

**T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Arş. Gör. Dt. Aylın ÖRENÇ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**Kasım 2020
BOLU**

**T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Arş. Gör. Dt. Aylın ÖRENÇ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Fatma Ayşe ŞANAL**

Bu çalışma Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje numarası: 2020.06.06.1438)

**Kasım 2020
BOLU**

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, yüzey işlemi olarak kumlama ve hidroflorik asit (HF) uygulanmasının güncel monolitik zirkonya materyalinin erken ve geç dönem siman bağlantısına, biaksiyel eğme dayanımına, t-m faz dönüşümüne etkilerinin incelenmesidir.

Disk şeklinde (12×1,2 mm) sinterlenmiş monolitik zirkonya örnekler (VITA YZ XT, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) Grup C (kumlama), Grup K20HF (kumlama+%20 HF), Grup K40HF (kumlama+%40 HF), Grup 20HF (%20 HF), Grup 40HF (%40 HF) olacak şekilde 5 gruba bölünerek ilgili yüzey işlemleri uygulandı. Her gruptan birer örneğe X-ışını difraksiyonu (XRD) ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) analizleri yapıldı. Tüm gruplardan yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış yedişer örneğe makaslama bağlanma dayanımı testi (SBSt) uygulandıktan sonra birer örnek SEM'le analiz edildi. Elde edilen veriler sırasıyla SBS₁ ve SBS₂ değerleri olarak kaydedildi. Her bir grup için yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış yedişer örneğe biaksiyel eğme testi (BFSt) uygulandı, yaşlandırılan örneklerden birer tanesine XRD ve SEM analizi yapıldı. Elde edilen veriler sırasıyla BFS₁ ve BFS₂ değerleri olarak kaydedildi. Veriler 2-yönlü varyans analiziyle (ANOVA), gruplar arası farklılıklar Tukey HSD testiyle değerlendirildi.

En yüksek SBS değerleri kumlama (Grup C) işlemi için, en düşük SBS değerleri Grup 40HF için kaydedildi, bu fark yaşlandırılmamış gruplar için anlamlıydı ($P<0,05$). Kumlama işlemi BFS₁ ve BFS₂ değerlerini anlamlı olarak düşürdü ($P<0,05$). BFS₂ değerleri, BFS₁ değerlerinden yüksek bulundu ($P<0,05$). Hiçbir grupta yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası monoklinik faza rastlanmadı.

Kumlama, %20 HF ve %40 HF için SBS değerleri arasında fark bulunamadı. Kumlama, monolitik zirkonya materyalinin dayanımını HF uygulanmasına göre daha fazla azaltmaktadır. HF uygulaması kumlama yöntemine alternatif bir yüzey işlemi olarak düşünülebilir.

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonya, Hidroflorik asit, Makaslama bağlanma dayanımı, Biaksiyel eğme dayanımı, Faz dönüşümü

ABSTRACT

The aim of this study is to investigate the effects of sandblasting and hydrofluoric acid (HF) application as a surface treatment on early and late period of cement bonding, biaxial flexural strength and t-m phase transformation of a current monolithic zirconia material.

Disc-shaped (12×1.2 mm) sintered monolithic zirconia samples (XT, VITA YZ, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) were divided into 5 groups as Group C (sandblasting), Group K20HF (sandblasting+20% HF), Group K40HF (sandblasting+40% HF), Group 20HF (20% HF), Group 40HF (40% HF) then related surface treatments were applied. X-ray diffraction (XRD) and scanning electron microscopy (SEM) analyses were performed on one sample from each group. After the shear bond strength test (SBS_t) was applied to seven aged and non-aged samples from all groups, one sample from each group was analyzed with SEM. The data obtained were recorded respectively as SBS₁ and SBS₂ values. Biaxial flexural strength test (BFS_t) was applied to seven aged and non-aged samples, then XRD and SEM analysis were performed on one sample from each of the aged groups. The data obtained were recorded respectively as BFS₁ and BFS₂ values. Data were evaluated by 2-way analysis of variance (2-way ANOVA), and differences between groups were evaluated by Tukey HSD test.

The highest SBS values were recorded for sandblasting (Group C), while the lowest SBS values were recorded for group 40HF, and this difference was significant for non-aged groups ($P < 0.05$). Sandblasting significantly reduced BFS₁ and BFS₂ values ($P < 0.05$). BFS₂ values were higher than BFS₁ values ($P < 0.05$). No monoclinic phase was observed before and after artificial aging in any group.

No difference was found between SBS values for sandblasting, 20% HF, and 40% HF. Sandblasting reduced the strength of the monolithic zirconia material more than HF application. The HF application can be considered as an alternative surface treatment method to the sandblasting.

