill ile simante edilen indirekt inley restorasyonlarda görüldü.

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında ısıtılmış kompozit VisCalor, indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanıldığında gap oluşumu ve kırma dayanımı açısından geleneksel rezin simanla benzer performansı göstermiş olup alternatif bir simantasyon ajanı olarak kullanımı önerilebilir. Diş eti altına inen kavitelerin indirekt

restorasyonunda, simantasyondaki başarısızlıklar tedavi prognozunu düşürmektedir. Bu başarısızlıkların temel nedeni, özellikle dentin yüzeylerine olan adeziv bağlantıda yaşanan sorunlardır. Bu tez çalışmasında da sınıf II MOD kavitelere uygulanan, geleneksel rezin siman ile simante edilen indirekt inley restorasyonların dentin kenarlarında, mine kenarlarına göre daha fazla gap oluşumu gözlenmiştir. Ancak Viscolor ile simante edilen inley restorasyonlarda mine ve dentin kenarlarında benzer gap oluşumu değerleri tespit edilmiştir. Bu anlamda servikal kenarları diş eti altına inen kavitelerin indirekt restorasyonlarının simantasyonunda, ısıtılmış kompozitlerin kullanımının faydalı olacağı düşünülmektedir.



KAYNAKLAR

1. Righolt, A.J., et al., *Global-, Regional-, and Country-Level Economic Impacts of Dental Diseases in 2015*. J Dent Res, 2018. **97**(5): p. 501-507.
2. Frencken, J.E., et al., *Minimal intervention dentistry for managing dental caries - a review: report of a FDI task group*. Int Dent J, 2012. **62**(5): p. 223-43.
3. Opdam, N., R. Frankenberger, and P. Magne, *From 'Direct Versus Indirect' Toward an Integrated Restorative Concept in the Posterior Dentition*. Oper Dent, 2016. **41**(S7): p. S27-s34.
4. Schwendicke, F., et al., *Directly Placed Restorative Materials: Review and Network Meta-analysis*. J Dent Res, 2016. **95**(6): p. 613-22.
5. Opdam, N.J., et al., *Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis*. J Dent Res, 2014. **93**(10): p. 943-9.
6. Rasines Alcaraz, M.G., et al., *Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth*. Cochrane Database Syst Rev, 2014(3): p. Cd005620.
7. Laske, M., et al., *Risk Factors for Dental Restoration Survival: A Practice-Based Study*. J Dent Res, 2019. **98**(4): p. 414-422.
8. van de Sande, F.H., et al., *Restoration Survival: Revisiting Patients' Risk Factors Through a Systematic Literature Review*. Oper Dent, 2016. **41**(S7): p. S7-s26.
9. Höland, W., et al., *Ceramics as biomaterials for dental restoration*. Expert Review of Medical Devices, 2008. **5**(6): p. 729-745.
10. Moszner, N. and S. Klapdohr, *Nanotechnology for dental composites*. Int. J. of Nanotechnology, 2004. **1**: p. 130-156.
11. R., V.N., *Introduction to Dental Materials Section II*, in London: Mosby; 1994:89-105.
12. Kim, K.-H., J.L. Ong, and O. Okuno, *The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2002. **87**(6): p. 642-649.
13. Ausiello, P., et al., *Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study*. Dent Mater, 2004. **20**(9): p. 862-72.
14. Giachetti, L., et al., *A Review of Polymerization Shrinkage Stress: Current Techniques for Posterior Direct Resin Restorations*. The journal of contemporary dental practice, 2006. **7**: p. 79-88.
15. Ferracane, J.L. and J.C. Mitchem, *Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities*. Am J Dent, 2003. **16**(4): p. 239-43.
16. Naeseli, K., C.F. Arnelund, and M.K. Molin, *Clinical evaluation of all-ceramic onlays: a 4-year retrospective study*. Int J Prosthodont, 2008. **21**(1): p. 40-4.

17. Poskus, L.T., et al., *Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an in vitro study*. J Appl Oral Sci, 2009. **17**(6): p. 617-22.
18. Ozakar-Ilday, N., et al., *Three-year clinical performance of two indirect composite inlays compared to direct composite restorations*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2013. **18**(3): p. e521-8.
19. de Amorim, R.G., S.C. Leal, and J.E. Frencken, *Survival of atraumatic restorative treatment (ART) sealants and restorations: a meta-analysis*. Clinical Oral Investigations, 2012. **16**(2): p. 429-441.
20. Lempel, E., et al., *Retrospective evaluation of posterior direct composite restorations: 10-Year findings*. Dental Materials, 2015. **31**(2): p. 115-122.
21. Mangani, F., et al., *The success of indirect restorations in posterior teeth: a systematic review of the literature*. Minerva Stomatol, 2015. **64**(5): p. 231-40.
22. De Souza, G., et al., *Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review*. Journal of Applied Oral Science, 2015. **23**.
23. Dias, A.G.A., et al., *Clinical performance of glass ionomer cement and composite resin in Class II restorations in primary teeth: A systematic review and meta-analysis*. Journal of Dentistry, 2018. **73**: p. 1-13.
24. Demarco, F.F., et al., *Should my composite restorations last forever? Why are they failing?* Brazilian Oral Research, 2017. **31**.
25. Cumerlato, C.B.d.F., et al., *Reasons for direct restoration failure from childhood to adolescence: A birth cohort study*. Journal of Dentistry, 2019. **89**: p. 103183.
26. BAUSCH, J.R., C. DELANGE, and C.L. DAVIDSON, *The influence of temperature on some physical properties of dental composites*. Journal of Oral Rehabilitation, 1981. **8**(4): p. 309-317.
27. Lovelh, L.G., S.M. Newman, and C.N. Bowman, *The Effects of Light Intensity, Temperature, and Comonomer Composition on the Polymerization Behavior of Dimethacrylate Dental Resins*. Journal of Dental Research, 1999. **78**(8): p. 1469-1476.
28. Deb, S., et al., *Pre-warming of dental composites*. Dental Materials, 2011. **27**(4): p. e51-e59.
29. Tauböck, T.T., et al., *Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: Effects on shrinkage force and monomer conversion*. Journal of Dentistry, 2015. **43**(11): p. 1358-1364.
30. Fróes-Salgado, N.R., et al., *Composite pre-heating: Effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties*. Dental Materials, 2010. **26**(9): p. 908-914.
31. Theodoridis, M., et al., *Effect of preheating and shade on surface microhardness of silorane-based composites*. Journal of Investigative and Clinical Dentistry, 2017. **8**(2): p. e12204.
32. Coelho, N.F., et al., *Response of composite resins to preheating and the resulting strengthening of luted feldspar ceramic*. Dental Materials, 2019. **35**(10): p. 1430-1438.
33. Abdulmajeed, A., et al., *Effect of Preheating and Fatiguing on Mechanical Properties of Bulk-fill and Conventional Composite Resin*. Operative Dentistry, 2019. **45**(4): p. 387-395.

