

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI PROTETİK ESTETİK MATERYALLERİN TRANSLÜSENSİ DEĞERLERİ
VE İKİ FARKLI ADEZİV SİMAN SİSTEMİYLE BAĞLANMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. İrem ÖZKAN

TEZ DANIŞMANI
Doç.Dr. Süleyman AGÜLOĞLU

İzmir, 2021

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

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

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

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekte teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)

o Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını istemiyorum.

(İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) (Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.)

o Tezimin/Raporumun..... tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

ETİK BEYAN

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



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ihtiyacım olan her anda benimle bilgi ve tecrübelerini paylaşan ve bana yol gösteren, hangi konuda olursa olsun yardım ve desteğini esirgemeyen, tez çalışmam süresince de yanımda olan, hekimlik adına kendisinden çok şey öğrendiğim ve öğrencisi olmaktan gurur ve mutluluk duyduğum, kendimi hep şanslı hissetmemi sağlayan tez danışmanım, saygıdeğer hocam Doç.Dr Süleyman AGÜLOĞLU'na,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız değerli hocam Doç.Dr Ender Akan başta olmak üzere uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım Dr. Öğretim Üyesi Özlem Çölgeçen ve ayrıca Prof.Dr. Bora Bağış'a,

Tez izleme jürimde olan sayın Prof.Dr Köksal Beydemir'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca hem meslektaşım olarak yanımda olan hem de çok yakın arkadaşlarım olan, öncelikle canım Zehra Bilgi'ye, Dt. İlke Eyvaz, Dt. Öznur Kıroğlu, Dt. Sena Turgut, Dt. Ecem Eser, Dt. Oytun Kutsal ve birlikte çalıştığım diğer tüm çalışma arkadaşlarım ile bölümümüz çalışanlarına,

Hayatımın her döneminde acı ve sevinçlerimi paylaştığım, her zaman yanımda hissettiğim, beni hiçbir durumda yalnız bırakmayan ve gönülden destekleyen Berat Adak'a,

Evlatları olduğum için kendimi çok şanslı hissettiğim, benimle gurur duyduklarını her zaman hissettiren, hiçbir fedakârlıktan kaçmadan bugünkü konumuma gelmemde ve başarılarımda büyük bir paya sahip olan canım aileme sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

FARKLI PROTETİK ESTETİK MATERYALLERİN TRANSLÜSENSİ DEĞERLERİ VE İKİ FARKLI ADEZİV SİMAN SİSTEMİYLE BAĞLANMA DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Giriş-Amaç: Lityum disilikat cam seramik, geleneksel dental porselenler ile karşılaştırıldığında daha uygun mekanik özelliklere ve mükemmel optik özelliklere sahiptir. Lityum disilikatın mekanik özellikleri zirkonyaya göre daha düşük olmasına rağmen, translüsensi açısından daha üstündür. Zirkonya, tetragonal fazda yitrium ilavesiyle stabilize edilmiş kristalli bir yapıya sahiptir. Bu malzeme ilk önce diş hekimliğinde sabit protezlerin altyapılarını üretmek için kullanılmıştır. Güçlü bir malzeme olmasına rağmen, translüsent olmaması nedeniyle porselen ile veneerlenmesi gerekmektedir. Son zamanlarda, altyapılar için geleneksel olarak kullanılan formdan daha translüsent olan yeni bir zirkonya formu geliştirilmiştir. Dişlerin doğal rengini daha çok taklit edebilen ve kırılmaya son derece dirençli olan translüsent zirkonyadan monolitik, sabit dental protez üretilmiştir. 2015 yılında yapılan bir araştırmada, monolitik zirkonya posterior tek kronlar için en çok tercih edilen materyal olarak bildirilmiş ve anterior tek kronlar için en çok tercih edilen materyal olarak lityum disilikat olarak bildirilmiştir. Bu tercihlerin, zirkonya'nın elverişli mekanik özelliklerine ve lityum disilikatın estetik özelliklerine bağlanabilir. 5Y-ZP'nin ortaya çıkışı, zirkonyaların lityum disilikatinkine yakın translüsensi gücü vaat ediyor, ancak bu iddiaların doğrudan değerlendirilmesi gerekmektedir. Ek olarak 5Y-ZP'nin klinik özelliklerinin önceki zirkonya nesilleriyle; örneğin MDP içerikli primerler ve air abrazyon ile bağlanma kabiliyetine benzer olup olmadığının araştırılması gerekmektedir.

Gereç ve Yöntem: Translüsensi değerlerinin ölçülmesi için iki tip zirkonya Katana UT ve Katana HT; ve bir tip lityum disilikat e-max CAD LT kullanılarak 3 grup oluşturuldu.(n=10) Mikromakaslama testlerinin yapılabilmesi için de; zirkonya bloklardan sinterizasyon sonrası ve e-max bloklardan kristalizasyon sonrası 1mm çapında 3 mm yüksekliğinde olacak şekilde silindir tasarımı yapıldı (n=20). Tasarımı yapılan örnekler bir başka CAD/CAM yazılımı ile millenerek üretildi. Örnekler termal siklus ile yaşlandırıldıktan sonra; iki farklı adeziv siman sistemiyle çekilmiş dişlere simante edilen örneklerle mikro-makaslama testi uygulandı.

Bulgular: E-max Panavia SA ve Katana UT Panavia SA grupları benzer olup diğer gruplardan istatistiksel olarak düşük değerlere sahiptir. Katana HT Panavia SA grubu değerleri istatistiksel olarak Katana UT Panavia V5 grubu ile benzer, Katana HT Panavia V5 ve E-max Panavia V5 gruplarından düşüktür. E-max Panavia V5 grubu değerleri istatistiksel olarak Katana HT Panavia V5 grubu ile benzer, diğer tüm gruplardan yüksek değere sahiptir. Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre grupların Translüsensi parametresi değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmuştur. Tukey HSD çoklu karşılaştırmalarına göre üç grubun değerleri istatistiksel olarak birbirinden farklıdır. En yüksek TP değerlerine E-max grubu sahip iken en düşük değerlere Katana HT grubu değerleri sahiptir.

Sonuçlar: 5Y-PZ materyali; 3Y-TZP ile lityum disilikatın arasında bir translüsensi değeri göstermiştir. Uzun dönemde bağlanma dayanımı değerleri 3Y-TZP ile lityum disilikatlara benzer bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Anterior bölgede cam seramiklere alternatif olabilmesi için; translüsensi ve bağlanma dayanımı değerlerinin geliştirilmesi gerekmektedir.

Anahtar sözcükler: zirkonya, lityum disilikat seramikler, mikro-makaslama bağlanma dayanımı

ABSTRACT

COMPARISON OF TRANSLUCENCY AND BOND STRENGTH VALUES OF DIFFERENT AESTHETIC PROSTHETIC MATERIALS WITH TWO DIFFERENT ADHESIVE RESIN CEMENT SYSTEMS

Introduction-Aim: Lithium disilicate glass ceramic has more favorable mechanical properties and excellent optical properties compared to traditional dental porcelain. Although the mechanical properties of lithium disilicate are lower than zirconia, it is thought to be superior in terms of translucency. Zirconia has a crystalline structure stabilized by the addition of yttrium in the tetragonal phase. This material was first used in dentistry to produce the framework of fixed dentures. Although it is a strong material, it should be veneered with porcelain since it is not translucent. Recently, a new form of zirconia has been developed which is more translucent than the form traditionally used for framework. A monolithic fixed dental prosthesis is produced from translucent zirconia, which can mimic the natural color of the teeth more and is highly resistant to breakage. In a study conducted in 2015, monolithic zirconia was reported as the most preferred material for posterior single crowns and lithium disilicate was reported as the most preferred material for anterior single crowns. These preferences can be attributed to the favorable mechanical properties of zirconia and the aesthetic properties of lithium disilicate. The occurrence of the 5Y-ZP promises the translucency of zirconia close to that of lithium disilicate, but these claims need to be evaluated directly. In addition, the clinical features of 5Y-ZP were compared with previous generations of zirconia; For example, it is necessary to investigate whether it is similar to the ability to bind by MDP-containing primers and air abrasion.

Material-method: Two types of zirconia are Katana UT and Katana HT for measuring translucency values; and 3 groups were formed using one type of lithium disilicate e-max CAD LT. (n = 10) In order to perform micro shearing tests; After sintering from zirconia blocks and crystallization from e-max blocks, a cylinder design was made with a diameter of 1mm and a height of 3mm. Designed samples were produced by milling with CAD / CAM software (n=20). After the samples are aged by thermal cycle; Micro-shear test was applied to the samples cemented to teeth extracted with two different adhesive cement systems.

Results: E-max Panavia SA and Katana UT Panavia SA groups are similar and have statistically lower values than other groups. Katana HT Panavia SA group values are statistically similar to Katana UT Panavia V5 group and lower than Katana HT Panavia V5 and E-max Panavia V5 groups. E-max Panavia V5 group values are statistically similar to Katana HT Panavia V5 group, but it has a higher value than all other groups. According to the results of one-way analysis of variance, a statistically significant difference was found between the TP values of the groups. According to Tukey HSD multiple comparisons, the values of the three groups are statistically different from each other. While E-max group has the highest TP values, Katana HT group has the lowest values.

Conclusion: 5Y-PZ has a translucency parameter intermediate to those of 3Y-TZP and lithium disilicate. Long-term bond strength of 3Y-TZP and 5Y-ZP were similar to those of lithium disilicate. In order to be an alternative to glass ceramics in the anterior region; Translucency and bond strength values need to be improved.

Keywords: zirconia, lithium disilicate, micro-shear bond strength

İÇİNDEKİLER

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI.....	i
ETİK BEYAN	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER.....	xiv
RESİMLER.....	xv
TABLOLAR	xvii
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.1 Dental Seramiklerin Gelişimi.....	4
2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı.....	6
2.1.3 Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....	7
2.2 Zirkonya Seramikler.....	12
2.2.1 Zirkonyanın Kristal Yapısı ve Faz Dönüşümü.....	14
2.2.2 Zirkonya Blokların Üretim Yöntemleri.....	20
2.2.3 Zirkonya altyapı ile porselen üstyapı bağlantı mekanizması.....	23
2.2.4 Monolitik zirkonya.....	23
2.3. Lityum Disilikat Seramikler.....	27
2.4. Işık.....	28
2.4.1 Işığın Doğası.....	28
2.4.2 Translüsensi.....	29

2.4.2.1 Spektrofotometreler.....	29
2.5. Rezin Esaslı Yapıştırıcı Simanlar.....	30
2.6.Mekanik Testler.....	34
2.6.1 Mikro-makaslama Testi.....	35
2.7.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	35
2.8.Yapay Yaşlandırma.....	36
2.8.1 Termal Siklus.....	36
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1 Deney Gruplarının Oluşturulması.....	38
3.2 Bağlanma Dayanımı Testi.....	42
3.2.1 Dişlerin Hazırlanması.....	42
3.2.2 Dişlerin Akrilik Rezine Gömülmesi.....	42
3.2.3 Silindir Formundaki Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.2.4 Zirkonya Örneklerin Sinterizasyonu.....	45
3.2.5 Lityum Disilikat Örneklerin Kristalizasyonu.....	46
3.2.6 Simantasyon.....	47
3.2.7 Termal Siklus Uygulaması.....	48
3.2.8 Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	49
3.2.9 SEM analizi.....	51
3.3 Trasnlüsensi Parametrelerinin Ölçümü.....	51
3.3.1 Örneklerin Hazırlanması.....	51
3.3.2 Spektrofotometre ile Işık Geçirgenliğinin Ölçümü.....	53
3.4 İstatistiksel Analiz.....	54
4. BULGULAR.....	55
4.1 Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları.....	55

4.2 Translüsensi Parametresi Bulguları.....	57
4.3 SEM Analizi Bulguları.....	58
5. TARTIŞMA.....	65
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	77
KAYNAKLAR.....	79
EKLER.....	100
ÖZGEÇMİŞ.....	101



SİMGELER VE KISALTMALAR

°C	Santigrat
°K	Kelvin
10-MDP	10-Metakriloksesil dihidrojen fosfat
Al ₂ O ₃ . SiO ₂ . 2H ₂ O	Hidrate alümina silikat (kaolin)
Bis-GMA	Bisphenol A glycidyl methacrylate
Ca	Kalsiyum
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CaO	Kalsiyum Oksit
Ce	Seryum
Ce-TZP	Seryum stabilize tetragonal zirkonya polikristali
cm	Santimetre
CR	Kontrast oran
dak	Dakika
F	Flor
Fe	Demir
Fe ₂ O ₃	Demir oksit
g	Gram
GPa	Gigapascal
H ₂ O	Su
HEM	Hidroksi etil metakrilat
HfO ₂	Hafniyum oksit
HIP	Sıcak izostatik presleme

HT	High translucent, yüksek ışık geçirgenliği gösteren
K ₂ O	Potasyum oksit
K ₂ O. Al ₂ O ₃ . 6SiO ₂	Feldspat ((Potasyum alümina silikat)
LT	Low translucent, düşük ışık geçirgenliği gösteren
LTD	Düşük ısı bozunması (Low temprature degradation)
m	Metre
MO	Medium opacity
MgO	Magnezyum oksit
Mg-PSZ	Magnezyum kısmi stabilize zirkonya polikristali
mm	Milimetre
mm ²	Milimetre kare
MnO ₂	Mangan oksit
MPa	Megapascal
N	Newton
Na	Sodyum
Na ₂ O	Sodyum oksit
NaOCl	Sodyum hipoklorit
Na ₂ O ₃ Al ₂ O ₃ 6SiO ₂	Sodyum alümina silikat
O ₂	Oksijen
OH	Hidroksil

P ₂ O ₅	Fosfor Pentoksil
PSZ	Kısmi Stabilize Zirkonya
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO ₂	Silika
sn	Saniye
t-m	Tetragonal-monoklinik
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TP	Translüsensi Parametresi
TZP	Tetragonal zirkonya polikristali
UDMA	Üretan dimetakrilat
UT	Ultra translusent
UV	Ultraviyole
Y ₂ O ₃	Yitrium oksit
YSZ	Yitrium Stabilize Zirkonya
YTZP	Yitrium stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonya, Zirkonyum oksit, Zirkonyum dioksit
ZrSiO ₄	Zirkon, Zirkonyum silikat
ZTA	Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina
µm	Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil 1: Monoklinik-Tetragonal-Kübik Faz

Şekil 2: Y_2O_3 - ZrO_2 faz diyagramı

Şekil 3: Dönüşüm Sertleşmesi-Faz dönüşüm Sertleşmesi

Şekil 4: Dönüşüm sertleşmesinin şematize hali

Şekil 5: Yaşlanma sürecinin şematik görünümü

Şekil 6: Zirkonya yüzey bozulmasının şematik görünümü

Şekil 7: Y-TZP içerisinden ışığın geçişi

Şekil 8: Bağlanma Dayanımı testi gruplarının oluşturulması

Şekil 9: Translüsensi parametresi gruplarının oluşturulması

Şekil 10: Tüm grupların bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi

Şekil 11: Tüm grupların standart sapmalı bağlanma dayanımı değerleri

Şekil 12: Tüm grupların bağlanma dayanımlarının standart sapmalı değerlerinin grafiksel gösterimi

Şekil 13: Translüsensi Parametrelerinin tüm gruplardaki değerlerinin grafiksel gösterimi

Şekil 14: Tüm grupların standart sapmalı olarak TP değerlerinin grafiksel gösterimi

RESİMLER

Resim 1: Zirkonyum

Resim 2: Çekilmiş dişlerin mine kısımlarının hassas kesme cihazı ile kesilerek uzaklaştırılması

Resim 3: Dişlerin akrilik rezine gömülmesi

Resim 4: Mikro-makaslama testi için tasarlanan 1 mm çapta ve 3 mm boyundaki lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik örnekler

Resim 5: 1 mm çapta ve 3 mm boyundaki lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin millenmesi

Resim 6: Mikro-makaslama testi için tasarlanan zirkonya örnekler

Resim 7: Sinterleme Cihazı (Sirona inCoris HTC Speed / Sirona Bensheim, Almanya)

Resim 8: Programat P300 (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

Resim 9: Kumlama Cihazı (Oxyker Duet / Manfredi, İtalya)

Resim 10: Simantasyon işlemi sonrası örnekler

Resim 11: Etüv Cihazı

Resim 12: Termal Siklus Cihazı

Resim 13: Universal Test Cihazı

Resim 14: Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan örnekler

Resim 15: TP ölçümü için hazırlanan 10 mm çapta ve 1 mm kalınlıkta zirkonya örnekler

Resim 16: Hassas kesme cihazında TP için hazırlanan lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik örneklerin 1 mm kalınlıkta dilimlenmesi

Resim 17: TP için hazırlanan örneklerin Spektrofotometre ile ölçümü

Resim 18 ve 19: E-max*PSA grubunun seramik ile bağlanmada 250x büyütülmüş koheziv tip kopma görüntüsü

Resim 20 ve 21: E-max*PSA grubunun seramik ile bağlanmada 1000x büyütülmüş koheziv tip kopma görüntüsü

Resim 22: E-max*PV5 grubunda seramik ile bağlanmada miks tip kopma görüntüsü

Resim 23: E-max*PV5 grubunda seramik ile bağlanmada adeziv tip kopma görüntüsü

Resim 24 ve 25: UT*SA grubunun seramik ile bağlanmada koheziv tipte kopmalarının görüntüsü

Resim 26: UT*SA grubunun seramik ile bağlanmada adeziv tipte kopma görüntüsü

Resim 27: UT*PV5 grubunda seramik ile bağlanmada miks tipte kopma görüntüsü

Resim 28: UT*PV5 grubunda seramik ile bağlanmada adeziv tipte kopma görüntüsü

Resim 29: HT*SA grubunda seramik ile bağlanmada koheziv tip kopma görüntüsü

Resim 30: HT*SA grubunda seramik ile bağlanmada adeziv tip kopma görüntüsü

Resim 31: HT*PV5 grubunda seramik ile bağlanmada miks tip kopma görüntüsü

Resim 32: HT*PV5 grubunda seramik ile bağlanmada adeziv tip kopma görüntüsü

Resim 33: UT*PV5 grubunun dentin ile bağlanmadaki miks kopma görüntüsü

Resim 34 ve 35: E-max*PSA ve UT*PSA gruplarının dentin ile bağlanmadaki adeziv kopma görüntüsü

TABLolar

Tablo 1: Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması

Tablo 2: Çalışmada kullanılan materyaller

Tablo 3: Çalışmada kullanılan adeziv siman sistemleri

Tablo 4: Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Tablo 5: Çalışma Grupları

Tablo 6: Sinterleme süre ve sıcaklıkları

Tablo 7: Kristalizasyon süre ve sıcaklıkları

Tablo 8: Translüsensi Parametresi- Çalışma Grupları

Tablo 9: Gruplara Göre Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması

Tablo 10: TP Değerlerinin Gruplara Göre Karşılaştırılması

Tablo 11: Kopma Tiplerinin gösterimi

1.GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinin başlıca amaçları; kayıp diş veya diş dokularının yerine konması, bununla birlikte kaybedilen estetik, fonksiyon ve fonasyonun sağlanmasıdır. Ayrıca kayıp dişlerin yerine doğal dişe benzer materyaller ile restore edilmesinin sağlanmasıdır.[1] Metal destekli restorasyonlar dayanıklılıkları sebebiyle restoratif uygulamalarda uzun yıllarca uygulanmaktadırlar. Ancak metal altyapılar ışık geçirgenliğine izin vermezler ve dolayısıyla doğal dişlerin optik özelliklerini taklit etmede yeterince başarılı olamamaktadırlar.[2] Bu nedenle, protetik diş hekimliğinde görülen gelişmeler sonucunda ortaya çıkarılan yeni materyaller ve hastaların estetik beklentileriyle birlikte tam seramik sistemlerin kullanımı fazlasıyla artmıştır[3].

Tam seramik sistemler içerisindeki lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, geleneksel dental porselenlere nazaran daha iyi mekanik özelliklere ve oldukça iyi optik özellikler göstermektedirler. Lityum disilikat zirkonya ile karşılaştırıldığında daha düşük mekanik özellikler göstermesine rağmen, translüsensi açısından üstün olduğu düşünülmektedir[4][5]. Ancak cam seramiklerin estetik avantajına rağmen, daha güçlü seramik restorasyon talepleri artmıştır.Bu durum, yüksek mukavemetli zirkonya bazlı seramiklerin diş hekimliğinde uygulama alanlarını genişletmiştir [6].

Zirkonya, 3 kristal fazda bulunan metastabil bir seramiktir: monoklinik, tetragonal ve kübik. Oda sıcaklığında, saf zirkonyum monoklinik fazında stabildir. Ancak, dişhekimliğinde kullanılan zirkonyanın oda sıcaklığında stabil kalabilmesi için Ca, Mg, Al, Y veya Ce gibi çeşitli metal oksitlerin ilave edilmesi gerekmektedir. Geleneksel olarak ise %3 mol yitrium eklenerek stabilize edilmektedir. Böylece zirkonyanın tetragonal ya da kübik kristalleri oda sıcaklığında termodinamik bir şekilde yarıstabil (metastabil) kalabilmektedir [7], [8] .

3 mol% itriya ile stabilize tetragonal zirkonyum polikristalinin (3Y-TZP) en önemli avantajlarından biri, dönüşüm sertleşmesidir. Parsiyel stabilize zirkonyaya dışardan bir yük uygulandığı esnada çatlak oluşup ilerlerken, çatlak ucunun yanında ve çevresinde tetragonal faz monoklinik faza dönüşebilir. Bu dönüşümle elde edilen hacim genişlemesi, çatlak ucunda sıkıştırıcı baskılara neden olur. Bu durum, aktif olarak çatlağın yayılmasını engeller çünkü çatlağın yayılmaya devam edebilmesi için daha fazla enerji gereklidir. Bu parsiyel stabilize

zirkonyaların kırılma direncini arttırmaktadır. Bu mekanizma dönüşüm sertleşmesi veya faz dönüşümü sertleşmesi olarak adlandırılır. Bu materyalin bu şekildeki gren boyutları, zirkonyanın diğer seramikler içinde neden en yüksek dayanımı ve kırılma tokluğuna sahip olduğunu açıklamaktadır. [9] Son derece güçlü olmasına rağmen, 3Y-TZP seramikleri zayıf translüsensiye sahiptir.[10] İttriya stabilize zirkonya için; translüsensi özellikleri, hem sinterleme sıcaklığı hem de itriya içeriği ile kontrol edilebilen kübik faz içeriği ile ayarlanabilir. Genel olarak itriyum içeriği ve sinterleme sıcaklığı arttıkça kübik içerik artar ve translüsensi artar. Ancak, bu aynı zamanda daha düşük bir kırılma dayanımına sebep olur [11], [12].

Zirkonyanın translüsensi değerlerini arttırmak için, farklı kırılma indeksleri oluşturan ve yüzeyde optik saçılmaya ve translüsensinin azaltılmasına yol açan kalıntı gözenekler (rezidüel por) ve kirlilikler (impurity) azaltılmalıdır [5], [13]. Zirkonyaya eklenen alümina; mekanik özellikleri geliştirir ve düşük sıcaklıktaki bozunmayı (LTD) engeller, ancak en yaygın kirlilik sebebidir [14], [15]. Zirkonya ve alümina farklı kırılma indekslerine sahiptir ve bu nedenle alümina içeriği, zirkonya eklendiğinde hat içi ışık iletimini azaltabilir ve böylelikle translüsensiyi azaltır [16].

Tüm bunların sonucunda, dental zirkonyanın yitrium içeriği arttırılmıştır. %8 mol yitrium eklenmiş zirkonyanın kübik fazı tamamen stabilize ederken, %5 mol yitrium eklenmiş zirkonya yaklaşık olarak %50 kübik faz zirkonya içeren parsiyel stabilize zirkonyayı oluşturur [11]. Zirkonyanın kübik fazı, farklı kristallografik yönlerde izotropiktir, bu da sınırlarında meydana gelen ışık saçılımını azaltır. Sonuç olarak, kübik zirkonya daha translüent görünür. Stabilize kübik zirkonya oda sıcaklığında dönüşmez ve bu nedenle kübik zirkonya dönüşüm sertleşmesi gerçekleştirmez veya düşük sıcaklıkta bozulmaya uğramaz [17], [18]. Başka bir deyişle, mekanik özellikleri azaltılmış ancak zaman içinde bu özellikler değişmeyecektir. Ağırlıkça hem % 0.05 alümina içeren hem de % 5 mol itriya stabilize zirkonya polikristal (5Y-ZP) olarak adlandırılmıştır. “Translüsant zirkonya”; ile birlikte zirkonya malzemeleri birinci ve ikinci kuşak zirkonyalardan farklı mekanik ve optik özelliklere sahiptir [5], [17].

2015 yılında yapılan bir araştırmada, monolitik zirkonya posterior tek kronlar için en çok tercih edilen materyal olarak bildirilmiş ve anterior tek kronlar için en çok tercih edilen materyal olarak lityum disilikat olarak bildirilmiştir [19]. Bu durum, zirkonyanın elverişli mekanik özelliklerine ve lityum disilikatın estetik özelliklerine bağlanabilir. 5Y-ZP’nin ortaya çıkışı, zirkonyaların lityum disilikatınine yakın translüsensi gücü vaat ediyor, ancak bu iddiaların doğrudan değerlendirilmesi gerekmektedir. Ek olarak 5Y-ZP’nin klinik özelliklerinin

önceki zirkonya nesilleriyle; örneğin MDP içerikli primerler ve air abrazyon ile bağlanma kabiliyetine benzer olup olmadığının araştırılması gerekmektedir[8], [20]. Literatürde bu konularda yeterli çalışma olmadığından çalışmamızda yeni translüsent zirkonya materyalini incelemeyi amaçlamaktayız. Bu yüzden projemizdeki ilk amacımız, yeni translüsent zirkonyanın anterior bölgede estetik olduğu iddialarına yönelik araştırmalar yapılması, bu konudaki literatürdeki boşluğun doldurulması ve önceki araştırmalara yeni bir yön vermek ayrıca gelecekte yapılacak araştırmalar için ışık tutmak hedeflenmektedir. Ek olarak 5Y-ZP'nin klinik özelliklerinin önceki zirkonya nesilleriyle; bağlanma kabiliyetine benzer olup olmadığının bilgisinin yeterli literatür olmaması sebebiyle araştırılması gerekmektedir. Bu sebepten ikinci amacımız ise; iki adeziv rezin siman ile 5Y-ZP'nin uzun vadeli bağlanma kuvvetini 3Y-TZP ve lityum disilikat ile karşılaştırmaktır. Bu yüzden çalışmamızın sıfır hipotezi, 5Y-ZP ile test edilen translüsensi özelliğinin lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik ile arasında fark bulunmayacağı ve anterior estetik için uygun olduğu, test edilen bağlanma dayanımı değerleri için karşılaştırılan diğer materyaller arasında hiçbir fark bulunmayacağıdır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.1 Dental Seramiklerin Gelişimi

Seramikler silika yapısında topraksı malzemelerdir. Adını Yunanca’da topraktan yapılmış anlamına gelen “keramikos” kelimesinden almaktadırlar. Yapısı değiştirilerek farklı amaçlarla kullanılmış olan en eski inorganik madde olarak bilinmektedirler. Seramik, M.Ö. 50 yıllarında Çin’de bulunmuştur [21].

Seramikler, oksijenin birin üzerinde metal veya yarı metal (silisyum gibi) atomunu, iyonik veya kovalent bağlarla birleşmesiyle oluşmaktadır. Bu atomik bağlar seramiklere stabilite, sertlik, yüksek elastiklik modülü gibi özellikler sağlar ve bunun sonucunda; kimyasal olaylara karsı direnç göstermelerini sağlamaktadır [22].

Seramiğin başarılı bir biçimde ilk defa ne zaman kullanıldığı bilinmemektedir. Ancak, Çinlilerin porselenle 9. yy’ın başlarında çalışmaya başladığı düşünülmektedir. 18. Yüzyılın başlarında Fransa ve daha sonra da İngiltere, çeşitli nesnelerin yapımında seramikleri kullanmıştır[23]. Diş hekimliğinde seramikler 1789’da, hareketli protezlerin yapay dişleri olarak Parisli Eczacı Alexis Duchateau ve Diş Hekimi Nicholas Dubois tarafından ilk olarak kullanılmıştır [24], [25]. 1873 yılında Beers’in fikriyle seramik kron yapımına başlanmıştır [25]. Platin folyo üzerine seramik kron ve inley yaparak 1887 yılında ürettiği bu teknik ile Land patent almıştır. Bu teknikte seramik yapısı kırılmandır ve gözenekler içerir .1949 yılında Gatz porseleni vakumda pişirerek porözitesiz düzgün yapıda seramik oluşturmuştur[25], [26].

1950 yıllarında kron ve köprülerin üretiminde bazı altın alaşımları ile birlikte kullanabilmek için, ısısal genleşme katsayısını yükselten lösitin seramiklere eklenmesiyle kayda değer bir gelişme gerçekleşmiştir. Bu durum sonucunda porselenin metal ile bağlantısı güçlenmiştir [23], [25]. Porselenlerin metal ile bağlantısının güçlenmesiyle birlikte metal destekli seramik kronlar geliştirilip üretilmeye başlanmıştır. Metal-seramik kron ve köprü protezlerin anayapısı yani temeli, Weinstein tarafından oluşturulmuştur. Metal alaşımlarıyla ısısal genleşme katsayısı olarak uyumlu ve yüksek genleşmeye sahip porselenler ortaya konmuştur [27], [28]. Bunun sonucunda, metal destekli porselenler klinik uygulamaya uygun hale gelmiştir. Ancak metalin maskelenememesinden dolayı estetik sorunlar ortaya çıkmıştır. 1965’te McLean ve Hughes, %40-50 oranında alümina kristalleri ile seramiği güçlendirmişler ve yüksek dirence sahip ilk seramikleri üretmişlerdir. Günümüzde kullanılan tam seramik sistemlerin temeli bu şekilde

atılmıştır [24], [25]. Güçlendirilmiş porselenler geleneksel feldspatik porselenlerin dayanımının iki katına çıkmıştır [29]. 1968 yılında MacCulloch dökülebilir cam seramiği tanıtmasıyla cam seramiklere ilgi artmıştır [24].

1980'lerde mika içeren cam seramik Dicor (% 45 cam ve % 55 kristalin tetrasilik mika), konvansiyonel mum atımı yöntemi ve cam kristalizasyon yönteminin birlikte kullanılmasıyla Adair ve Grossman tarafından tanıtılmıştır [25]. 1985'te alümina alt yapıya cam infiltrasyonu uygulanarak güçlendirildiği, tek ve 3 üyeli estetik anterior restorasyonların yapılmasını sağlayan ve %90'dan fazla alümina içeren In-Ceram (Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) Sadoun tarafından tanıtılmıştır [30]. 1990 yılında IPS Empress 1 üretilmiştir ve bu seramik ilk preslenebilir seramiktir. 1998 yılında ise, IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretilmiştir ve bu sistem %70 oranında lityum disilikat içermektedir [24], [25], [31]. 1994 yılındaysa In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) In-Ceram Alumina'nın opak yapısına karşın başka bir seçenek olarak geliştirilmiştir. In-Ceram Spinell, magnezya ve alümina karışımı ($MgAl_2O_4$) içermesinden dolayı altyapıda translusens özellik sağlamaktadır [32], [33].

1789'da Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth'un, birtakım taşları ısıtması sonucu bir reaksiyon ürünü olarak zirkonyayı bulmuştur ve yıllarca seramiklerin yapısına eklenen bir pigment olarak kullanılmıştır [34]. Zirkonyanın ilk kez kullanılması 1988'de Christel ve ark tarafından bildirilmiştir; kullanım alanı ise yapay femur başlarıdır. 2001'de görülen başarısızlıklar sonucu ortopedik cerrahide kullanımı % 90 oranında azalmıştır [7], [35]. Diş hekimliğinde ise 1990'larda endodontik postlar, implant abutmentleri, ortodontik braketler ve kron-köprü altyapılarında kullanılmıştır [36], [37].