Keywords: Monolithic zirconia, Hydrofluoric acid, Shear bond strength, Biaxial flexural strength, Phase transformation

TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve tecrübeleri ile bana her konuda yardımcı olan ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim tez danışmanım ve değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Fatma Ayşe ŞANAL'a, mesleki katkılarından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm değerli hocalarıma,

Tezimin ve asistanlık eğitimimin her aşamasında desteğini esirgemeyen değerli dostlarım Dt. Ayşegül ATİLLA'ya, Dt. Ayşe Kardelen YILMAZ'a, Dt. Mehmet Görkem OCAK'a, Dt. Merve ÖLMEZ'e ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım tüm bölüm arkadaşlarıma,

Tez yazım aşamasında yardımlarını benden esirgemeyen, en zor zamanlarımda bana her zaman destek olan, hayatımda doldurulmaz bir yeri olan hayat yoldaşım Can PAKSOY'a

Hayatım boyunca olduğu gibi uzmanlık eğitimim süresince maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum varlıkları ve destekleri en büyük güç kaynağım olan anneme, babama ve dedeme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar	x
ŞEKİLLER	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Seramiğin Tanımı.....	3
2.2. Dental Seramiğin Tarihçesi.....	3
2.3. Dental Seramiğin Yapısı	4
2.3.1. Feldspar	4
2.3.2. Kuartz.....	4
2.3.3. Kaolin.....	5
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	5
2.4.1. İçeriklerine Göre Seramikler	5
2.4.2. Erime Isılarına Göre	6
2.4.3. Şekillendirme Türlerine Göre	6
2.4.4. Kullanım Alanlarına Göre.....	6
2.4.5. Yapım Tekniklerine Göre	6
2.5. Tam Seramik Sistemleri.....	7
2.5.1. Cam Seramikler.....	8
2.5.2. Alumina Esaslı Seramikler.....	10

2.5.3. Zirkonya Esaslı Seramikler (Yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri)	11
2.6. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar	18
2.6.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarının Avantajları	19
2.6.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarının Dezavantajları.....	19
2.6.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Fiziksel Özellikleri	20
2.6.4. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Endikasyonları	21
2.7. Aşındırma.....	21
2.8 Zirkonya Restorasyonlarda Bağlantıyı Arttırmak için Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	22
2.8.1 Mekanik Yüzey İşlemleri.....	23
2.8.1.1. Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kumlama	23
2.8.1.2. Asit ile Pürüzlendirme.....	23
2.8.1.3. Lazerle Pürüzlendirme	24
2.8.1.4. Döner Aletlerle Pürüzlendirme	24
2.8.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri.....	24
2.8.2.1. Silan Bağlayıcı Ajanların Uygulanması.....	24
2.8.2.2 Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemleri	25
2.8.2.3. Selektif İnfiltrasyonla Asitleme ile Pürüzlendirme	25
2.10. Zirkonya Seramiklerde Simantasyon	26
2.10.1. Simanların Sınıflandırılması	26
2.11. Yapay Yaşlandırma	32
2.11.1. Termal Döngü	32
2.11.2. Suda Bekletme	33
2.11.3. Otoklavda Yaşlandırma.....	33
2.11.4. Mekanik Yükleme	33
2.12. Seramik Yüzeylerinin Topografik İncelenmesi	34

2.12.1. Profilometre Analizi.....	34
2.12.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	34
2.12.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	34
2.13. X-Işını Kırınımı Analizi (XRD).....	35
2.14. Tam Seramiklerin Bağlanma Dayanımını Saptamada Kullanılan Mekanik Testler.....	36
2.14.1. Makro Tensile Bağlanma Dayanımı Testi	36
2.14.2. Mikro Tensile Bağlanma Dayanımı Testi	36
2.14.3. Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	37
2.15. Tam Seramiklerin Eğilme Dayanımını Saptamada Kullanılan Mekanik Testler.....	38
2.14.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Eğme Testleri	38
2.14.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Eğme Testler	39
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	42
3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	44
3.2. Test Gruplarının Oluşturulması	45
3.3. Sinterleme İşlemlerinin Uygulanması.....	46
3.4. Kumlama Prosedürlerinin Uygulanması	46
3.5. Örneklere HF ile Pürüzlendirme Prosedürünün Uygulanması.....	47
3.6. Monolitik Zirkonya-Rezin Siman-Kompozit Bloğunun oluşturulması.....	48
3.7. Örneklere Bağlanma Dayanımı Testi Uygulanması.....	49
3.8. Örneklere Biaksiyel Bükme Dayanımı Testi (BFSt) Uygulanması	50
3.9. SEM Analizi.....	52
3.10. XRD Analizi	53
3.11. İstatistiksel Analiz.....	54

4. BULGULAR	55
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları	55
4.2. Biaksiyal Eğme Dayanımı Bulguları	56
4.3. SEM Analizi Bulguları.....	58
4.4. Faz Dönüşümü Bulguları	61
5. TARTIŞMA	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	76
7. KAYNAKLAR	77



TABLULAR

Tablo 2.1. Y-TZP'nin mekanik ve fiziksel özellikleri

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları, Lot numaraları ve içerikleri.

Tablo 4.1. Makaslama bağlanma dayanımı verilerine uygulanan 2-Yönlü ANOVA testinin sonuçları

Tablo 4.2. İncelenen yüzey işlemleri için yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama (standart sapma [SD]) SBS₁ ve SBS₂ değerleri (MPa).

Tablo 4.3. Biaksiyal eğme dayanımı verilerine uygulanan 2-Yönlü ANOVA testinin sonuçları.

Tablo 4.4. İncelenen yüzey işlemleri için yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama (SD) BFS₁ ve BFS₂ değerleri (MPa).

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Y-TZP'nin kristalin formları

Şekil 2.2. Dönüşüm sertleşmesi

Şekil 2.3. Makaslama bağlanma testinin şematik gösterimi.

Şekil 2. 4. 3 nokta eğme testinin şematik gösterimi

Şekil 2.5. Üç top üzerinde piston yöntemi şematik görünümü

Şekil 3.1. Çalışma grupları, örnek sayıları ve çalışmanın akış şeması

Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan A) monolitik zirkonya blok ve B) self-adeziv rezin siman.