34. Yang, J., N. Silikas, and D.C. Watts, *Pre-heating effects on extrusion force, stickiness and packability of resin-based composite*. Dental Materials, 2019. **35**(11): p. 1594-1602.
35. Theobaldo, J.D., et al., *Effect of preheating and light-curing unit on physicochemical properties of a bulk fill composite*. Clin Cosmet Investig Dent, 2017. **9**: p. 39-43.
36. Davari, A., et al., *Effect of Pre-heating on Microtensile Bond Strength of Composite Resin to Dentin*. J Dent (Tehran), 2014. **11**(5): p. 569-75.
37. Saygili, G. and S.M. Mahmali, *Comparative study of the physical properties of core materials*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2002. **22**(4): p. 355-63.
38. Yadav, G., U. Rehani, and V. Rana, *A Comparative Evaluation of Marginal Leakage of Different Restorative Materials in Deciduous Molars: An in vitro Study*. Int J Clin Pediatr Dent, 2012. **5**(2): p. 101-7.
39. Eltahlah, D., et al., *An update on the reasons for placement and replacement of direct restorations*. J Dent, 2018. **72**: p. 1-7.
40. Ástvaldsdóttir, Á., et al., *Longevity of posterior resin composite restorations in adults – A systematic review*. J Dent, 2015. **43**(8): p. 934-54.
41. Collares, K., et al., *A practice based longevity study on single-unit crowns*. J Dent, 2018. **74**: p. 43-48.
42. Skupien, J.A., et al., *Crown vs. composite for post-retained restorations: A randomized clinical trial*. J Dent, 2016. **48**: p. 34-9.
43. Sailer, I., et al., *All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs)*. Dent Mater, 2015. **31**(6): p. 603-23.
44. Sarkis-Onofre, R., et al., *Systematic reviews in restorative dentistry: discussing relevant aspects*. J Esthet Restor Dent, 2019. **31**(3): p. 222-232.
45. Ferracane, J.L., *Resin composite--state of the art*. Dent Mater, 2011. **27**(1): p. 29-38.
46. Lima, R.B.W., et al., *Depth of cure of bulk fill resin composites: A systematic review*. J Esthet Restor Dent, 2018. **30**(6): p. 492-501.
47. Elkaffass, A.A., et al., *Influence of preheating on mechanical and surface properties of nanofilled resin composites*. J Clin Exp Dent, 2020. **12**(5): p. e494-e500.
48. Tomaselli, L.O., et al., *Influence of Pre-Heating Regular Resin Composites and Flowable Composites on Luting Ceramic Veneers with Different Thicknesses*. Braz Dent J, 2019. **30**(5): p. 459-466.
49. Blalock, J.S., R.G. Holmes, and F.A. Rueggeberg, *Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness*. J Prosthet Dent, 2006. **96**(6): p. 424-32.
50. Lopes, L.C.P., et al., *Heating and preheating of dental restorative materials-a systematic review*. Clin Oral Investig, 2020. **24**(12): p. 4225-4235.
51. Almeida, J.R., et al., *Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers*. J Prosthet Dent, 2015. **114**(2): p. 272-7.
52. D'Arcangelo, C., et al., *Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years*. Clin Oral Investig, 2012. **16**(4): p. 1071-9.
53. Rickman, L.J., P. Padipatvuthikul, and B. Chee, *Clinical applications of preheated hybrid resin composite*. Br Dent J, 2011. **211**(2): p. 63-7.

54. Schulte, A.G., A. Vöckler, and R. Reinhardt, *Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin*. J Dent, 2005. **33**(5): p. 433-42.
55. Coelho, N.F., et al., *Response of composite resins to preheating and the resulting strengthening of luted feldspar ceramic*. Dent Mater, 2019. **35**(10): p. 1430-1438.
56. Marcondes, R.L., et al., *Viscosity and thermal kinetics of 10 preheated restorative resin composites and effect of ultrasound energy on film thickness*. Dent Mater, 2020. **36**(10): p. 1356-1364.
57. El-Korashy, D.I., *Post-gel shrinkage strain and degree of conversion of preheated resin composite cured using different regimens*. Oper Dent, 2010. **35**(2): p. 172-9.
58. Lucey, S., et al., *Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite*. J Oral Rehabil, 2010. **37**(4): p. 278-82.
59. Tauböck, T.T., et al., *Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion*. J Dent, 2015. **43**(11): p. 1358-64.
60. Theodoridis, M., et al., *Effect of preheating and shade on surface microhardness of silorane-based composites*. J Investig Clin Dent, 2017. **8**(2).
61. Thyab, S., A. Almaroof, and A. Ali, *Effect of Preheating on Micro-hardness of different Composite Resins*. Indian Journal of Forensic Medicine and Toxicology, 2020. **14**: p. 702-706.
62. Uctasli, M.B., et al., *Effect of preheating on the mechanical properties of resin composites*. Eur J Dent, 2008. **2**(4): p. 263-8.
63. Lohbauer, U., et al., *The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage*. Dent Mater, 2009. **25**(4): p. 514-9.
64. Sabatini, C., et al., *Effect of pre-heated composites and flowable liners on Class II gingival margin gap formation*. Oper Dent, 2010. **35**(6): p. 663-71.
65. D'Amario, M., et al., *Influence of a repeated preheating procedure on mechanical properties of three resin composites*. Oper Dent, 2015. **40**(2): p. 181-9.
66. Yang, J., H. Algamaiah, and D.C. Watts, *Spatio-temporal temperature fields generated coronally with bulk-fill resin composites: A thermography study*. Dental Materials, 2021. **37**(8): p. 1237-1247.
67. Yang, J., N. Silikas, and D.C. Watts, *Pre-heating time and exposure duration: Effects on post-irradiation properties of a thermo-viscous resin-composite*. Dental Materials, 2020. **36**(6): p. 787-793.
68. Demirel, G., et al., *Micro-computed tomographic evaluation of the effects of pre-heating and sonic delivery on the internal void formation of bulk-fill composites*. Dental Materials Journal, 2021. **40**(2): p. 525-531.
69. Demirel, G., et al., *Effects of Preheating and Sonic Delivery Techniques on the Internal Adaptation of Bulk-fill Resin Composites*. Operative Dentistry, 2021. **46**(2): p. 226-233.
70. Maier, E., et al., *Fracture toughness of dental incremental composite-composite interfaces at elevated temperatures*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2021. **122**: p. 104655.
71. Kincses, D., et al., *Pre-Heating Effect on Monomer Elution and Degree of Conversion of Contemporary and Thermoviscous Bulk-Fill Resin-Based Dental Composites*. Polymers, 2021. **13**(20): p. 3599.