Protetik diş hekimliğinde tam seramik sistemlerinin dayanımı arttırmaya yönelik ve CAD/CAM sistemlerinde gelişmeye yönelik çalışmalar başlamıştır. CAD/CAM sistemlerinde görülen gelişmelerle; en uygun materyali oluşturmak adına farklı materyaller bir araya getirilmiş ve bu materyallerin olumlu özelliklerini kullanmak adına hibrit malzemeleri üretmişlerdir: (Rezin nano seramik bloklar: Lava Ultimate; Polimer infiltre edilmiş seramik ağı içeren bloklar: Vita Enamic; Zirkonyum ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar: Vita Supranity, Celtra DUO; Kompozit rezin bloklar: Paradigm MZ 100) [38].

2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler, silikat-oksijen ağ örtüsünü kullanan cam benzeri malzemelerdir. Akrilik rezinler ve metaller gibi materyallerden farklı kimyasal, mekanik, fiziksel ve ısısal özellikleri vardır. Plastiklere karşı korozyona daha dayanıklıdır. Genellikle sıvılar, gazlar, alkaliler ve asitler ile reaksiyona girmezler, ayrıca uzun zaman stabil yapıda kalabilirler. Bu avantajların yanında, esnetildiğinde veya hızlı bir şekilde ısıtılıp soğutulduğunda kolayca kırılabilirler [39]

Dental porselenler, feldspar ($K_2O-Al_2O_3-SiO_2$), kuartz (Silika, SiO_2) ve kaolin ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$)’den oluşur. Bu yapının adı; ‘triaksiyel porselen kompozisyonu’dur. Bu üç bileşenin miktarına göre porselenin fırınlama ısısı değişkenlik göstermektedir [40].

Feldsparlar; potasyum alümino-silikat ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) ve (sodyum alümino-silikatın karışımından oluşur [39]. Seramiklere en az %60 oranında feldspar eklenerek seramiğin temeli oluşturulur ve seramiğe translüsentlik sağlanır. Fırınlama sırasında erir bunun sonucunda kuartz ve kaoline matris oluşturur [27].

Quartz; tamamıyla Silis (SiO_2)’den oluşur. Materyale şeffaf bir görünüm verir. Seramiklerin içerisinde %10-30 oranında bulunur, seramik içinde doldurucu olarak görev yapar. Fırınlama sonunda oluşabilecek büzölmeleri engeller, seramiklerin daha dayanıklı olmasını ve stabilite sağlar [27], [39].

Kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır. Kaolin opak olduğu için dental seramiğin içerisine %1-5 oranında eklenir. Bağlayıcı görevi vardır seramik içerisinde bulunan materyallerin bağlanmasını sağlar. Isıya karşı dayanıklı bir materyaldir. Porselene elastik özellik verir. Adeziv özelliği sayesinde su ile karıştırıldığı zaman yapışkan bir hale gelir. Aynı zamanda seramiğin işlenebilirliğini kolaylaştırır [27].

2.1.3 Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler yapım tekniklerine göre ve içeriklerine göre farklı iki şekilde sınıflandırılabilmektedir [41]

Tam seramik sistemlerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması:

A. Dökülebilir Cam Seramikler

1. Dicor (Dentsply Int. York, Amerika)
2. Cerapearl (Kyocera, Amerika)

B. Platin folyo tekniği ile hazırlanan tam seramikler

1. Renaissance (Williams Gold Refining Co, Buffalo, NY)
2. Sunrise (Tanaka Dental, Skokie)

C. Preslenebilir Tam Seramikler

1. Authentic System (Ceramay, Almanya)
2. Carrara Pres-Full Ceramic System (Elephant, Hollanda)
3. Cercogold: Golden Gate Pressable Ceramic (Degussa, Almanya)
4. Finesse All-ceramic System (Ceramco/Dentsply, Amerika)
5. KOOS-metic (KOOS EDELMETALLE, Almanya)
6. OPTEC (Jeneric/Pentron)
7. PLATINA Press System Ceramic (Heimerle, Almanya)
8. StylePress (Metalor, İsviçre)
9. IPS Empress II (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)
10. Finesse ALL Ceramic (Dentsply/Ceramco York, Amerika)

11. Imax Press (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein)

12. Creation Press-ceramics (Creation Willi Geller, Avusturya)

D. Kopya- Freze (Pantograf) Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. Celay Plus (Mikrona AG, İsviçre)

2. Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)

E. Refraktör Day Tekniği ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. Cerestore (Johnson and Johnson Dental Care Co., Amerika)

2. Hi-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

3. In-Ceram (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

4. Vitadur (Vita-Zahnfabrik, Almanya)

5. Mirage (Chamelon Dental, Amerika)

6. Optec (Jeneric, Pentron Inc., Amerika)

F. CAD/CAM Sistemi ile Hazırlanan Tam Seramikler

1. ALKOM (CAD/CAM Technologie, Lüksemburg)

2. BellaDent (BellaDent, Almanya)

3. CADIM (Advance Comp., Japonya)

4. CERADENT (Universiteit, Almanya)

5. Cercon Smart Ceramics (Degussa Dental, Almanya)

6. CEREC 3D (Sirona Dental Systems, Almanya)

7. Cicero (Elephant/Degussa, Hollanda)

8. DCM (ETH Institute, İsviçre)
9. DCS (DCS Dental, Almanya)
10. DECIM (DECIM AB, Ivoclar, Lichtenstein)
11. Decsy (Olympus, Nissan, Shizuoka, Japonya)
12. DentiCAD (Bego, Almanya)
13. Digident (Girrbach, Almanya)
14. Duret System (Hennson, Sopha Bioconcept, Fransa)
15. GNI (GC, Nikon, Hitachi, Japonya)
16. Inlac (Ritter, Almanya)
17. LAVA-System (3M ESPE, Almanya)
18. LICORA-CAD/CAM Allceram (Girrbach GmbH, Almanya)
19. Procera (Procera/Nobel Biocare, İsveç)

Tam seramik sistemlerin içeriklerine göre sınıflandırılması:

A. Cam - Matriks Seramikler

1. Feldspatik seramikler:
 - IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
 - Vitadur (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
 - Vita VMK 68 (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
 - Vitablocs Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
 - Vitablocs Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

- Vitablocs Triluxe (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

- Cerec Bloc (Sirona Dental Systems, Almanya)

2. Sentetik Seramikler:

a. L  sit i  erikli

- IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- Vita VM7, VM9, VM13 (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

- Noritake EX-3 (Noritake Dental Supply Co., Japonya)

- Noritake Cerabien(Noritake Dental Supply Co., Japonya)

b. Lityum disilikat ve türevleri içerikli

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- IPS e-maxCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- IPS e-maxPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

-Rosetta SM (Hass,Gangwon-do, Güney Kore)

c. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum-silikat cam seramikler

- Vita Supranity (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

- Celtra Duo (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya)

d. Florapatit içerikli

- IPS e-max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e-max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

3. Cam İnfiltratif seramikler

a. Alümina içelikli

- In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

b. Alümina ve magnezyum içelikli

- In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

c. Alümina ve zirkonya içelikli

- In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

B. Polikristalin Seramikler

1. Alümina:

- Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg,
- In-Ceram AL (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2. Stabilize edilmiş zirkonya

- In-Ceram YZ (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- KATANA Zirconia ML (Kuraray Noritake Inc., Japonya)
- NobelProcera Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- inCoris TZI (Sirona Dental Systems, Almanya)

- inCoris TZI C (Sirona Dental Systems, Almanya)

- Zenostar (Ivoclar Vivadent, Wieland)

3. Zirkonya ilave edilmiş alümina

- NANOZR (Panasonic Electric Works, Japonya)

4. Alümina ilave edilmiş zirkonya

C. Hibrit Seramikler (Rezin-matriks seramikler)

1. Rezin -nanoseramik

- Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

-Cerasmart (GC-Corp, Tokyo, Japonya)

-Shofu Block HC (Shofu-Inc., Kaliforniya,Amerika)

- Brilliant Crios (Coltene, Altstätten, İsviçre)

2. Polimer infiltre seramik ağı içeren materyaller

- Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

3. Rezin matriks içerisinde zirkonya – silika

- Paradigm MZ 100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

2.2 Zirkonya Seramikler

Zirkonyum (Zr) metalik yapıda bir elementtir. Erime noktası 1852 °C iken kaynama noktası 3580 °C’dir. Heksagonal kristal yapıdadır ve gri-beyaz bir renge sahiptir [42], [43], [34] (Resim 1). Zirkonyum doğada asla tek başına bulunmamaktadır. Hava ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen metal oksit tabakası oluşmaktadır. Zirkonyumun bilinen formları zirkon ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2) [44]. Saf zirkonya aynı kimyasal içerikte fakat farklı atomik

dizilimde (allotrop); ortorombik, monoklinik, tetragonal, kübik ve sıvı kristalografik yapılarında bulunmaktadır [42], [43].



Resim 1: Zirkonya materyali [45]

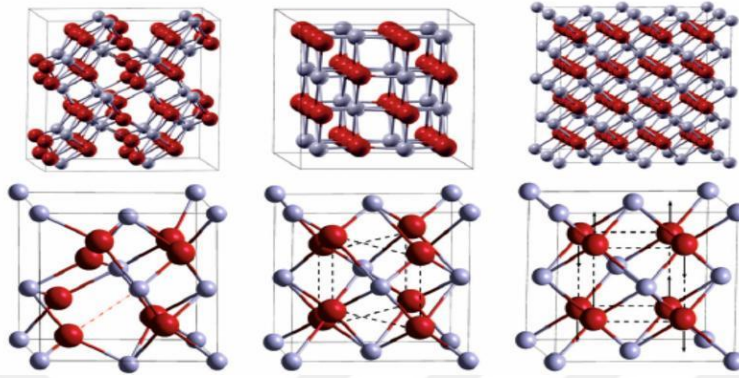
Zirkonyum oksit diğer adıyla zirkonya, 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından zirkon taşının ısıtılmasıyla gerçekleşen reaksiyondan oluşan bir metal oksittir ve zirkonyumun kristalin dioksit formudur [34].

Zirkonya biyo-medikal bir malzeme olarak ilk önce ortopedi alanında kullanılmıştır. Daha sonra bu protezlerde kırıklar görülmüştür ve kullanımı oldukça azalmıştır [46]. Mekanik özellikleri birçok metal ile benzerdir ve rengi diş rengine yakındır [34]. Alümina (Al_2O_3) ile kıyaslandığında, kimyasal ve biyolojik olarak inaktiftir ve bu durum zirkonyum oksiti biyouyumlu bir materyal yapmaktadır [47]. Titanyuma nazaran bakteriyel adezyonu daha azdır. Bu durum in vitro ve in vivo çalışmalarla ortaya konmuştur[48]. Dahası, beklentiye karşılayan bir radyoopasite ve düşük korozyon özelliği mevcuttur [49]. Diş hekimliğinde zirkonya 1990 yılında kullanılmaya başlanmış ve CAD/CAM sistemleriyle daha yaygın hale gelmiştir. Kron ve köprü restorasyonlarında altyapı veya restorasyon olarak, implant ve implant abutmentleri, indirek tutucular, cerrahi frezler ve ortodontik braketler gibi çeşitli malzemelerin üretiminde kullanılmaktadır[44].

2.2.1 Zirkonyanın Kristal Yapısı ve Faz Dönüşümü

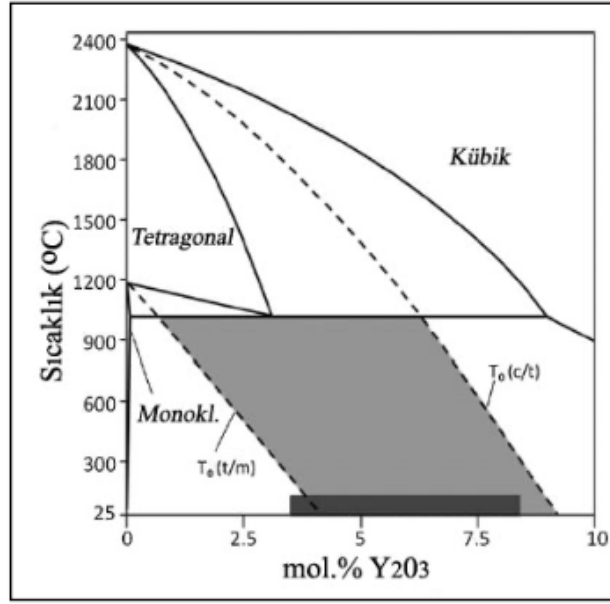
Saf, işlenmemiş zirkonya doğada polimorfik formda bulunur; yani farklı sıcaklıklarda kimyasında herhangi bir değişiklik göstermeden kararlı bir kristal yapısı ortaya koyar. Üç farklı kristalin form ortaya koyar (Şekil 1) : oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik faz, 1170°C'den 2370°C'ye kadar tetragonal faz ve 2370°C'nin üzerinde kübik fazda bulunur [43], [50]. Kübik fazda iken kararlı bir formda olup ortalama mekanik özelliklere sahiptir. Tetragonal

fazda ise üstün mekanik özelliklere sahiptir, diğer yandan monoklinik fazda daha kötü mekanik özellikler göstermektedir [44], [49], [51].



Şekil 1: Monoklinik-Tetragonal-Kübik Faz [52]

Oda sıcaklığında zirkonya monoklinik faz gösterir. Bu yapı 1170°C'a kadar stabildir, bu dereceden yukarıya doğru çıktığında tetragonal forma dönüşür, 2370°C'ın üzerinde ise kübik form gösterir. Soğuma işlemi esnasında 1170°C'ta tetragonal-monoklinik faz dönüşümü görülür ve bu değişim sonucunda %3-5 hacim artışı gözlenmektedir [51]. Bu faz değişimi materyalde güçlü sıkışma dayanımları oluşmasına neden olur. Başlarda dünya çapında geniş oranlarda zirkonyum bulunmasına rağmen, şiddetli çatlak oluştuğu için bu malzeme kullanılamamıştır [43]. Daha sonra ise zirkonyanın bu dezavantajı, onun olağanüstü bir özelliği olarak görülmüştür [53].

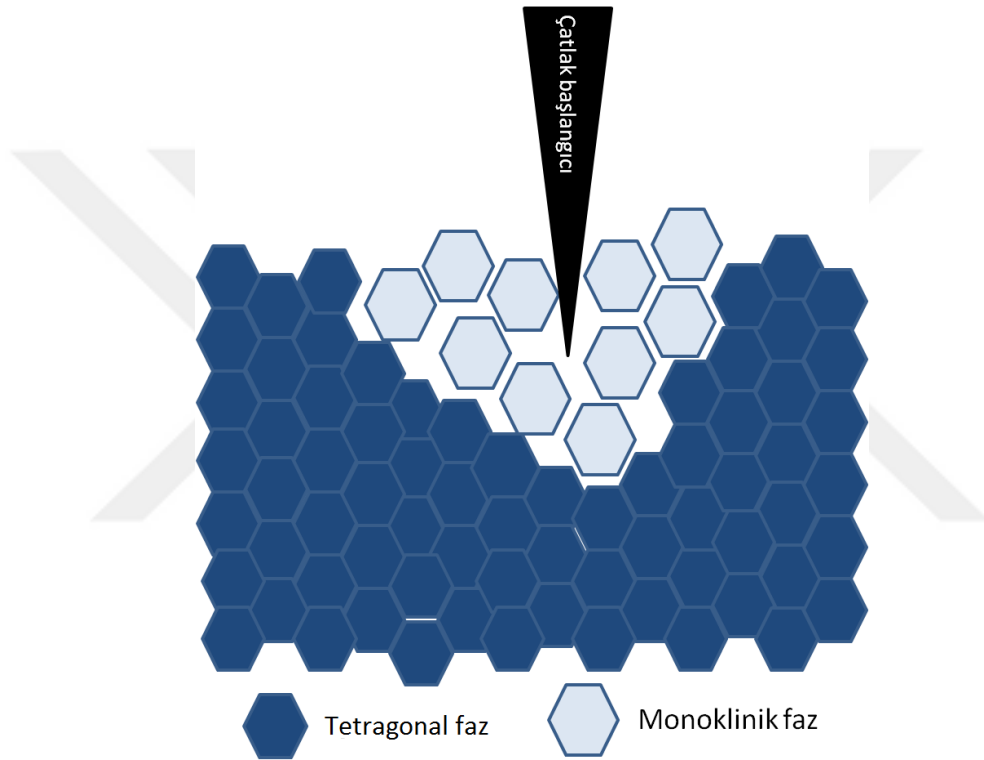


Şekil 2: Y_2O_3 - ZrO_2 faz diyagramı [43]

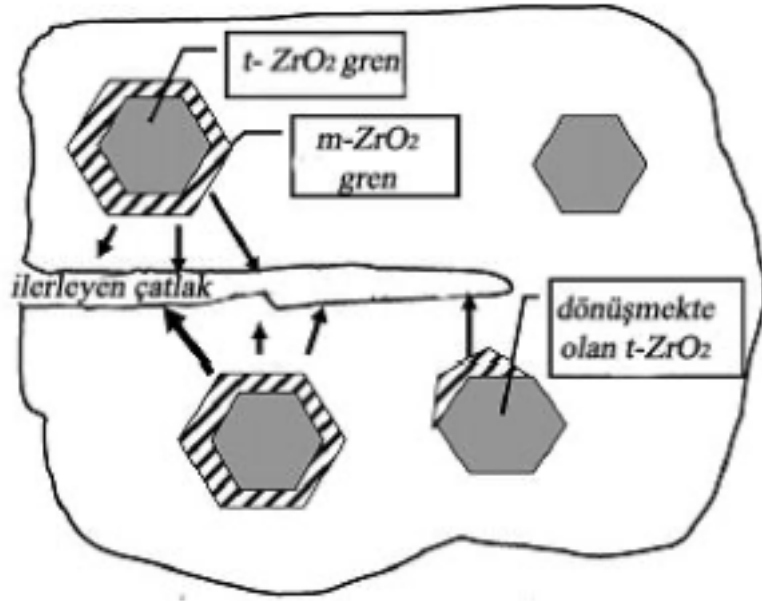
Tetragonal ya da kübik fazda zirkonyayı stabil tutabilmek için magnezyum oksit (MgO), itrium oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (Ce_2O_3) gibi oksitler eklenmektedir. Bunların eklenmesiyle oda sıcaklığında çok fazlı bir materyal oluşur [34], [44]. Zirkonyaya stabilize edici oksitler eklendiğinde; tetragonal fazda stabilize edilerek stres üreten monoklinik faza geçişi durdurulmaya çalışılır, bununla çatlak oluşumunun önüne geçilerek yüksek sertlik oluşumu sağlanabilmektedir [49]. Zirkonyaya bu stabilizatörler eklendiğinde sıcaklık $1000^\circ C$ 'yi geçtiği anda zirkonyada monoklinik-tetragonal faz dönüşümü görülür, ancak sıcaklık oda sıcaklığına düşürülürse kübik ve tetragonal faz karışımı haline gelir. Bu durum; kısmi stabilize zirkonyayı (PSZ: Partially Stabilized Zirconia) oluşturur ve kontrolsüz faz dönüşümün önüne geçilmiş olur [54].

Parsiyel stabilize zirkonyaya dışardan bir yük uygulandığı esnada çatlak oluşup ilerlerken, çatlak ucunun yanında ve çevresinde tetragonal faz monoklinik faza dönüşebilir. Bu dönüşümle elde edilen hacim genişlemesi, çatlak ucunda sıkıştırıcı baskılara neden olur. Bu durum, çatlağın ilerlemesini engeller çünkü çatlağın ilerleyebilmesi için daha fazla enerji gereklidir. Bu parsiyel stabilize zirkonyaların kırılma direncini arttırmaktadır [55]. Bu mekanizma dönüşüm sertleşmesi veya faz dönüşümü sertleşmesi olarak adlandırılır (Şekil 2) [56], [57]. Bu materyalin bu şekildeki gren boyutları, zirkonyanın diğer seramikler içinde neden en yüksek dayanımı ve kırılma tokluğuna sahip olduğunu açıklamaktadır [58].

Oda sıcaklığında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm tek yönlüdür. Bu demektir ki; bir kez olduğunda sürekli çatlak sınırlandırma etkisi gösteremez [43]. Zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza spontane geçiş göstermesi materyalin bir süre sonra yarı-stabil özelliğini kaybetmesi anlamına gelmektedir. "düşük ısı bozunması" (Low temperature degradation- LTD) zirkonyanın yaşlanması olarak ifade edilebilir [59]. 200- 300°C'lik kritik bir ısı değerine uğrarsa faz değişiminin ortaya çıkabileceği ifade edilmiştir [60].

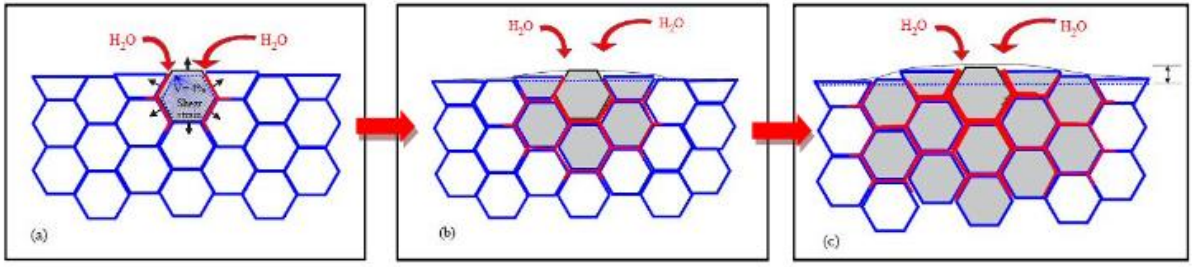


Şekil 3: Dönüşüm Sertleşmesi-Faz dönüşüm Sertleşmesi [45]

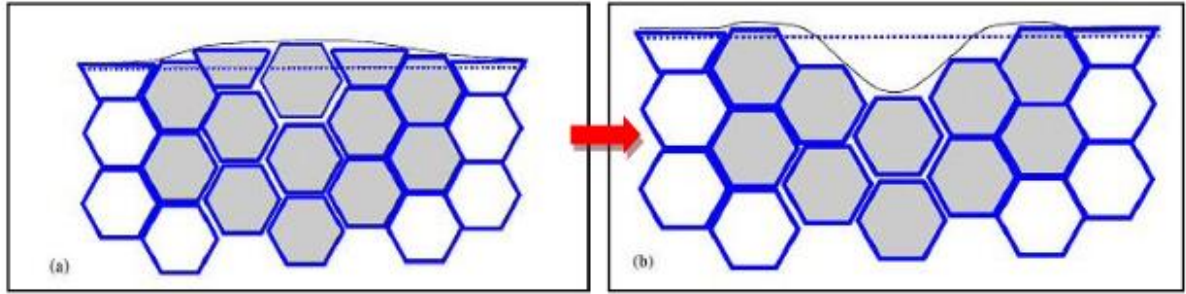


Şekil 4: Dönüşüm sertleşmesinin şematize hali [43]

Polikristalin zirkonyanın yüzeyinde başlayan düşük ısı bozunması, materyalin içerisine ilerleyerek devam eder. Bir kristalin dönüşümü gerçekleştiğinde kristaller etrafında stres birikir ve bu stres mikro çatlaklar oluşturur. Bu durum hacim artışıyla sonuçlanır. Eğerki ortamda nem mevcutsa faz dönüşümü miktarını daha da artırır [61]. Materyalde su emilimi görüldüğünde, yüzey bozunmaya başlar ve devamında faz dönüşümü görülür. Faz dönüşümü gerçekleştiğindeyse kristal boyutlarının hacimlerinde artış yönünde değişiklikler olur. Su emilimi sonrasında oluşan monoklinik faza geçişte görülen genişlemenin yüzeydeki Zr-OH veya Y-OH oluşmasıyla ortaya çıktığı ifade edilmiştir [62]. Faz dönüşümü ilk önce yüzey grenlerinde görülür ve bunlar yakın bölgelerdeki grenlerin hacmini arttırarak ve suyun daha da ilerlemesini sebep olur, tüm bunların sonucunda da mikro çatlakların daha da fazla ilerlemektedirler [63]. Dönüşüm sonucunda ortaya çıkan mikro çatlaklar yüzey pürüzlülüğünde artışa sebep olmaktadır [64]. Düşük ısı bozunması; zirkonyanın tetragonal fazdaki stabilitesini bozan her durum ile başlamaktadır. Düşük ısı bozunmasının derecesini yaşlanma davranışları; stres oluşumu, itriyum konsantrasyonu ve dağılımı, gren boyutu, çatlak popülasyonu, gibi çeşitli sebepler belirler [35], [62], [64].



Şekil 5: Yaşlanma sürecinin şematik görünümü (Dönüşüme uğramış grenler gri renkte ve bu grenlerin etrafındaki suyun penetrasyonu kırmızı renkte gösterilmiştir.) [35]



Şekil 6: Zirkonya yüzey bozulmasının şematik görünümü [35]

Birçok zirkonya esaslı seramik bulunmaktadır, ancak günümüzde en çok kullanılanlar: Cam infiltre edilmiş zirkonyayla güçlendirilmiş alümina (ZTA), magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ), ve en çok kullanılmakta olan yitriya ile parsiyel stabilize tetragonal zirkonya polikristalidir (Y-TZP) [7], [56].

-Cam infiltre edilmiş zirkonyayla güçlendirilmiş alümina (ZTA)

Yüksek dayanımlı korlar; ağırlıkça %67 alüminyum oksitten, %33'ü ise %12 mol seryum-yarı stabilize zirkonyum oksitten oluşur [65]. Alümina matriks içerisine gömülmüş olan zirkonya kristallerinden oluşmaktadır, 400-800 MPa bükülme dayanımına sahiptir. Mikroçatlaklar, zirkonyumun dönüşüm sertleşmesini tetikleyebilir, bu nedenle çatlak ucu genellikle daha çok dönüşen kristaller çevresinde yer alan alümina matriks boyunca çoğalır [49], [56]. ZTA iki yöntemle üretilir; yumuşak frezeleme ya da slip-casting. Slip casting yöntemi, hacimsel büzülmeyi sınırlandırabildiği için daha avantajlıdır ancak; en güçlü ve en sık kullanılan

zirkonya esaslı seramik yitriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristaline kıyasla daha fazla pöröz bir yapıya ve daha zayıf mekanik özelliklere sahiptir [49], [66]. ZTA'nın, bir pontikli üç üyeli posterior köprülerde kullanılabileceği söylenmiştir ancak yoğun opasitesi ve düşük translusensisi sebebiyle, koyu renkli ve renklenmiş dişleri maskeleme özelliği olsa da estetiğin çok önemli olduğu bölgelerde kullanılmamalıdır [58], [67].

-Magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ)

Stabilize kübik bir zirkonya matriksi içinde tetragonal kristallerin kümelenmesiyle meydana gelmektedir. %8-10 mol MgO eklenerek stabilize edilir. Bu materyaller dental uygulamalarda çok fazla tercih edilmemektedir. Tercih edilmemesi; belirgin pörözitesi, büyük gren boyutu (30-60 μ), düşük stabilitesi, altyapı aşınmasına yatkınlığı ve zayıf olan mekanik özellikleri ile açıklanabilir [34], [49], [68].

-Yitriyum ile parsiyel stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)

Üzerinde en çok çalışılmış olan yitriya ile stabilize zirkonya ayrıca tetragonal zirkonya polikristali ismi ile de anılır[69]. %3 mol yitriyum oksit (Y_2O_3) ilave edilerek; dönüşebilen t-şekilli grenler stabilize edilir ve bu şekilde üretilir. Böyle bir materyal düşük pörözite ve yüksek yoğunluk gösterir [70]. Y-TZP'nin kırılma sertliği 5-10 MPa, bükülme dayanımı 900-1400 MPa'dır [71]. Y-TZP; başarılı mekanik özellikler gösterir ve tüm bunlara ek olarak biyouyumludur, bakteri tutulumu göstermez ve ısı iletkenliği azdır. Simantasyonu için hem konvansiyonel hem adeziv simanlar uygundur. Y-TZP restorasyonların negatif özellikleri ise; yeterli optik özellikler göstermemesi sonucu estetik beklentiler konusunda başarısız olması, yüzey işlemleri uygulandığında mekanik özelliklerinin zayıflaması ve yetersiz estetik özelliklerinden dolayı üst yapı seramiği gereksinimi duyulduğu için dişlerden daha fazla preperasyon yapılmasına neden olmasıdır [36].

Zirkonya seramikler yüksek opasiteye sahiplerdir bu sayede renklenmiş dişler, metal post-korlar ve implant dayanakların maskelenmesinde kullanılabılırler [62]. Zirkonya alt yapıların opak görüntüsünün önüne geçebilmek için renklendirme materyalleri kullanılır. Zirkonya restorasyonların frezelenmesinden sonra seryum, bizmut, demir ya da bunların birarada kullanılmasıyla oluşan çözeltiler kullanılarak renklendirilirler. Zirkonya restorasyonlarda, multi layer hazır sistemlerinin kullanılması, alt yapı materyalinin renklendirilmesi ve üst yapı

porselenlerinin farklı renklerde kullanılmasıyla estetik sonuçlara ulaşılabilmektedir. Ancak renk stabilitesinin ve uzun ömürlü takibi için yeni çalışmalar yapılması gerekmektedir [63].

2.2.2. Zirkonya Blokların Üretim Yöntemleri

Zirkonya restorasyonlar day üzerinde üretilmezler, bu sebeple zirkonya restorasyonlar bloklardan millenerek elde edilirler. Homojen yapıda olan bloklar daha üstün mekanik özellikler gösterirler ve aynı kimyasal birleşimi içeriğine rağmen , bükülme dayanımı değerleri 900 MPa ile 1200 MPa arasında değişen değerler gösterirler [72]. Bu farkı oluşturan sebepler; gren boyutu, porözite miktarı ve mikro çatlak dağılımının farklı olmasıdır. Bu durum bloğun üretim yöntemiyle ilişkilidir. 3 farklı yöntem ile üretilirler:

-Green zirkonya (Dry-pressed zirkonya):

Green zirkonya elde edilirken sinterleme yapılmaz ve sadece basınç altında sıkıştırılarak oluşturulan bloklardır. Bu üretim tekniği sinterleme işlemi içermediği için yumuşak ve tebeşire benzer yapıda bir zirkonyadır. Bu tebeşirimsi yapısından ötürü frezeleme işlemleri hızlı ve kolay bir şekilde yapılabilir. Restorasyonları daha yoğun ve dirençli hale getirebilmek için frezelemenin ardından sinterize edilir. Sinterlemenin ardından %20-25 oranında büzülme gerçekleşir bu sebeple restorasyon bu büzülmeyi kompanse edebilecek şekilde üretilmelidir [49].

-Non-HIP zirkonya (Cold-isostatically Pressed zirkonya):

Yarı sinterize zirkonya bloklar literatürde "Non-HIP" veya "Presintered" zirkonya olarak anılmaktadırlar. Isı uygulanmadan basınçla sıkıştırılan zirkonya tozu daha sonrasında 1350-1550 °C'de 2-5 saat süreyle ön sinterizasyon işlemine tabi tutularak üretilirler. Zirkonyanın sertlik, aşındırılabilme ve yüzey pürüzlülük özellikleri ön sinterizasyon sıcaklığı ve süresinden etkilenmektedir. Bu yüzden ön sinterizasyon işlemi yapılırken üretici firma kurallarına göre yapılmalıdır. Sinterizasyon tamamlanmadığı için %40 yoğunluğa sahiptirler ve daha zayıf mekanik özellikleri vardır, ayrıca daha poröz yapıdadırlar. Son sinterizasyondan sonra %20 oranında küçülürler bunun sonucunda daha dayanıklı ve yoğun hale gelirler [46], [49]. Eğerki olması gerekenden daha hızlı ısıtma işlemi uygulanırsa blokta çatlaklar oluşabilmektedir. Kolay frezeleme ve daha yumuşak olmasıyla HIP zirkonyalardan ayrılır. Frezelemeden sonra 1350-1550 °C'lik son sinterizasyon işlemiyle, dayanıklılık ve fiziksel özellikler sağlanır. Y-TZP tozunun kimyasal içeriğinden dolayı sinterizasyon koşullarındaki farklılıklar görülür [49].

-HIP zirkonya (Hot-isostatically Pressed zirkonya):

Isı ve izostatik basınç altında preslenerek üretimi yapılır. Önce 1500°C'da sinterlenerek %95 oranında yoğunluğuna ulaşan zirkonya tozları daha sonra 1400°C-1500°C sıcaklıkta 1000 bar izostatik basınç altında üretimi yapılır. Argon gazı izostatik basınç için tercih edilen gazdır. Bu işlemleri takiben zirkonya bloklar gri-siyah renktedirler. Bu yüzden atmosfer basıncı altında sinterlemeye tabi tutulurlar bu sayede zirkonya bloklar okditlenerek beyazlaşırlar. Sinterlenme işlemi bittiğinde %99 yoğunluğa sahip HIP bloklar oluşmaktadırlar [49].