Şekil 3.3. Örneklerin bilgisayar yazılımında tasarlanması.

Şekil 3.4. Monolitik zirkonya blokların frezelenmesi.

Şekil 3.5. Zımparalanan sinterlenmemiş örneklerin boyutu.

Şekil 3.6. Zımpara işlemi sonrası elde edilen örnekler.

Şekil 3.7. Sinterleme sonrası örneklerin boyutu.

Şekil 3.8. Kumlama için hazırlanan silikon indekse yerleştirilen örnek.

Şekil 3.9. Örnekler plastik kutu içerisinde HF uygulanması.

Şekil 3.10. Örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi.

Şekil 3.11. A) Örneklerin akrilik içerisinde gömülmesi, B) Monolitik zirkonya-rezin siman-kompozit blok.

Şekil 3.12. Örnekler termal siklus uygulanması.

Şekil 3.13. Örnekler makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanması.

Şekil 3.14. A) Biaksiyal eğme test düzeneği; B) Örneğin kırma cihazına yerleştirilmesi.

Şekil 3.15. A) Altın kaplama cihazı; B) Taramalı elektron mikroskobu.

Şekil 3.16. XRD cihazı.

Şekil 4.1. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmamış birer adet örnekten 2500X büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

Şekil 4.2. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmış birer adet örnekten 2500X büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

Şekil 4.3. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmamış birer adet örnekten SBSSt sonrası 15X büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

Şekil 4.4. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmış birer adet örnekten SBSSt sonrası 15X büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

Şekil 4.5. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmamış birer örneğin XRD grafiği

Şekil 4.6. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmış birer örneğin XRD grafiği



SİMGELER VE KISALTMALAR

%: Yüzde

<: den küçüktür

>: den büyüktür

µm: mikrometre

°: Derece

°C: Santigrat derece

AFM: Atomik kuvvet Mikroskobu

Al₂O₃: Alüminyum oksit

bar: basınç birimi

BFS: Biaksiyal eğme dayanımı

Bis-GMA: Bisfenol-A-glisidilmetakrilat

CAD: Bilgisayar destekli tasarım

CAM: Bilgisayar destekli Üretim

CaO: Kalsiyum oksit

CeO₂: Seryum oksit

dk: Dakika

Er:YAG: Erbiyum Yitrium Alüminyum Garnet

GPa: Gigapascal

HEMA: Hidroksietilmetakrilat

HF: Hidroflorik asit

ISO: International Organization for Standardization

LTD: Düşük ısı bozunması

m: Monoklinik faz

MAD: Manuel Destekli Tasarım

MAM: Manuel Destekli Üretim

MDP: Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat

Mg: Magnezyum

MgO: Magnezyum oksit

mm: Milimetre

MPa: Megapascal

N: Newton

Nd:YAG: Neodymium-doped yttrium aluminium garnet

pH: power of hydrogen (hidrojenin gücü)

SBS: Makaslama bağlanma dayanımı

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

SIE: Selektif infiltre asitleme

SiO₂: Silika

t: Tetragonal faz

Y-TZP: Yttriyum katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonyum polikristalleri

Y₂O₃: Yttrium oksit

yy: Yüzyıl

Zr: Zirkonyum

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

XRD: X-Işını Kırınımı Analizi

1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinde estetik beklentilerin artmasıyla birlikte metal destekli seramik restorasyonlara alternatifler aranarak metal altyapı yerine estetik ve biyouyumluluk gibi avantajlara sahip zirkonyum esaslı seramiklerin kullanımına başlanmıştır (1).

Zirkonya, oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (2). Zirkonyanın üç farklı kristal yapısı vardır. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır (1,3). Fırınlamanın ardından soğuma esnasında tetragonal fazdan-monoklinik faza dönüşüm (t-m faz dönüşümü) oluşur. Bu değişimle birlikte %3-5'lik hacim artışı gerçekleşir (4). Her ne kadar bu dönüşüm ile ortaya çıkan kompresif stresler sonucu dayanıklılık artsa da t-m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu sebeple zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (5). Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir (5,6). Saf zirkonyuma yttrium oksit (Y_2O_3) ilave edilerek zirkonyum oksit polikristali (Y-TZP), faz dönüşümüne dirençli hale getirilmiştir (7,8).

%3 oranında Y_2O_3 içeren ilk nesil zirkonyum (3Y-TZP) opak bir madde olduğundan dolayı altyapı olarak kullanılmaktadır. Zirkonyum altyapı üzerine feldspatik seramikler fırınlanmaktadır ancak bu iki tabaka arasında oluşan ısıl streslerden dolayı, tabakalar arasında ayrılma ya da kırılmalar oluşabilmektedir (3,9,10). Ayrıca veneer porseleninin kullanılması restorasyon kalınlığının artırılmasını ve dolayısıyla destek dişten daha fazla kesim yapılmasını gerektirmektedir (11). Bu gelişmeler neticesinde, kolay üretilebilen, estetik gereksinimleri karşılayabilen, altyapı seramiği kullanılmadığı için ince hazırlanabilen ve böylelikle daha az diş kesimi gerektiren monolitik restorasyonlar geliştirildi (11).