72. Loumprinis, N., et al., *Viscosity and stickiness of dental resin composites at elevated temperatures*. Dental Materials, 2021. **37**(3): p. 413-422.
73. Kelly, P.G. and R.J. Smales, *Long-term cost-effectiveness of single indirect restorations in selected dental practices*. Br Dent J, 2004. **196**(10): p. 639-43; discussion 627.
74. Angeletaki, F., et al., *Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis*. J Dent, 2016. **53**: p. 12-21.
75. Burke, F.J.T. and P.S.K. Lucarotti, *The ultimate guide to restoration longevity in England and Wales. Part 10: key findings from a ten million restoration dataset*. Br Dent J, 2018. **225**(11): p. 1011-1018.
76. Ibbetson, R., K. Hemmings, and I. Harris, *Guidelines for Crowns, Fixed Bridges and Implants*. Dent Update, 2017. **44**(5): p. 374-6, 378-80, 382-4, 386.
77. Ibbetson, R. and I.R. Jones, *All-Ceramic inlays and onlays for posterior teeth*. Dental Update, 2019. **46**(7): p. 610-624.
78. Anusavice, K.J., *Criteria for placement and replacement of dental restorations*. Fla Dent J, 1988. **59**(2): p. 30-1.
79. *The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition*. J Prosthet Dent, 2017. **117**(5s): p. e1-e105.
80. Veneziani, M., *Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique*. Int J Esthet Dent, 2017. **12**(2): p. 204-30.
81. Christensen, G.J., *Considering tooth-colored inlays and onlays versus crowns*. The Journal of the American Dental Association, 2008. **139**(5): p. 617-620.
82. Burke, F.J., et al., *Current status and rationale for composite inlays and onlays*. Br Dent J, 1991. **170**(7): p. 269-73.
83. Peutzfeldt, A., *Indirect resin and ceramic systems*. 2001. 153-176.
84. Wassell, R.W., A.W. Walls, and J.F. McCabe, *Direct composite inlays versus conventional composite restorations: three-year clinical results*. Br Dent J, 1995. **179**(9): p. 343-9.
85. Wassell, R.W., A.W.G. Walls, and J.F. McCabe, *Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up*. Journal of Dentistry, 2000. **28**(6): p. 375-382.
86. van Dijken, J.W., *A 6-year evaluation of a direct composite resin inlay/onlay system and glass ionomer cement-composite resin sandwich restorations*. Acta Odontol Scand, 1994. **52**(6): p. 368-76.
87. van Dijken, J.W., *Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up*. J Dent, 2000. **28**(5): p. 299-306.
88. Peutzfeldt, A. and E. Asmussen, *A comparison of accuracy in seating and gap formation for three inlay/onlay techniques*. Oper Dent, 1990. **15**(4): p. 129-35.
89. Luciano, M., et al., *Lithium disilicate posterior overlays: clinical and biomechanical features*. Clin Oral Investig, 2020. **24**(2): p. 841-848.
90. Morimoto, S., et al., *Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis*. J Dent Res, 2016. **95**(9): p. 985-94.
91. Mjör, I.A., A. Jokstad, and V. Qvist, *Longevity of posterior restorations*. Int Dent J, 1990. **40**(1): p. 11-7.

92. Abduo, J. and R.J. Sambrook, *Longevity of ceramic onlays: A systematic review*. J Esthet Restor Dent, 2018. **30**(3): p. 193-215.
93. Boboulos, M.A., *CAD-CAM & rapid prototyping application evaluation*. 2010: Bookboon.
94. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, *The use of CAD/CAM in dentistry*. Dental Clinics, 2011. **55**(3): p. 559-570.
95. Okoński, P., K. Lasek, and E. Mierzwińska-Nastalska, *Kliniczne zastosowanie wybranych materiałów ceramicznych*. Protet. Stomatol, 2012. **62**(3).
96. Duret, F., J.-L. Blouin, and B. Duret, *CAD-CAM in dentistry*. The Journal of the American Dental Association, 1988. **117**(6): p. 715-720.
97. Zaruba, M. and A. Mehl, *Chairside systems: a current review*. International journal of computerized dentistry, 2017. **20**(2).
98. Joda, T. and U. Brägger, *Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial*. Clin Oral Implants Res, 2016. **27**(12): p. e185-e189.
99. Gjelvold, B., et al., *Intraoral digital impression technique compared to conventional impression technique. A randomized clinical trial*. Journal of Prosthodontics, 2016. **25**(4): p. 282-287.
100. Yuzbasioglu, E., et al., *Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes*. BMC oral health, 2014. **14**(1): p. 1-7.
101. Giordano, R., *Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations*. The Journal of the American Dental Association, 2006. **137**: p. 14S-21S.
102. Li, R.W., T.W. Chow, and J.P. Matinlinna, *Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art*. J Prosthodont Res, 2014. **58**(4): p. 208-16.
103. Papadiochou, S. and A.L. Pissiotis, *Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(4): p. 545-551.
104. Abdullah, A.O., S. Pollington, and Y. Liu, *Comparison between direct chairside and digitally fabricated temporary crowns*. Dental materials journal, 2018. **37**(6): p. 957-963.
105. Ahmed, K.E., *We're Going Digital: The Current State of CAD/CAM Dentistry in Prosthodontics*. Prim Dent J, 2018. **7**(2): p. 30-5.
106. Skorulska, A., et al., *Review on Polymer, Ceramic and Composite Materials for CAD/CAM Indirect Restorations in Dentistry-Application, Mechanical Characteristics and Comparison*. Materials (Basel), 2021. **14**(7).
107. Otto, T. and D. Schneider, *Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series*. Int J Prosthodont, 2008. **21**(1): p. 53-9.
108. Sjögren, G., M. Molin, and J.W. van Dijken, *A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent*. Acta Odontol Scand, 1998. **56**(5): p. 263-7.
109. Zimmermann, M., et al., *Clinical Evaluation of Indirect Particle-Filled Composite Resin CAD/CAM Partial Crowns after 24 Months*. Journal of Prosthodontics, 2018. **27**(8): p. 694-699.
110. Tunac, A.T., E.U. Celik, and B. Yasa, *Two-year performance of CAD/CAM fabricated resin composite inlay restorations: A randomized controlled clinical trial*. J Esthet Restor Dent, 2019. **31**(6): p. 627-638.