HIP zirkonya bloklar üretilirken sinterizasyon tamamen gerçekleştirildiği için büzülme gerçekleşmeyecektir bu yüzden restorasyonu kendi boyutlarında üretmek yeterli olacaktır. HIP zirkonya bloklardan üretilen restorasyonların daha sonradan tekrar sinterizasyon işlemi gerektirmediği için direk tasarımı ve üretimi yapılır. Bu yüzden daha iyi kenar uyumuna sahiplerdir [73]. En önemli özelliklerinden biriye 'düşük ısı bozunumasının' (LTD) daha az görülmesidir [74]. Elmas uçlu frezlerle su soğutmalı ortamda millenerek restorasyonlar üretilir. HIP zirkonyaların blokların kazınması diğer üretim tekniklerine göre çok daha fazla maliyet ve zaman gerektirir [73]. Dezavantajlarından biri; aşındırılmasıyla faz dönüşümünün başlayarak mikro-çatlakların oluşmasıdır. Bunun sonucunda da mikro-çatlaklar zirkonya içerisinde ilerleyerek mekanik özelliklerini azaltırlar [49]. Özet olarak HIP blokların frezelenmesi sırasında yüzeyde oluşabilecek streslerin zirkonyanın mekanik özelliklerine etkisi tartışmalıdır. Sinterizasyon işlemi tamamlandıktan sonra presinterize bloklarda yüzeylere herhangi bir işlem uygulamasına gerek yoktur.

2.2.3. Zirkonya altyapı ile porselen üstyapı bağlantı mekanizması

Zirkonyanın opak görüntüsüne yoğun kristal yapısı sebep olmaktadır. Daha translüsent olan üst yapı porselenleriyle birlikte kullanılarak daha estetik restorasyon üretilmesi ve hastaların estetik beklentisinin karşılanması amaçlanmıştır [68], [73]. Zirkonya alt yapıli restorasyonlarda üst yapı porseleni direk uygulanır. Çünkü ışık geçişini engellemez bu da metal alt yapıli restorasyonlardan ayrılan özelliğidir [75].

Bu tür restorasyonlarda en fazla görülen komplikasyon üst yapı porseleninin kırılması (cracking) iken en az görülen komplikasyon ise alt yapının kırılmasıdır [49], [76], [77]. Alt

yapısı zirkonya olan restorasyonların en hassas olduğu durumu üst yapı porseleni ile bağlantısıdır. Bu bağlantının başarısı restorasyonun sağkalım başarısını etkilemektedir.

Zirkonya alt yapı üzerine üst yapı porseleni tabakalama tekniği, ısı-basınç ile şekillendirme tekniği (Press-on) ve hızlı prototipleme tekniği (Cad-on) ile işlenebilmektedir [78].

Tabakalama tekniği en geleneksel yöntemdir. Üretici firmanın kurallarına göre porselen tozu ve likiti spatül yardımıyla karıştırıp sinterlenmiş zirkonya alt yapı üzerine uygulanır ve fırınlanır. Bu teknikte kullanılan dentin porseleninde; doğal dişe benzer nanoflorapatit kristalleri mevcuttur. Doğal dişlerin rengi, yüzey şekilleri ve translusensileri bu kristaller sayesinde taklit edilebilir [79]. Restorasyonun son hali elde edilene kadar birden fazla fırınlama yapmayı gerektirir. Porselenin homojen bir şekilde minimum fırınlama sayısı ile uygun pişirme ve soğutma teknikleriyle uygulanması gerekmektedir [80]. Eğer fırınlama sayısı artarsa zirkonya ve porselen arasındaki ısı genleşme kat sayısı farklılığından dolayı kenar uyumunda bozulmalar görülür[81]. Fırınlama sayısının artmasıyla devitrifikasyon adıyla bilinen porselenin cam fazının kristalize olması da meydana gelmektedir [80], [82]. Ayrıca fırınlamayı takiben hızlı soğutma yapılırsa porselen içerisinde ısısal stresler oluşur ve bunun sonucunda da kırılmalar görülür [82].

Tabakalama tekniğinde porselenin fırında pişmesinden sonra ortaya çıkan büzülmeyi engellemek adına ısı-basınç ile şekillendirme tekniği fikri ortaya çıkmıştır. Sinterize zirkonyaya kayıp mum tekniği yardımıyla, belli bir sıcaklıkta elde edilen restorasyon boşluğuna bu teknik için üretilen özel porselenlerin basınçla gönderilmesi sonrası restorasyonlar üretilir. Tabakalama tekniğine göre avantajları; tek bir pişirme işlemi ile üretim yapıldığı için daha hızlı ve kolay bir teknik olması ve kenar uyumu daha iyi restorasyonların üretilmesidir. Bunun sebebiyse porselenin büzülme uğramamasıdır [83]. Florapatit kristallerinin farklı boyutlarda olması, restorasyonların translusensi ve opalesans faktörlerini kontrol eder. İngotların homojenitelerine bağlı olarak, presleme tekniğinde kristaller veneer içinde oransal olarak pöröz olmadan dağılırlar [79]. Bu tekniğin zorluklarıysa; mum modelasyonun bekleme süresi ve temizliği, döküm kanallarının bağlantıları ve revatman artıklarının temizlenmesidir ve bu da tekniğin başarısını etkilemektedir [84].

Son teknik ise hızlı prototipleme tekniğidir. Restorasyonlar CAD/CAM sistemleriyle tasarlanır ve homojen seramik bloklardan zirkonya alt yapı ve estetik özellikleri yüksek porselen üst yapı kazınarak oluşturulur [85].

Zirkonya alt yapı ile porselen üst yapı arasındaki bağlantı mekanizmasının mikro yapısı tam anlamıyla bilinmemektedir ve incelenmesi gerekmektedir [86]. Zirkonya ve porselen bağlantısına erki eden faktörler; alt yapı tasarımı, üst yapı uygulama tekniği, alt yapı ve üst yapının termal genleşme kat sayılarının uyumu, rezidüel termal stresler ve zirkonya alt yapının elastiklik modülüdür [49], [78], [87], [88].

2.2.4. Monolitik Zirkonya

Y-TZP altyapısına sahip tam seramik sistemler, yüksek mekanik özelliklerine sahiptir. Bu sayede çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior kısımlarda başarı ile kullanılabilir [89]–[91]. Y-TZP'nin yüksek mekanik özelliklere sahip olmasıyla birlikte opak yapısından ötürü doğal ışık yansımaları ve yayılmasını karşılayamadığından yeterli estetik beklentileri sağlayamayabilmektedir [90]. Y-TZP alt yapısına sahip restorasyonlarda Y-TZP'nin opak yapısının maskelenmesini sağlamak adına yeterli miktarda üst yapı porseleni kullanılması gerekmektedir. Bunun yapılabilmesi için daha fazla miktarda dış kesimi yapılması gerekir. Bu durum dişlerde hassasiyet ve pulpa odası genişçe olan dişlerde pulpanın perforasyonuna sebep olabilmektedir [89]. Alt yapıya sahip tam seramik sistemlerin kırılma dayanımı, yalnızca güçlü kor materyali ile değil, estetik kırılma üst yapıda kullanılan seramik ile beraber değerlendirilmelidir. Bununla birlikte, tabakalı sistemlerin çok basamaklı üretim süreçlerinin olmaları, üst yapı seramiğinin düşük kırılma dayanımı ve üst yapıyla alt yapı arasındaki bağlantı mekanizmasının zayıf olma durumu gibi dezavantajlara sahiptir [92].

Tabakalı sistemlerin bu gibi dezavantajlarını ortadan kaldırılabilmesi için CAD/CAM sistemlerini kullanarak üretilen monoblok maddeler geliştirilmiştir [89]. Lityum disilikat kullanılarak güçlendirilmiş cam seramikler ile yapılan monoblok restorasyonların tabakalama yöntemi ile yapılan restorasyonlardan daha yüksek başarıya sahip olduğu bildirilmiştir. Ancak lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin posterior kısımda köprü endikasyonuna sahip olmaması, posterior kısımda kullanılabilen tam kontur monolitik zirkonya restorasyonlarının geliştirilmesine öncülük olmuştur [93].

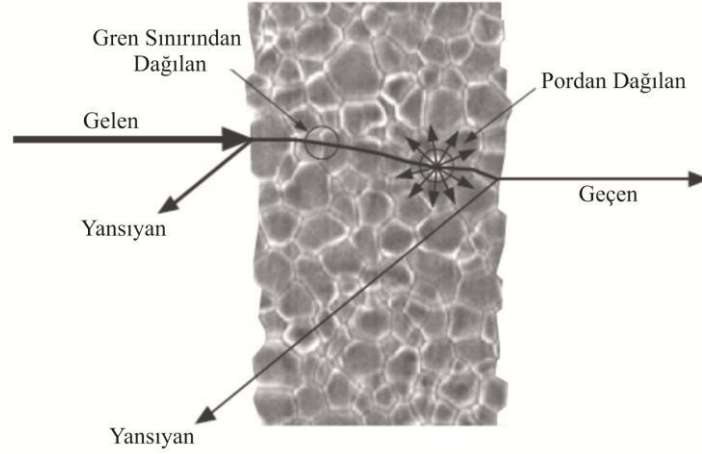
Anatomik şekilde hazırlanan monolitik zirkonya restorasyonlar üst yapı porseleni içermemektedir. Bu sayede yüksek kırılma dayanımına sahip özelliktedir [92], [94]. Zirkonya restorasyonların en bariz dezavantajıysa opak yapılarından ötürü yeterli olmayan estetik özelliklere sahip olmalarıdır. Bu sebeple Y-TZP'nin oluşturulmasına ve sinterizasyonunda bir

miktar değişiklik yapılarak daha gelişmiş optik özelliklerde trasludent zirkonyanın gelişimi sağlanmaya çalışılmaktadır [11].

Monolitik zirkonyanın optik özelliklerini iyileştirmek için, alümina içeriğini azaltılmak, yoğunluğu arttırmak, gren boyutunu küçültmek, kübik zirkonya eklemek ve yapısal defektlerin oranını azaltılmak gibi mikro-yapısal modifikasyonlar yapılmıştır [11], [16]. Polikristalin özellikteki seramiklerin translüsent olmasını etkileyen en temel unsur gren çapıdır. Geçmişte polikristalin yapıdaki seramik materyallerin gren çapı sinterizasyon sırasında arttırılarak yüksek translüsentliğe sahip materyaller oluşturulmaya çalışılıyordu [95]. Materyal içerisinde büyüklüğü daha fazla olan gren tanelerinin olması daha az sayıda gren ve gren sınırları olmasına bu da malzeme içerisine gelen ışığın çok saçılmamasını sağlıyordu. Ancak Y-TZP için daha büyük çaplarda gren tanelerinin kullanılması mekanik özelliklere olumsuz etki etmesinin yanında, tetragonal fazın stabilitesinin sağlanmasına da olumsuz etki ettiğinden, zirkonyanı daha translüsent hale getirmek gren boyutunu yükselterek sağlanamamaktadır [96].

Y-TZP'yi daha translüsent hale getirmenin bir diğer metodu ise gren çapını önemli miktarda azaltmaktır. Gren çapının kritik değerlere kadar küçültülmesi sonucunda çift-kırılma fenomeni adlı durum meydana gelir. Çift-kırılma bir ışının (foton hüzmesi) anizotropik yapıdaki maddelerden geçtikten sonra iki farklı ışına ayrışma halidir. Herhangi bir materyal tüm yönlerde farklı olmayan optik karakter gösteriyorsa, bir başka deyişle bir materyalin tüm özellikleri her yönde aynıysa bu şekildeki materyallere izotrop materyal adı verilir, anizotropik materyaller ise mekanik özellikleri yönleri göre farklılık gösterir. Y-TZP, içeriğindeki büyük miktardaki anizotropik özellikteki tetragonal kristal faz yapısından ($>90^\circ$) bariz ışık saçılımına sebep olmaktadır. Bu saçılmayı önlemek ve translüsentliği arttırmak Y-TZP içerisine transparan özellikteki izotropik yapıdaki kübik faz zirkonya ilavesi ile mümkündür [11], [96], [97].

Işığın asıl birimleri olan fotonlar havadan katı bir maddeye geçerlerken, fotonların bir kısmı katı materyal tarafından yansıtılır, bir kısmı ise katı materyal tarafından absorbe edilir, bir kısmıysa katı materyal içinden geçerek devam edebilir. Aynı şekilde fotonlar Y-TZP' ye geldiğinde de yansımalarla saçılmalar olur (Şekil:3) [11].



Şekil 7: Y-TZP içerisinde ışığın geçişi [11]

Fotonların Y-TZP içerisinde saçılması Y-TZP içindeki porların varlığı, Y-TZP içine katılan alümina ve diğer materyaller veya Y-TZP içindeki gren sınırlarından etkilenebilmektedir [11]. Monolitik zirkonya içindeki porların çapı ve sayısının çok az değişmesi bile zirkonyanın içinden geçen ışık dağılımında etkisinin olduğu literatürde farklı çalışmalarca gösterilmiştir [97]–[99]. Zirkonya içindeki porların sayılarının azalması veya küçülmesi translüsentliği arttırdığı için maddenin estetik özelliklerinin pozitif şekilde değişmesini sağlamaktadır [99]. Aynı zamanda zirkonyanın içine eklenen alümina gibi farklı saçılma indeksli materyallerinde translüsentliğe etkisi bulunmaktadır [16]. Ek olarak zirkonyanın gren çapının artması ışık saçılımını artırarak, transparanlığı azaltır böylelikle translüsentliği de arttırmış olur. İdeal optik özelliklere sahip olması adına zirkonyanın gren boyutunun 0,1 μm olması gerekir. Fakat gren çapı azaldıkça stabilite de azalacağı için bu durum zirkonyanın dental olarak kullanılabilmesi için uygun olmamaktadır. Günümüzde dental amaçlarla kullanılan zirkonyaların yaklaşık olarak gren çapları 0,2-0,8 μm arasında değişebilmektedir [11].

Zirkonyayı translusent hale getirmedeki olumlu gelişmelere rağmen beyaz renge sahip olmasından ötürü kullanımı sınırlıdır. Bu sebeple bu materyal için en önemli teknolojik gelişmelerden biri, genişletilmiş estetik imkânlarla yaygın bir kullanım alanı sağlayan renklendirme prosesidir [100]. Laboratuvarlarda yapılan çalışmalar, monolitik zirkonyanın renklendirilme işleminin bükülme dayanımına ve translusentliğe etki etmediğini bildirseler de bu sonuç spesifik renklendirme yöntemlerle ilgili olduğu için genelleme yapılamaz [101], [102]

Dental amaçla kullanılan zirkonyayı renklendirmek için 3 adet yöntem bulunmaktadır: 1- Üretim esnasında ZrO_2 tozları içine farklı metal oksitler koyularak önceden renklendirilmiş green faz zirkonya blok oluşturulabilir, 2- Sinterizasyondan önce hazırlanan zirkonya restorasyonlara farklı boyama ajanları uygulayarak renklendirilebilirler. 3-Sinterizasyondan sonra boyama yapılarak renklendirme işlemi yapılabilir. Fakat bu yöntemde restorasyonlara boyama işlemi yapıldıktan sonra klasik porselen fırınlamasının yapılması gerekir [101]. Estetik beklentiler daha fazla olduğunda geleneksel zirkonya restorasyonlardaki gibi renklendirilmiş zirkonya bloklar en iyi estetik beklentiler sağlamak için alt yapı materyali olarak da kullanılabilir [93]. Fakat, sinterizasyondan sonra uygulanan boyama ajanları zirkonya alt yapıyla üst yapı seramiği arasında bağlantıyı zayıflatıp üst yapı seramiğinin delaminasyonuna sebep olabilir [103].

Dental seramiklerin translüsent olmasına etki eden diğer bir faktörse restorasyonun kalınlığıdır. Genellikle seramik restorasyonlar ne kadar düşük kalınlığa sahipse translüsentliği de fazla olur [104]. Örnek verecek olursak 0,5 mm kalınlığa sahip olan geleneksel Y- TZP'nin kontrast miktarı (0,77) monolitik Y-TZP'den (0,57-0,62) daha fazla olduğu raporlanmıştır [105].

Monolitik zirkonya materyallerinin diğer bir olumlu özelliği ise üst yapı seramiği gerektirmeden kullanılabildiklerinden inter-oklüzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda, 0,3-0,5 mm kalınlığında restorasyonların yapılmasını sağladığı için bu durumlarda kullanılabilmeleridir [93].

Yapılmış olan laboratuvar çalışmaları monolitik zirkonyanın öteki restoratif seramiklerle gayet benzer aşınma değerine sahip olduğunu ve bu aşınma miktarının literatürde bildirilen fizyolojik aralık içerisinde bulunduğunu göstermiştir. Monolitik zirkonya materyallerin glaze, polisaj şeklindeki farklı bitim yöntemleri karşılaştırıldığında polisajlı yüzeylerin fazla aşınmaya sebep olmadığı bildirilmiştir [106], [107].

Zirkonyanın fazla yüzey sertliğinden ötürü antagonist dişin aşınmasına önemli bir etkide bulunur ve bu sebeple yapılan monolitik zirkonyayla oluşturulan restorasyonlar mükemmel bir polisaj yapılmaksızın bitirilmemelidir. Premolar ve molar dişler üstüne oluşturulan monolitik zirkonya restorasyonların karşıt yüzey üzerine yaptığı aşınmanın değerlendirildiği bir klinik çalışmada 2 yılın sonunda makul aşınma değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonlar kusursuz yüzey bitim işlemleriyle sorunsuz kullanılabiliyorken yetersiz yüzey

bitim işlemleri yüzünden antagonist yüzeyin fazla miktarda aşınmasına sebep olabilmektedir [108].

3. Lityum Disilikat Seramikler

Kimyasal temeli $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ olan lityum disilikat içerikli IPS Empress 2, 1998'te Beall ve Echeverria tarafından üretilmiştir. IPS Empress 2, ısı ve basınç altında preslenen lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine florapatit yapıda cam seramiğin pişirilmesi ile dayanıklılığı artırılan seramik sistemidir [109], [110].

Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerden sonra cam seramiklerin dayanıklılık özelliklerini arttırmak için kristallerin oranı artırılmıştır. Seramiklerin alt yapısı için lityum disilikat kristallerin oranı %70'e çıkarılmış, üst yapı seramiği için ise florapatit kristalleri kullanılarak lityum disilikatle güçlendirilmiş cam seramik materyaller üretilmiştir [111].

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin materyal direncinin yüksek olması CAD/CAM sistemlerinde milleme aşamasında freze edilememe problemini de beraberinde getirmiştir. Bu nedenle lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik blokların üretimi sırasında farklı işlemler uygulama ihtiyacı doğmuştur. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler kısmi olarak kristalize edilerek milleme işlemi kolaylaştırılmıştır. Aynı zamanda seramiklerin milleme aşamasında dayanıklılıklarını korumaları sağlanmıştır. Kısmi kristalize hali, lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Millleme sonrası 850 derecede kristalize edilerek dayanıklılık sağlanmış ve normal diş rengi de elde edilmiştir [112].

Lityum disilikat CAD/CAM bloklarını ışık geçirgenliklerine göre 3 gruba ayırabiliriz. Bunlar yüksek translusensiye (HT-high translucency) sahip bloklar, düşük translusensiye (LT-low translucency) sahip bloklar ve orta opasiteli (MO-medium opacity) bloklardır. Yüksek translusensiye sahip bloklar bukalemun etkisi dediğimiz çevre dokuların rengini absorbe edebilme özelliğine sahiptir. Bu bloklar genellikle inley ve onley restorasyonların kullanımında tercih edilir. Multi blokların birkaç rengi aynı anda barındırması sebebiyle renklenmiş diş restorasyonlarında kullanımı yaygındır. Düşük translusensiye sahip bloklara anatomik kronların üretiminde ihtiyaç duyulmaktadır. Daha estetik bölgelerde ise cut back yöntemi uygulanarak üst yapı porseleni ilave edilmektedir [113]

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklere örnek verecek olursak bunlardan birisi 2006 yılında piyasaya sürülmüş olan IPS e.max CAD bloklardır. Bu blokların içeriğinde %40

oranında kısmi kristalize olan 0.2-1 μm lityum metasilikat bulunur. Rengi mavi-menekşe olan bu bloklar kristalize edildikten sonra normal diş rengine dönmektedir. Millleme aşamasından sonra restorasyon fırınlanarak %70 oranında kristalize edilerek 1.5 μm lityum disilikat içeriğe sahip olmaktadır [114].

4. Işık

Işık, elektromanyetik enerjinin insan gözüne görülebilir formudur. En önemlisi; bir nesnenin renginin algılanmasını sağlayan başlıca etkidir. Işık algısı yalnızca renge bağlı olarak oluşmaz, aynı zamanda elektromanyetik dalgaların doğasında olan fiziksel ve optik özellikler ile de oluşur. Bu özellikler direk olarak çevreye ve nesne üzerinde bulunan ışığa bağlıdır. Dental bölgeyi oluşturan dokular ışık iletme yeteneğine sahiptir. Işık diş yüzeyine düştüğünde; yansiyabilir, emilebilir, kırılabilir veya dağılabilir [115].

4.1. Işığın Doğası

Protetik materyallerin estetik özelliklerini nasıl ortaya koyduklarını görebilmek için anlaşılması gereken ilk şey ışığın karakteristiğinin ve fiziksel özellikleridir.[115]. Foton adı verilen parçacıklar, gördüğümüz ve deneyimlediğimiz “ışığı” kapsamaktadır. Foton parçacıkları farklı uzunluklarda bulunan elektromanyetik dalgalar ile gösterilmektedir. Dalga boyları 400 ila 700 nm arasında bulunan ışığı, insan gözü ayırt edebilmektedir. Işık bir nesneye çarptığında, emilim, iletim veya yansıma gerçekleşir. Maddeyle ışığın etkileşimi tipik olarak iki veya üç olgunun birleşmesi ile sonuçlanır [116].

Madde ile etkileşen ışınların yönü normal, diffüz veya her ikisinin karışımı olabilir. Bu optik olgular oluştuğunda, ışınlar nesneyle etkileştiği zaman yön değiştirebilir. Bu yön, ışığın çarptığı yüzeyin tipine ve yüzeyin açısına bağlıdır. Işık doğru açıyla düzgün yüzeye çarptığında yansıma meydana gelir. Spekular (aynasal) yansıma diğer adıyla düzgün yansıma ışığın düzgün yüzeyden yansımalarını ifade eder. Sebebi, ışığın yüzeye çarpma açısıyla yansıma açısının aynı olmasıdır. Dağınık yansıma; ışığın pürüzlü yüzeylerde dağınık bir şekilde dağılarak sonsuz yüzey varmış gibi hareket etmesi ve ışınlar paralel bir grup gibi değil birçok farklı yönde yansımaları şeklinde oluşur. Dağınık yansımanın sebebi, düzensiz yüzeye çarpan ışınların farklı açılarda seyretmesinden kaynaklanır. Işığın düzgün yüzeyde ancak farklı açılarda kırılması ancak yine de aynı yönde yansımaları ise karışık yansıma olarak tanımlanır. Düzgün ve dağınık yansımanın arasında bulunan bir yansımadır[117].

Işığın kırılması, ışınların bir maddeden diğerine geçerken hızlarının, değerlerinin ve yönlerinin değişmesidir. Transludent bir ortamdan geçen ışığın bir kısmı yansırken bir kısmı ise kırılır. Işığın hareket yönü değişirken ışık transludent ortam içine penetre olur [118].

4.2. Translüsensi

Translusensi, bir materyalden geçen ışığın büyük bir bölümünün saçılıma uğraması olarak tanımlanır. Seramik içerisinden geçen ışık çoğunlukla dağılır ve yansıtılırsa, materyal daha opak görünür. Işığın bir kısmı saçılıp çoğunluğu geçerse, materyal daha translusens gözükür. Kor matriks içerisindeki kristal miktarı, kimyasal yapısı ve parçacıkların büyüklüğü yansıyan,geçen ve emilen ışığı belirler [119].

Birçok araştırmacı dental seramiklerin ışık geçirgenliklerinin (translusensi) anlaşılması konusu üzerinde durmuştur. Tranlusensi ölçümleri; kontrast oranı (contrast ratio = CR) veya translusensi parametresi (TP) kullanılarak hesaplanmaktadır [120], [121].

Kontrast oranı (KO); materyallerin siyah arka plan ve beyaz arka plan üzerinde gösterdiği yansımanın oranı ile belirlenir. $KO = Y_s / Y_b$ formülü ile ifade edilir. “Ys” siyah fon üzerindeki yansıma, “Yb” beyaz fon üzerindeki yansımadır. Opak materyallerde arka plana ne olursa olsun yansıyan ışık aynıdır. Diğer bir ifadeyle, Ys değeri Yb değeri ile eşittir ve kontrast oran değeri birdir. Transparan malzemelerde siyah arka plan tüm ışığı emer ve ışığın yansımaya engel olur. Bu durumda Ys değeri sıfır olacağı için kontrast oran değeri sıfırdır [122].

TP (translusensi parametresi); eşit kalınlıktaki materyalin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki renk farkının (ΔE) ölçülmesidir.

$TP = [(L^*S - L^*B)^2 + (a^*S - a^*B)^2 + (b^*S - b^*B)^2]^{1/2}$ formülü ile hesaplanır [122].

S” siyah arka plan üzerindeki renk koordinatlarını, “B” ise beyaz arka plan üzerindeki renk koordinatlarını göstermektedir. TP değeri eğer sıfırsa materyal tamamen opaktır. TP değeri arttıkça materyalin ışık geçirgenliği de artar [102], [123].

4.2.1 Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, bütün alanlarda ve diş hekimliğinde renk ölçümlerinde en doğru sonuçları veren, kullanışlı ve taşınması kolay sistemlerdir [124]. Spektrofotometrelerin görevi,

yansıyan ışık enerjisi miktarını belirlemektir. Görünür spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla ölçüm yapmaktadırlar [125].

Spektrofotometrelerin parçaları;optik ışık yayan bir kaynak, ışık dağıtıcı, ölçümü yapan optik sistem, dedektör, elde edilen ışığı analiz edip bir veriye çeviren bir araçtır [126]. Spektrofotometre ile ulaşılan ölçümler sıklıkla dental renk skalalarına gösterge olurlar [127]. Spektrofotometreler insan gözüne kıyasla %33 oranda daha doğru sonuç vermişlerdir ve vakaların %93,3'ünde daha objektif eşleşme olmuştur [124].

5. Rezin Esaslı Yapıştırıcı Simanlar

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda rezin esaslı yapıştırıcı simanların kullanımı son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir [128]

Rezin esaslı yapıştırıcı simanlar 4 grup altında toplanır:

- 1- Kompozit rezin simanlar
- 2- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
- 3- Adeziv rezin simanlar (Modifiye akrilik rezin simanlar)
- 4- Poliasit modifiye rezin simanlar

Rezin simanların restoratif kompozit rezinlerden farkı, daha az doldurucu içermeleri ve daha az viskozite göstermeleridir. Yapı olarak dört ayrı faz içerirler [128]

-Organik Polimer Faz

Genellikle bisfenol A glisidil metakrilattan (Bis-GMA) oluşurken, son zamanlarda polimer matriks olarak üretan dimetakrilat (UDMA) da kullanılmaktadır. UDMA, etkili bir adezyon sağlar ve renk değişimine dirençlidir. Fazla akıcı kıvamda olan bu yapıların viskozitelerinin kontrolü için matrikse, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir [129].

-İnorganik Faz

Farklı form ve boyutta kuartz, stronsiyum, baryum, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, yiterbiyum, çinko gibi doldurucular organik matriks içinde dağılmış olan inorganik fazı

oluşturur. Bu taneciklerin boyutu arttıkça, organik matriksin oranı azalır. Isıl genleşme katsayısı, su Emilimi ve polimerizasyon büzülmesi azalırken, dayanıklılık artar

-Ara Faz (Bağlayıcı Ajanlar)

Organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasındaki bağlantıyı sağlar. Bu faz, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur.

-Polimerizasyon Başlatıcı Ajanlar, Stabilizatörler ve Pigmentler

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda başlatıcı organik peroksit ve hızlandırıcı tersiyer amin reaksiyona girer ve bu reaksiyon sonucu oligomer molekülü ile çift bağlantı yapacak olan serbest radikaller açığa çıkar. Işıkla polimerize olan sistemlerde ise, kamforokinon molekülü polimerizasyonu başlatan moleküldür. Hızlandırıcı alifatik amin varlığında serbest radikaller açığa çıkar ve polimerizasyon başlar [128], [130].

Polimerizasyon şekillerine göre de rezin simanları yine üçe ayırabiliriz:

- a. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar (self-cure): Genellikle baz ve katalizör olmak üzere çift pat şeklindedir. Peroksit başlatıcılar ve amin hızlandırıcıların reaksiyonu oda ısısında serbest radikallerin oluşumunu sağlar ve bu da kimyasal polimerizasyonu sağlar. Uzun sertleşme zamanı, çalışma süresinin kısa olması, içerisindeki tersiyer amine bağlı amin renklenmesi ve karıştırmaya bağlı pörozite oluşma riski bu simanların dezavantajlarıdır. Adeziv köprüler, ışığı geçirmeyen, opak yüksek dirençli seramik ya da metal-seramik restorasyonlar, kalınlığı 2,5 mm'den daha fazla olan seramik restorasyonlar, metal veya seramik inley ve onleylerin simantasyonunun kullanımı önerilmektedir [131].
- b. Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar (light cure): Yapılarındaki polimerizasyon başlatıcı ışığa duyarlı kamforokinon; hızlandırıcı ise alifatik amindir. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışığın dalga boyu, 420-450 nm arasındadır. Işık ile sertleşen rezin simanlar farklı yoğunluk, renk ve bileşenlere sahiptir. Çalışma süreleri uzundur; ancak ışığa maruz kaldıktan sonra hızlı polimerize olmaktadırlar. Tamamen polimerize olmaları için 24 saat geçmesi gerekmektedir [132], [133]. Peroksit başlatıcı ve tersiyer amin içermedikleri için renk stabiliteyi iyidir. Bu simanların kullanımı, görünür ışığın penetrasyonunu sağlayacak 1.5-2 mm kalınlıkta, translusent yapıda seramik ya da

kompozit lamina restorasyonların simantasyonunda endikedir. Opak restorasyonlar ve post simantasyonunda kullanımı önerilmez [129].

- c. Işık ve Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar (Dual-cure): İki pat veya toz-likit şeklinde üretilirler. Polimerizasyon ışık etkisi ile başlayıp kimyasal olarak devam eder. Komponentlerin birinde ya da her ikisinde, reaksiyonu başlatan kamforokinon bulunur. Işıkla aktivasyon gerçekleştirilinceye kadar, benzol peroksit ve aromatik tersiyer aminlerle sertleşme reaksiyonu kontrol edilir [134]. Uzun dönemde amin hızlandırıcıya bağlı oluşan renk değişiminin, kimyasal sertleşen rezin simanlardan daha az; ancak ışık ile sertleşenlerden dahafazla olduğu rapor edilmiştir [135]. Işık geçirgenliğinin sınırlı olduğu 1.5- 2.5 mm kalınlığındaki döküm seramik, porselen veneer ve kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler [136].

Rezin simanları adeziv sistemlerine göre de 3 grupta sınıflandırabiliriz.

- a. Total-etch adeziv simanlar
- b. Self-etch adeziv simanlar
- c. Self adeziv simanlar

Tablo 1: Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması [137]

REZİN SİMAN	ADEZİV ŞEMA	ÖZELLİKLERİ
Total- Etch	• 3 Aşamalı -Diş yüzeyine asit uygulanır. -Primer -Adeziv • 2 Aşamalı -Diş yüzeyine asit uygulanır. -Primer + Adeziv karışımı	-Bağlantı dayanımı çok iyidir. -Minimal düzeyde mikrosızıntı gözlenmektedir. -Çoklu aşamalar içermektedir. -Teknik hassasiyet gerektirmektedir -Postoperatif hassasiyet dezavantajları arasındadır.
Self-Etch	• 2 aşamalı -Asidik primer -Adeziv • Tek aşama -Asit + Primer + Adeziv Karışımı	-Kullanımı kolaydır. -Bağlantı dayanımı iyidir. -Postoperatif hassasiyet daha az gözlenmektedir.
Self Adeziv	Diş yüzeyine bağlayıcı sistem uygulanmamaktadır.	-Postoperatif hassasiyet daha az gözlenmektedir. -Bağlantı dayanımını arttırmak için mine yüzeyinin selektif pürüzlendirilmesi tavsiye edilmektedir.