Monolitik zirkonya, mekanik dayancının yüksek olması, materyal kalınlığının azaltılabilmesi, estetik sonuçların kabul edilebilir olması, üretim süresinin kısaltılmış olması ve maliyetin azaltılmış olması nedeniyle gün geçtikçe popülerlik kazanan bir materyaldir (12–15). Monolitik zirkonya genellikle geleneksel simanlarla simante edilebilmesinin yanı sıra kron boyu kısa retansiyon problemi olan vakalarda adeziv

simantasyon işlemine ihtiyaç duymaktadır (16). Zirkonya materyalinin bağlanma dayanımını arttırmak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanması gerekmektedir. Zirkonyanın yüzey sertliği restorasyon ve siman arasındaki bağlantıyı güçlendirmek için uygun yüzey hazırlanmasını zorlaştırmaktadır. En sık kullanılan yüzey işlemi alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama. Kumlama, seramik yüzeyindeki artıkları uzaklaştırıp pürüzlü bir yüzey oluşturduğundan mikromekanik bağlanmaya katkıda bulunmaktadır. Literatürde Al_2O_3 ile kumlamanın, t-m faz dönüşümünü tetiklediği ve bu sebeple zirkonya materyalinin yorulma dayancınının azaldığını belirten çalışmalar vardır (17,18). Bir diğer yüzey işlemi olan hidroflorik asit (HF) uygulaması ile kumlama işlemini kıyaslayan çalışmalarda, kumlama yapılan gruplarda t-m faz dönüşümü daha fazla bulunmuştur (19).

Zirkonyaların Y_2O_3 oranlarının farklı olması farklı mekanik davranış özelliği göstermesine sebep olmaktadır (20). Bu yüzden, farklı mekanik davranış gösteren materyallere yapılacak farklı yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özelliklerine etkileri farklı olacaktır. Bir çalışmada %3, %4 ve %5 oranında Y_2O_3 içeren (sırasıyla 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP) monolitik zirkonyum materyallerinin mekanik dayanç özelliklerinin farklı olduğu rapor edilmiştir (21).

Hidrotermal veya mekanik etkilerin, Y-TZP'nin, t-m faz dönüşümü ile sonuçlanan düşük ısı bozunması (LTD) fenomenini in-vitro koşullarda taklit ederek etkilerini inceleyebilmek oldukça önemlidir. Bu yüzden in-vitro çalışmalarda termal döngü, mekanik yükleme, suda bekletme, otoklav ile yapay yaşlandırma gibi yöntemler kullanılmaktadır (22–26). Yapay yaşlandırma yöntemleri materyalin t-m faz dönüşümünü etkilediği gözlenmiştir (27).

Bu in-vitro uzmanlık tez çalışmasının amacı, farklı yüzey işlemlerinin, monolitik zirkonya materyalinin mekanik özelliklerine etkilerinin incelenmesidir. Bu çalışmanın hipotezi “Farklı yüzey işlemleri güncel 5Y-TZP monolitik zirkonya materyalinin erken ve geç dönem 1) siman bağlantısını; 2) biaksiyel eğme dayancını etkilememektedir” şeklindedir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Seramiğin Tanımı

Seramik anlamını topraktan yapıma manasına gelen Yunanca ‘*keramikos*’ sözcüğünden almaktadır ve insan tarafından yapısı farklılaştırılarak oluşturulmuş ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında materyaldir (28). Diş hekimliğinde kullanılmak üzere saydamlık ve dayanıklılık gibi özelliklerin artırılması için seramiğin yapısına kaolin, feldspar ve silikat gibi mineraller karıştırılmıştır. Bu maddelerin seramiğe eklenmesiyle oluşan seramiklere porselen denir (29,30).

2.2. Dental Seramiğin Tarihçesi

M.Ö. 50 yıllarında Çin’de porselen kullanımına başlanmıştır. Porselenin Avrupa’ya gelişi 16 yy.’da Portekizli denizciler sayesinde olmuştur (28). Seramik Avrupa’ya geldikten sonra seramiğin formülünün keşfedilmesiyle 17. yy.’da seramik üzerine çalışmalar başlamıştır (31).

Protetik diş hekimliğinin temel amacı, ideal bir materyal kullanarak kaybolan diş dokusunun yerine konmasıdır (32). Bu ideal materyal ilk defa Fransız bir diş hekimi olan Alexis Duchateau ve Fransız bir eczacı olan Nicholas Dubois tarafından 1774 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan porselendir. Porselenin sahip olduğu yüksek estetik ve mekanik özellikler materyalin protetik diş hekimliğinde kullanımını arttırmıştır (33). 1808 yılında Paris’e yerleşmiş İtalyan asıllı bir diş hekimi olan Giuseppe- Angelo Fonzi tarafından ilk kişisel porselen dişler yapılmıştır (28).

Elias Wildman’ın 1838 yılında vakumlu fırınlamayı ilk kez kullanmasıyla beraber porselenin doğal dişe benzer renk ve translüsentliğindeki gelişmeler başlamıştır (34). 1873’de ise Beers tarafından porselen tam kuron fikri ortaya çıkmıştır. Matterson 1886’da altın yaprak ile ilk estetik kuronu üreterek üstüne porselen pişirmiştir (28). 1887 yılında ise porselenden üretilen ilk jaket kuron, platinyum matriks tekniğinin patentini alan Dr. C.H. Land tarafından üretilmiştir (35).