111. Fasbinder, D.J., *Materials for chairside CAD/CAM restorations*. Compend Contin Educ Dent, 2010. **31**(9): p. 702-4.
112. Murgueitio, R. and G. Bernal, *Three-year clinical follow-up of posterior teeth restored with leucite-reinforced IPS Empress onlays and partial veneer crowns*. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2012. **21**(5): p. 340-345.
113. Wang, X., et al., *High performance dental resin composites with hydrolytically stable monomers*. Dental Materials, 2018. **34**(2): p. 228-237.
114. Huth, K.C., et al., *Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing cavities placed by dental students: results after 4 years*. Journal of dentistry, 2011. **39**(7): p. 478-488.
115. Mörmann, W.H., et al., *Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness*. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2013. **20**: p. 113-125.
116. Magne, P. and U.C. Belser, *Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure*. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2003. **23**(6).
117. Chabouis, H.F., V.S. Faugeron, and J.-P. Attal, *Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review*. Dental materials, 2013. **29**(12): p. 1209-1218.
118. Van Dijken, J., *Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up*. Journal of dentistry, 2000. **28**(5): p. 299-306.
119. Wassell, R., A. Walls, and J. McCabe, *Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up*. Journal of dentistry, 2000. **28**(6): p. 375-382.
120. Pallesen, U. and V. Qvist, *Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation*. Clinical oral investigations, 2003. **7**: p. 71-79.
121. Thordrup, M., F. Isidor, and P. Hörsted-Bindslev, *A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results*. Quintessence international (Berlin, Germany: 1985), 2006. **37**(2): p. 139-144.
122. Cetin, A., N. Unlu, and N. Cobanoglu, *A five-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite resin restorations in posterior teeth*. Operative dentistry, 2013. **38**(2): p. E31-E41.
123. D'Arcangelo, C., et al., *Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth*. Clinical Oral Investigations, 2014. **18**: p. 615-624.
124. van Dijken, J.W. and L. Hasselrot, *A prospective 15-year evaluation of extensive dentin–enamel-bonded pressed ceramic coverages*. Dental materials, 2010. **26**(9): p. 929-939.
125. Pallesen, U. and J.W. Van Dijken, *An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system*. European journal of oral sciences, 2000. **108**(3): p. 239-246.
126. Reiss, B. and W. Walther, *Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations*. International journal of computerized dentistry, 2000. **3**(1): p. 9-23.
127. Sjögren, G., M. Molin, and J.W. Van Dijken, *A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite*. International Journal of Prosthodontics, 2004. **17**(2).

128. Stoll, R., et al., *Survival of inlays and partial crowns made of IPS empress after a 10-year observation period and in relation to various treatment parameters*. Operative dentistry, 2007. **32**(6): p. 556-563.
129. Frankenberger, R., et al., *Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years*. Journal of Adhesive Dentistry, 2008. **10**(5).
130. Santos, M., et al., *Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: five-year follow-up*. Operative dentistry, 2013. **38**(1): p. 3-11.
131. Barabanti, N., et al., *Indirect composite restorations luted with two different procedures: A ten years follow up clinical trial*. Journal of clinical and experimental dentistry, 2015. **7**(1): p. e54.
132. Santos, M.J.M.C., et al., *Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: 12-year follow-up*. Clinical oral investigations, 2016. **20**: p. 1683-1690.
133. Morimoto, S., et al., *Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis*. Journal of dental research, 2016. **95**(9): p. 985-994.
134. Arkoy, S. and M. Ulusoy, *Effect of Different Surface Treatments on Repair Bond Strength of CAD/CAM Resin-Matrix Ceramics*. Materials, 2022. **15**(18): p. 6314.
135. Tribst, J.P.M., et al., *Durability of staining and glazing on a hybrid ceramics after the three-body wear*. J Mech Behav Biomed Mater, 2020. **109**: p. 103856.
136. Mörmann, W.H., et al., *Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness*. J Mech Behav Biomed Mater, 2013. **20**: p. 113-25.
137. Matzinger, M., et al., *Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials*. Clinical Oral Investigations, 2019. **23**(2): p. 725-737.
138. De Angelis, F., et al., *Wear Properties of Different Additive Restorative Materials Used for Onlay/Overlay Posterior Restorations*. Operative Dentistry, 2020. **45**(3): p. E156-E166.
139. Bustamante-Hernández, N., et al., *Clinical Behavior of Ceramic, Hybrid and Composite Onlays. A Systematic Review and Meta-Analysis*. Int J Environ Res Public Health, 2020. **17**(20).
140. Coşkun, E., Y.U. Aslan, and Y.K. Özkan, *Evaluation of two different CAD-CAM inlay-onlays in a split-mouth study: 2-year clinical follow-up*. J Esthet Restor Dent, 2020. **32**(2): p. 244-250.
141. Silva, E.A., et al., *Mechanical Properties, Wear Resistance, and Reliability of Two CAD-CAM Resin Matrix Ceramics*. Medicina (Kaunas), 2023. **59**(1).
142. Laborie, M., A. Naveau, and A. Menard, *CAD-CAM resin-ceramic material wear: A systematic review*. J Prosthet Dent, 2022.
143. Brännström, M. and H. Nyborg, *Bacterial growth and pulpal changes under inlays cemented with zinc phosphate cement and Epoxylite CBA 9080*. J Prosthet Dent, 1974. **31**(5): p. 556-65.
144. Nakabayashi, N. and D.H. Pashley, *Hybridization of dental hard tissues*. 1998, Quintessence Pub. Co. Tokyo: Tokyo.
145. Brännström, M. and H. Nyborg, *Comparison of pulpal effect of two liners*. Acta Odontol Scand, 1969. **27**(5): p. 443-51.
146. Smith, D.C., *A new dental cement*. Br Dent J, 1968. **124**(9): p. 381-4.