6. Mekanik Testler

Biyomekanik testler diş hekimliğindeki malzemelerin mekanik özellikleri ile ilgili ön bir değerlendirme sunup gereken klinik çalışmaların sayısını önemli miktarda azaltıp araştırmacıları yüksek masraflardan ve süreden tasarruf etmelerini sağlamaktadır. Yapılmış olan çalışmalarda bakılan klinik probleme bağlı olarak bazen sadece biyomekanik analizler yetebilir. Biyomekanik analizlerin klinik çalışmalarla birlikte kullanıldığı durumlarla karşılaşılabilir. Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin performansının değerlendirilmesinde rastgele kontrollü klinik araştırmalar optimum yaklaşım olarak görülse dahi, bu çalışmaların pahalılığı ve araştırmalarda oldukça fazla değişkenin olması sebebiyle örneklerin eşit şartlarda değerlendirme güçlüğü bu testlerin klinik uygulamasını zora sokmaktadır [81].

Biyomekanik uygulamalar yapılırken örneklere dinamik ve statik yükleme ya da döngüsel yorgunluğa bağlı olmak üzere yükleme yapılabilir [81]. Bu metodların her birinin pozitif yanları olduğu kadar çeşitli sıkıntıları da vardır. İn- vitro koşullarda uygulanan “yük altında başarısızlık” testlerin çabuk sonuç vermesi, tek değişken etkisinin ölçülebilmesi, altın standart olarak bilinen dotalarla yeni geliştirilen metod ve materyallerin basitçe karşılaştırılabilmesi gibi iyi yanları vardır [138]. Diş hekimliğinde kullanılan malzemeler üzerinde uygulanan biyomekanik testlerin pozitif ve negatif yanlarından ötürü hangi test yönteminin daha makul olması üzerine henüz ortak bir bildiri bulunmamaktadır [81].

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle beraber kullanıma sunulan ürünlerin uygunluğunu değerlendirebilmek için maliyeti yüksek, standardizasyonu zor ve uzun zaman gerektiren in vivo testler yerine; hızlı sonuç veren, parametreleri değiştirilebilen ve sonuçları kıyaslanabilen in vitro testlerin kullanımı, bağlanma dayanımının belirlenmesinde daha çok tercih edilir hale gelmiştir [139]. Bağlanma dayanımı testi “adezyon kaybı testi” olarak da isimlendirilebilir. Bağlanma dayanımı ölçümünde kullanılan yöntemler:

- Makaslama (shear) testi
- Gerilme/Çekme (tensile) testi
- Tek düzlem.makaslama (single plane shear) testi
- Mikro.makaslama (mikro-shear) testi

- Makaslama.delme (shear punch) testi
- Mikro makaslama.delme (micro shear punch) testi
- Oblik.gerilme (oblique-tensile) testi
- Mikro.gerilme (micro-tensile) testi şeklinde sıralanabilir.[140]

En sık kullanılan test metotları ise makaslama (kesme, shear), çekme (gerilme, tensile) ve mikro-çekme (micro-tensile)'dir [141].

6.1 Makaslama Testi

Makaslama dayanımı bir maddenin üstüne uygulanan çevirme kuvveti veya bir kitleyi diğerinin üstünden kaydırmak amacıyla kuvvetin sebep olduğu deformasyona direnç gösteren gerilimdir. [81]. Makaslama bağlantı dayanım testi dental materyallerde sık kullanılan bağlanma ölçüm yöntemlerinden biridir [138]. İki değişik materyalden oluşan örneklerin ara yüzeylerine bir uç ile kuvvet uygulanır ve ayrılma esnasındaki kuvvet ölçülür. Birim yüzeye düşen makaslama bağlanma dayanımı ayrılma esnasındaki tatbik edilen kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile bulunur [142]. Bağlanma yüzey alanı 1mm² veya daha az olduğunda makaslama bağlanma dayanım testleri mikro makaslama testi olarak isimlendirilmektedir. Mikro makaslama testi yoluyla , bağlanma ara yüzeyinin küçülmesiyle ara yüzeyde biriken dağınık stres yayılımı azalarak testin doğruluğu artmış olur [143].

7.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Mine, dentin gibi dokular ile restoratif sistemler arasında oluşan kimyasal etkileşimi değerlendirmek için kullanılmakta olan yüzey analiz tekniklerinden biridir [144]. SEM analizi, seramik-rezin bağlantısını inceleyen çalışmalarda kopan yüzeylerin başarısızlık tipini belirlemek için sıklıkla tercih edilen yöntemdir [145]

SEM'de görüntü oluşması için; örnek yüzeylerine elektron demetleri gönderilerek, bu demetlerin örnekten yansıması ve yansıyan sinyallerin algılanması gerekmektedir. Bu teknikler ile görüntülerde iyi bir alan derinliğine ulaşılmaktadır [146]. Elektron ışını numuneyi tarar ve numunenin yüzey morfolojisini kontrol etmek için sinyali bir görüntü olarak algılar. Yaşlanmanın yüzey bozulması üzerindeki potansiyel etkilerini incelemek için SEM analizi

kullanılabilir. Yaşlanmaya bağlı oluşan yüzeydeki değişiklikler ve grenlerdeki ayrılmalar izlenebilir [35].

SEM ekipmanını kullanma sürecinde, numunenin yüzeyini taramak için tek bir elektron ışını kullanılır. Bu elektronlar numune ile etkileşime girerek diğer tanecikleri uzaklaştırırlar. Bu elektronlar arasında, görüntü oluşturmak için yaygın olarak kullanılan sekonder elektronlar, enerji seviyesi, kurucu elemanlarının saçılmış elektronlarına ve aynı zamanda elementler hakkında bilgi içeren X ışınlarına bağlıdır. Sekonder elektronlarla görüntü elde edilirken detektöre ne kadar çok elektron ulaşırsa o bölgenin görüntüsü o kadar belirgin ve parlak olur. Detektöre eğer az miktarda elektron ulaşırsa görüntü daha karanlık olur. Bu sayede numunenin topografyası hakkında bilgi veren gri tonlamalı bir görüntü elde edilir. [147]

8. Yapay Yaşlandırma

Dental materyallerin ağız ortamındaki zamanla oluşabilecek değişikliklerine benzer çıkarımlarda bulunabilmek için deney düzeneğine intraoral olarak maruz kalacağı tüm durumlar yansıtılmalıdır. En önemli değişiklikler ise termal değişimler ve çiğneme kuvvetleridir [148], [149].

Dental materyallerin denenmesi çok fazla zaman aldığından ve bazı durumlarda in-vivo koşullarda bile yapılması olanaksız olduğundan, restoratif sistemlerin yeterliliğini değerlendirmek ve ağız ortamındaki performansları hakkında fikir yürütebilmek amacıyla laboratuvar koşullarında suda bekletme, termal yaşlandırma ve çiğneme simülasyonu gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır [150].

Ağız ortamında su varlığına ve çiğnemeye bağlı olarak oluşan periyodik yükler, tam seramik kronların ağız içerisindeki devamlılığını etkileyen en önemli faktörlerdir. Bu nedenle seramik malzemelerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için yaşlandırma-yorulma testleri çok önemlidir [151].

8.1. Termal Siklus

Intraoral olarak gerçekleşen ve devinim halinde olan ısı ve pH değişimi restoratif materyallere önemli ölçüde etki etmektedir. Yemek yemek ve nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonlar intraoral olarak termal değişikliklere sebep olur. Bunlara örnek olarak; buzlu

içeceklerin veya yiyeceklerin sıcaklığı 0 °C'ye yakinken, sıcak bir çay ya da çorbanın sıcaklığı ise 60 °C'lere kadar yükselebilir [152].

Termal siklus; sıcaklık, bekletme süresi ve siklus sayısı olmak üzere üç önemli temel faktn gerçekleştirilmesiyle geçerli olmaktadır [153]. In-vitro deneylerde 4°C ile 60°C arasında değişen sıcaklıklarda termal yaşlandırma önerilmektedir. ISO 11405 (1994) standartlarına göre uygulanan sıcaklık 5-55° C'dir. Bu standart araştımacılar tarafından in-vivo şartların benzeri olarak kabul edilmiştir [152], [153]. Buna ek olarak termal siklus sayısı ve daldırma zamanı konusunda literatürde farklı veriler ile karşılaşılmaktadır. Klinikte 1 yıllık kullanım süresine yaklaşık 10000 termal siklusun denk geldiği ifade edilmiştir [152]. Bu durum, araştımacılar tarafından kabul edilmiştir çünkü gün içerisinde 20 ile 50 arasında siklus sayısı olabileceği hipotezine dayanmaktadır [154]–[156].

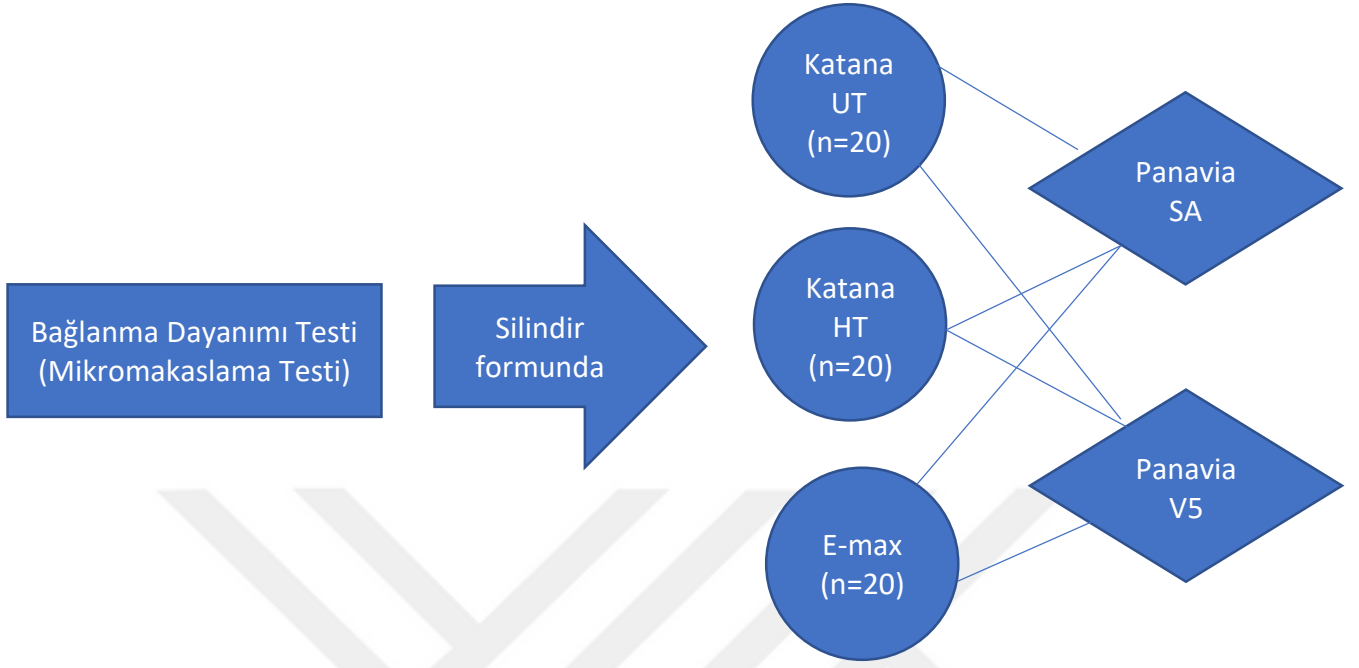
3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.Deney Gruplarının Oluşturulması

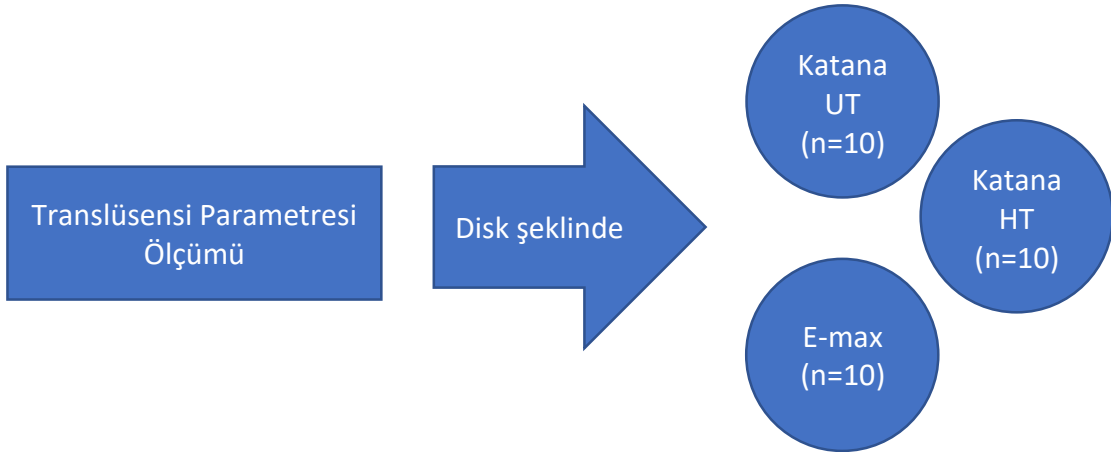
Bu çalışmada örnekler iki ayrı teste tabi tutulmuştur. Çalışmamızın bağlanma dayanımını belirleyen mikromakaslama testinde; 3 ana grubu 2 farklı adeziv siman sistemi ile simante ederek teste tabi tutulmuştur. Yine aynı 3 ana grubun spektrofotometre ile translüsensi değerleri test edilmiştir. Örnek boyutları yapılacak test yöntemlerinin prensiplerine uygun şekilde hazırlanmıştır.

Tablo 2: Çalışmada kullanılan materyaller

Marka	Materyal	İçerik	Üretici Firma
Katana HT	Yitrium ile stabilize zirkonyum dioksit blok	$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3 > \% 99,$ $Y_2O_3 \% 5-8$ $HfO_2 \% 5$ Diğer oksitler % 1	Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya
Katana UT	Yitrium ile stabilize zirkonyum dioksit blok	$ZrO_2+HfO_2 \% 87-92$ $Y_2O_3 \% 8-11$ Diğer oksitler % 2	Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya
IPS Emax CAD LT	Lityum-disilikat destekli cam seramik	SiO_2 ve Li_2O , K_2O , MgO , Al_2O_3 , P_2O_5 ve diğer	Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn



Şekil 8: Bağlanma Dayanımı testi grupların oluşturulması



Şekil 9: Translüsensi parametresi gruplarının oluşturulması

Tablo 3: Çalışmada kullanılan adeziv siman sistemleri

Marka	Kompozisyon	Üretici Firma
Panavia SA adeziv siman sistemi		Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya
Panavia V5 adeziv siman sistemi	Pasta A: Bis-GMA, TEGDMA, Hydrophobic aromatic dimethacrylate, Hydrophilic aliphatic dimethacrylate, Başlatıcılar, Hızlandırıcılar, Silanated barium glass filler, Silanated, Fluoroalminosilicate glass filler, Colloidal silica Pasta B: Bis-GMA, Hydrophobic aromatic dimethacrylate, Hydrophilic aliphatic dimethacrylate, Silanated barium glass filler, Silanated alminium oxide filler, Accelerators, dl-Camphorquinone, Pigments Clearfill Ceramic Primer Plus: 10-methacryloxydecyl dihydrogen phospate (MDP), 3-methacryloxpropyl trimethoxysilane (3-TMSPMA), ethanol	Kuraray Noritake Dental Inc, Tokyo, Japonya

Tablo 4: Çalışmada Kullanılan Cihazlar

CİHAZ	MODEL/ÜRETİCİ FİRMA
Hassas Kesme Cihazı	Isomet 1000 / Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA
Sinterleme Fırını	Sirona inCoris HTC Speed / Sirona Bensheim, Almanya
Kristalizasyon Fırını	Programat P300 / Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn
Kumlama Cihazı	Oxyker Duet / Manfredi, İtalya
Termal Siklus Cihazı	Gökçeler Makine,Sivas, Türkiye
Spektrofotometre Cihazı	VITA Easyshade (Vident, Brea, Calif)
SEM Analizi Cihazı	AxioCam ERc 5s / Zeiss, Almanya
Univeral Test Cihazı	Model AGS-X 5kN / Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya

Çalışma aşağıdaki aşamalarda gerçekleştirilmiştir:

- Çekilmiş dişlerin hazırlanması ve akriliğe gömülmesi
- Zirkonya örneklerin mikro-makaslama testi için hazırlanması
- Lityum disilikat örneklerin mikro-makaslama testi için hazırlanması
- Zirkonya örneklerin sinterlenmesi
- Lityum disilikat örneklerin kristalize edilmesi
- Zirkonya örneklerin simantasyon için kumlanması
- Lityum disilikat seramik örneklerinin yüzey işlemlerinin yapılması
- Lityum disilikat seramiklerin ve zirkonya seramiklerin diş yüzeylerine iki farklı siman sistemiyle simante edilmesi
- Termal siklus uygulaması
- Örneklerin mikro-makaslama bağlanma dayanımı testine tabi olması
- SEM analizi
- Zirkonya ve lityum disilikat seramiklerin translüsensi parametreleri ölçümü için örneklerin hazırlanması
- Translüsensi için hazırlanan zirkonya örneklerin sinterize ve lityum disilikat örneklerin kristalize edilmesi
- Spektrofotometre ile translüsensi parametrelerinin ölçümü

- İstatistiksel Değerlendirme

3.2 Bağlanma Dayanımı Testi

3.2.1 Dişlerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılmak üzere, bu çalışmadan bağımsız periodontal nedenlerden ve ortodontik tedavi gereksinimi ile çekilen dişler kullanıldı. Bu dişlerin çalışmaya dahil olmama kriterleri belirlenmiş ve dişler tek tek incelenmiştir.

Çalışmaya dahil olmama kriterleri:

- Çürük veya defekt olan dişler
- Restorasyon olan dişler
- Çatlak veya kırık olan dişler

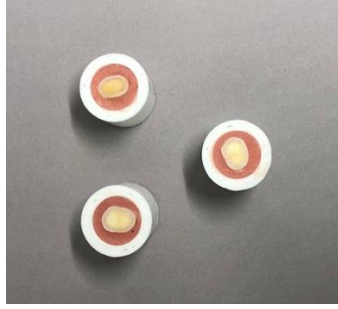
Çekilmiş dişler mekanik testler yapılana kadar 37 °C'deki %0,5 timol solüsyonunda saklandı. Yukarıda belirtilen kriterlere göre belirlenen 60 adet çekilmiş dişlerin yüzeylerindeki debris, diştaşı ve periodontal liflerin uzaklaştırılması amacıyla scaler kullanılarak kök yüzeyi düzleştirilmesi yapıldı.

3.2.2 Dişlerin Akrilik Rezine Gömülmesi



Resim 2: Çekilmiş dişlerin mine kısımlarının hassas kesme cihazı ile kesilerek uzaklaştırılması

Dişlerin kronları mine-sement sınırının 1mm aşağısından polimetilmetakriyat rezin (Imicryl,Konya,Türkiye) içine gömüldü. Akrilik rezinin polimerize olurken açığa çıkabilecek ısıyı dağıtmak amacıyla polimerizasyon süresi boyunca örneklerin yüzeyi su spreyi ile sürekli soğutuldu. Taze çekilmiş dişlerin mine kısımları hassas kesme cihazı ile kesilerek, dentinde düz bir yüzey olacak şekilde dilimlendi.



Resim 3: Dişlerin akrilik rezine gömülmesi

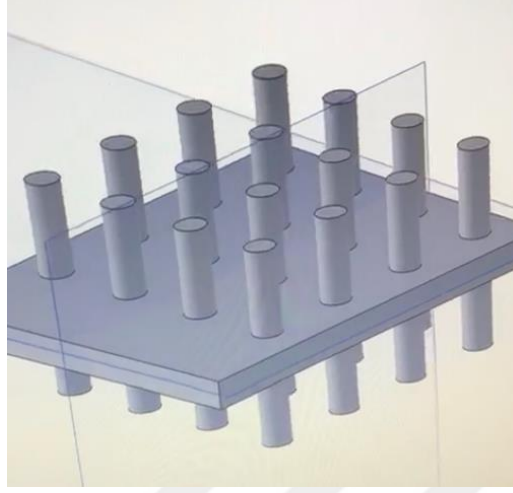
3.2.3 Silindir Formundaki Örneklerin Hazırlanması

Tablo 5: Çalışma Grupları

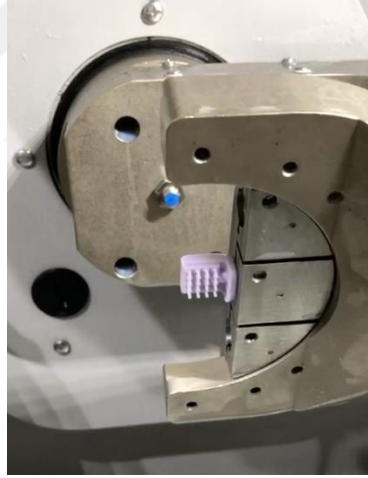
Çalışma Grupları	Katana HT		Katana UT		IPS e-max CAD LT	
Örnek Ebatları	1 mm çap, 3mm boy Silindir formunda		1 mm çap, 3mm boy Silindir formunda		1 mm çap, 3mm boy Silindir formunda	
Örnek Sayısı	10-10		10-10		10-10	
Adeziv Siman Sistemi	Panavia SA adeziv siman sistemi	Panavia V5 adeziv siman sistemi	Panavia SA adeziv siman sistemi	Panavia V5 adeziv siman sistemi	Panavia SA adeziv siman sistemi	Panavia V5 adeziv siman sistemi

Katana UT ve Katana HT ve E-max gruplarındaki örneklerin hazırlanabilmesi için CAD/CAM yazılımı (SolidWorks, Dassault Systemes, Waltham, ABD) ile zirkonya bloklardan sinterizasyon sonrası ve e-max bloklardan kristalizasyon sonrası 1 mm çapında, 3 mm yüksekliğinde olacak şekilde; silindir tasarımı yapıldı. Tasarımı yapılan örnekler bir başka CAD/CAM yazılımı (hyperDENT, FOLLOW-ME! Technology Group, Münih, Almanya) ile

zirkonya bloklar ve lityum disilikat içerikli seramik bloklar içerisinde konumlandırılarak freze ünitesinde (Camcube M20, CAMcube A.Ş, İzmir, Türkiye) kazınarak elde edildi.



Resim 4: Mikro-makaslama testi için tasarlanan 1mm çapta 3mm boyundaki lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik örnekler



Resim 5: 1mm çapta 3mm boyundaki lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin millenmesi



Resim 6: Mikro-makaslama testi için tasarlanan zirkonya örnekler

Hazırlanan örneklerin boyutlarının uygunluğu kontrol edilip uygun boyutta olmayan örneklerin gerekli düzeltmeleri 600, 800, 1000 ve 2000 grid su zımparası kullanarak yapıldı.

3.2.4 Zirkonya örneklerin sinterizasyonu

Üretici firma talimatları doğrultusunda sinterleme fırınında (Sirona inFire HTC Speed, Sirona, Bensheim, Almanya) Katana HT örnekler 1500°C de, Katana UT örnekler 1550°de 120 dk sinterlenip 200C'ye kadar soğutuldu. Bu işlem toplam 8 saat sürdü.

Tablo 6: Sinterleme süre ve sıcaklıkları

Marka	Üretici	Sinterleme Sıcaklığı	Sinterleme Süresi
Katana HT	Kuraray Noritake, Dental Inc, Tokyo, Japonya	1500°	2 Saat
Katana UT	Kuraray Noritake, Dental Inc, Tokyo, Japonya	1550°	2 Saat



Resim 7: Sinterleme Cihazı (Sirona inCoris HTC Speed / Sirona Bensheim, Almanya)

3.2.5 Lityum Disilikat Örneklerin Kristalizasyonu

Üretici firma talimatlarına göre Programat P300 (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) fırınında kristalize edilmiştir.



Resim 8: Programat P300 (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)

Tablo 7: Kristalizasyon süre ve sıcaklıkları

	IPS E.max CAD
Başlangıç sıcaklığı (°C)	403
Başlangıç sıcaklığında bekleme zamanı (dk.)	600
Sıcaklık artış oranı (°C/dk)	90
Kristalizasyon sıcaklığı (°C)	820
Bekleme zamanı (dk.)	700
Bitim sıcaklığı (°C)	700

3.2.6. Simantasyon

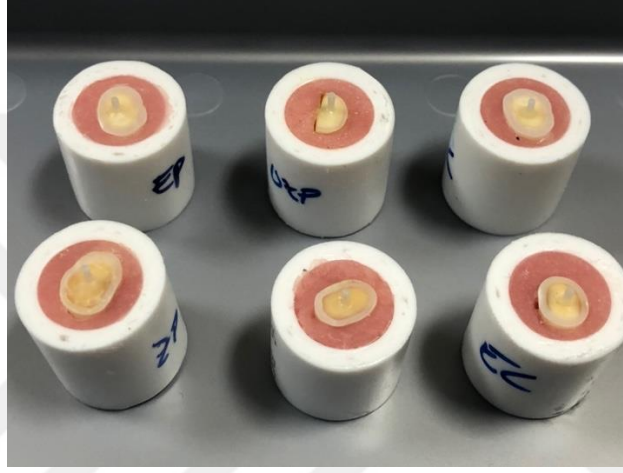
Elde edilen örnekler, taze çekilmiş dişlerden dilimlenerek akrilik tutucular içine yerleştirilen dentin yüzeylerine simante edildi. Lityum disilikat örnekler %9.5'lik HF asit ile (Bisco) 20 saniye boyunca pürüzlendirildi. Zirkonya örnekler ise 50-mm alumina ile 0.2 MPa basınçta 10 saniye süreyle air-abrazyon işlemi uygulandı.



Resim 9: Kumlama cihazı (Oxyker Duet / Manfredi, İtalya)

E-max, Katana UT ve Katana HT gruplarının 10'ar örneği Panavia SA adeziv siman sistemi ile üretici firmanın talimatlarına göre; siman içeriğinde MDP monomeri (zirkonyaya bağlanmayı artırır) ve LCSi monomeri (lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklere bağlanmayı artırır) bulunduğu için herhangi bir primer işlemine ekstra tabi edilmeden siman uygulamasından sonra 3-5 saniye ışık uygulandı ve microbrush yardımıyla siman artıkları temizlendi son olarak da BLUE LED* (800-1400 mW/cm²) bir cihaz ile ışıklandırarak simante

edildi; diğ er 10'ar örnekleri ise Panavia V5 adeziv siman sistemi ile üretici firmanın talimatlarına göre; Panavia V5 Tooth primer dentin yüzeylerine 20 saniye ajite ederek uygulandı ve hafif şiddette hava ile kurutuldu, seramiklerin bağlantı yüzeylerine MDP içerikli Ceramic Primer Plus uygulandı sonrasında siman uygulanarak 3-5 saniye ışık uygulandı ve microbrush yardımıyla siman artıkları temizlendi son olarak da BLUE LED* (800-1400 mW/cm2) bir cihaz ile ışıklanarak simante edildi.



Resim 10: Simantasyon işlemi sonrası  rnekler

3.2.7. Termal Siklus



Resim 11: Etüv cihazı

Simantasyonu tamamlanan örnekler %90 nem içeren 37 °C etüvde 24 saat bekletildikten sonra bu durum 0 termosikl olarak tanımlandı. Bu amaçla örneklere termal siklus cihazında (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye), sıcak ve soğuk hazneler arası geçişlerde bekleme süresi 7 sn olmak üzere, 20 sn daldırma zamanı ile, 5 °C ve 55 °C aralığında 5000 termal siklus uygulandı.



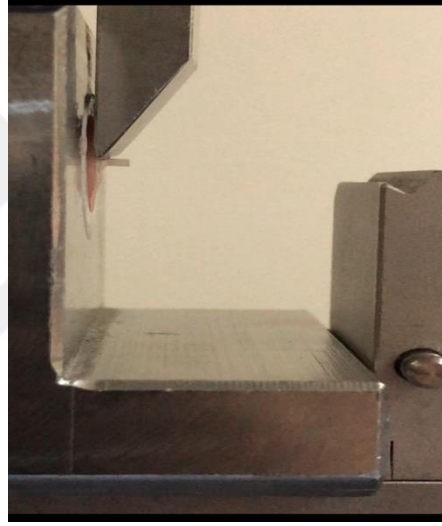
Resim 12: Termal Siklus Cihazı

3.2.8. Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi



Resim 13: Universal Test Cihazı

Bağlanma dayanımı testi, İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Shimadzu, Model AGS-X 5kN, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) kullanılarak yapılmıştır. Örnekler, özel olarak hazırlanmış tutucu düzeneklere sabitlenerek, universal test cihazında kesme bıçağının uç kısmı seramik örnekler ve dentin dokusunun birleşim yerine, 1 mm kalınlığındaki kesici uç ile 90°'lik bir açı yapacak şekilde cihaza yerleştirildi. Cihaza yerleştirilen kesici uç, örneklerin ara yüzeyine denk gelecek şekilde 0,5 mm/dak hızla ilerleyecek şekilde kuvvet uygulandı. Örneklerin kırılma anı, universal test cihazına (Shimadzu Autograf AG-5 kNG, Kyoto, Japonya) bağlı bilgisayar programı tarafından ani düşüş olarak belirlendi ve o noktadaki değerler kaydedildi. Elde edilen veriler aşağıdaki formül kullanılarak bağlantı dayanımı verilerine dönüştürüldü



Resim 14: Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan örnekler

$$\text{Bağlanma Dayanımı} = \frac{F(\text{Newton})}{A(\text{mm}^2)}$$

$$A = \pi r^2$$

F=Kırılma anında uygulanan kuvvet (N)

A= Bağlantı yüzey alanı (mm²)

r =Örnek yarı çapı

3.2.9 SEM Analizi

SEM analizi için tüm gruplardan üçer adet seramik örnek ve birer adet dentin örneği ayrıldı. Analiz İzmir Katip Çelebi Üniversitesi MERLAB araştırma laboratuvarında bulunan taramalı elektron mikroskobu yardımıyla örneklerin yüzeyleri 200 A° (angström) altın ile kaplanmasının ardından gerçekleştirildi.

Başarısızlık tipleri; tip 1 (adeziv), tip 2(koheziv) ve tip 3(miks) olarak sınıflandırıldı. Bu tipler alt gruplara ayrıldı. Tip 1a: rezin siman ile zirkonya arasındaki ve Tip 1b: rezin siman ile dentin dokusu arasındaki adeziv kopma, Tip 2a: rezin simanın kendi içerisindeki ve Tip 2b: zirkonya seramiğin kendi içindeki koheziv kopma, Tip 3a: zirkonya seramik üzerinde adeziv ve koheziv kopmanın bir arada görüldüğü miks kopma olarak, Tip 3b dentin dokusu üzerindeki adeziv ve koheziv kopmanın bir arada görüldüğü miks kopma olarak belirlendi.

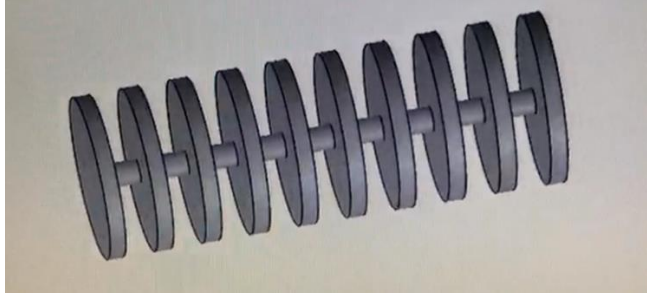
3.3 Translüsensi Parametrelerinin Ölçümü

3.3.1 Örneklerin Hazırlanması

Tablo 8: Translüsensi Parametresi- Çalışma Grupları

Çalışma Grupları	Katana HT	Katana UT	IPS e-max CAD LT
Kalınlık	1 mm	1 mm	1 mm

Üretici firmalardan alınan 98x18 ebatlarında A₁ renkte iki farklı grup zirkonya blok CAD/CAM yazılımı (Solidworks, Dassault Systemes, ABD) yardımıyla sinterizasyon sonrası 10 mm çapta 1 mm kalınlıkta disk şeklinde olacak şekilde tasarımı yapıldı. Tasarımı yapılan zirkonya örnekler bir başka CAD/CAM yazılımı (hyperDENT, FOLLOW-ME! Technology Group, Münih, Almanya) ile zirkonya bloklar konumlandırılarak milling cihazında (Camcube M20, CAMcube A.Ş, İzmir, Türkiye) kazınarak elde edildi.