Protetik diş hekimliğinde porselenin kullanımının artmasını 1960'larda metal destekli restorasyonlardaki ilerleme ve başarılar sağlamıştır. 1970 ve 1980'ler boyunca metal altyapılı porselenlerin kullanımı diş hekimliğinde ilk tercih olmasını sağlamıştır. 1980'lerde ve 1990'larda estetik beklentilerin artması sonucunda dental porselen sistemlerinin gelişmesi sağlanmıştır (35). Bu sayede diş hekimliğinde inley, onley, tam seramik kuron, laminate veneer gibi daha estetik uygulamaların yolu açılmıştır (28).

2.3. Dental Seramiğin Yapısı

Dental seramiğin yapısı feldspar, kuartz ve kaolin olmak üzere üç temel bileşenden oluşur (36). Ayrıca bu temel bileşenler dışında cam modifiye ediciler, oksitler, akışkanlaştırıcılar, opaklaştırıcılar, renk pigmentleri ve floresans özelliğini arttıran çeşitli ajanlar bulunmaktadır (30,37). Bu sayede diş hekimliğinde kullanılan porselenin fiziksel özellikleri cama yakın davranış sergilemektedir (38).

2.3.1. Feldspar

Feldspar camsı yapıyı oluşturan ve porselene doğal bir translusenslik veren maddedir. Potasyum alümina silikat ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) ve sodyum alümina silikatın ($Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) bir bileşimi olarak porselenin içeriğinde %75-85 oranında bulunmaktadır. Bu iki bileşimin birbirlerine olan oranı farklı dental kullanımlara olanak sağlamaktadır (28,39-42). Feldspar içeriğinde bulunan maddeler sayesinde erime derecesini düşürürken erimiş haldeki camın vizkozitesini artırır. Bu sayede fırınlama esnasındaki piropplastik akmayı azaltarak diş şeklinin ve yüzey tekstürlerinin kaybolmasını engelleyerek doğal bir görünüm kazanmasını sağlar. Porselenden düşük erime derecesi olan feldspar, yüksek erime derecesine sahip bileşenlere akışkanlık kazandırarak ısıya dayanıklı bileşenleri birbirine bağlar (42,43).

2.3.2. Kuartz

Matriks içindeki doldurucu görevi kuartz üstlenmektedir. Kuartzın erime ısısı ($1700^{\circ}C$) yüksektir ve porselenin içeriğinde %12-25 civarında bulunur. Tamamı silika (SiO_2)'dan oluşmaktadır. Seramiğin iskeletini oluşturan silika porselen

kitlesinin stabilitesini sağlar. Fırınlama işlemi sonucunda gözlenebilecek büzölmeleri önler (40,41).

2.3.3. Kaolin

Dehidrate olmuş alüminyum silikat yapısında olan kaolinin diğeri bir adı çini kilidir (44). Yapısı yapışkan özellikte olduğu için diğeri maddeleri birbirine bağlama görevini yapar. Ayrıca seramik hamuruna elastikiyet verdiği için modelajının kolaylaşmasını sağlar (34). Isıya oldukça dayanıklı olan kaolin opak bir madde olduğu için porselenin yapısında %1-5 gibi az bir oranda bulunmaktadır (44).

2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

O'Brien'in sınıflaması günümüzde en çok kabul gören ve porselenleri içeriklerine göre ayıran bir sınıflandırmadır (40,45).

2.4.1. İçeriklerine Göre Seramikler (32,40,45)

1. Metal destekli sistemler
2. Tam seramikler
 - a) Kuvvetlendirilmiş altyapı seramikleri
 - Alumina
 - Spinel enjeksiyon dökümü
 - Magnesia
 - Zirconia
 - b) Feldspatik porselen
 - Lösit oranı düşük
 - Lösit oranı yüksek
 - c) Dökülebilir cam seramikler
 - Mika içeren
 - Lösit içeren
 - Lityum disilikat içeren

2.4.2. Erime Isılarına Göre (46,47)

- 1) Yüksek ısı porselenleri (1315°C-1370°C)
- 2) Orta ısı porselenleri (1090°C-1260°C)
- 3) Düşük ısı porselenleri (870°C-1065°C)
- 4) Ultra-düşük ısı porselenleri (650°C-850°C)

2.4.3. Şekillendirme Türlerine Göre (28,46)

- 1) Fırınlanan porselenler
- 2) Dökülebilir porselenler

2.4.4. Kullanım Alanlarına Göre (46,48)

- 1) Metal destekli kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler
- 2) Tam porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu
- 3) Veneerlerde uygulanan porselenler
- 4) Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan
- 5) Porselenler

2.4.5. Yapım Tekniklerine Göre (32,45)

- 1) Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
- 2) Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
- 3) Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
- 4) Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar
- 5) Tam seramik restorasyonlar
- 6) Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
- 7) Dökülebilir seramikler
- 8) Presleme ile hazırlanan seramikler
- 9) İnfiltrasyon seramikler
- 10) Frezleme ile üretilen seramikler

2.5. Tam Seramik Sistemleri

Tam seramik sistemlerin içeriklerine göre sınıflandırılması (49):

1. Cam Seramikler:

a. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Optec OPC (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya)
- IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

b. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

- IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

c. Feldspatik seramikler

- Vitablocks Mark I (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitablocks Mark II (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Vita Triluxe Block (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2. Alumina Esaslı Seramikler:

- In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya)
- Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Turkom-Cera (Turkom-Ceramic, Malaysia)
- Synthoceram (Cicero, Horn, Hollanda)

3. Zirkonyum Esaslı Seramikler:

- Cerec, Cerec II, Cerec III (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Evolution D4D (D4D Technologies)
- Vita In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)
- DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)

- Procera (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)
- Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)
- Kavo Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)
- Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)
- Celay (Vita, Bad Sackingen, Almanya)

2.5.1. Cam Seramikler

Cam seramikler, kayıp mum tekniği kullanılarak bir revetman içindeki boşluğa santrifüj edilebilen ya da preslenebilen seramiklerdir (35). Feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş olarak üç gruba ayrılır. Cam seramiklerin üretim tekniklerinin, fırınlama işlemlerinin ve kristalin yapılarının değişmesi materyale farklı estetik ve fiziksel özellikler kazandırır (50–53).

2.5.1.1. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

IPS Empress'in yapısını, lösit kristalleri (SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O) oluşturmaktadır (54). Materyal 120-200 megapascal (MPa) bükülme dayancına sahiptir. Işık geçirgenliğinin yüksekliği ve sahip olduğu aşındırma etkisiyle doğal dişe benzemektedir. Lösit içeren ingotlar, 1075°C - 1180°C 'de yumuşatılarak basınçlı bir şekilde mumun bıraktığı boşluğa preslenir (55,56). IPS Empress sistemlerin onley, inley ve tek kuronlar da endikasyonları vardır. Üç veya daha fazla üyeli köprülerde kullanılması kontendikedir (32).

Optec OPC

Lösitle güçlendirilmiş feldspatik porselendir ve dağılımla güçlendirilmiş bir sistemdir. Kor yapı içermez, yüksek oranda yarı şeffaf bir yapıya sahiptir. Özel Optec porselen materyalinin ısı ve basınç altında enjeksiyonu ile gerçekleştirilir (57–60).

IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Lösit kristalleriyle güçlendirilmiştir ve daha ince partikül büyüklüğüne sahiptir. Çok sayıda renge sahip materyal Cerec in Lab sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile kullanılması için üretilmiştir (61).

2.5.1.2. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler

IPS Empress II

IPS Empress I'den farkı; asıl kristalin fazı %60 oranında lityum disilikatın ($\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$) oluşturmasıdır. İkinci kristal faz daha küçük hacme sahiptir ve lityum ortofosfattan (Li_3PO_4) meydana gelmektedir. Kırılma dayanımları lösit cam seramiklerinkinden yaklaşık olarak üç kat daha fazladır. 350-450 MPa esneme dayanaklılığına sahiptir (62).

Lityum disilikat cam porselen tabletleri 920°C 'de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır. Lityum cam porselen kor yapı üzerine, tabakalama tekniği ile florapatit yapıda cam seramik uygulanır. IPS Empress II sistemlerin anterior ve posterior kuron restorasyonlar ve en fazla ikinci premolara kadar uzanan anterior köprüler de kullanımı endikedir (63).

IPS e.max Press

Empress II sistemi gibi lityum disilikattan oluşur. Fırınlama tekniğindeki farklılıklar sayesinde fiziksel özelliği ve estetiği geliştirilmiştir (64). IPS e.max Press ingotlar, 400 MPa'lık eğilme direnci ile preslenebilir cam seramikler arasında en yüksek direnci gösterirler (64). Diş renginde ve yüksek estetikle preslenen alt yapılar daha sonra IPS e.max Ceram ile veneerlenirler. Bu sistem; veneer, inley, onley, kuron ve en distaldeki dayanak diş en fazla 2. premolar diş olmak üzere üç üyeli köprülerin yapımı için endikedir (49).

2.5.1.3. Feldspatik Seramikler

Vitablocks Mark I (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

Bükülme direnci 93 MPa olan bu feldspatik seramik yapı, dayanıklılık ve aşınma gibi mekanik özellikler ile metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik seramiğe benzemektedir (32).

Vitablocks Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

Mark I'e göre grenleri küçültülüp dayanımı arttırılmıştır (32). %60-64 SiO₂ ve %20-23 Al₂O₃ içerir. Adeziv simantasyonu için hidroflorik asit ile pürüzlendirme yöntemi kullanılır. Monokromatik yapıda olmaları estetiği etkilediği için dezavantajlarıdır (65).

Vita Triluxe Bloc (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

Doğal dişlerin optik görünümünü benzeyebilmesi için çeşitli-renkli bir seramik blok olan Vita Triluxe Bloc üretilmiştir. 3 boyutlu tabakalı bir yapı oluşturur. Bu yapının iç üçlüsü: 1. tabaka opak alt yapı, 2. tabaka nötral zone bölgesi, 3. tabaka ise translüsent tabakadır (66).

2.5.2. Alumina Esaslı Seramikler

In-Ceram

In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) porselen sistemi üç boyutlu olarak birbirine penetre olan, alumina ve camdan oluşan iki faz içermektedir (57,67). Bu sistemde 1-5 mikron gren boyutuna sahip alüminyum oksit kristalleri ile kor materyaline yüksek direnç sağlanır. Restorasyona son şeklini vermek için güçlendirilmiş kor yapı üzerine konvansiyonel üst yapı seramik materyali (Vitadur N Alumina porseleni) fırınlanır (63,68). In-Ceram Alumina sisteminin anterior ve posterior bölgede tek kron ve anterior bölgede üç üyeli köprü restorasyonlarının yapımında kullanılması endikedir (69).