147. Wilson, A.D. and B.E. Kent, *A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement*. Br Dent J, 1972. **132**(4): p. 133-5.
148. Mitra, S.B., *Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base*. J Dent Res, 1991. **70**(1): p. 72-4.
149. McLean, J.W., J.W. Nicholson, and A.D. Wilson, *Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials*. Quintessence Int, 1994. **25**(9): p. 587-9.
150. Davidson, C., *Advances in Glass-Ionomer Cements*. Journal of applied oral science : revista FOB, 2006. **14 Suppl**: p. 3-9.
151. Mount, G., *Color atlas of glass ionomer cement*. London: Dunitz, 2002.
152. Sennou, H.E., A.A. Lebugle, and G.L. Grégoire, *X-ray photoelectron spectroscopy study of the dentin-glass ionomer cement interface*. Dent Mater, 1999. **15**(4): p. 229-37.
153. Ngo, H., G.J. Mount, and M.C. Peters, *A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique*. Quintessence Int, 1997. **28**(1): p. 63-9.
154. Yip, H.K., et al., *Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin*. Dent Mater, 2001. **17**(5): p. 456-70.
155. Tay, F.R., et al., *Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin*. J Adhes Dent, 2001. **3**(2): p. 153-67.
156. Gao, W., R.J. Smales, and M.S. Gale, *Fluoride release/uptake from newer glass-ionomer cements used with the ART approach*. Am J Dent, 2000. **13**(4): p. 201-4.
157. Rothwell, M., H.M. Anstice, and G.J. Pearson, *The uptake and release of fluoride by ion-leaching cements after exposure to toothpaste*. J Dent, 1998. **26**(7): p. 591-7.
158. Kuhn, A.T. and A.D. Wilson, *The dissolution mechanisms of silicate and glass-ionomer dental cements*. Biomaterials, 1985. **6**(6): p. 378-82.
159. Yap, A.U., E. Khor, and S.H. Foo, *Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives*. Oper Dent, 1999. **24**(5): p. 297-305.
160. Buonocore, M.G., *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces*. J Dent Res, 1955. **34**(6): p. 849-53.
161. Fusayama, T., et al., *Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin*. J Dent Res, 1979. **58**(4): p. 1364-70.
162. Bowen, R.L. and E.N. Cobb, *A method for bonding to dentin and enamel*. J Am Dent Assoc, 1983. **107**(5): p. 734-6.
163. Hansen, E.K., *Effect of Scotchbond dependent on cavity cleaning, cavity diameter and cavosurface angle*. Scand J Dent Res, 1984. **92**(2): p. 141-7.
164. Munksgaard, E.C., E.K. Hansen, and E. Asmussen, *Effect of five adhesives on adaptation of resin in dentin cavities*. Scand J Dent Res, 1984. **92**(6): p. 544-8.
165. Asmussen, E., J.M. Antonucci, and R.L. Bowen, *Adhesion to dentin by means of Gluma resin*. Scand J Dent Res, 1988. **96**(6): p. 584-9.
166. Nakabayashi, N., K. Kojima, and E. Masuhara, *The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates*. J Biomed Mater Res, 1982. **16**(3): p. 265-73.

167. Sheth, P.J., M.E. Jensen, and J.J. Sheth, *Comparative evaluation of three resin inlay techniques: microleakage studies*. Quintessence Int, 1989. **20**(11): p. 831-6.
168. Perdigao, J., et al., *Field emission SEM comparison of four postfixation drying techniques for human dentin*. J Biomed Mater Res, 1995. **29**(9): p. 1111-20.
169. Kanca, J., 3rd, *Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces*. J Am Dent Assoc, 1992. **123**(9): p. 35-43.
170. Hashimoto, M., et al., *The effects of common errors on sealing ability of total-etch adhesives*. Dent Mater, 2006. **22**(6): p. 560-8.
171. Hashimoto, M., et al., *Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding*. Oper Dent, 2004. **29**(4): p. 416-23.
172. Loguercio, A.D., et al., *24-month clinical evaluation in non-carious cervical lesions of a two-step etch-and-rinse adhesive applied using a rubbing motion*. Clin Oral Investig, 2011. **15**(4): p. 589-96.
173. Dal-Bianco, K., et al., *Effects of moisture degree and rubbing action on the immediate resin-dentin bond strength*. Dent Mater, 2006. **22**(12): p. 1150-6.
174. Yiu, C.K., et al., *Solvent and water retention in dental adhesive blends after evaporation*. Biomaterials, 2005. **26**(34): p. 6863-72.
175. Ikeda, T., et al., *Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strengths of primer-adhesive mixture*. Dent Mater, 2005. **21**(11): p. 1051-8.
176. Tay, F.R., et al., *Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence*. J Dent, 2004. **32**(8): p. 611-21.
177. Chersoni, S., et al., *In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth*. J Dent Res, 2005. **84**(3): p. 223-7.
178. Tay, F.R., et al., *Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive*. J Adhes Dent, 2003. **5**(2): p. 91-105.
179. Asmussen, E. and A. Peutzfeldt, *Bonding of dual-curing resin cements to dentin*. J Adhes Dent, 2006. **8**(5): p. 299-304.
180. Faria-e-Silva, A.L., et al., *Kinetics of conversion of two dual-cured adhesive systems*. J Endod, 2008. **34**(9): p. 1115-8.
181. Cadenaro, M., et al., *Degree of conversion and permeability of dental adhesives*. Eur J Oral Sci, 2005. **113**(6): p. 525-30.
182. Breschi, L., et al., *Polymerization kinetics of dental adhesives cured with LED: correlation between extent of conversion and permeability*. Dent Mater, 2007. **23**(9): p. 1066-72.
183. Van Meerbeek, B., et al., *State of the art of self-etch adhesives*. Dent Mater, 2011. **27**(1): p. 17-28.
184. Tay, F.R., et al., *Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin*. J Adhes Dent, 2000. **2**(2): p. 99-116.
185. Van Landuyt, K.L., et al., *Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives*. J Adhes Dent, 2009. **11**(3): p. 175-90.
186. Frankenberger, R. and F.R. Tay, *Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations*. Dent Mater, 2005. **21**(5): p. 397-412.