Resim 15: TP ölçümü için hazırlanan 10 mm çapta 1mm kalınlıkta zirkonya örnekler

A₁ renkte olan lityum disilikat örnekler ise CAD/CAM yazılımı (Solidworks, Dassault Systemes, ABD) yardımıyla 10 mm çapında 14 mm boyunda silindir şekilde tasarlandı. Tasarımı yapılan lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok milling cihazı (Camcube M20, CAMcube A.Ş., İzmir, Türkiye) kazınarak 10 mm çapında 14 mm boyunda silindirler üretildi. Daha sonra İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, dakikada 400 devir yapan, düşük hızlı, su soğutmalı hassas kesme cihazında (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) özel elmas disk (Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak, kesici diskin kalınlığı da hesaba katılarak 1mm kalınlıkta olacak şekilde dilimlendi.



Resim 16: Hassas Kesme Cihazında TP için hazırlanan lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik örneklerin 1 mm kalınlıkta dilimlenmesi

Tüm örnek yüzeylerine, düzgün, pürüzsüz ve standart olmaları için 600, 800, 1000 ve 1200 gridlik silikon karbid zımparalar ile su altında zımparalama işlemi uygulanmıştır. Zirkonya örnekler üretici talimatlarına uygun olarak sinterize edildi ve lityum disilikat örnekler de üretici firma talimatlarına uygun olarak kristalize edildi.

3.3.2 Spektrofotometre ile Işık Geçirgenliğinin Ölçümü



Resim 17: TP için hazırlanan örneklerin Spektrofotometre ile ölçümü

Örneklerin son kalınlıkları $1 \pm 0,01$ mm'dir. Polisaj işleminin ardından bütün örnekler 5 dakika süre ile ultrasonik temizleyicide distile suda temizlendi.

Spektrofotometrenin ölçüm yüzeyi 3 mm çapındadır ve ölçümler örneklerin bu yüzeyin tam ortasına gelecek şekilde yerleştirilmesiyle yapılmıştır. Translusens ölçümleri spektrofotometrenin UV %100 modunda D65 ışık kaynağı altında yapılmıştır. Bütün örneklerden üçer kez ölçüm yapılmış ve ortalamaları alınmıştır. Translusens parametresi (TP) bir örneğin beyaz arka plan ile siyah arka plan üzerinden yansıyan renklerinin arasındaki farkın hesaplanmasıyla elde edilmektedir. Translusensi parametresi değerleri TP formülü kullanılarak hesaplandı.

$$TP = [(L^*S - L^*B)^2 + (a^*S - a^*B)^2 + (b^*S - b^*B)^2]^{1/2}$$

L^*S = Siyah arka plan üzerindeki L^* değeri

L^*B = Beyaz arka plan üzerindeki L^* değeri

a^*S = Siyah arka plan üzerindeki a^* değeri

a^*B = Beyaz arka plan üzerindeki a^* değeri

b^*S = Siyah arka plan üzerindeki b^* değeri

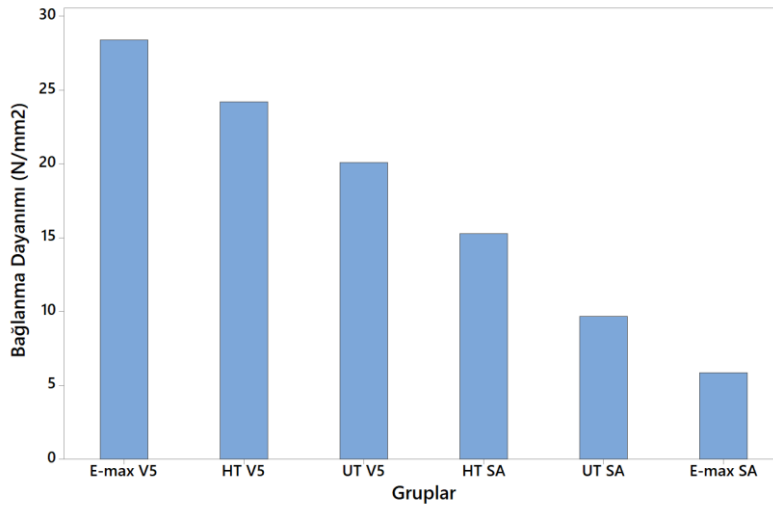
b^*B = Beyaz arka plan üzerindeki b^* değeri

3.4 İstatistiksel Analiz

Veriler IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User V 26 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) istatistik paket programında analiz edilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler birim sayısı (n), yüzde (%), ortalama $\pm$ standart sapma değerleri olarak verilmiştir. Bağlanma dayanımları ve translusensi parametresine ait verilerin normal dağılımı Shapiro Wilk normallik testi ve Q-Q grafikleri, varyansların homojenliği Levene testi ile değerlendirilmiştir. Bağlanma dayanımlarının blok etkisi, siman sistemi etkisi ve blok*siman sistemi etkileşim etkisi genel doğrusal modellerden iki faktörlü varyans analizine göre değerlendirilmiştir. İki faktörlü varyans analizinde farklı grupların belirlenmesinde Sidak çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Translusensi parametresinin gruplar arası karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi kullanılmıştır. Çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile değerlendirilmiştir. Kopma tipleri ile gruplar $r \times c$ tablolarında Fisher exact test ile değerlendirilmiştir [157]. Fisher exact test sonucunun önemli bulunması durumunda gruplar arası farklılıklar Bonferroni düzeltmeli iki oran z testi ile değerlendirilmiştir. $p < 0.05$ değeri istatistiksel olarak önemli kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

4.1 Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları



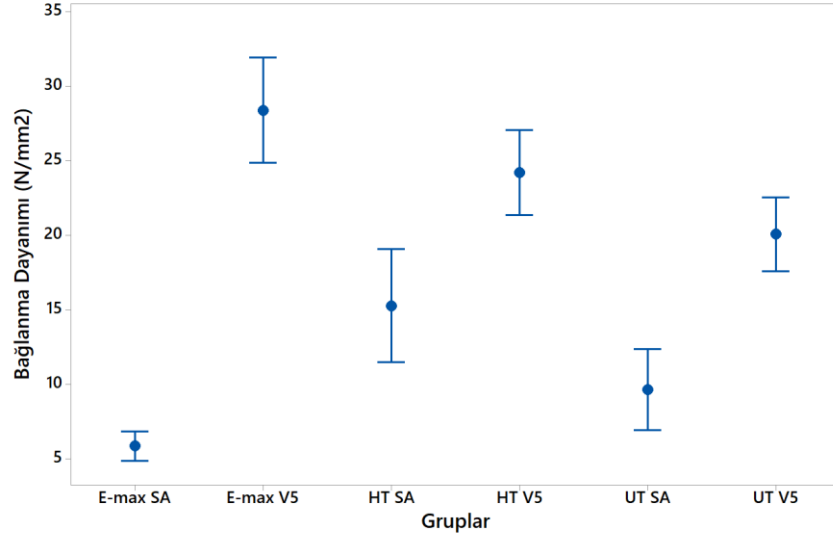
Şekil 10: Tüm grupların bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi

Tablo 9: Gruplara Göre Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması

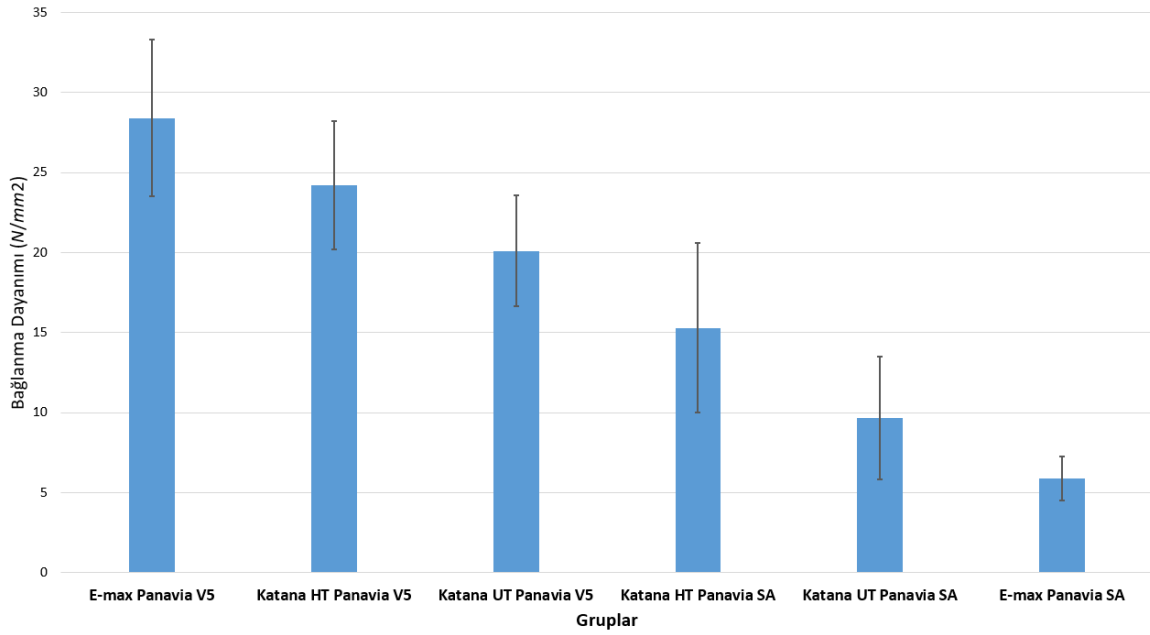
Blok	Siman Sistemi	$\bar{x} \pm ss$	Blok Etkisi	Siman Sistemi Etkisi	Blok*Siman Sistemi Etkisi
E-max	Panavia SA	5,87±1,38 ^a	$F=7,410$ $p=0,001$	$F=181,627$ $p<0,001$	$F=17,306$ $p<0,001$
	Panavia V5	28,41±4,91 ^b			
Katana UT	Panavia SA	9,66±3,82 ^a			
	Panavia V5	20,09±3,46 ^{cd}			
Katana HT	Panavia SA	15,29±5,28 ^d			
	Panavia V5	24,22±4,01 ^{bc}			

$\bar{x}$:Aritmetik ortalama; ss: Standart sapma; *a, b, c* ve *d* üst simgeleri gruplar arası farklılığı göstermektedir. Aynı harflerin yer aldığı gruplar istatistiksel olarak benzerdir.

Tablo 9’de genel doğrusal modellerden iki faktörlü varyans analizine göre blok etkisi, siman sistemi etkisi ve blok*siman sistemi etkileşim etkisi istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. Sidak çoklu karşılaştırma testine göre istatistiksel olarak benzer ve farklı olan gruplar tablo 9’da verilmiştir.



Şekil 11: Tüm grupların standart sapmalı bağlanma dayanımı değerleri

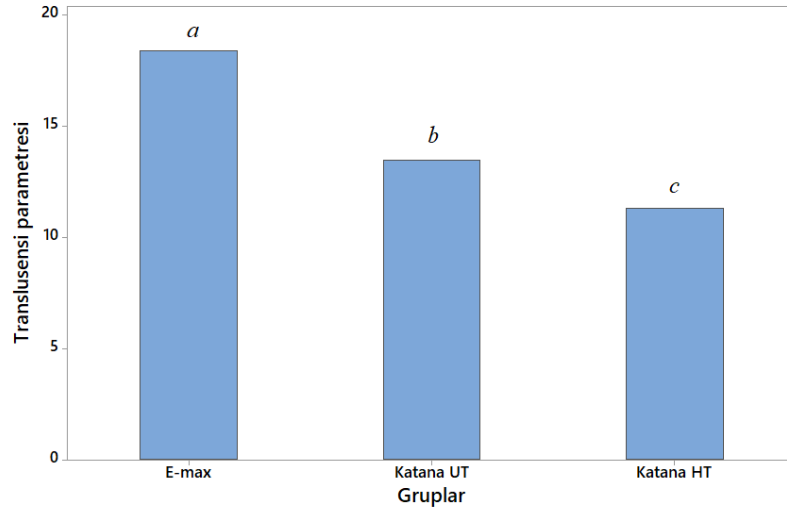


Şekil 12: Tüm grupların bağlanma dayanımlarının standart sapmalı değerlerinin grafiksel gösterimi

Uzun dönem bağlanma dayanımı için literatürde 10-13 MPa değerlerinin yeterli olduğu bildirilmiştir. Bu sebeple Emax*SA grubu yetersiz bağlanma göstermiştir, Ancak diğer tüm gruplar yeterli bağlanma dayanımı göstermiştir. Kübik zirkonyaların diğer gruplar ile bağlanma

dayanımında fark bulunmayacağını ve yeterli bağlanma göstereceğini ifade ettiğimiz H0 hipotezimiz kabul edilmiştir.

4.2 Translüsensi Parametrelerinin Ölçüm Bulguları

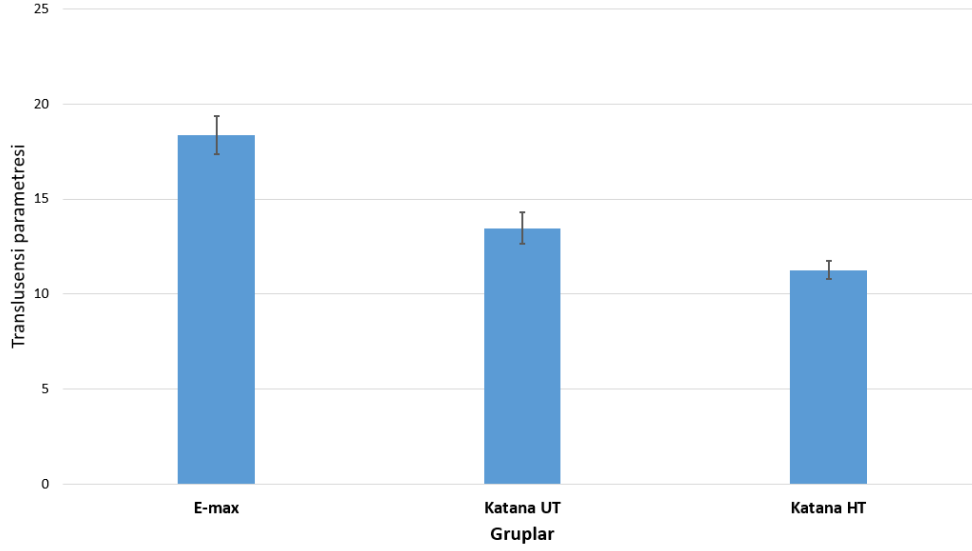


Şekil 13: Translüsensi Parametrelerinin tüm gruptaki değerlerinin grafiksel gösterimi

Tablo 10: TP Değerlerinin Gruplara Göre Karşılaştırılması

	Gruplar			Test İstatistikleri	
	E-max $\bar{x} \pm ss$	Katana UT $\bar{x} \pm ss$	Katana HT $\bar{x} \pm ss$	<i>F</i>	<i>p</i>
TP	18,37±1,00 ^a	13,47±0,82 ^b	11,27±0,47 ^c	209,817	<0,001

Tablo 10’da tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre grupların TP değerleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmuştur. Tukey HSD çoklu karşılaştırmalarına göre üç grubun değerleri istatistiksel olarak birbirinden farklıdır. En yüksek TP değerlerine E-max grubu sahip iken en düşük değerlere Katana HT grubu değerleri sahiptir. Bu yüzden kübik zirkonyaların lityum disilikata yakın translüsensi değerleri göstereceğini iddia ettiğimiz H0 hipotezi reddedildi.



Şekil 14: Tüm grupların standart sapmalı olarak TP değerlerinin grafiksel gösterimi

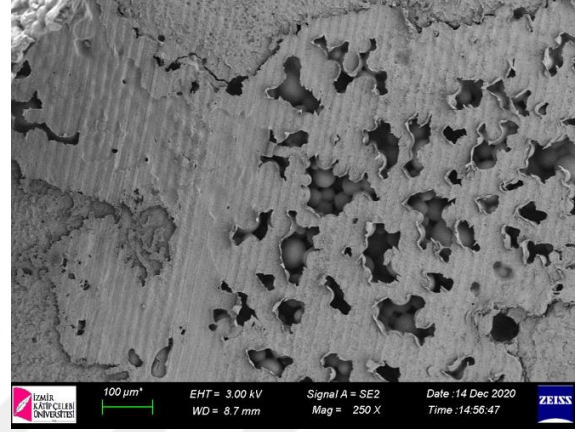
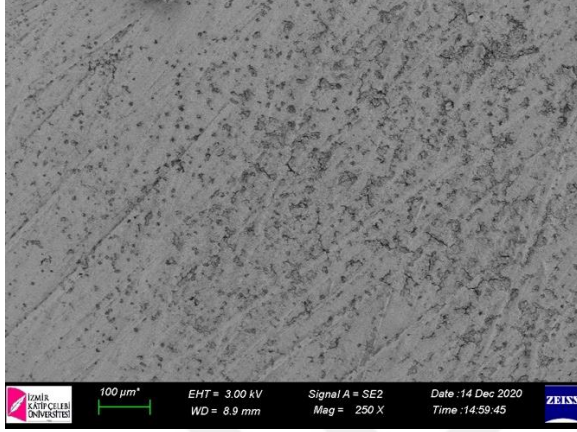
4.3 SEM Analizi Bulguları

KOPMA TİPLERİ						
	DENTİN-REZİN			SERAMİK-REZİN		
GRUPLAR	ADEZİV	KOHEZİV	MİKS	ADEZİV	KOHEZİV	MİKS
E-max*SA	8	-	2	-	6	4
Katana UT*SA	6	-	4	1	5	4
Katana HT*SA	4	-	6	1	9	-
E-max*V5	-	-	10	-	5	5
Katana UT*V5	-	-	10	1	4	5
Katana HT*V5	-	-	10	1	-	9

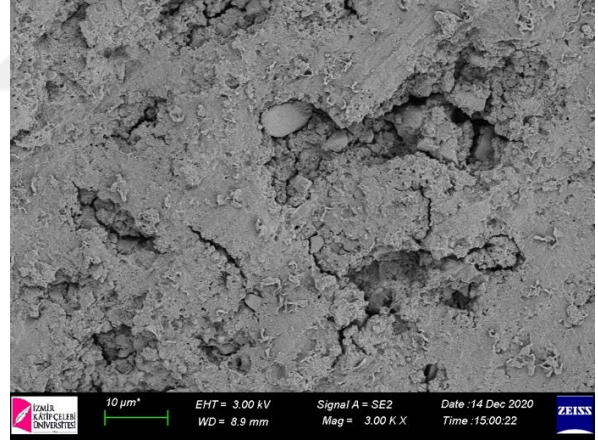
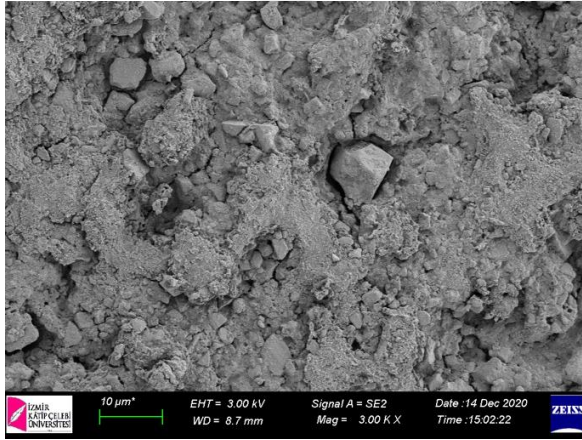
Tablo 11: Kopma Tiplerinin gösterimi

Çalışmamızda dentine bağlanmadaki en çok adeziv başarısızlık simanlar karşılaştırıldığında en çok Panavia SA simanda görülmüştür. Ve tüm gruplar karşılaştırıldığında ise E-max blok ile Panavia SA siman arasında görülmüştür. Seramik ile rezin bağlantısının arasındaki kopma tipleri değerlendirildiğinde e-max grubunun her iki simanla da adeziv kopma göstermediği

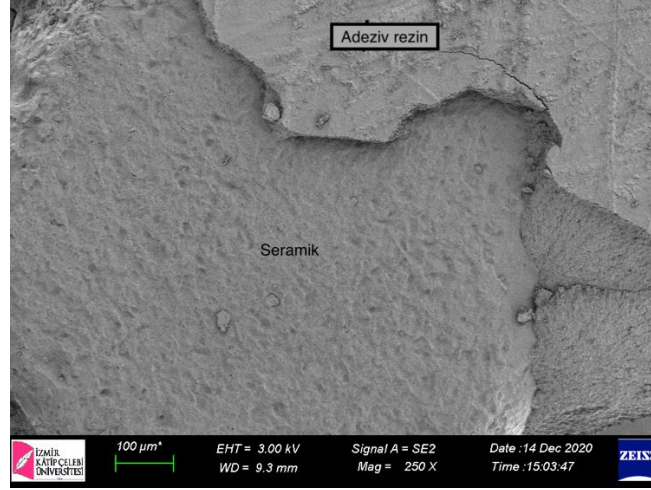
görülmüştür. Panavia V5 siman ise dentine bağlanma da hiç adeziv kopma göstermemiştir. Seramik rezin bağlantılarındaki kopma tipleri değerlendirildiğinde çoğu grupta çoğunlukla koheziv ve miks kopmalar görülmüştür.



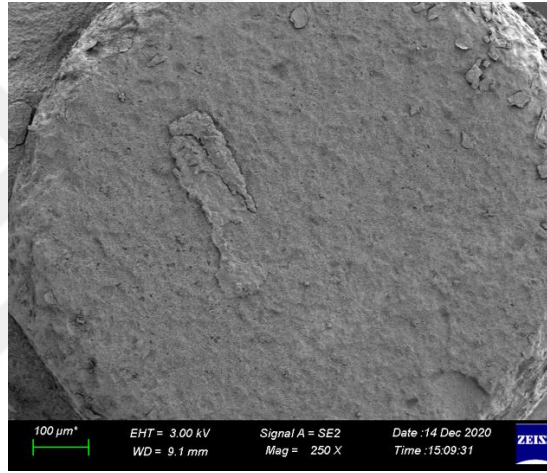
Resim 18 ve 19: E-max*PSA grubunun 250x büyütülmüş koheziv tip kopma görüntüsü



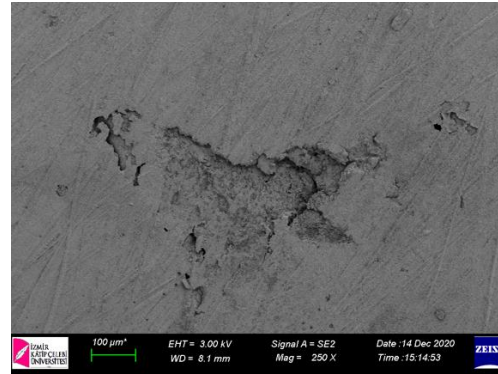
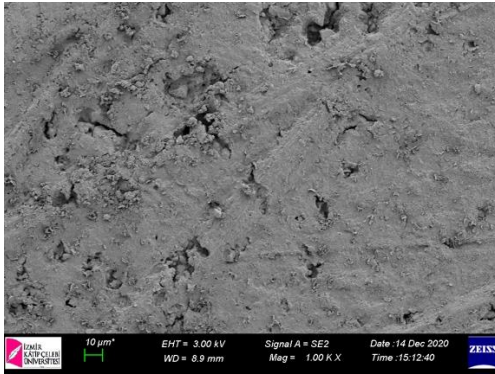
Resim 20 ve 21: E-max*PSA grubunun 3000x büyütülmüş koheziv tip kopma görüntüsü



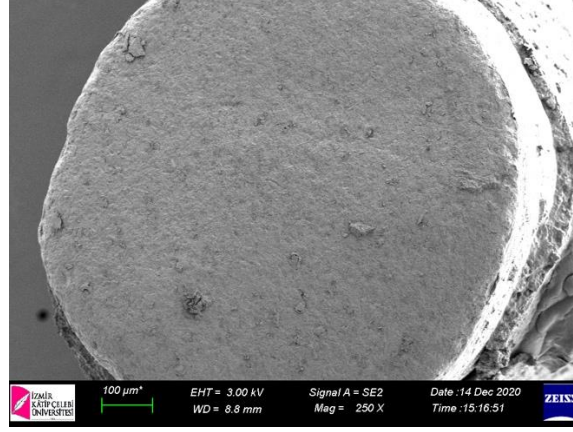
Resim 22: E-max*PV5 grubunda miks tip kopma görüntüsü



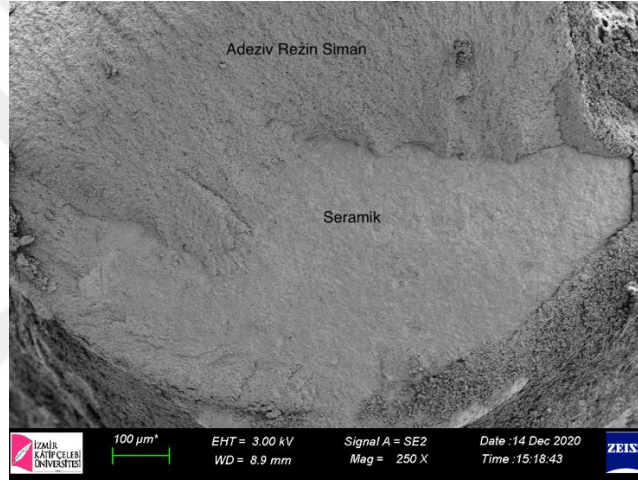
Resim 23: E-max*PV5 grubunda adeziv tip kopma görüntüsü



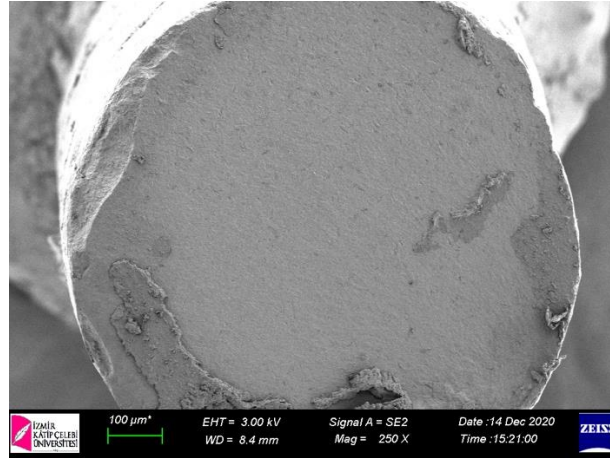
Resim 24 ve 25: UT*SA grubunun koheziv tipte kopmalarının görünüşleri



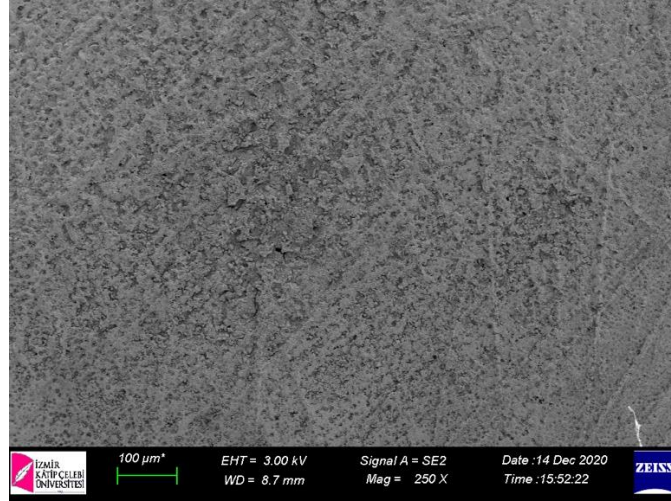
Resim 26: UT*SA grubunun adeziv tipte kopma görüntüsü



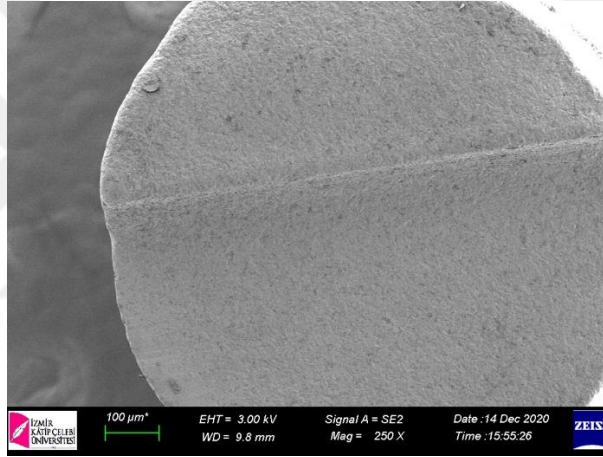
Resim 27: UT*PV5 grubunda miks tipte kopma görüntüsü



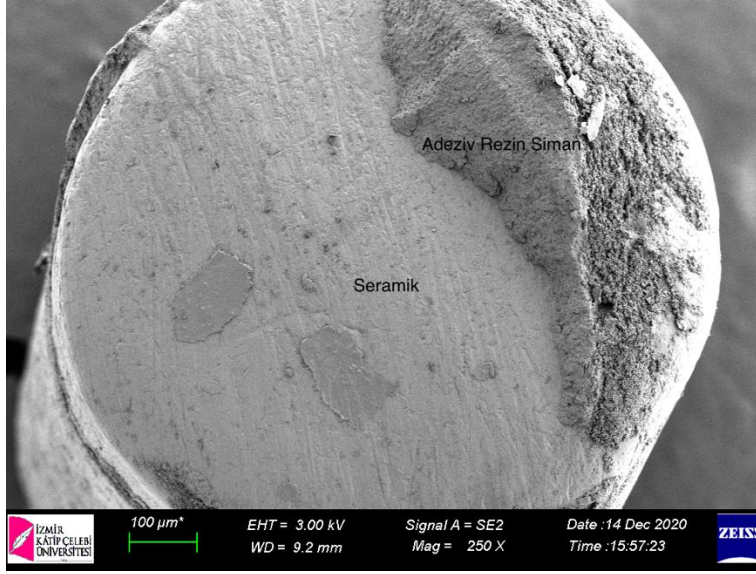
Resim 28: UT*PV5 grubunda adeziv tipte kopma görüntüsü



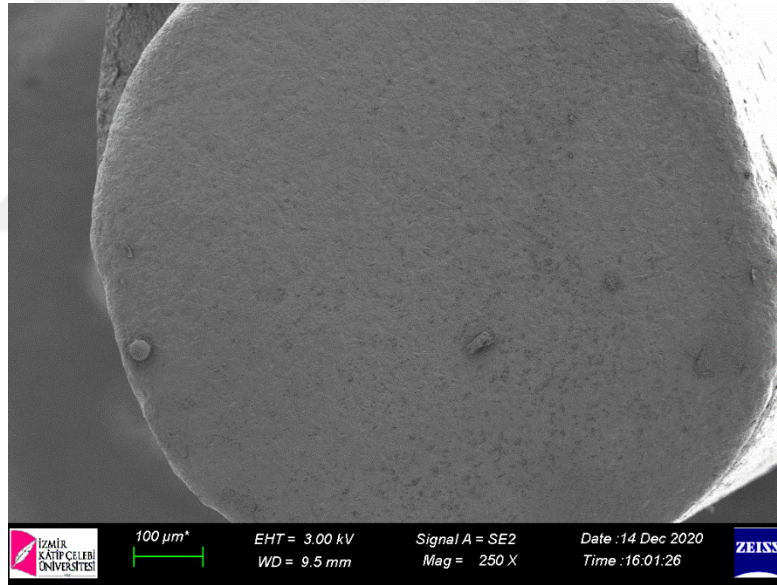
Resim 29: HT*SA grubunda koheziv tip kopma örneği



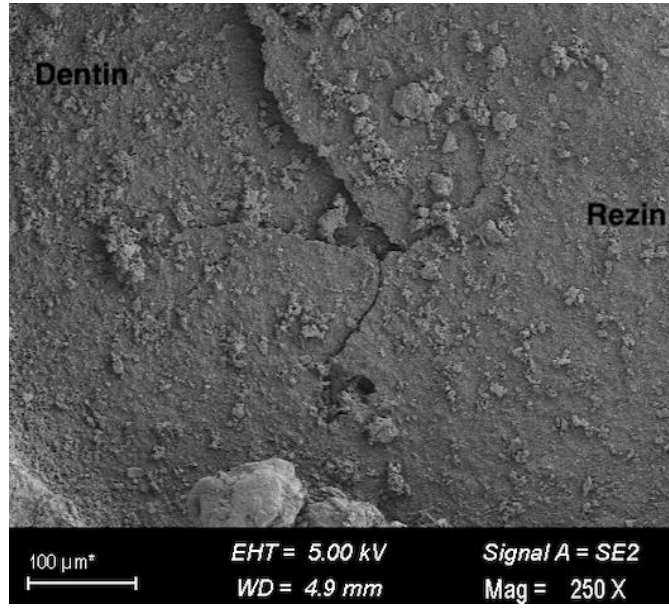
Resim 30: HT*SA grubunda adeziv tip kopma örneği



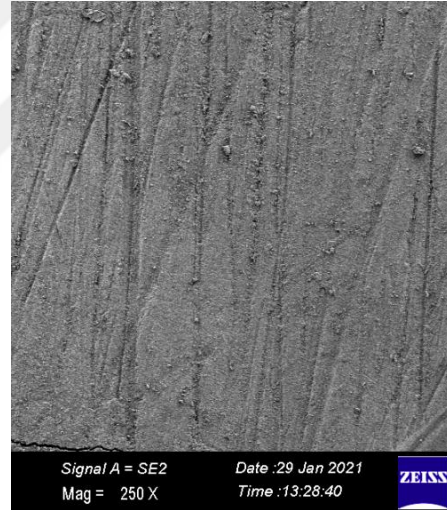
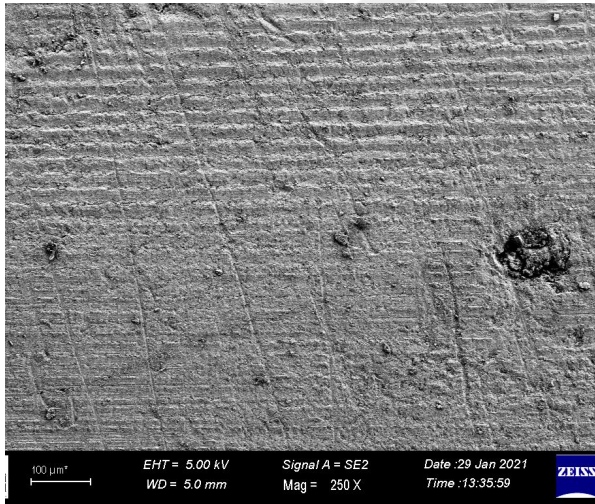
Resim 31: HT*PV5 grubunun miks tip kopma görülen örneği



Resim 32: HT*PV5 grubunun adeziv kopma tipi görülen örneği



Resim 33: UT*V5 grubunun dentin ile bağlanmadaki miks kopma görüntüsü



Resim 34 ve 35: E-max*SA ve HT*SA grubunun dentin ile bağlanmadaki adeziv kopma görüntüsü

5.TARTIŞMA

Tam seramik materyaller estetik, biyouyumluluk ve yeterli dayanıklılık gibi özellikleri sebebiyle; özellikle anterior bölgede en çok tercih edilen materyaller olmuşturlardır. Y- TZP'ler ise bu grubun içerisindeki en yüksek kırılma dayanım değerine sahiptir. Hatta altın standart olduğu düşünülen metal destekli seramik restorasyonların en iyi alternatifidir [87].