Turkom Cera

Yüksek kırılma direncine (530-670 MPa) sahip bir malzemedir. Anterior ve posterior tek kuron restorasyonların, anterior ve posterior 3 ya da 4 üyeli köprü restorasyonların ve tüm çene restorasyonların yapımında kullanılması endikedir (56,70).

Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)

İçeriğinde yüksek oranda saf alüminyum bulunan bir Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) yöntemidir (63). Bu sistem, anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken kullanılmaktaydı. Günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da kullanımı endikedir (71,72). Bükülme dayanımı 687 MPa'dır (73).

Synthoceram

“Computer Integrated Ceramic Reconstruction” kelimelerinden oluşan CICERO sisteminde cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramik kullanılmaktadır. Diş preparasyonu, komşu ve antagonist dişler lazer tarayıcı kullanılarak 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayarda tasarlanan alt yapılar alüminyum oksit bloklardan frezelenir ve sinterlenir (74). Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile üst yapısı oluşturulur (75).

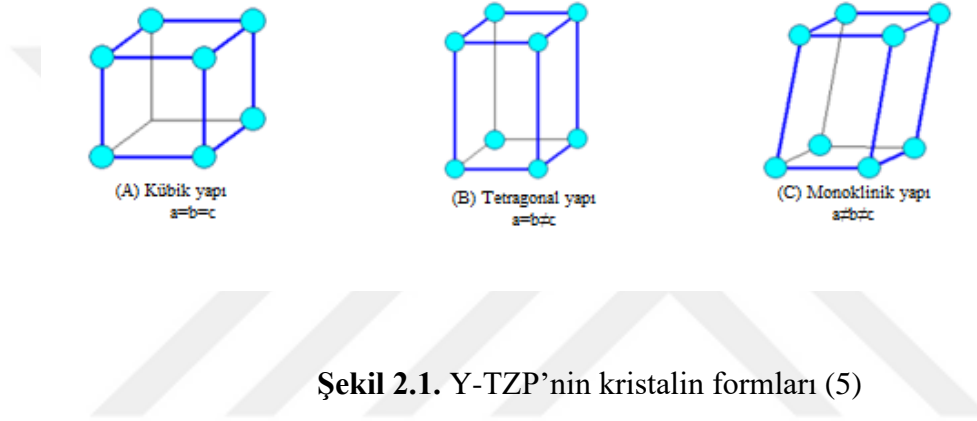
2.5.3. Zirkonya Esaslı Seramikler (Yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri)

Zirkonyum, atom numarası 40, atom ağırlığı 91,23 olan periyodik tablonun 4B grubuna ait Zr sembolü ile gösterilen kristal yapıda kimyasal bir elementtir (5). Zirkonyum doğada hiçbir zaman saf halde bulunmaz (76). Hava ile temas etmesi sonucunda yüzeyinde hızla metal oksit tabakası oluşmaktadır. Zirkonyumun en bilinen mineralleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$ -zirkon) ve zirkonyum oksit (ZrO_2 -zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit)'tir. Diş hekimliğinde kullanılması uygun olmayan bu minerallerin uzun ve karmaşık işlemler sonucunda ayrıştırılması ile saf zirkonya tozu elde edilir. Tüm bu işlemlerin sonrasında, zirkonyanın 1960'lı yılların

sonuna doğru biyomateryal olarak kullanımı düşünülmüştür. 1969 yılında tıp alanında titanyum ve alüminyum yerine kullanılmıştır (5,77).

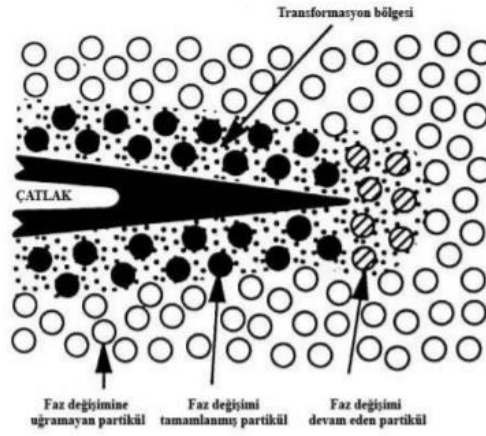
2.5.3.1. Y-TZP'nin Mikroyapısı ve Özellikleri

Yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkan Y-TZP, polimorfik fazda bir malzemedir. Üç farklı kristalin formda ortaya çıkar: oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik (m) faz, 1170°C'den 2370°C'ye kadar tetragonal (t) faz ve 2370°C'nin üzerinde kübik (c) fazda bulunur (5).



Şekil 2.1. Y-TZP'nin kristalin formları (5)

Y-TZP kısmen stabilize olduğu için, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde, iç yapısında monoklinik faza dönüşmek için bir enerji bulunmaktadır. Y-TZP de 100°C ile 1170°C arasındaki ısı değişimi, gerilim streslerine veya herhangi bir kuvvete maruz kalır ve yapısında çatlak oluşmaya başlarsa, tetragonal kristaller monoklinik faza geçmeye başlamakta ve %3-5 oranında bir hacim artışı meydana gelmektedir. Bu hacim artışı sıkıştırıcı stresler oluşturarak çatlağın ilerlemesini engellemektedir. 'Dönüşüm sertleşmesi' (transformation toughening) (Şekil 2.2) adı verilen bu durum Y-TZP'ye üstün mekanik özellikler sağlamaktadır (5).