187. Moszner, N., U. Salz, and J. Zimmermann, *Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review*. Dent Mater, 2005. **21**(10): p. 895-910.
188. Poitevin, A., et al., *Dynamic versus static bond-strength testing of adhesive interfaces*. Dent Mater, 2010. **26**(11): p. 1068-76.
189. Abdalla, A.I. and A.J. Feilzer, *Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin*. J Dent, 2008. **36**(8): p. 611-7.
190. Perdigão, J., et al., *Two-year clinical evaluation of self-etching adhesives in posterior restorations*. J Adhes Dent, 2009. **11**(2): p. 149-59.
191. Peumans, M., et al., *Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials*. Dent Mater, 2005. **21**(9): p. 864-81.
192. Sarr, M., et al., *Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin*. Oper Dent, 2010. **35**(1): p. 94-104.
193. Van Landuyt, K.L., et al., *Filler debonding & subhybrid-layer failures in self-etch adhesives*. J Dent Res, 2010. **89**(10): p. 1045-50.
194. Loguercio, A.D., et al., *A randomized clinical evaluation of a one- and two-step self-etch adhesive over 24 months*. Oper Dent, 2010. **35**(3): p. 265-72.
195. Kubo, S., et al., *Two-year clinical evaluation of one-step self-etch systems in non-carious cervical lesions*. J Dent, 2009. **37**(2): p. 149-55.
196. Cheong, C., et al., *Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems*. Oper Dent, 2003. **28**(6): p. 747-55.
197. Aguiar, T.R., et al., *24 hours and 3-months bond strength between dual-cured resin cements and simplified adhesive systems*. Acta Odontol Latinoam, 2009. **22**(3): p. 171-6.
198. Duarte, S., Jr., et al., *Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel*. J Prosthet Dent, 2008. **100**(3): p. 203-10.
199. Hashimoto, M., et al., *Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding*. J Dent Res, 2004. **83**(11): p. 843-8.
200. Tay, F.R., et al., *Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence*. Am J Dent, 2004. **17**(5): p. 315-22.
201. Tay, F.R., et al., *Single-step adhesives are permeable membranes*. J Dent, 2002. **30**(7-8): p. 371-82.
202. Carvalho, R.M., et al., *Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine*. J Dent, 2004. **32**(1): p. 55-65.
203. Albuquerque, M., et al., *Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin*. Oper Dent, 2008. **33**(5): p. 564-70.
204. Van Meerbeek, B., et al., *Technique-sensitivity of contemporary adhesives*. Dent Mater J, 2005. **24**(1): p. 1-13.
205. De Munck, J., et al., *Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin*. Dent Mater, 2004. **20**(10): p. 963-71.

206. Goracci, C., et al., *Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces*. J Adhes Dent, 2006. **8**(5): p. 327-35.
207. Han, L., et al., *Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements*. Dent Mater J, 2007. **26**(6): p. 906-14.
208. Gerth, H.U., et al., *Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study*. Dent Mater, 2006. **22**(10): p. 934-41.
209. Fukuda, R., et al., *Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin*. Biomaterials, 2003. **24**(11): p. 1861-7.
210. Al-Assaf, K., et al., *Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine*. Dent Mater, 2007. **23**(7): p. 829-39.
211. Hikita, K., et al., *Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin*. Dent Mater, 2007. **23**(1): p. 71-80.
212. Pavan, S., et al., *The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements*. J Prosthet Dent, 2010. **104**(4): p. 258-64.
213. Monticelli, F., et al., *Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin*. J Dent Res, 2008. **87**(10): p. 974-9.
214. Sarr, M., et al., *Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin*. Clin Oral Investig, 2010. **14**(5): p. 569-77.
215. Viotti, R.G., et al., *Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems*. J Prosthet Dent, 2009. **102**(5): p. 306-12.
216. Escribano, N. and J.C. de la Macorra, *Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic*. J Adhes Dent, 2006. **8**(5): p. 337-41.
217. Hiraishi, N., et al., *Effect of pulpal pressure on the microtensile bond strength of luting resin cements to human dentin*. Dent Mater, 2009. **25**(1): p. 58-66.
218. Behr, M., et al., *Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: a prospective clinical trial begun 2003*. Dent Mater, 2009. **25**(5): p. 601-4.
219. Taschner, M., et al., *IPS Empress inlays luted with a self-adhesive resin cement after 1 year*. Am J Dent, 2009. **22**(1): p. 55-9.
220. Knight, J.S., R. Fraughn, and D. Norrington, *Effect of temperature on the flow properties of resin composite*. Gen Dent, 2006. **54**(1): p. 14-6.
221. Wagner, W.C., et al., *Effect of pre-heating resin composite on restoration microleakage*. Oper Dent, 2008. **33**(1): p. 72-8.
222. Daronch, M., et al., *Polymerization kinetics of pre-heated composite*. J Dent Res, 2006. **85**(1): p. 38-43.
223. Daronch, M., et al., *Clinically relevant issues related to preheating composites*. J Esthet Restor Dent, 2006. **18**(6): p. 340-50; discussion 351.
224. Elhejazi, A.A., *The effects of temperature and light intensity on the polymerization shrinkage of light-cured composite filling materials*. J Contemp Dent Pract, 2006. **7**(3): p. 12-21.
225. Cantoro, A., et al., *Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements*. Dent Mater, 2008. **24**(5): p. 577-83.
226. Elsayad, I., *Cuspal movement and gap formation in premolars restored with preheated resin composite*. Oper Dent, 2009. **34**(6): p. 725-31.

227. Cantoro, A., et al., *Bonding potential of self-adhesive luting agents used at different temperatures to lute composite onlays*. J Dent, 2009. **37**(6): p. 454-61.
228. AMARAL, F.L.B., et al., *Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2007. **19**(6): p. 340-353.
229. Yang, B., et al., *Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding*. Biomaterials, 2005. **26**(24): p. 5021-31.
230. Aguilar, L.T., et al., *Tensile bond strength of adhesive systems--effects of primer and thermocycling*. Pesqui Odontol Bras, 2002. **16**(1): p. 37-42.
231. Dos Santos, P.A., P.P. Garcia, and R.G. Palma-Dibb, *Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence*. J Mater Sci Mater Med, 2005. **16**(8): p. 727-32.
232. Gale, M.S. and B.W. Darvell, *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. J Dent, 1999. **27**(2): p. 89-99.
233. De Munck, J., et al., *A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results*. J Dent Res, 2005. **84**(2): p. 118-32.
234. Perdigão, J., *An Ultra Morphological Study of Human Dentine Exposed to Adhesive Systems: Micrograph book*. 1995.
235. Hashimoto, M., et al., *In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years*. J Dent Res, 2000. **79**(6): p. 1385-91.
236. Miyazaki, M., et al., *Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems*. Am J Dent, 1998. **11**(3): p. 118-22.
237. Li, H., M.F. Burrow, and M.J. Tyas, *The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems*. Dent Mater, 2002. **18**(2): p. 111-9.
238. Sano, H., et al., *Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer; in vivo*. J Dent Res, 1999. **78**(4): p. 906-11.
239. Toledano, M., et al., *Differential effect of in vitro degradation on resin-dentin bonds produced by self-etch versus total-etch adhesives*. J Biomed Mater Res A, 2006. **77**(1): p. 128-35.
240. Nikaido, T., et al., *Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin*. Dent Mater, 2002. **18**(3): p. 269-75.
241. Bedran-de-Castro, A.K., et al., *Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations*. J Adhes Dent, 2004. **6**(3): p. 221-6.
242. Benetti, A.R., et al., *Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation*. Operative dentistry, 2015. **40**(2): p. 190-200.
243. Fronza, B.M., et al., *Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites*. Dental materials, 2015. **31**(12): p. 1542-1551.
244. Heintze, S.D., *Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation*. Dental Materials, 2013. **29**(1): p. 59-84.
245. Dunn, W.J., *Microcomputed tomographic comparison of posterior composite resin restorative techniques: sonicated bulk fill versus incremental fill*. General dentistry, 2016.
246. Van Ende, A., et al., *Bulk-fill composites: a review of the current literature*. Journal of Adhesive Dentistry, 2017. **19**(2): p. 95-109.