Konvansiyonel Y-TZP restorasyonların başarılı mekanik özellikleri sebebiyle ağız içerisinde uzun dönem sağ kalma oranları yüksektir. Ancak araştırmalara ve literatüre göre; veneer materyalinden kaynaklı kırıklar sebebiyle sağ kalım oranlarını düşürdüğü görülmektedir [158].

Veneerler her zaman restorasyonların zayıf noktası olmuştur. Bu yüzden monolitik restorasyonlar eskiye göre çok daha fazla tercih edilmektedir. Porselen ilavesine gerek kalmadan dişe benzer optik özellikler gösteren ve estetik gereksinimleri yerine getiren ve monolitik olarak en çok kullanılan materyallerden biri lityum disilikat cam seramiklerdir. Öte yandan konvansiyonel zirkonya restorasyonlar yeterli estetik gereksinimleri sağlayamazlar çünkü Y-TZP materyali opak ve beyaz renktedir. Ancak günümüzde geliştirilen yüksek ışık geçirgenliğine sahip Y-TZP materyali monolitik lityum disilikat cam seramiklere anterior ve posterior bölgede önemli bir alternatif olmuştur [159].

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik restorasyonların dayanımlarında gelişmeler olmuştur ve bunun sonucunda anterior ve ayrıca posterior bölge restorasyonları için önerilmeye başlanmıştır [91]. Ancak lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik restorasyonlar için minimum kalınlık 1,5 mm olarak tavsiye edilir ve bu kalınlığı klinik olarak her zaman elde edebilmek zordur [160], [161]. Diğer yandan Nakamura ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptıkları çalışmada, okluzal kalınlığı 0,5 mm olan monolitik zirkonya restorasyonların (5558 N), okluzal kalınlığı 1,5 mm olan lityum disilikat restorasyonlardan (3147 N) daha fazla kırılma dayanım değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmanın sonuçları Y-TZP materyalinin üstün mekanik özelliklerini ortaya koymaktadır [162]. 2014 yılında, Johansson ve arkadaşları monolitik translusent zirkonyanın kırılma dayanımı üzerine çalışmalar yapmışlardır. İki farklı markaya ait monolitik translusent zirkonya, konvansiyonel zirkonya ve monolitik lityum disilikatın kırılma dayanımları karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre; translusent zirkonya restorasyonlar 2795-3038 N kırılma dayanım değerlerini gösterirken, konvansiyonel

zirkonya restorasyonlar 2229 N, monolitik lityum disilikat kronlar 1856 N, veneerlenmiş translusent zirkonya kronlar ise 1480-1808 N arasında kırılma dayanım değerleri göstermişlerdir. Bu çalışmalar sonucunda HT bloklar ile üretilen translusent monolitik zirkonyanın mekanik özelliklerinin diğer monolitik bloklar ile benzer seviyede olduğu ve her ikisinin de konvansiyonel veneerlenmiş zirkonya restorasyonlardan daha üstün olduğu sonucuna ulaşılabilir. Buna ek olarak; HT bloklar ile elde edilmiş translusent zirkonyanın veneerlenmesinin mekanik özellikleri olumsuz etkilediğini ortaya koymaktadır [163].

Dental seramiklerin translusensliğinin belirlenmesinde; doğrudan ışık geçişinin ölçülmesi, saçılan ışıkla birlikte toplam ışık geçişinin ölçülmesi ve spektral yansıma olmak üzere üç farklı yöntem uygulanabilmektedir [164]. CIE Yxy ve CIE L*a*b* sistemlerinde spektral yansıma tespiti, translusensi parametresi (TP) veya kontrast oranı (Contrast Ratio- CR) ile yapılmaktadır [165].

Translusensi; kontrast oran (Contrast Ratio- CR) ve translusensi parametresi (TP) ile ifade edilmektedir. Aynı kalınlıktaki materyallerin siyah ve beyaz fon üzerindeki renk farklılıklarını ve doğrudan translusensi değerinin karşılığını gösteren parametreye translüsensi parametresi adı verilir. Yüksek TP değerleri; yüksek translusensiyi ve düşük opasiteyi ifade etmektedir. Materyalin siyah ve beyaz zeminde gösterdiği yansımanın oranı “CR olarak adlandırılmaktadır [166].

Siyah fon üzerindeki yansıma (Yb) ve beyaz fon üzerindeki yansımanın (Yw) birbirine eşit olduğu opak materyallerde kontrast oran değerleri aynıdır. Tüm ışık siyah arka fon tarafından absorbe edilen transparan materyallerde ise ışık hiç yansımaz. Yb değeri ve dolayısıyla CR değeri sıfırdır. CR; sıfır ile bir arasında dar bir sonuç alanı ile ifade edilmektedir [120].

Diş hekimliğinde renk analizi; görsel ve cihaz yardımıyla yapılan renk ölçüm yöntemleri olmak üzere iki farklı şekilde yapılabilir. Görsel renk ölçüm yöntemleri daha basit, maliyetsiz ve pratiktir ancak elde edilen sonuçlar objektif değildir ve matematiksel değildir [167]. Cihaz ile yapılan ölçümlerin avantajları; hızlı ve objektif sonuç alma ve sonuçların matematiksel verilere dönüştürülebilmesidir [126].

En yaygın kullanılan renk ölçüm cihazları; kolorimetreler, spektrofotometreler, dijital kameralar ve görüntü sistemleridir. Spektrofotometre, ölçüm yapılan nesneden yansıyan 1-25

nm arası dalga boyundaki görülebilir ışığı ölçmektedir. Kolorimetre ise görünür ışığı kırmızı, yeşil ve mavi alanlarda filtrelemektedir. Kolorimetreler ucuz ve basit aletlerdir ancak zamanla filtrelerinin eskimesine bağlı olarak, standardizasyonu bozulabilmektedir. Spektrofotometrelerin üstünlükleri; kolorimetrelere göre; üçten daha fazla dalga boyunda ölçüm yapabilmesi bu sebeple insan gözünün algılamayacağı renkleri tespit edebilme, hata paylarının daha düşük olması ve metamerizmi değerlendirebilmeleridir [126].

Paul ve arkadaşları; görsel yöntem ile spektrofotometre cihazını karşılaştırdıkları çalışmalarında, spektrofotometrelerin 0,48 ΔE hata payı ile yüksek derecede tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir [124].

Dozic ve arkadaşları; beş farklı ölçüm cihazını karşılaştırdıkları çalışmalarında; spektrofotometrenin in vivo ve in vitro koşullarda en yüksek doğruluk gösteren, en güvenilir cihaz olduğunu belirtmişlerdir [168].

Üç farklı renk ölçüm cihazının klinik tekrarlanabilirliğini karşılaştıran Khurana ve arkadaşları yaptıkları çalışmada; spektrofotometre cihazlarının, diğer renk ölçüm cihazlarına göre çok daha fazla tekrarlanabilir diş rengini saptayan ve dişin haritasını tamamıyla çıkaran bir cihaz olduğu ortaya koymuşlardır [169].

Kim-Pusateri ve arkadaşları ise; dört renk ölçüm cihazının (2 spektrofotometre: SpectroShade ve VITA Easyshade; 2 dijital kamera: ShadeVision ve ShadeScan) güvenilirliğini ve doğruluğunu karşılaştırdıkları çalışmalarında, Vita Easy Shade'in güvenilirliği %96.4 oranında bulmuşlardır [170].

Bu tez çalışmasında kübik zirkonya, Y-TZP zirkonya ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin translüsensi ölçümü; yüksek doğruluk göstermesi, güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar vermesi nedeniyle spektrofotometre cihazı (Vita Easy Shade Vident, Brea, Calif) ile yapılmıştır [124], [168], [170].

Örnek çapı, spektrofotometrik ölçümlerin doğru sonuçlar vermesinde çok önemlidir. Araştırmalarda ölçüm cihazının optik ucuna uygun olarak örnek çapının oluşturulması gerektiği belirtilmiştir. Ölçüm ucuna göre yeterli büyüklükte örnekler oluşturulmazsa, renk ölçümlerinde kenar ışıma kaybı (edge loss) görülmektedir. Bunun sebebinin, spektrofotometrik ölçümlerin

küçük pencere renk ölçümünde açığa çıkan ışıma kaybına bağlı dalga boyuna bağlı olduğu düşünülmektedir. Spektrofotometre cihazlarını okuma alanı 8 mm olarak ifade edilmiştir [171].

Bu tez çalışmasında, disk şeklinde oluşturulan örneklerin çapları kenar ışıma kayıplarını engellenmek amacıyla, önceden yapılmış spektrofotometrik çalışmalara benzer olarak 10 mm olarak belirlenmiştir [172], [173].

Sulaiman ve arkadaşlarının çalışmalarında; beş yıl süre ile takip edilen anterior ve posterior alanda monolitik zirkonya restorasyonların kırılma oranlarını araştırmışlardır. Sonuçlarına göre kırık oranlarının beş yıl sürede %1 dolaylarında iken, anterior bölge kırıklarının (%0.97) posterior bölge kırıklarından (%0.69) kısmen daha olası olduğu raporlanmıştır [174]. 11 yıllık takipli çalışmalarında Leempoel ve arkadaşları; altın standart kabul edilen metal seramik restorasyonların sağ kalım oranını % 95 bulmuşlardır ve bunun yanında monolitik zirkonyanın beş yıl takipli % 99 sağ kalım oranı oldukça başarılıdır [175].

Monolitik zirkonyanın polisaj işlemleri tüm okluzal ayarlamalar yapıldıktan sonra kesinlikle yapılmalıdır. Monolitik zirkonya restorasyonlar homojen yapıları ve düşük tanecik boyutları sebebiyle heterojen yapıda olan cam seramik restorasyonlara kıyasla; yüksek sertlik ve dayanıklılık göstermelerine rağmen, karşıt diş minesini üzerinde daha az aşınma meydana getirirler [176], [177]. Beuer ve arkadaşları yaptıkları araştırmalarında; polisajlanarak bitirilmiş monolitik zirkonya restorasyonların, glazürlenerek bitirilmiş restorasyonlara göre daha fazla ışık geçirgenliği gösterdiklerini ortaya koymuşlardır [177].

Nemli ortamda stres faktörleri olmasa bile zirkonya mekanik olarak daha zayıf formuna yani monoklinik faza geçiş gösterebilir. Dönüşüm, oksijen boşuklarının su ile dolmasıyla, yüzeyden iç katmanlara doğru oluşan defektler sebebiyle ilerler. Bunun sonucunda zirkonyanın kırılma dayanımı, yoğunluğu ve sağlamlığı azalır. Bu durum düşük ısı bozunması ya da yaşlanma olarak adlandırılır [178]. Düşük ısı bozunması için en uygun sıcaklık 200-300 C° aralığındadır; ancak ağız ortamında da yani vücut sıcaklığında azalan hızda gerçekleştiği ortaya konmuştur [179]. Zirkonyanın tanecik boyutları küçültülerek düşük ısı bozunmasının önüne geçilebilir. Faz dönüşümünün nemli ortamlarda ekarte edilmesi için tanecik boyutunun 0,2 µm'nin altına indirilmesi gerekir fakat bu durumun dezavantajı ise taneciklerin bu boyutlarda transformasyon güçlenmesi gerçekleşemez. Bu durumda da materyalin mekanik özellikleri

azalır [180]. Araştırmacıların seçici olarak düşük ısı bozunmasını engellemek üzerine araştırmalar yapması gerekmektedir. Yittrium ile stabilize zirkonya, her ne kadar en yüksek kırılma dayanım değerlerine sahip olsa bile düşük ısı bozunmasına en yatkın zirkonyadır [181]. Yeni nesil monolitik zirkonyalarda düşük ısı bozunmasının önüne geçebilmek ve bunun yanında optik ve mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla tanecik çapı 0,2-0,8 µm aralığında tutulmuştur [182].

Günümüzde zirkonya bloklar genellikle üç mol yittrium içeriği ile birbirlerine benzerlik gösterirler. Sinterleme dereceleri markalara ve kullanılan zirkonya bloğunun türüne göre değişirler. Sinterleme sıcaklıklarının değiştirilmesi tanecik çapı, faz transformasyon yatkınlığı, yaşlanma, optik ve mekanik özellikler adına doğrudan etki gösterir [183]. Sinterleme parametrelerini kullanılan tozun özellikleri ve üretici talimatları belirler ancak genellikle 1350-1550 C°'de 1-2 saat aralığındadır [179]. 2014 yılında yapılan bir çalışmada 1460, 1530, 1600 C°'de 1, 2 ve 4 saat sinterlenen HT zirkonya blokların; uzun sinterleme süresi ve yüksek sıcaklığın ışık geçirgenliğini olumlu etkilediğini ortaya koymuşlardır [184]. Sinterleme sıcaklığı ve süresini arttırmak tanecik büyümesiyle sonuçlanır. Tanecik boyutlarının büyümesinin sonucunda ışık geçirgenliği olumsuz etkilenir. Tanecik boyutunun görünür ışık dalga boyundan (0,4-0,7 µm) daha az olması istenir [75], [179]. Sinterleme süresi ve sıcaklık artışı tanecik büyümesine sebep olduğu halde ışık geçirgenliğinin artmış olması çelişkili bir durum oluşturmuştur. Yüksek sıcaklık ve sinterleme sürelerinin artmasıyla zirkonya tozlarının daha fazla yoğunlaştırılmasıyla birlikte daha az porözite göstermesiyle açıklanabilir [185]. Zirkonya anizotropik kristallerden oluşur ve yüksek kırıcılık indeksine sahiptir bu yüzden yüksek oranda porözite içerir ve ışık geçirgenliğini ciddi miktarda düşüktür [11]. Çalışmamızda kullanılan kübik zirkonya örneklerinin (Katana UT) diğer zirkonya grubundan (Katana HT) daha büyük taneciklere sahip olmasına rağmen translusent olmalarının sebebi; daha az porözite içermelerive tetragonal yapıli taneciklerde sık görülen çift kırılım mekanizmasının ortadan kalkması olarak açıklanabilir [185]. Ayrıca kübik zirkonyaların daha fazla Y₂O₃ içermeleri (ağırlıkça % 9-10) sonucunda düşük ısı bozunmasına karşı güçlü olmalarını sağlamış ve bu sayede yapılarında bulunan alumina miktarı azaltılmıştır [5]. Diğer taraftan aluminanın mekanik özelliklere pozitif katkıları önceki çalışmalarda ortaya konmuştur [186]. Y₂O₃ miktarındaki artış (2,5 mol- 5 mol) kübik zirkonyanın mekanik özelliklerini doğrudan negatif etkilediği bilinmektedir [187]. Kübik zirkonya grubu olan Katana UT'nin tanecik yapısı incelendiğinde kübik yapıdaki tanecikler ve tetragonal yapıdaki tanecikler arasında boyut farkı dikkate değerdir. 0,8 µm tanecik boyutu tetragonal yapıda olan tanecikler

için sınır kabul edilirken kübik tanecikler için geçerlilik göstermez. Bu durum göreceli olarak daha büyük tanecikler içeren kübik yapının faz stabilizasyonunun sağlanması için daha fazla Y_2O_3 içermesiyle açıklanır [11]. Ancak kübik tanecikler için bir sınır değer literatürde henüz belirtilmemiştir. Kübik zirkonyaların optik ve mekanik özelliklerinin ideal olduğu tanecik boyutu aralığının yeni çalışmalarla belirlenmesi gerekmektedir.

Husain ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptıkları çalışmada, konvansiyonel zirkonya, yüksek translusensi gösteren zirkonya (HT), konvansiyonel lityum disilikat ve yüksek translusensi gösteren lityum disilikat (HT) örnekleri arasında ışık geçirgenliği açısından anlamlı fark bulunmuştur. Buna göre konvansiyonel zirkonya örnekleri 0,065, yüksek translusensi gösteren zirkonya örnekleri 0,14, konvansiyonel lityum disilikat örnekleri 0,15, yüksek ışık geçirgenliği gösteren lityum disilikat örnekleri ise 0,20 ortalama ışık geçirgenliği değerleri göstermişlerdir. Yapılan çalışmada, monolitik translusent zirkonyanın porözite miktarının azaltılarak tanecik boyutunun da küçültülmesiyle materyalin ışık geçirgenliğinin daha da artırılması sonucunda veneerlenen zirkonya restorasyonların kullanımlarının yerini, monolitik zirkonya restorasyonların alacağını belirtmişlerdir [188]. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Emax LT örnekleri diğer tüm gruplardan belirgin şekilde daha yüksek ışık geçirgenliği değerleri göstermiştir.

Widchaya ve arkadaşlarının 2014 yılındaki zirkonya materyalleri üzerine spektrofotometreyle yaptıkları translüsensi çalışmalarında translusent zirkonya örneklerinin 0,3 ve 0,6 mm kalınlıklarında 0,8 mm lityum disilikat örnekleri ile benzer kontrast değerler ortaya koyduklarını belirtmişlerdir. Kullanılan zirkonya örneklerin içerdikleri porözite oranının %0,5-1,2 aralığında olduğu belirtilmiş bu oranın %0,1'in altına indirildiğinde ise daha da iyi optik özellikler göstereceğinin altı çizilmiştir. Çalışmada maksimum ışık geçirgenliğine tanecik boyutunun 40 nm'nin altına indirilerek ulaşılabileceği belirtilmiştir [189].

Harada ve arkadaşlarının 2016 yılında spektrofotometre ile yaptıkları çalışmalarında Bruxzir, Prettau Anterior, Katana HT, UT ve Emax CAD LT gruplarının 0,5 ve 1 mm kalınlıklarında ışık geçirgenlikleri kıyaslanmış 0,5 mm kalınlıkta Emax grubu % 40,32, Katana HT grubu % 28,96 Katana UT grubu % 33,73 ışık geçirgenliği değerleri gösterirken 1 mm kalınlıkta Emax grubu % 27,05, Katana UT % 23,37, Katana HT ise % 20,18 transmitans değerleri göstermişlerdir [5]. Bizim çalışmamızda da;bu çalışmaya benzer olarak, en yüksek TP değerlerine E-max grubu sahip iken en düşük değerlere Katana HT grubu değerleri sahiptir

Harada ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmanın sonuçlarına göre; en az 1,5-2 mm kalınlıklarda kullanılması gereken cam seramiklerin kalınlık artışı ile ışık geçirgenlik değerlerindeki hızlı düşüş dikkate alındığında ışık geçirgenlikleri arttırılmış zirkonya gruplarının cam seramiklere önemli bir alternatif olabileceği görüşü paylaşılmıştır [5].

Klinik olarak en az 1,5 mm kalınlığında kullanılması önerilen lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin günümüzde ışık geçirgenlikleri aynı kalınlıktaki zirkonya içerikli alternatiflerinden üstündür. Çalışmamızın sonuçları da bu durumu doğrular niteliktedir. Ancak monolitik translusent zirkonyaların 0,4 mm gibi çok ince kalınlıklarda uygulanmalarının mümkün olması, kliniğe daha uygun bir ışık geçirgenliği kıyaslamasının iki materyalin benzer dayanım verdikleri farklı kalınlıklarda yapılması gerekliliğini ortaya koymaktadır [190].

Elsaka ve arkadaşlarının optik ve mekanik özelliklerini karşılaştırmış olduğu materyaller yüksek translusent özellikteki monolitik zirkonya seramik olan Ceramill Zolid FX Multilayer ile Prettau Anterior ve Zenostar T'dir. Tüm monolitik zirkonya seramiklerin TP değerlerinin 15.88-19.41 aralığında bulmuşlardır. Çalışmalarında ulaştıkları değerlerin mine ve dentinin TP değerlerine benzer sonuçlar olduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca Kwon ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada; 5Y-ZP'nin (kübik zirkonya) translüsensisini, lityum disilikatın (e.max CAD LT) translüsensisinden daha az bulmuşlardır, bu nedenle monolitik anterior restorasyonlar için kullanımı; yarı saydam restorasyonlar için hala sınırlı olacağını ifade etmişlerdir [8]. Translüsensi parametresi; 1 mm insan minesi için 18,7 ve dentin için 16,4 olarak bildirilmiştir [8], [120]. Çalışmamızda IPS e.max Cad LT' nin ölçülen translüsensi değeri (TP: $18,37 \pm 1,00$), 1 mm kalınlığındaki diş minesinin translüsensi değerine oldukça yakın bulunmuştur. Monolitik zirkonya seramiklerin translüsensi değerleri de (Katana HT/ TP: $11,27 \pm 0,47$ Katana UT/ TP: $13,47 \pm 0,82$) dentinin translüsensi değerine yakın bulunmuştur. 5Y-ZP'nin translüsensisinde görülecek gelişmeler, bu malzemeyi monolitik anterior restorasyonlar için daha uygun bir seçenek haline getirecektir. Bazı klinik durumlarda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklere tercih edilebilir, çünkü lityum disilikata göreceli olarak materyalin opaklığı, renklenmiş ve yapısı bozulmuş dentin dokusu varlığı veya simanın maskelenmesine yardımcı olacaktır [8].

Seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü sağlamak amacıyla en çok tercih edilen yöntemlerden biri HF uygulamasıdır. Cam faz bulunan seramiklerde hidroflorik asit uygulamasıyla silisyum içerikli cam matris çözülür ve mikroandırkatlar oluşturulur. Bunun sonucunda ise rezin siman

andırıkatları doldurarak başarılı mikromekanik bağlantılar oluşturur [191]. Bu sebeple çalışmamızdaki kontrol grubu olan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik grubunun yüzey pürüzlülüğünü sağlamak için HF uygulanmıştır.

Zirkonya seramikler ise yoğun kristalin yapıda olup cam faz içermezler bu yüzden HF uygulama ile yeterince pürüzlendirici etki elde edilememektedir [192], [193]. Bu nedenle bu çalışmada zirkonya seramikler HF ile pürüzlendirilmemiştir. Yüzey pürüzlendirme yöntemlerinden biri olan elmas frezlerle aşındırma yöntemi ise zirkonya seramiklere uygulandığında ise bağlanma dayanımını önemli ölçüde arttırmadığını gösteren çalışmalar mevcuttur [194]. Aşındırma yöntemlerinin zirkonya seramiklerde mikroçatlak oluşturmalarının yanında faz değişimini de tetiklediğini ortaya koyan çalışmalar mevcuttur [195]. Kumlama ve frez ile aşındırma işlemleri uygulayanan Y-TZP seramiklerin eğilme dayanımı üzerine araştırma yapan Kosmac ve arkadaşları, frezle aşındırma sonucunda tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün başlatılabileceğini ifade etmişlerdir [196]. Bu yüzden, bu çalışmada frezle aşındırma işlemi uygulanmamıştır.

Simantasyon işleminden önce zirkonya seramiklerde yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için en çok tercih edilen yöntem kumlama [192], [197], [198]. Blatz ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarda da ifade edildiği gibi; kumlama yüzey pürüzlülüğünü artırarak yüzey enerjisini, ıslanabilirliği ve bağlanma alanını artırır, ayrıca fazla hidroksil grubu açığa çıkartır; böylelikle rezin simanla bağlanma dayanımının artırılmasını sağlar [199], [200]. Farklı boyutlardaki Al_2O_3 partikülleri belirli mesafeden, belirli bir basınçla seramik yüzeyine uygulanır bunun sonucunda mikromekanik bağlantı artırılırken yüzeyde kontamine olmuş organik atıklar da uzaklaştırılır [201].

Kumlama ile pürüzlendirilme yapılırken 50, 110, 125 ve 250 μm boyutlarındaki Al_2O_3 partikülleri kullanılabilmekte; ancak en sık 50 ve 110 μm tercih edilmektedir [202]–[204]. Yapılan çalışmalarda, Al_2O_3 ile kumlama yaparken kumlama basıncı ve partikül büyüklüğü azaltılırsa; mikroçatlak oluşumunu engellenerek kırılma dayanımının düşmesine engel olunabileceği ifade edilmiştir [205]. Zirkonya yüzeylerine 50 μm ve 110 μm boyutlarındaki Al_2O_3 partikülleri ile kumlanan bir çalışmada ve her ikisinin de bağlanmayı artırdığı; diğer taraftan partikül büyüklüğünün anlamlı bir etkide bulunmadığı ifade edilmiştir [206]. Yine bu konuda yapılan bir başka çalışmada; rezin siman bağlanma dayanımını 50 μm boyutundaki Al_2O_3 partikülleriyle kumlamının anlamlı ölçüde artırdığı gösterilmiştir [207]. Tüm bu

bilgilerin ışığında çalışmamızdaki zirkonya gruplarının yüzeyleri 50 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlanmıştır.

Adeziv simantasyonda, total-etch sistemlerin her bir aşaması tek tek uygulanır; bu da bir takım dezavantajlar doğurur uygulama zorluğu ve zaman kaybı gibi, ayrıca diğer sistemlerle karşılaştırıldığında bağlanma dayanımlarında anlamlı bir fark oluşturmaz, bu durum self-etch adeziv sistemlerin çok daha fazla yaygınlaşmasına sebep olmuştur [208]. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda, klinik uygulaması kolay ve klinik kullanımı yaygın olan self-etching adeziv siman sistemi ve yine klinik uygulaması kolay olan bir self adeziv rezin siman sistemi kullanılmıştır.

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlarda (dual cure), ışığın tam olarak ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanması için yaklaşık 24 saat gerekmektedir. Adeziv rezin siman örneklerinin 10 dk ila 24 saat suda bekletilmesini karşılaştıran çalışmalarda; 24 saat suda bekletilen örneklerin bağlanma değerlerinin anlamlı derecede arttırdığını ortaya koymuşlardır [199], [209]. Bu sebepten çalışmamızda simantasyon sonrası, mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi uygulamadan önce örnekler etüvde, 24 saat, 37 °C'de distile suda bekletilmiştir.

Materyallerin test edilmesi için en uygun çalışmalar in vivo şartlarda yapılan klinik çalışmalardır; fakat in vivo şartların dezavantajları ise takibinin oldukça zor ve maliyetlerinin de yüksek olmasıdır [210]. Bu çalışmaların bir başka dezavantajı da, sübjektif farklılıklar dolayısıyla standardizasyonu sağlayamamak ve bunun sonucunda da olumsuz sonuçların kaynağını tespit etmenin zor olmasıdır [211]. Bu nedenle birçok çalışmada, kolay, hızlı, ucuz ve standardizasyonu sağlamanın kolay olduğu in vitro testler kullanılmaktadır.

Laboratuvar şartlarında; bağlantının değerlendirilmesinde kullanılan in-vitro testler makaslama, mikromakaslama, çekme, mikroçekme testleridir [212]. En çok kullanılan yöntemler, makaslama ve çekme testleridir.

Çekme testinde; kuvvet uygulanırken düzensiz stres dağılımları ortaya çıkmaktadır. Mikro-tensile testlerde daha küçük bir alanda, homojen bir yüzey oluşturarak güvenilir sonuçlar alındığını söyleyen çalışmalar mevcuttur, ancak klinik şartlarda siman film kalınlığının her bölgede aynı derecede eşit ve homojen sağlanabilmesi oldukça zordur [213], [214]. Bu nedenle,

ideal şartlarda elde edilen yüksek bağlanma dayanımı değerleri klinik açıdan yanıltıcı olabilir. Makaslama testleri yapılırken ara yüzde oluşan stres dağılımının düzensizdir ve bu testin en büyük dezavantajı budur. Bağlantı yüzey alanının daha küçük olduğu mikro makaslama testleri bu dezavantajı ortadan kaldırmaktadır [215]. Bu bilgilerin ışığında bizde çalışmamızda mikro makaslama test yöntemi tercih edilmiştir.

Yapay yaşlandırma yöntemleri; intraoral alandaki sıcaklık değişimlerini taklit etmek, seramik-rezin siman bağlantısının ağız içerisindeki değişimlere bağlı olarak uzun süre boyunca nasıl etkileneceğini değerlendirmek ve rezin simanların uzun dönem klinik performanslarını değerlendirmek adına sıklıkla kullanılmaktadır. Termal siklus ve sabit ısıda uzun süreli suda bekletme yöntemleri en çok tercih edilen ve kabul gören uygulamalardır. Ayrıca ağız içi termal değişiklikleri en iyi taklit eden yöntem termal siklustur ve bu sebeple en çok kullanılan yapay yaşlandırma yöntemidir. [199], [216]

Termal siklus uygulanırken; sıcak su arayüzdeki bileşenlerin hidrolize eder, bunun sonucunda parçalanma ürünleri ile zayıf polimerize rezin oligomerlerin açığa çıkmasını hızlandırır ve bu yaşlanmaya sebep olur [217]. Buna ek olarak restorasyon materyalinin termal büzülme/genleşme katsayısının, diş dokusuna göre yüksek olmasından ötürü, diş-biyomateryal arayüzünde tekrarlanan büzülme/genleşme streslerine bağlı olarak da yaşlanma gerçekleşir. Tüm bunların sonucunda, bağlanma ara yüzeyinde çatlak oluşumu görülür ve bu çatlakların içerisine ağız sıvıları sızmaktadır [152]. Çalışmamızda, adeziv rezin simanların yaşlandıktan sonraki bağlanmalarını karşılaştırmak için yaşlandırma yöntemi olarak termal siklus yöntemi tercih edilmiştir.

ISO standartlarının önerdiği 500 döngünün; bağlanma dayanımı ve mikrosızıntıyı değerlendirilebilmek için yetersiz olduğu gösterilmiş ve 10000 siklusun, ağız içindeki 1 yıllık kullanımına denk geldiği ifade edilmiştir [218]. 5- 55°C arasında 6000 ile 12000 kez termal siklus uygulamanın bağlanma dayanımları sonuçları açısından bir fark oluşturmadığını ifade eden çalışmalar mevcuttur [219]. Bu sebeple çalışmamızda materyalin ağız içinde 6 aylık kullanımına denk gelen 5000 kez termal siklus uygulanmıştır.

Luthy ve arkadaşlarına göre, yeterli klinik hizmet ve uzun ömür sağlamak için gereken minimum bağlanma gücü yaklaşık 10 ila 13 MPa olmalıdır. Çalışmamızdaki; Kübik zirkonya materyalinin uzun vadedeki bağlanma dayanımı değerleri yeterli sonuçlar vermiştir [220].

De souza ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada MDP içerikli primer kullanmış oldukları grupların, kullanmamış oldukları gruba göre aralarında fark olmasını MDP bazlı primerin rezin ve seramik arasındaki temas açısını azaltıp bunun sonucunda bağlanmayı arttırmasıyla açıklamışlardır [221]. Ayrıca Kim ve arkadaşları da temas açılarının ve yüzey enerji parametrelerinin rezin ve siman arasındaki bağlantı da büyük ölçüde etkisi olduğunu ifade etmişlerdir [222]. Bu yüzden bizim çalışmamızda da MDP bazlı primerin tüm blok gruplarımız için önemli bir faktördür

Luthy ve arkadaşları ve diğer çalışmalarda da tartışıldığı gibi, viskozite, ıslatma kapasitesi ve kimyasal bileşim ve mekanik özelliklerdeki farklılıklar seramiklere bağlanma kapasitesinde önemli bir rol oynayabilir [220]. Bizim çalışmamızdaki; Panavia SA simanın V5 simana göre daha visküz olması da bağlanma dayanımlarının daha düşük olmasına etki eden sebeplerden biridir.

Self adeziv sistemler, formülasyonlarında önemli miktarda suya sahip olma eğilimindedir. Zaman içinde hidrolize ve kimyasal parçalanmaya eğilimli olabilirler self adezivlerin hidrofilitesinden dolayı, polimerizasyondan sonra bile, adeziv tabaka boyunca suyun hareket etmesine izin veren yarı geçirgen membranlar olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur. Bu yüzden termal yaşlandırma self adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı üzerine olumsuz etkide bulunurlar [223]-[225]. Bu durum bizim çalışmamızla örtüşmektedir.

Müeller ve arkadaşları; 6 farklı rezin simanın (RelyX Unicem 2 Automix, RelyX Ultimate, Multilink Speed CEM, Multilink Automix, Panavia SA Plus, Panavia V5) sudaki çözünürlüğünü ve su emilimini ISO 4049 standartlarına göre karşılaştırdıkları çalışmalarında, Panavia V5 (PV5) rezin simanın diğer simanlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük ($p<0,001$, $20,8 \pm 0,4 \mu\text{g mm}^{-3}$) su emilimi gösterdiğini belirtmişlerdir. Termal siklus uygulamasından sonra, hem dual sertleşen PV5 örnek grubunun, hem de kendinden sertleşen PV5 örnek grubunun su emiliminin diğer siman gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede ($p<0,001$) az olduğunu belirtmişlerdir. Buna ek olarak PV5 rezin simanın su emiliminin az olması nedeniyle termal siklustan, çalışmadaki diğer simanlara göre daha az etkilendiğini belirtmişlerdir [218]. Bu durum bizim çalışmamızı da desteklemektedir, çalışmamızdaki PV5 rezin simanı simante edilen örneklerimiz PSA'ya göre her bir blok grubu için; daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri vermektedir.

Yapılan çalışmalar; materyallerin içeriklerinin, su Emilimi ve suda gerçekleşebilecek çözünürlükten sorumlu olduğunu göstermiştir. Fosforik asit grupları, üretan dimetakrilat (UDMA), methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphate (MDP), hydroxymethacrylate (HEMA) gibi hidrofilik monomer ya da doldurucu siman içeren rezin simanlarda çok daha fazla su Emilimi gerçekleştiği gösterilmiştir. PV5 rezin siman, hidrofilik alifatik dimetakrilat içerir ancak, fosfat, hidroksil grupları ya da alkalın doldurucular içermez. Bu da PV5' in düşük su Emilimi ($20,8 \pm 0,4 \mu\text{g mm}^{-3}$) göstermesini açıklamaktadır [218]. Bu durum bizim çalışmamızda termal siklus uygulamasından sonra PV5 rezin simanın bağlanma dayanımı değerlerinin PSA rezin simanın değerlerinden yüksek olmasını desteklemektedir.

3Y-TZP ile yapılan önceki çalışmalarda olduğu gibi [20] ; Al_2O_3 ile kumlama ve MDP içerikli primer uygulamasından sonra 5Y-ZP (kübik zirkonya) materyallerinde de etkin bir bağlantının olduğunu ifade eden çalışmalar vardır [8]. Bizim çalışmamızda da MDP içerikli primer uygulamış olduğumuz PV5 siman ile simante edilen kübik zirkonya materyaller 3Y-TZP zirkonyalara yakın ve yeterli bağlanma dayanımları ortaya koymuşlardır.

Rezin simanların zirkonya alt yapılara cam matris içerikli seramikler kadar iyi bağlanmadığı gerçeğine de literatürde sıkça yer verilmekte ve bu konuyla ilgili çalışmalar devam etmektedir. Bu durum çalışmamızdaki Panavia V5 siman ile ulaştığımız sonuçları desteklemektedir. E-max bloklara HF asit uygulaması yapılmış olmasına ve Panavia SA siman silan bağlama ajanı içerikli olmasına rağmen zirkonya seramiklerden daha az bağlanma ve uzun vadede yetersiz bağlanma göstermiştir. Tian ve arkadaşlarının bir çalışmasında; self adeziv rezin simanları geleneksel rezin simanlar ile karşılaştırıldığında, self adeziv simanların genellikle su Emilimine meyilli olduğu bulunmuştur. Bu sebeple self adeziv sistemlerde de hidroflorik asitle pürüzlendirme ve silanizasyonun kombinasyonunu cam matriks seramiklerin bağlanması için önerilen ve gerekli bir yöntem olduğu belirtilmişti [226]. Bu durum da çalışmamızdaki self adeziv olan Panavia SA siman ile ulaşılan sonuçlarımızı desteklemektedir. Cam matrix içerikli e-max grubumuza silan uygulamasının ekstra uygulanması gerektiği düşünülmektedir.

Bağlanma dayanımı testlerinde başarısızlık tipi önemli bilgiler vermektedir. Literatürdeki birçok çalışmada, düşük bağlantı değerlerine sahip yüzeylerde daha çok adeziv kopma, yüksek bağlantı değerleri gösteren yüzeylerde ise miks ve koheziv tip kopma tiplerinin çoğunlukta olduğu bildirilmiştir [227],[228]. Çalışmamızda uzun dönem bağlanma dayanımı değerlerinin

yeterli olduğu düşünölen tüm gruplarda daha çok koheziv ve miks kopmalar görölmektedir. Adeziv bağlanma başarısızlıklarının düşük bağlanmayla ilişkili olduğu bilgisi de çalışmamızdaki en çok adeziv başarısızlık gösteren ve en düşük bağlanma direncini veren e-max SA grubunu açıklamaktadır. Çalışmamızın kopma tipi sonuçlarına göre ayrıca; seramik-rezin bağlantısında çoğunlukla koheziv veya miks kopmalar görölmüşür, ancak dentine bağlanma sonuçlarına göre PV5 siman adeziv başarısızlık göstermezken PSA siman her blok grubu için adeziv başarısızlık göstermiştir. Bu durum PSA simanın aslında seramiklere bağlandığını ancak dentin dokusuna bağlanmadana yetersiz olduğunu göstermektedir.



6.SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir;

1. HT zirkonyaların ışık geçirgenlikleri cam seramik ve kübik zirkonya gruplarından düşüktür.
2. Kübik zirkonya grubu olan Katana UT ışık geçirgenliği konusunda; her ne kadar Katana HT'ye göre geliştirilmiş olsa da lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik grubu olan IPS E-max CAD LT grubunu yakalayamamıştır.
3. 1 mm kalınlığındaki diş minesinin translüsensi değeri ile IPS e.max Cad LT' nin ölçülen translüsensi değeri (TP: $18,37 \pm 1,00$) benzerlik göstermiştir. Zirkonya seramiklerin translüsensi değerleri de (Katana HT/ TP: $11,27 \pm 0,47$ Katana UT/ TP: $13,47 \pm 0,82$) dentinin translüsensi değerine yakın bulunmuştur.
4. Bağlanma dayanımı sonuçları; E-max*SA: ($5,87 \pm 1,38$), UT*SA: ($9,66 \pm 3,82$), HT*SA: ($15,29 \pm 5,28$), UT*PV5: ($20,09 \pm 3,46$), HT*PV5: ($24,22 \pm 4,01$), E-max*PV5: ($28,41 \pm 4,91$) olarak kaydedildi.
5. Yüzey işlemleri uygulanmış ancak, primer uygulaması yapılmamış olan Panavia SA ile simante edilmiş her bir grup kendi içerisinde en düşük bağlanma dayanımı sonuçlarını verdi. Her ne kadar simanın içeriğinde MDP ve LCSi monomeri bulunsada primer ile uygulanan Panavia V5 siman kadar bağlanma değerleri oluşturmadi.
6. Panavia V5 ile simante edilmiş her grubun örnekleri başarılı bağlanma dayanımı değerleri gösterdi.
7. Kübik zirkonyaların uzun dönem bağlanma dayanımı 3Y-TZP zirkonyalara benzer ve yeterli bağlanma dayanımı gösterdi.
8. Kübik zirkonyaların uzun dönem bağlanma dayanımı lityum disilikata benzer sonuçlar gösterdi.
9. Kübik zirkonyaların özellikle anterior bölgelerde tercih edilmek üzere,optik özelliklerinin geliştirilmesi durumunda cam seramiklere alternatif olabilecekleri düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] R. Van Noort, "The future of dental devices is digital," *The Academy of Dental Materials*, 2012.
- [2] M. N. Aboushelib, N. De Jager, C. J. Kleverlaan, and A. J. Feilzer, "Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations," *Dent. Mater.*, vol. 21, no. 10, pp. 984–991, 2005, doi: 10.1016/j.dental.2005.03.013.
- [3] M. Guazzato, M. Albakry, L. Quach, and M. V. Swain, "Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic," *Biomaterials*, vol. 25, no. 11, pp. 2153–2160, 2004, doi: 10.1016/j.biomaterials.2003.08.056.
- [4] S. Schultheis, J. R. Strub, T. A. Gerds, and P. C. Guess, "Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue," *Clin. Oral Investig.*, vol. 17, no. 5, pp. 1407–1413, 2013, doi: 10.1007/s00784-012-0830-1.
- [5] K. Harada, A. J. Raigrodski, K. H. Chung, B. D. Flinn, S. Dogan, and L. A. Mancl, "A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 116, no. 2, pp. 257–263, 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.019.
- [6] G. Alp, M. G. Subaşı, R. R. Seghi, W. M. Johnston, and B. Yilmaz, "Effect of shading technique and thickness on color stability and translucency of new generation translucent zirconia," *J. Dent.*, vol. 73, no. January, pp. 19–23, 2018, doi: 10.1016/j.jdent.2018.03.011.
- [7] J. R. Kelly and I. Denry, "Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview," *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 3, pp. 289–298, 2008, doi: 10.1016/j.dental.2007.05.005.
- [8] S. J. Kwon, N. C. Lawson, E. E. McLaren, A. H. Nejat, and J. O. Burgess, "Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 120, no. 1, pp. 132–137, 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.08.004.
- [9] H. Akin, F. Tugut, G. E. Akin, U. Guney, and B. Mutaf, "Effect of Er:YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics," *Lasers Med. Sci.*, vol. 27, no. 2, pp. 333–338, 2012, doi: 10.1007/s10103-011-0883-4.
- [10] L. Mao, M. R. Kaizer, M. Zhao, B. Guo, Y. F. Song, and Y. Zhang, "Graded Ultra-

- Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities,” *J. Dent. Res.*, vol. 97, no. 11, pp. 1222–1228, 2018, doi: 10.1177/0022034518771287.
- [11] Y. Zhang, “Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent,” *Dent. Mater.*, vol. 30, no. 10, pp. 1195–1203, 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.08.375.
- [12] N. Kolakarnprasert, M. R. Kaizer, D. K. Kim, and Y. Zhang, “New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency,” *Dent. Mater.*, vol. 35, no. 5, pp. 797–806, 2019, doi: 10.1016/j.dental.2019.02.017.
- [13] J. G. J. Peelen and R. Metselaar, “Light scattering by pores in polycrystalline materials: Transmission properties of alumina,” *J. Appl. Phys.*, vol. 45, no. 1, pp. 216–220, 1974, doi: 10.1063/1.1662961.
- [14] B. D. Flinn, D. A. Degroot, L. A. Mancl, and A. J. Raigrodski, “Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 108, no. 4, pp. 223–230, 2012, doi: 10.1016/S0022-3913(12)60166-8.
- [15] M. Cattani-Lorente, S. S. Scherrer, P. Ammann, M. Jobin, and H. W. A. Wiskott, “Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic,” *Acta Biomater.*, vol. 7, no. 2, pp. 858–865, 2011, doi: 10.1016/j.actbio.2010.09.020.
- [16] H. Zhang *et al.*, “Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia,” *J. Nanomater.*, vol. 2012, 2012, doi: 10.1155/2012/269064.
- [17] F. Zhang *et al.*, “Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations,” *Dent. Mater.*, vol. 32, no. 12, pp. e327–e337, 2016, doi: 10.1016/j.dental.2016.09.025.
- [18] A. Putra *et al.*, “Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 118, no. 3, pp. 422–429, 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.10.024.
- [19] S. K. Makhija *et al.*, “Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network,” *J. Dent.*, vol. 55, pp. 40–47, 2016, doi: 10.1016/j.jdent.2016.09.010.
- [20] M. Inokoshi, J. De Munck, S. Minakuchi, and B. Van Meerbeek, “Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics,” *J. Dent. Res.*, vol. 93, no. 4, pp. 329–334, 2014, doi: 10.1177/0022034514524228.
- [21] K. J. Anusavice, “Recent developments in restorative dental ceramics,” *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 124, no. 2, 1993, doi: 10.14219/jada.archive.1993.0031.
- [22] H. Yavuzylmaz, B. T. Bal, B. Bavbek, and E. Kurt, “Tam Seramik Sistemleri II,” *Gazi*

- Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, vol. 22, no. 1. pp. 49–60, 2005.
- [23] K. F. Leinfelder, “Porcelain esthetics for the 21st century,” *J. Am. Dent. Assoc.*, vol. 131, no. 6 SUPPL., pp. 47S–51S, 2000, doi: 10.14219/jada.archive.2000.0402.
- [24] D. G. Wildgoose, A. Johnson, and R. B. Winstanley, “Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91, no. 2, pp. 136–143, 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2003.11.009.
- [25] J. R. Kelly and P. Benetti, “Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice,” *Aust. Dent. J.*, vol. 56, no. SUPPL. 1, pp. 84–96, 2011, doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x.
- [26] J. W. Mclean, D. M. D. S. London, and D. O. Lund, “McClean2001,” no. January, pp. 61–66, 2001.
- [27] C. Korkmaz, “TaSeramikleDişhekimliğindekiYeri Place of Full Ceramics in Dentistry,” *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.*, vol. 24, no. 1, pp. 136–140, 2014.
- [28] J. Tinschert, D. Zvez, R. Marx, and K. J. Anusavice, “Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics,” *J. Dent.*, vol. 28, no. 7, pp. 529–535, 2000, doi: 10.1016/S0300-5712(00)00030-0.
- [29] O. W. Rogers, “The dental application of electroformed pure gold. I. Porcelain jacket crown technique,” *Aust. Dent. J.*, vol. 24, no. 3, pp. 163–170, 1979, doi: 10.1111/j.1834-7819.1979.tb02417.x.
- [30] J. W. MCLEAN, “New Dental Ceramics and Esthetics,” *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 7, no. 4, pp. 141–149, 1995, doi: 10.1111/j.1708-8240.1995.tb00570.x.
- [31] K. H. Chung, J. H. Liao, J. G. Duh, and D. C. N. Chan, “The effects of repeated heat-pressing on properties of pressable glass-ceramics,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 36, no. 2, pp. 132–141, 2009, doi: 10.1111/j.1365-2842.2008.01909.x.
- [32] H. J. Conrad, W. J. Seong, and I. J. Pesun, “Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 98, no. 5, pp. 389–404, 2007, doi: 10.1016/S0022-3913(07)60124-3.
- [33] M. J. Heffernan, S. A. Aquilino, A. M. Diaz-Arnold, D. R. Haselton, C. M. Stanford, and M. A. Vargas, “Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 88, no. 1, pp. 10–15, 2002, doi: 10.1016/S0022-3913(02)00041-0.
- [34] C. Piconi and G. Maccauro, “Zirconia as a ceramic biomaterial,” *Biomaterials*, vol. 20,

- no. 1, pp. 1–25, 1999, doi: 10.1016/S0142-9612(98)00010-6.
- [35] J. Chevalier, “What future for zirconia as a biomaterial?,” *Biomaterials*, vol. 27, no. 4, pp. 535–543, 2006, doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.07.034.
- [36] A. J. Raigrodski, “Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 92, no. 6, pp. 557–562, 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2004.09.015.
- [37] A. Piwowarczyk, P. Ottl, and H. Lauer, “CLINICAL REPORTS A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted,” vol. 14, no. 1, pp. 39–45, 2005, doi: 10.1111/j.1532-849X.2005.00003.x.
- [38] R. W. K. Li, T. W. Chow, and J. P. Matinlinna, “Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art,” *J. Prosthodont. Res.*, vol. 58, no. 4, pp. 208–216, 2014, doi: 10.1016/j.jpor.2014.07.003.
- [39] L. L. Lilley and R. Guanci, “Look-alike abbreviations: prescriptions for confusion,” *Am. J. Nurs.*, vol. 97, no. 11, p. 12, 1997, doi: 10.1097/00000446-199711000-00006.
- [40] J. R. Kelly, I. Nishimura, and S. D. Campbell, “Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 75, no. 1, pp. 18–32, 1996, doi: 10.1016/S0022-3913(96)90413-8.
- [41] S. Gracis, V. Thompson, J. Ferencz, N. Silva, and E. Bonfante, “A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 28, no. 3, pp. 227–235, 2016, doi: 10.11607/ijp.4244.
- [42] E. H. Kisi and C. J. Howard, “Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation,” *Key Eng. Mater.*, vol. 154, no. 153–154, pp. 1–36, 1998, doi: 10.4028/www.scientific.net/kem.153-154.1.
- [43] V. Lughi and V. Sergo, “Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry,” *Dent. Mater.*, vol. 26, no. 8, pp. 807–820, 2010, doi: 10.1016/j.dental.2010.04.006.
- [44] T. Vagkopoulou, S. O. Koutayas, P. Koidis, and J. R. Strub, “Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic,” *Eur. J. Esthet. Dent.*, vol. 4, no. 2, pp. 130–151, 2009.
- [45] T. Me, T. E. Z. Dani, M. Do, E. Akan, O. Dani, and M. A. N. Prof, “Endodontik tedavili dişlere yapılan monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi,” 2018.
- [46] F. Filser, P. Kocher, and L. J. Gauckler, “Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining,” *Assem. Autom.*, vol. 23, no. 4, pp. 382–390, 2003, doi:

10.1108/01445150310501217.

- [47] M. Ferraris *et al.*, “Coatings on zirconia for medical applications,” *Biomaterials*, vol. 21, no. 8, pp. 765–773, 2000, doi: 10.1016/S0142-9612(99)00209-4.
- [48] A. Scarano, M. Piattelli, G. Vrespa, S. Caputi, and A. Piattelli, “Bacterial adhesion on titanium nitride-coated and uncoated implants: an in vivo human study,” *J. Oral Implantol.*, vol. 29, no. 2, pp. 80–85, 2003, doi: 10.1563/1548-1336(2003)029<0080:BAOTNA>2.3.CO;2.
- [49] I. Denry and J. R. Kelly, “State of the art of zirconia for dental applications,” *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 3, pp. 299–307, 2008, doi: 10.1016/j.dental.2007.05.007.
- [50] K. N. Clausen and W. Hayes, “Defect structure of yttria-stabilized zirconia and its influence on the ionic conductivity at elevated temperatures,” *Phys. Rev. B - Condens. Matter Mater. Phys.*, vol. 59, no. 22, pp. 14202–14219, 1999, doi: 10.1103/PhysRevB.59.14202.
- [51] F. Gallino, C. Di Valentin, and G. Pacchioni, “Band gap engineering of bulk ZrO₂ by Ti doping,” *Phys. Chem. Chem. Phys.*, vol. 13, no. 39, pp. 17667–17675, 2011, doi: 10.1039/c1cp21987a.
- [52] C. Gautam, J. Joyner, A. Gautam, J. Rao, and R. Vajtai, “Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications,” *Dalt. Trans.*, vol. 45, no. 48, pp. 19194–19215, 2016, doi: 10.1039/c6dt03484e.
- [53] E. M. M. Ewais, A. M. M. Amin, Y. M. Z. Ahmed, E. A. Ashor, U. Hess, and K. Rezwan, “Combined effect of magnesia and zirconia on the bioactivity of calcium silicate ceramics at C/S ratio less than unity,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 70, pp. 155–160, 2017, doi: 10.1016/j.msec.2016.08.057.
- [54] J. Chevalier, S. Deville, E. Münch, R. Jullian, and F. Lair, “Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis,” *Biomaterials*, vol. 25, no. 24, pp. 5539–5545, 2004, doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.01.002.
- [55] J. Y. Thompson, B. R. Stoner, J. R. Piascik, and R. Smith, “Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now?,” *Dent. Mater.*, vol. 27, no. 1, pp. 71–82, 2011, doi: 10.1016/j.dental.2010.10.022.
- [56] A. G. Evans, D. B. Marshall, and N. H. Burlingame, “Transformation Toughening in Ceramics,” *Adv. Ceram.*, vol. 3, no. 190144, pp. 202–216, 1981.
- [57] R. C. GARVIE and P. S. NICHOLSON, “Structure and Thermomechanical Properties of Partially Stabilized Zirconia in the CaO-ZrO₂ System,” *J. Am. Ceram. Soc.*, vol. 55,

- no. 3, pp. 152–157, 1972, doi: 10.1111/j.1151-2916.1972.tb11241.x.
- [58] F. Zarone, S. Russo, and R. Sorrentino, “From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations,” *Dent. Mater.*, vol. 27, no. 1, pp. 83–96, 2011, doi: 10.1016/j.dental.2010.10.024.
 - [59] K. Kobayashi, H. Kuwajima, and T. Masaki, “Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing,” *Solid State Ionics*, vol. 3–4, no. C, pp. 489–493, 1981, doi: 10.1016/0167-2738(81)90138-7.
 - [60] X. Guo, “Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules,” *Chem. Mater.*, vol. 16, no. 21, pp. 3988–3994, 2004, doi: 10.1021/cm040167h.
 - [61] J. J. Swab, “Low temperature degradation of Y-TZP materials,” *J. Mater. Sci.*, vol. 26, no. 24, pp. 6706–6714, 1991, doi: 10.1007/BF02402664.
 - [62] B. I. Ardlin, “Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: Chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure,” *Dent. Mater.*, vol. 18, no. 8, pp. 590–595, 2002, doi: 10.1016/S0109-5641(01)00095-1.
 - [63] S. Deville, L. Gremillard, J. Chevalier, and G. Fantozzi, “A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia,” *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.*, vol. 72, no. 2, pp. 239–245, 2005, doi: 10.1002/jbm.b.30123.
 - [64] S. Deville, J. Chevalier, and L. Gremillard, “Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia,” *Biomaterials*, vol. 27, no. 10, pp. 2186–2192, 2006, doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.11.021.
 - [65] A. J. Raigrodski, “Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review,” *Dent. Clin. North Am.*, vol. 48, no. 2, pp. 531–544, 2004, doi: 10.1016/j.cden.2003.12.008.
 - [66] M. Guazzato, M. Albakry, S. P. Ringer, and M. V. Swain, “Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics,” *Dent. Mater.*, vol. 20, no. 5, pp. 441–448, 2004, doi: 10.1016/j.dental.2003.05.003.
 - [67] Y. M. Chen, R. J. Smales, K. H. K. Yip, and W. J. Sung, “Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials,” *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 11, pp. 1506–1511, 2008, doi: 10.1016/j.dental.2008.03.010.
 - [68] A. Sundh and G. Sjögren, “Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering,” *Dent. Mater.*, vol. 22, no. 8, pp.

- 778–784, 2006, doi: 10.1016/j.dental.2005.11.006.
- [69] T. K. Gupta, J. H. Bechtold, R. C. Kuznicki, L. H. Cadoff, and B. R. Rossing, “Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia,” *J. Mater. Sci.*, vol. 12, no. 12, pp. 2421–2426, 1977, doi: 10.1007/BF00553928.
- [70] M. Hisbergues, S. Vendeville, and P. Vendeville, “Review zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology,” *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.*, vol. 88, no. 2, pp. 519–529, 2009, doi: 10.1002/jbm.b.31147.
- [71] M. Guazzato, M. Albakry, S. P. Ringer, and M. V. Swain, “Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics,” *Dent. Mater.*, vol. 20, no. 5, pp. 449–456, 2004, doi: 10.1016/j.dental.2003.05.002.
- [72] P. Christel, A. Meunier, M. Heller, J. P. Torre, and C. N. Peille, “Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia,” *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 23, no. 1, pp. 45–61, 1989, doi: 10.1002/jbm.820230105.
- [73] B. Al-Amleh, K. Lyons, and M. Swain, “Clinical trials in zirconia: a systematic review,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 37, no. 8, pp. 641–652, 2010, doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02094.x.
- [74] K. L. Grant, R. D. Rawlings, and R. Sweeney, “Effect of HIPping, stress and surface finish on the environmental degradation of Y-TZP ceramics,” *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 12, no. 6, pp. 557–564, 2001, doi: 10.1023/A:1011284016483.
- [75] P. Baldissara, A. Llukacej, L. Ciocca, F. L. Valandro, and R. Scotti, “Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 104, no. 1, pp. 6–12, 2010, doi: 10.1016/S0022-3913(10)60086-8.
- [76] F. Beuer, D. Edelhoff, W. Gernet, and J. A. Sorensen, “Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs),” *Clin. Oral Investig.*, vol. 13, no. 4, pp. 445–451, 2009, doi: 10.1007/s00784-009-0249-5.
- [77] Y. S. Choi, S. H. Kim, J. B. Lee, J. S. Han, and I. S. Yeo, “In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 4, no. 3, pp. 162–169, 2012, doi: 10.4047/jap.2012.4.3.162.
- [78] J. Fischer, B. Stawarczyk, and C. H. F. Hämmerle, “Flexural strength of veneering ceramics for zirconia,” *J. Dent.*, vol. 36, no. 5, pp. 316–321, 2008, doi: 10.1016/j.jdent.2008.01.017.
- [79] X. P. Luo and L. Zhang, “Effect of veneering techniques on color and translucency of y-tzp,” *J. Prosthodont.*, vol. 19, no. 6, pp. 465–470, 2010, doi: 10.1111/j.1532-

849X.2010.00610.x.

- [80] B. Stawarczyk, M. Özcan, M. Roos, A. Trottmann, I. Sailer, and C. H. F. Hämmerle, “Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques,” *Dent. Mater.*, vol. 27, no. 10, pp. 1045–1053, 2011, doi: 10.1016/j.dental.2011.07.006.
- [81] K. J. Anusavice, K. Kakar, and N. Ferree, “Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses?,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 18, no. SUPPL. 3, pp. 218–231, 2007, doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01460.x.
- [82] J. Lenz, M. Thies, P. Wollwage, and K. Schweizerhof, “A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain,” *Dent. Mater.*, vol. 18, no. 7, pp. 558–560, 2002, doi: 10.1016/S0109-5641(01)00087-2.
- [83] J. E. Holden, G. R. Goldstein, E. L. Hittelman, and E. A. Clark, “Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations,” *J. Prosthodont.*, vol. 18, no. 8, pp. 645–648, 2009, doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00497.x.
- [84] M. Ishibe, A. J. Raigrodski, B. D. Flinn, K. H. Chung, C. Spiekerman, and R. R. Winter, “Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 106, no. 1, pp. 29–37, 2011, doi: 10.1016/S0022-3913(11)60090-5.
- [85] F. Beuer, J. Schweiger, M. Eichberger, H. F. Kappert, W. Gernet, and D. Edelhoff, “High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations,” *Dent. Mater.*, vol. 25, no. 1, pp. 121–128, 2009, doi: 10.1016/j.dental.2008.04.019.
- [86] M. Guazzato, L. Quach, M. Albakry, and M. V. Swain, “Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic,” *J. Dent.*, vol. 33, no. 1, pp. 9–18, 2005, doi: 10.1016/j.jdent.2004.07.001.
- [87] E. D. Rekow, N. R. F. A. Silva, P. G. Coelho, Y. Zhang, P. Guess, and V. P. Thompson, “Performance of dental ceramics: Challenges for improvements,” *J. Dent. Res.*, vol. 90, no. 8, pp. 937–952, 2011, doi: 10.1177/0022034510391795.
- [88] F. Komine, M. B. Blatz, and H. Matsumura, “Current status of zirconia-based fixed restorations,” *J. Oral Sci.*, vol. 52, no. 4, pp. 531–539, 2010, doi: 10.2334/josnusd.52.531.
- [89] T. Miyazaki, T. Nakamura, H. Matsumura, S. Ban, and T. Kobayashi, “Current status of zirconia restoration,” *J. Prosthodont. Res.*, vol. 57, no. 4, pp. 236–261, 2013, doi:

10.1016/j.jpor.2013.09.001.

- [90] D. P. Lameira, W. A. B. E. Silva, F. A. E. Silva, and G. M. De Souza, “Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2015, 2015, doi: 10.1155/2015/418641.
- [91] P. C. Guess, S. Schultheis, E. A. Bonfante, P. G. Coelho, J. L. Ferencz, and N. R. F. A. Silva, “All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance,” *Dent. Clin. North Am.*, vol. 55, no. 2, pp. 333–352, 2011, doi: 10.1016/j.cden.2011.01.005.
- [92] Y. Zhang, J. J. W. Lee, R. Srikanth, and B. R. Lawn, “Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics,” *Dent. Mater.*, vol. 29, no. 12, pp. 1201–1208, 2013, doi: 10.1016/j.dental.2013.09.004.
- [93] S. Rinke and C. Fischer, “Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and technical aspects,” *Quintessence Int. (Berl.)*, vol. 44, no. 8, pp. 557–566, 2013, doi: 10.3290/j.qi.a29937.
- [94] M. K. Ji, J. H. Park, S. W. Park, K. D. Yun, G. J. Oh, and H. P. Lim, “Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 7, no. 4, pp. 271–277, 2015, doi: 10.4047/jap.2015.7.4.271.
- [95] W. W. L. Eugene and M. Gupta, “Characteristics of aluminum and magnesium based nanocomposites processed using hybrid microwave sintering,” *J. Microw. Power Electromagn. Energy*, vol. 44, no. 1, pp. 14–27, 2010, doi: 10.1080/08327823.2010.11689773.
- [96] L. Hian, “Critical review Dental Materials/Dentistry Dental ceramics: a review of new materials and processing methods,” *Braz. oral Rest*, vol. 31, pp. 133–146, 2017, doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058.
- [97] J. Klimke, M. Trunec, and A. Krell, “Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: Influence of scattering caused by birefringence,” *J. Am. Ceram. Soc.*, vol. 94, no. 6, pp. 1850–1858, 2011, doi: 10.1111/j.1551-2916.2010.04322.x.
- [98] A. Krell, J. Klimke, and T. Hutzler, “Transparent compact ceramics: Inherent physical issues,” *Opt. Mater. (Amst.)*, vol. 31, no. 8, pp. 1144–1150, 2009, doi: 10.1016/j.optmat.2008.12.009.
- [99] R. Boulesteix, A. Maître, J.-F. Baumard, Y. Rabinovitch, and F. Reynaud, “Light scattering by pores in transparent Nd:YAG ceramics for lasers: correlations between microstructure and optical properties,” *Opt. Express*, vol. 18, no. 14, p. 14992, 2010, doi: 10.1364/oe.18.014992.