247. Han, S.-H., et al., *Non-destructive evaluation of an internal adaptation of resin composite restoration with swept-source optical coherence tomography and micro-CT*. Dental Materials, 2016. **32**(1): p. e1-e7.
248. Sampaio, C.S., et al., *Effect of restorative system and thermal cycling on the tooth-restoration interface—OCT evaluation*. Operative dentistry, 2016. **41**(2): p. 162-170.
249. Nahedh, H.A. and N. Sibai, *Evaluation of interfacial gap volume of two low-shrinkage composites using micro-computed tomography*. Operative Dentistry, 2017. **42**(6): p. 658-668.
250. Sampaio, C.S., et al., *Volumetric polymerization shrinkage and its comparison to internal adaptation in bulk fill and conventional composites: A μ CT and OCT in vitro analysis*. Dental Materials, 2019. **35**(11): p. 1568-1575.
251. Sampaio, C., et al., *External marginal gap evaluation of different resin-filling techniques for class II Restorations—A micro-CT and SEM Analysis*. Operative dentistry, 2020. **45**(4): p. E167-E175.
252. Pardo Díaz, C., et al., *Characterization and comparative analysis of voids in class II composite resin restorations by optical coherence tomography*. Operative Dentistry, 2020. **45**(1): p. 71-79.
253. Fronza, B.M., et al., *Evaluation of bulk-fill systems: microtensile bond strength and non-destructive imaging of marginal adaptation*. Brazilian oral research, 2018. **32**: p. e80.
254. Kantovitz, K., et al., *Impact of resin composite viscosity and fill-technique on internal gap in class I restorations: an OCT evaluation*. Operative Dentistry, 2021. **46**(5): p. 537-546.
255. Aboushelib, M.N., A.J. Feilzer, and C.J. Kleverlaan, *Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach*. Dental Materials, 2009. **25**(3): p. 383-391.
256. Reboul, T., et al., *Comparison between shear forces applied on the overlay-dental tissue interface using different bonding techniques: An: in vitro: study*. The Journal of Indian Prosthodontic Society, 2018. **18**(3): p. 212-218.
257. Burke, F.J., *The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns*. Quintessence Int, 1995. **26**(4): p. 293-300.
258. Yang, J.N., J.D. Raj, and H. Sherlin, *Effects of Preheated Composite on Micro leakage-An in-vitro Study*. J Clin Diagn Res, 2016. **10**(6): p. Zc36-8.
259. Muñoz, C.A., et al., *Effect of pre-heating on depth of cure and surface hardness of light-polymerized resin composites*. Am J Dent, 2008. **21**(4): p. 215-22.
260. Acquaviva, P.A., et al., *Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis*. J Dent, 2009. **37**(8): p. 610-5.
261. Urcuyo Alvarado, M.S., et al., *Evaluation of the Bond Strength and Marginal Seal of Indirect Restorations of Composites Bonded with Preheating Resin*. Eur J Dent, 2020. **14**(4): p. 644-650.
262. Zavattini, A., et al., *Micro-computed tomography evaluation of microleakage of Class II composite restorations: An in vitro study*. Eur J Dent, 2018. **12**(3): p. 369-374.
263. Urcuyo Alvarado, M.S., et al., *Evaluation of the Bond Strength and Marginal Seal of Indirect Restorations of Composites Bonded with Preheating Resin*. Eur J Dent, 2020. **14**(04): p. 644-650.

264. Turkistani, A., et al., *Sealing performance of resin cements before and after thermal cycling: Evaluation by optical coherence tomography*. Dental Materials, 2014. **30**(9): p. 993-1004.
265. Ling, L., et al., *Physical, Mechanical, and Adhesive Properties of Novel Self-Adhesive Resin Cement*. International Journal of Dentistry, 2022. **2022**(1): p. 4475394.
266. Gladys, S., et al., *Clinical and semiquantitative marginal analysis of four tooth-coloured inlay systems at 3 years*. J Dent, 1995. **23**(6): p. 329-38.
267. Sakrana, A.A., *In vitro evaluation of the marginal and internal discrepancies of different esthetic restorations*. J Appl Oral Sci, 2013. **21**(6): p. 575-80.
268. Mörmann, W.H., et al., *Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns*. Int J Prosthodont, 1998. **11**(4): p. 333-9.
269. Burke, F.J. and D.C. Watts, *Effect of differing resin luting systems on fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns*. Quintessence Int, 1998. **29**(1): p. 21-7.
270. Daronch, M., et al., *Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise*. Dent Mater, 2007. **23**(10): p. 1283-8.
271. Lovell, L.G., et al., *The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins*. Dent Mater, 2001. **17**(6): p. 504-11.
272. Daronch, M., F.A. Rueggeberg, and M.F. De Goes, *Monomer conversion of pre-heated composite*. J Dent Res, 2005. **84**(7): p. 663-7.
273. Asmussen, E. and A. Peutzfeldt, *Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures*. J Dent Res, 2001. **80**(6): p. 1570-3.
274. Voruganti, K., *Dental materials: properties and manipulation (9th edition)*. British Dental Journal, 2008. **204**(3): p. 160-160.
275. Mondelli, R.F., et al., *Fracture resistance of weakened teeth restored with condensable resin with and without cusp coverage*. J Appl Oral Sci, 2009. **17**(3): p. 161-5.
276. Ata, M., *Fracture resistance of premolars teeth restored by silorane, nanohybrid and two types of fiber-reinforced composite: an in-vitro study*. Tanta Dental Journal, 2017. **14**: p. 216.
277. ISO, P., *TS 11405: 2015, Dentistry. Testing of adhesion to tooth structure*. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 2015.
278. Papathanasiou, I., et al., *In vitro evaluation of CAD/CAM composite materials*. Journal of Dentistry, 2023. **136**: p. 104623.
279. Uludag, B., O. Ozturk, and A.N. Ozturk, *Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2009. **102**(4): p. 235-241.
280. Nedeljkovic, I., et al., *Is secondary caries with composites a material-based problem?* Dent Mater, 2015. **31**(11): p. e247-77.
281. Dietschi, D. and D. Herzfeld, *In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing*. Eur J Oral Sci, 1998. **106**(6): p. 1033-42.
282. Kern, M. and S.M. Wegner, *Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability*. Dental Materials, 1998. **14**(1): p. 64-71.
283. Ferracane, J.L., J.K. Hopkin, and J.R. Condon, *Properties of heat-treated composites after aging in water*. Dent Mater, 1995. **11**(6): p. 354-8.
284. Blatz, M.B., et al., *In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling*. J Prosthet Dent, 2004. **91**(4): p. 356-62.