- [100] H. K. Kim and S. H. Kim, "Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics," *J. Dent.*, vol. 55, pp. 75–81, 2016, doi: 10.1016/j.jdent.2016.10.001.
- [101] M. Sedda, A. Vichi, M. Carrabba, A. Capperucci, C. Louca, and M. Ferrari, "Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 114, no. 1, pp. 98–102, 2015, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.02.001.
- [102] H. K. Kim and S. H. Kim, "Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia," *Dent. Mater.*, vol. 30, no. 9, pp. e229–e237, 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.04.008.
- [103] M. N. Aboushelib, C. J. Kleverlaan, and A. J. Feilzer, "Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics," *Dent. Mater.*, vol. 22, no. 9, pp. 857–863, 2006, doi: 10.1016/j.dental.2005.11.014.
- [104] H. K. Kim, S. H. Kim, J. B. Lee, J. S. Han, I. S. Yeo, and S. R. Ha, "Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics," *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 8, no. 1, pp. 37–42, 2016, doi: 10.4047/jap.2016.8.1.37.
- [105] B. Stawarczyk, K. Frevert, A. Ender, M. Roos, B. Sener, and T. Wimmer, "Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 59, pp. 128–138, 2016, doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.040.
- [106] N. C. Lawson, S. Janyavula, S. Syklawer, E. A. McLaren, and J. O. Burgess, "Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing," *J. Dent.*, vol. 42, no. 12, pp. 1586–1591, 2014, doi: 10.1016/j.jdent.2014.09.008.
- [107] Y. S. Jung, J. W. Lee, Y. J. Choi, J. S. Ahn, S. W. Shin, and J. B. Huh, "A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain," *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 2, no. 3, pp. 111–115, 2010, doi: 10.4047/jap.2010.2.3.111.
- [108] U. Lohbauer and S. Reich, "Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years," *Clin. Oral Investig.*, vol. 21, no. 4, pp. 1165–1172, 2017, doi: 10.1007/s00784-016-1872-6.
- [109] O. Kumbuloglu, L. V. J. Lassila, A. User, S. Toksavul, and P. K. Vallittu, "Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics," *J. Oral Rehabil.*, vol. 32, no. 2, pp. 128–133, 2005, doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01400.x.
- [110] G. Akgungor, B. Akkayan, and H. Gaucher, "Influence of ceramic thickness and

- polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 94, no. 3, pp. 234–241, 2005, doi: 10.1016/j.prosdent.2005.04.020.
- [111] R. P. Pagniano, R. R. Seghi, S. F. Rosenstiel, R. Wang, and N. Katsube, “The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 93, no. 5, pp. 459–466, 2005, doi: 10.1016/j.prosdent.2005.02.012.
- [112] C. Ritzberger, E. Apel, W. Höland, A. Peschke, and V. M. Rheinberger, “Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies,” *Materials (Basel)*, vol. 3, no. 6, pp. 3700–3713, 2010, doi: 10.3390/ma3063700.
- [113] B. Taskonak, J. J. Mecholsky, and K. J. Anusavice, “Residual stresses in bilayer dental ceramics,” *Biomaterials*, vol. 26, no. 16, pp. 3235–3241, 2005, doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.08.025.
- [114] P. C. Guess, R. A. Zavanelli, N. R. F. A. Silva, E. A. Bonfante, P. G. Coelho, and V. P. Thompson, “Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 23, no. 5, pp. 434–42, 2010, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20859559>.
- [115] M. Villarroel, N. Fahl, A. M. De Sousa, and O. B. De Oliveira, “Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins,” *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 23, no. 2, pp. 73–87, 2011, doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00392.x.
- [116] Craig R, Power J, 2002. Restorative dental materials, St Louis, MO: Mosby-Year Book Inc.
- [117] B. TOUATI and P. MIARA, “Light Transmission in Bonded Ceramic Restorations,” *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 5, no. 1, pp. 11–18, 1993, doi: 10.1111/j.1708-8240.1993.tb00738.x.
- [118] C. M. Primus, C. C. Y. Chu, J. E. Shelby, E. Buldrini, and C. E. Heckle, “Opalescence of dental porcelain enamels,” *Quintessence Int. (Berl)*, vol. 33, no. 6, pp. 439–449, 2002.
- [119] M. J. Heffernan, S. A. Aquilino, A. M. Diaz-Arnold, D. R. Haselton, C. M. Stanford, and M. A. Vargas, “Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 88, no. 1, pp. 10–15, 2002, doi: 10.1067/mpd.2002.126795.

- [120] B. Yu, J. S. Ahn, and Y. K. Lee, "Measurement of translucency of tooth enamel and dentin," *Acta Odontol. Scand.*, vol. 67, no. 1, pp. 57–64, 2009, doi: 10.1080/00016350802577818.
- [121] A. Vichi, M. Carrabba, R. Paravina, and M. Ferrari, "Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system," *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 26, no. 4, pp. 224–231, 2014, doi: 10.1111/jerd.12105.
- [122] B. Yu and Y. K. Lee, "Difference in opalescence of restorative materials by the illuminant," *Dent. Mater.*, vol. 25, no. 8, pp. 1014–1021, 2009, doi: 10.1016/j.dental.2009.03.002.
- [123] I. Do Jeong, S. Y. Bae, D. Y. Kim, J. H. Kim, and W. C. Kim, "Translucency of zirconia-based pressable ceramics with different core and veneer thicknesses," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 115, no. 6, pp. 768–772, 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.11.003.
- [124] S. Paul, A. Peter, N. Pietrobon, and C. H. F. Hämmerle, "Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth," *J. Dent. Res.*, vol. 81, no. 8, pp. 578–582, 2002, doi: 10.1177/154405910208100815.
- [125] R. Khurana, C. J. Tredwin, M. Weisbloom, and D. R. Moles, "A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices," *Br. Dent. J.*, vol. 203, no. 12, pp. 675–680, 2007, doi: 10.1038/bdj.2007.1108.
- [126] S. J. Chu, R. D. Trushkowsky, and R. D. Paravina, "Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects," *J. Dent.*, vol. 38, no. SUPPL. 2, pp. 2–16, 2010, doi: 10.1016/j.jdent.2010.07.001.
- [127] P. E. Lagouvardos, A. G. Fougia, S. A. Diamantopoulou, and G. L. Polyzois, "Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 101, no. 1, pp. 40–45, 2009, doi: 10.1016/S0022-3913(08)60289-9.
- [128] Gladwin MA, Bagby MD. Clinical aspects of dental materials. 2nd ed. Philadelphia, Pa.; London: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
- [129] Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2004.
- [130] Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook D. Contemporary esthetic dentistry : practice fundamentals. Tokio: Quintessence; 1994.
- [131] O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd ed. Chicago Quintessence; 2002

- [132] P. Gürdal, B. Güniz Akdeniz, and B. Hakan Sen, "The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials," *J. Oral Rehabil.*, vol. 29, no. 9, pp. 895–901, 2002, doi: 10.1046/j.1365-2842.2002.00924.x.
- [133] Y. Jang, J. L. Ferracane, C. S. Pfeifer, J. W. Park, Y. Shin, and B. D. Roh, "Effect of insufficient light exposure on polymerization kinetics of conventional and self-adhesive dual-cure resin cements," *Oper. Dent.*, vol. 42, no. 1, pp. E1–E9, 2017, doi: 10.2341/15-278-L.
- [134] T. A. Pegoraro, N. R. F. A. da Silva, and R. M. Carvalho, "Cements for Use in Esthetic Dentistry," *Dent. Clin. North Am.*, vol. 51, no. 2, pp. 453–471, 2007, doi: 10.1016/j.cden.2007.02.003.
- [135] N. Tanoue, Y. Koishi, M. Atsuta, and H. Matsumura, "Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes," *J. Oral Rehabil.*, vol. 30, no. 10, pp. 1015–1021, 2003, doi: 10.1046/j.1365-2842.2003.01074.x.
- [136] J. D. Lafuente, A. Chaves, and R. Carmiol, "Bond strength of dual-cured resin cements to human teeth," *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 12, no. 2, pp. 105–110, 2000, doi: 10.1111/j.1708-8240.2000.tb00207.x.
- [137] A. G. Türk, M. Ulusoy, and B. Önal, "The use of composite resin cements for indirect restorations," *J. Ege Univ. Sch. Dent.*, vol. 35, no. 2, pp. 1–8, 2014, doi: 10.5505/eudfd.2014.24085.
- [138] B. Van Meerbeek *et al.*, "Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes," *Dent. Mater.*, vol. 26, no. 2, pp. 100–121, 2010, doi: 10.1016/j.dental.2009.11.148.
- [139] C. Huang, X. R. Cheng, T. L. Zheng, and Z. X. Zhang, "[Microtensile bond strengths of three dentin adhesive systems].," *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, vol. 39, no. 6, pp. 496–500, 2004.
- [140] Altay N, Akça T. Invitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. HÜ Diş Hek Fak Derg 2002;26:32-38.
- [141] P. C. Guess, A. Kuliš, S. Witkowski, M. Wolkewitz, Y. Zhang, and J. R. Strub, "Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling," *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 11, pp. 1556–1567, 2008, doi: 10.1016/j.dental.2008.03.028.
- [142] H. M. Al-Dohan, P. Yaman, J. B. Dennison, M. E. Razzoog, and B. R. Lang, "Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 91,

- no. 4, pp. 349–355, 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2004.02.009.
- [143] S. S. Scherrer, P. F. Cesar, and M. V. Swain, “Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review,” *Dent. Mater.*, vol. 26, no. 2, 2010, doi: 10.1016/j.dental.2009.12.002.
- [144] A. J. Cowan, N. H. F. Wilson, M. A. Wilson, and D. C. Watts, “The application of ESEM in dental materials research,” *J. Dent.*, vol. 24, no. 5, pp. 375–377, 1996, doi: 10.1016/0300-5712(95)00088-7.
- [145] A. Della Bona, K. J. Anusavice, and J. J. Mecholsky, “Failure analysis of resin composite bonded to ceramic,” *Dent. Mater.*, vol. 19, no. 8, pp. 693–699, 2003, doi: 10.1016/S0109-5641(03)00015-0.
- [146] M. J. Yañez and S. E. Barbosa, “Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification,” *Microsc. Res. Tech.*, vol. 61, no. 5, pp. 463–468, 2003, doi: 10.1002/jemt.10309.
- [147] Watt IM (1996) The principles and practice of electron microscopy, Cambridge University Press, UK.
- [148] G. Vanherle, M. Braemt, and P. Lambrecht, “of Laboratory Fatigue,” pp. 97–102, 1994.
- [149] R. Frankenberger, D. H. Pashley, S. M. Reich, U. Lohbauer, A. Petschelt, and F. R. Tay, “Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading,” *Biomaterials*, vol. 26, no. 14, pp. 2043–2052, 2005, doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.07.003.
- [150] F. Papacchini *et al.*, “Hydrolytic stability of composite repair bond,” *Eur. J. Oral Sci.*, vol. 115, no. 5, pp. 417–424, 2007, doi: 10.1111/j.1600-0722.2007.00475.x.
- [151] K. M. Itinoche, M. Özcan, M. A. Bottino, and D. Oyafuso, “Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics,” *Dent. Mater.*, vol. 22, no. 11, pp. 1029–1034, 2006, doi: 10.1016/j.dental.2005.11.025.
- [152] M. S. Gale and B. W. Darvell, “Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations,” *J. Dent.*, vol. 27, no. 2, pp. 89–99, 1999, doi: 10.1016/S0300-5712(98)00037-2.
- [153] A. L. Morresi *et al.*, “Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 29, pp. 295–308, 2014, doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.09.013.
- [154] C. Xie, Y. Han, X. Y. Zhao, Z. Y. Wang, and H. M. He, “Microtensile bond strength of one-and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: The effects of

- thermocycling,” *Oper. Dent.*, vol. 35, no. 5, pp. 547–555, 2010, doi: 10.2341/10-025-L.
- [155] F. L. B. Amaral, V. Colucci, R. G. Palma-Dibb, and S. A. M. Corona, “Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: A critical review,” *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 19, no. 6, pp. 340–353, 2007, doi: 10.1111/j.1708-8240.2007.00134.x.
- [156] M. Ülker, M. Özcan, A. Şengün, F. Özer, and S. Belli, “Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives,” *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.*, vol. 93, no. 1, pp. 175–184, 2010, doi: 10.1002/jbm.b.31572.
- [157] C. R. Mehta and N. R. Patel, “A hybrid algorithm for fisher’s exact test in unordered RXC contingency tables,” *Commun. Stat. - Theory Methods*, vol. 15, no. 2, pp. 387–403, 1986, doi: 10.1080/03610928608829128.
- [158] C. Monaco, M. Caldari, and R. Scotti, “Clinical Evaluation of 1,132 Zirconia-Based Single Crowns: A Retrospective Cohort Study from the AIOP Clinical Research Group,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 26, no. 5, pp. 435–442, 2013, doi: 10.11607/ijp.3099.
- [159] F. Wang, H. Takahashi, and N. Iwasaki, “Translucency of dental ceramics with different thicknesses,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 110, no. 1, pp. 14–20, 2013, doi: 10.1016/S0022-3913(13)60333-9.
- [160] D. Cortellini and A. Canale, “Bonding lithium disilicate ceramic to feather-edge tooth preparations: A minimally invasive treatment concept,” *J. Adhes. Dent.*, vol. 14, no. 1, pp. 7–10, 2012, doi: 10.3290/j.jad.a22708.
- [161] M. Gehrt, S. Wolfart, N. Rafai, S. Reich, and D. Edelhoff, “Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service,” *Clin. Oral Investig.*, vol. 17, no. 1, pp. 275–284, 2013, doi: 10.1007/s00784-012-0700-x.
- [162] K. Nakamura *et al.*, “Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness,” *Acta Odontol. Scand.*, vol. 73, no. 8, pp. 602–608, 2015, doi: 10.3109/00016357.2015.1007479.
- [163] C. Johansson, G. Kmet, J. Rivera, C. Larsson, and P. Vult Von Steyern, “Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns,” *Acta Odontol. Scand.*, vol. 72, no. 2, pp. 145–153, 2014, doi: 10.3109/00016357.2013.822098.
- [164] H. N. Lim, B. Yu, and Y. K. Lee, “Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 104, no. 4, pp. 239–246, 2010, doi: 10.1016/S0022-3913(10)60131-X.

- [165] W. M. Johnston, T. Ma, and B. H. Kienle, "Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses.," *Int. J. Prosthodont.*, vol. 8, no. 1, pp. 79–86, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7710631>.
- [166] J. S. Ahn and Y. K. Lee, "Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant," *Dent. Mater.*, vol. 24, no. 11, pp. 1539–1544, 2008, doi: 10.1016/j.dental.2008.03.020.
- [167] H. Omar, O. Atta, O. El-Mowafy, and S. A. Khan, "Effect of CAD-CAM porcelain veneers thickness on their cemented color," *J. Dent.*, vol. 38, no. SUPPL. 2, pp. e95–e99, 2010, doi: 10.1016/j.jdent.2010.05.006.
- [168] A. Dozić, C. J. Kleverlaan, A. El-Zohairy, A. J. Feilzer, and G. Khashayar, "Performance of five commercially available tooth color-measuring devices," *J. Prosthodont.*, vol. 16, no. 2, pp. 93–100, 2007, doi: 10.1111/j.1532-849X.2007.00163.x.
- [169] R. Khurana, C. J. Tredwin, M. Weisbloom, and D. R. Moles, "A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices," *Br. Dent. J.*, vol. 203, no. 12, pp. 675–680, 2007, doi: 10.1038/bdj.2007.1108.
- [170] S. Kim-Pusateri, J. D. Brewer, E. L. Davis, and A. G. Wee, "Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 101, no. 3, pp. 193–199, 2009, doi: 10.1016/S0022-3913(09)60028-7.
- [171] R. A. Bolt, J. J. Ten Bosch, and J. C. Coops, "Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth," *Phys. Med. Biol.*, vol. 39, no. 7, pp. 1133–1142, 1994, doi: 10.1088/0031-9155/39/7/006.
- [172] S. M. Fathy, A. A. El-Fallal, S. A. El-Negoly, and A. B. El Bedawy, "Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging," *Acta Biomater. Odontol. Scand.*, vol. 1, no. 2–4, pp. 86–92, 2015, doi: 10.3109/23337931.2015.1102639.
- [173] T. E. Shokry, C. Shen, M. M. Elhosary, and A. M. Elkhodary, "Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 95, no. 2, pp. 124–129, 2006, doi: 10.1016/j.prosdent.2005.12.001.
- [174] T. A. Sulaiman, A. A. Abdulmajeed, T. E. Donovan, L. F. Cooper, and R. Walter, "Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 116, no. 3, pp. 436–439, 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.01.033.
- [175] P. J. B. LEEMPOEL, M. A. VAN'T HOF, and A. F. J. DE HAAN, "Survival studies of dental restorations: criteria, methods and analyses," *J. Oral Rehabil.*, vol. 16, no. 4, pp.

- 387–394, 1989, doi: 10.1111/j.1365-2842.1989.tb01355.x.
- [176] M. Hara, Y. Takuma, T. Sato, T. Koyama, and M. Yoshinari, “Wear performance of bovine tooth enamel against translucent tetragonal zirconia polycrystals after different surface treatments,” *Dent. Mater. J.*, vol. 33, no. 6, pp. 811–817, 2014, doi: 10.4012/dmj.2014-097.
- [177] J. Sripetchdanond and C. Leevailoj, “Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: An in vitro study,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 112, no. 5, pp. 1141–1150, 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.05.006.
- [178] J. Chevalier, L. Gremillard, and S. Deville, “Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants,” *Annu. Rev. Mater. Res.*, vol. 37, pp. 1–32, 2007, doi: 10.1146/annurev.matsci.37.052506.084250.
- [179] J. Cotič, P. Jevnikar, A. Kocjan, and T. Kosmač, “Complexity of the relationships between the sintering-temperature-dependent grain size, airborne-particle abrasion, ageing and strength of 3Y-TZP ceramics,” *Dent. Mater.*, vol. 32, no. 4, pp. 510–518, 2016, doi: 10.1016/j.dental.2015.12.004.
- [180] S. Rinke and C. Fischer, “Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and technical aspects,” *Quintessence Int. (Berl.)*, vol. 44, no. 8, pp. 557–566, 2013, doi: 10.3290/j.qi.a29937.
- [181] J. Chevalier, L. Gremillard, A. V. Virkar, and D. R. Clarke, “The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends,” *J. Am. Ceram. Soc.*, vol. 92, no. 9, pp. 1901–1920, 2009, doi: 10.1111/j.1551-2916.2009.03278.x.
- [182] E. Siarampi *et al.*, “Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations,” *Dent. Mater.*, vol. 30, no. 12, pp. e306–e316, 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.05.033.
- [183] T. Kosmač and A. Kocjan, “Ageing of dental zirconia ceramics,” *J. Eur. Ceram. Soc.*, vol. 32, no. 11, pp. 2613–2622, 2012, doi: 10.1016/j.jeurceramsoc.2012.02.024.
- [184] K. Ebeid, S. Wille, A. Hamdy, T. Salah, A. El-Etreby, and M. Kern, “Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia,” *Dent. Mater.*, vol. 30, no. 12, pp. e419–e424, 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.09.003.
- [185] I. Yamashita, M. Kudo, and K. Tsukuma, “Development of highly transparent zirconia ceramics,” *Tosoh Res. Tech. Rev.*, vol. 56, pp. 11–16, 2012.
- [186] A. H. De Aza, J. Chevalier, G. Fantozzi, M. Schehl, and R. Torrecillas, “Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint

- prostheses,” *Biomaterials*, vol. 23, no. 3, pp. 937–945, 2002, doi: 10.1016/S0142-9612(01)00206-X.
- [187] T. MASAKI, “Mechanical Properties of Y₂O₃-Stabilized Tetragonal ZrO₂ Polycrystals After Ageing at High Temperature,” *J. Am. Ceram. Soc.*, vol. 69, no. 7, pp. 519–522, 1986, doi: 10.1111/j.1151-2916.1986.tb04786.x.
- [188] H. H. Harianawala, M. G. Kheur, S. K. Apte, B. B. Kale, T. S. Sethi, and S. M. Kheur, “Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials,” *J. Adv. Prosthodont.*, vol. 6, no. 6, pp. 456–461, 2014, doi: 10.4047/jap.2014.6.6.456.
- [189] W. Kanchanasavita, P. Triwatana, K. Suputtamongkol, A. Thanapitak, and M. Chatchaiganan, “Contrast Ratio of Six Zirconia-Based Dental Ceramics,” *J. Prosthodont.*, vol. 23, no. 6, pp. 456–461, 2014, doi: 10.1111/jopr.12143.
- [190] B. Stawarczyk, A. Emslander, M. Roos, B. Sener, F. Noack, and C. Keul, “Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters,” *Dent. Mater. J.*, vol. 33, no. 5, pp. 591–598, 2014, doi: 10.4012/dmj.2014-056.
- [191] K. Takeuchi *et al.*, “Cmonomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resinbased luting cements,” *Dent. Mater. J.*, vol. 29, no. 3, pp. 316–323, 2010, doi: 10.4012/dmj.2009-099.
- [192] P. Dérand and T. Dérand, “Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 13, no. 2, pp. 131–5, 2000, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11203621>.
- [193] A. Casucci *et al.*, “Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength,” *Dent. Mater.*, vol. 27, no. 10, pp. 1024–1030, 2011, doi: 10.1016/j.dental.2011.07.002.
- [194] F. M. Korkmaz, B. Bagis, S. Turgut, S. M. Ates, and E. A. Ayaz, “Effect of surface treatments on the bond strength of veneering ceramic to zirconia,” *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.*, vol. 13, no. 1, pp. 17–27, 2015, doi: 10.5301/jabfm.5000195.
- [195] M. Øilo, H. M. Tvinnereim, and N. R. Gjerdet, “Qualitative and quantitative fracture analyses of high-strength ceramics,” *Eur. J. Oral Sci.*, vol. 117, no. 2, pp. 187–193, 2009, doi: 10.1111/j.1600-0722.2008.00607.x.
- [196] T. Kosmač, C. Oblak, P. Jevnikar, N. Funduk, and L. Marion, “The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic,” *Dent. Mater.*, 1999, doi: 10.1016/S0109-5641(99)00070-6.
- [197] M. Kern and V. P. Thompson, “Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive

- methods and their durability,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 73, no. 3, pp. 240–249, 1995, doi: 10.1016/S0022-3913(05)80200-8.
- [198] S. M. Wegner and M. Kern, “Long-term resin bond strength to zirconia ceramic.,” *J. Adhes. Dent.*, vol. 2, no. 2, pp. 139–47, 2000, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11317401>.
- [199] M. B. Blatz, M. Dent, and A. Sadan, “Ceramic bonding lit rev.pdf,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 89, no. 3, pp. 268–274, 2003.
- [200] M. B. Blatz, A. Sadan, J. Martin, and B. Lang, “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.*, vol. 91, no. 4, pp. 356–362, 2004, doi: 10.1016/j.prosdent.2004.02.001.
- [201] M. Ozcan, “Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations.,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 30, no. 2, pp. 194–203, 2003, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12535148>.
- [202] M. Kern and S. M. Wegner, “Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability,” *Dent. Mater.*, vol. 14, no. 1, pp. 64–71, 1998, doi: 10.1016/S0109-5641(98)00011-6.
- [203] M. Özcan and P. K. Vallittu, “Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics,” *Dent. Mater.*, vol. 19, no. 8, pp. 725–731, 2003, doi: 10.1016/S0109-5641(03)00019-8.
- [204] S. Nakamura, K. Yoshida, K. Kamada, and M. Atsuta, “Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent,” *J. Oral Rehabil.*, vol. 31, no. 8, pp. 785–789, 2004, doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01304.x.
- [205] M. Albakry, M. Guazzato, and M. V. Swain, “Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials,” *J. Dent.*, vol. 32, no. 2, pp. 91–99, 2004, doi: 10.1016/j.jdent.2003.08.006.
- [206] J. H. Phark, S. Duarte, M. Blatz, and A. Sadan, “An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 101, no. 1, pp. 29–38, 2009, doi: 10.1016/S0022-3913(08)60286-3.
- [207] B. Yang, A. Barloi, and M. Kern, “Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin,” *Dent. Mater.*, vol. 26, no. 1, pp. 44–50, 2010, doi: 10.1016/j.dental.2009.08.008.

- [208] Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent* 2005;30:382-388.
- [209] T. Price, "dentin bonding systems," no. March 1997, 1999.
- [210] K. Moll, A. Fritzenschaft, and B. Haller, "In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator," *Quintessence Int. (Berl.)*, vol. 35, no. 10, pp. 845–852, 2004.
- [211] J. De Munck, K. Van Landuyt, and M. Peumans, "A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue," *Sch. Dent. Oral Pathol. Maxilo-fac. Surg.*, pp. 118–132, 2005.
- [212] P. H. DeHoff, K. J. Anusavice, and Z. Wang, "Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test," *Dent. Mater.*, vol. 11, no. 2, pp. 126–131, 1995, doi: 10.1016/0109-5641(95)80047-6.
- [213] M. A. Bottino, L. F. Valandro, R. Scotti, and L. Buso, "Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic," *J. Esthet. Restor. Dent.*, vol. 24, no. 6, pp. 417–418, 2012, doi: 10.1111/jerd.12004.
- [214] M. Dünder, M. Özcan, B. Gökçe, E. Çömlekoğlu, F. Leite, and L. F. Valandro, "Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics," *Dent. Mater.*, vol. 23, no. 5, pp. 630–636, 2007, doi: 10.1016/j.dental.2006.05.004.
- [215] D. H. Pashley *et al.*, "The microtensile bond test: a review.," *J. Adhes. Dent.*, vol. 1, no. 4, pp. 299–309, 1999, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11725659>.
- [216] H. Lüthy, O. Loeffel, and C. H. F. Hammerle, "Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic," *Dent. Mater.*, vol. 22, no. 2, pp. 195–200, 2006, doi: 10.1016/j.dental.2005.04.016.
- [217] M. Hashimoto, H. Ohno, M. Kaga, K. Endo, H. Sano, and H. Oguchi, "In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years," *J. Dent. Res.*, vol. 79, no. 6, pp. 1385–1391, 2000, doi: 10.1177/00220345000790060601.
- [218] J. A. Müller, N. Rohr, and J. Fischer, "Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements," *Eur. J. Oral Sci.*, vol. 125, no. 2, pp. 141–150, 2017, doi: 10.1111/eos.12339.
- [219] A. Leibrock, M. Degenhart, M. Behr, M. Rosentritt, and G. Handel, "In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems," *J. Oral Rehabil.*, vol. 26, no. 2, pp. 130–137, 1999, doi: 10.1046/j.1365-2842.1999.00346.x.

- [220] H. Lüthy, O. Loeffel, and C. H. F. Hammerle, "Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic," *Dent. Mater.*, vol. 22, no. 2, pp. 195–200, 2006, doi: 10.1016/j.dental.2005.04.016
- [221] G. De Souza, D. Hennig, A. Aggarwal, and L. E. Tam, "The use of MDP-based materials for bonding to zirconia," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 112, no. 4, pp. 895–902, 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.01.016.
- [222] M. J. Kim, Y. K. Kim, K. H. Kim, and T. Y. Kwon, "Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: Surface chemical aspects," *J. Dent.*, vol. 39, no. 11, pp. 795–803, 2011, doi: 10.1016/j.jdent.2011.08.012.
- [223] D. Eshrak Sofan, PhD Afrah Sofan, PhD Gaspare Palaia, PhD Gianluca Tenore, MD, DDS Umberto Romeo, MD, DDS Guido Migliau, MD, "Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type," *Ann. Stomatol. (Roma)*, vol. 8, no. 1, pp. 1–17, 2017.
- [224] F. R. Tay, D. H. Pashley, B. I. Suh, R. M. Carvalho, and A. Itthagarun, "Single-step adhesives are permeable membranes," *J. Dent.*, vol. 30, no. 7–8, pp. 371–382, 2002, doi: 10.1016/S0300-5712(02)00064-7.
- [225] N. Nishiyama et al., "Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer - Correlation of ¹³C NMR and TEM findings," *J. Dent. Res.*, vol. 85, no. 5, pp. 422–426, 2006, doi: 10.1177/154405910608500505.
- [226] Tian T, Tsoi JKH, Matinlinna JP ve Burrow MF (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials, *Dental Materials*, 30, 7
- [227] Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B, De Munck J 2010. Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent*, 1, 94-104
- [228] Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95(6):430-6.

ÖZGEÇMİŞ

Adı – Soyadı: İrem Özkan

Eğitim: 2006-2010 Lüleburgaz Anadolu Lisesi

2010-2016 Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2017-2021 İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitimi

Katıldığı Kongre/Kurs:

- 23.Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Konresi,Muğla 9-12 Kasım 2017
- 4. Genç EDAD Sempozyumu, 9-10 Mart, 2018, İzmir, Türkiye
- 42nd Annual Conference of the European Prosthodontic Association, Madrid 13th-15th September 2018
- 7.Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Sempozyumu, Diyarbakır, 2-4 Kasım 2018
- Izmir Chamber of dentists 25th international scientific congress and Expodental, November, 10-12, 2018, İzmir, Türkiye
- ITI Türkiye&Azerbaycan Kongresi,31 Kasım-2 Aralık 2018, Antalya, Türkiye.
- Türk Oral İmplantoloji Derneği 31. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 10-11 Ocak 2020, İstanbul, Türkiye
- ITI Türkiye&Azerbaycan Kongresi, 4-6 Aralık, 2020, İstanbul, Türkiye.
- Sirona CAD/CAM Uygulamalı Kurs Seviye 1, İstanbul, Türkiye.
- Sirona CAD/CAM Uygulamalı Kurs Seviye 2, İstanbul, Türkiye.

Bildiriler:

- Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Köprü Uygulaması: Olgu Sunumu. 23. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, 9-12 Kasım, 2017, Muğla, Türkiye.
- Hiperplazik maksillaya preprotetik rekonstrüksiyon ve protetik rehabilitasyon: Olgu sunum- Hyperplasic maxillary preprosthetic reconstruction and prosthetic

rehabilitation: Case report 23. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, 9-12 Kasım, 2017, Muğla, Türkiye.

- Anterior Bölgede İmmediat İmplantasyon ve İmmediat Yükleme: Olgu Sunumu. TAOMS 25.Uluslararası Bilimsel Kongresi,2017, Girne, Kıbrıs.
- Prosthetic Rehabilitation of Patient with Mandibular Defect Caused by Trauma. 42nd Annual Conference of the European Prosthodontic Association, Madrid 13th-15th September 2018
- Amelogenesis İmperfekta, Bir Olgu Raporu. 7.Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Sempozyumu, Diyarbakır, 2-4 Kasım 2018
- Deprime Süt Dişinin Ekstraksiyon Sonrası İmmediat İmplantasyon ve Yüklemeyle Tedavisi. 7.Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Sempozyumu, Diyarbakır, 2-4 Kasım 2018
- Vertikal Boyutunu Kaybetmiş Bir Hastanın Estetik, Fonksiyon ve Fonasyon İadesi: Olgu Sunumu. 7.Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Sempozyumu, Diyarbakır, 2-4 Kasım 2018
- Komplike-Kron Kırığının Tek Seansta Restorasyonu. Izmir Chamber of dentists 25th international scientific congress and Expodental, November, 10-12, 2018, İzmir, Türkiye
- Opere Edilmiş Dudak Damak Yarıklı Hastanın Protetik Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. Izmir Chamber of dentists 25th international scientific congress and Expodental, November, 10-12, 2018, İzmir, Türkiye