285. Waltimo, A. and M. Könönen, *A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults*. Scand J Dent Res, 1993. **101**(3): p. 171-5.
286. Sideridou, I.D., M.M. Karabela, and D.N. Bikiaris, *Aging studies of light cured dimethacrylate-based dental resins and a resin composite in water or ethanol/water*. Dent Mater, 2007. **23**(9): p. 1142-9.
287. Sevimay, M., m.t. Yucel, and Ö. Tak, *Influence of Food Simulating Solutions on the Hardness of Composite Resins*. Journal of Composite Materials - J COMPOS MATER, 2008. **43**.
288. Morresi, A.L., et al., *Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review*. J Mech Behav Biomed Mater, 2014. **29**: p. 295-308.
289. Meleo, D., et al., *A proposal of microtomography evaluation for restoration interface gaps*. Annali dell'Istituto superiore di sanità, 2012. **48**: p. 83-8.
290. Zeller, D.K., J. Fischer, and N. Rohr, *Viscous behavior of resin composite cements*. Dental Materials Journal, 2021. **40**(1): p. 253-259.
291. Goulart, M., et al., *Preheated composite resin used as a luting agent for indirect restorations: effects on bond strength and resin-dentin interfaces*. Int J Esthet Dent, 2018. **13**(1): p. 86-97.
292. Al-Ahdal, K., N. Silikas, and D.C. Watts, *Rheological properties of resin composites according to variations in composition and temperature*. Dent Mater, 2014. **30**(5): p. 517-24.
293. Devarasa, G.M., et al., *Self-etching adhesive on intact enamel, with and without pre-etching*. Microsc Res Tech, 2012. **75**(5): p. 650-4.
294. Uludag, B., E. Yucedag, and V. Sahin, *Microleakage of inlay ceramic systems luted with self-adhesive resin cements*. J Adhes Dent, 2014. **16**(6): p. 523-9.
295. Uludag, B., O. Ozturk, and A.N. Ozturk, *Microleakage of ceramic inlays luted with different resin cements and dentin adhesives*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2009. **102**(4): p. 235-241.
296. Aschenbrenner, C.M., et al., *Analysis of marginal adaptation and sealing to enamel and dentin of four self-adhesive resin cements*. Clin Oral Investig, 2012. **16**(1): p. 191-200.
297. Jaber Ansari, Z. and M. Kalantar Motamedi, *Microleakage of two self-adhesive cements in the enamel and dentin after 24 hours and two months*. J Dent (Tehran), 2014. **11**(4): p. 418-27.
298. Gwinnett, J.A., et al., *Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces*. J Prosthet Dent, 1995. **74**(6): p. 575-85.
299. Tay, F.R., et al., *A method for microleakage evaluation along the dentin/restorative interface*. Am J Dent, 1995. **8**(2): p. 105-8.
300. Sano, H., et al., *Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer*. Oper Dent, 1994. **19**(2): p. 59-64.
301. Didron, P.P., W. Chrzanowski, and A. Ellakwa, *Effect of temperatures on polymerization stress and microleakage of class V composite restorations*. Open Journal of Composite Materials, 2013. **3**(04): p. 107.
302. Türk, A.G., et al., *Comparison of the marginal adaptation of direct and indirect composite inlay restorations with optical coherence tomography*. J Appl Oral Sci, 2016. **24**(4): p. 383-90.
303. St-Georges, A.J., et al., *Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations*. J Prosthet Dent, 2003. **89**(6): p. 551-7.

304. Khera, S.C., et al., *Parameters of MOD cavity preparations: a 3-D FEM study, Part II*. Oper Dent, 1991. **16**(2): p. 42-54.
305. Saridag, S., M. Sevimay, and G. Pekkan, *Fracture resistance of teeth restored with all-ceramic inlays and onlays: an in vitro study*. Oper Dent, 2013. **38**(6): p. 626-34.
306. Yamanel, K., et al., *Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis*. Dent Mater J, 2009. **28**(6): p. 661-70.
307. Mahmoud, N., *Effect of Preheating on Fracture Resistance of Bis-GMA Free and Containing Resin Composite After Cyclic Loading (In-Vitro Study)*. Egyptian Dental Journal, 2022. **68**(2): p. 1979-1988.
308. Abdulhameed, O., *Fracture resistance of weakened premolars restored with different preheated bulk fill composites (A comparative in vitro study)*. 2018.
309. Dionysopoulos, D., et al., *Effect of preheating on the film thickness of contemporary composite restorative materials*. Journal of dental sciences, 2014. **9**: p. 313-319.
310. Thompson, J.Y., et al., *Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns*. J Dent Res, 1994. **73**(12): p. 1824-32.
311. Grey, N.J., V. Piddock, and M.A. Wilson, *In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system*. J Dent, 1993. **21**(1): p. 47-51.
312. Shortall, A.C., M.A. Fayyad, and J.D. Williams, *Marginal seal of injection-molded ceramic crowns cemented with three adhesive systems*. J Prosthet Dent, 1989. **61**(1): p. 24-7.
313. Pameijer, C.H. and K. Nilner, *Long term clinical evaluation of three luting materials*. Swed Dent J, 1994. **18**(1-2): p. 59-67.
314. NEIVA, G., et al., *Resistance to Fracture of Three All-Ceramic Systems*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 1998. **10**(2): p. 60-66.
315. Abou-Madina, M.M. and K.M. Abdelaziz, *Influence of Different Cementation Materials and Thermocycling on the Fracture Resistance of IPS e.max Press Posterior Crowns*. The Internet Journal of Dental Science, 2008. **6**.
316. Rosentritt, M., et al., *In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth*. Int J Prosthodont, 2000. **13**(5): p. 387-91.