Şekil 2.2. Dönüşüm sertleşmesi (5).

Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabil olabilmesi için yapıya çeşitli metal oksitler ilave edilerek kısmen stabilize edilmiş zirkonyum oksit elde edilir. İlk olarak ısıl işlemler sonucu oluşan kübik fazın oda ısısında stabilize edilebilmesi için, saf zirkonyuma düşük oranlarda kalsiyum oksit (CaO) ilave edildi. Daha sonraki yıllarda yapının içerisine CaO yerine magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO₂) ve yitrium oksit (Y₂O₃) gibi stabilize edici oksitler eklenerek kullanımı denendi (5). Y₂O₃ diğer metal oksitlere göre daha üstün mekanik özelliklere sahip olduğundan stabilizatör oksit olarak kullanımı yaygınlaştı. Saf zirkonyuma Y₂O₃ ilave edilerek Y-TZP, faz dönüşümüne dirençli hale getirildi (7,8).

2.5.3.2. Y-TZP'nin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Mekanik dayanıcının, boyutsal ve kimyasal stabilitesinin iyi olmasının yanı sıra biyouyumlu olması, paslanmaz çelikle benzer elastikiyet modülünün olması zirkonyanın seramik biyomateryal olarak birçok alanda kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan diğer seramiklere oranla zirkonyumun mekanik özellikleri oldukça yüksektir. Elastiklik modülü 200 MPa (5) , bükülme dayanımı 900-1200 MPa (78,79)'dır. Zirkonya restorasyonlar için rapor edilen ortalama yük taşıma kapasitesi 755 N'dur (Tablo 2.1.).

Tablo 2.1. Geleneksel zirkonyanın mekanik ve fiziksel özellikleri (79)

Kimyasal Birleşim	ZrO ₂ + %3 mol Y ₂ O ₃
Yoğunluk	>6 g/cm ³
Porözite	<%0,1
Bükülme Direnci	900-1200 MPa
Baskı Dayanımı	2000 MPa
Young Modülü	210 GPa
Kırılma Dayanımı	7-10 MPa m-1
Termal Genleşme Katsayısı	11x10-6 K-1
Termal İletkenlik	2 Wm K-1
Sertlik	1200 HV 0,1

2.5.3.3. Zirkonyanın Düşük Isı Bozunması ve Yaşlanması

Yaşlanma olarak da bilinen LTD, Y-TZP seramikleri için bir dezavantajdır. Tetragonal fazın kademeli olarak kendiliğinden monoklinik faza dönüşmesi, Y-TZP'nin mekanik özelliklerinde bir bozulmaya neden olur (5). Y-TZP nemli ortamlarda stabilitesini kaybetmekte ve t-m faz dönüşümü nedeniyle mukavemeti azalmaktadır(80).

Y-TZP su, buhar, vücut sıvıları ile temas ettiğinde veya sterilizasyon işlemi sırasında, yüzeyinde hasara neden olabilecek yavaş bir t-m fazı dönüşümü meydana gelir (5,81). Yüzeysel tabakalarda meydana gelen oksijen boşluklarını doldurma yoluyla suyun zirkonya tanelerine katılması düşük ısı bozunmasında ilk gözlenen olayken daha sonra pürüzlülüğü arttırarak yayılır (81,82). Dönüşüm yüzeyden başlamakta ve materyalin içine doğru ilerlemektedir (83) LTD, en hızlı şekilde 250⁰C'de ilerler fakat 500⁰C'ye kadar görülebilir ve zamana bağlıdır (84,85). Stabilize edici oksit içeriğinin artması ve tanecik büyüklüğünün azalması dönüşüme karşı direnci arttırır (86).

Kumlama ve frezleme gibi stres oluşmasına neden olan yüzey işlemlerinde ortaya çıkan t-m faz dönüşümü, yüzeyde bir sıkıştırma tabakası oluşturarak eğilme

mukavemetini artırabilir ve faz bütünlüğü azaldıkça yaşlanmaya karşı hassasiyeti artırabilir (87).

2.5.3.4. CAD/CAM Sistemleri ile Üretilen Zirkonyum Esaslı Seramikler

Cerec

“Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics” kelimelerinin baş harflerinden oluşan CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), bilgisayar teknolojisi ile tasarımı ve üretimi yapılan dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın olarak kullanılan sistemlerden biridir (88). Mormann ve Brandestini (89) tarafından ilk kez 1984 yılında çalışılan bu sistem, 1992 yılında Cerec I, 1994 yılında Cerec II, 2000 yılında Cerec III ve 2005 yılında da in-EOS (ExtraOral-Scanner) olarak geliştirilmiştir. Cerec III sistemi; network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ya da dijital radyografik birim ile kombine edilmiştir (90). Bilgisayar desteği ile restorasyonun tasarımı yapıldıktan sonra seramik blok freze yoluyla şekillendirilmektedir (90,91).

Sinterleme işleminden sonra zirkonya blokta %20 oranında büzülme olacağı için altyapılar final boyutundan %20 oranında daha büyük hazırlanmalıdır (92). Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec ProCAD, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina ve Cerec Vitablocks In Ceram-Zirconia bu sistemde bulunan ürünlerdir. Cerec InLab ile 3 üyeden daha uzun köprüler yapılamamakta ve sistemin okluzal yüzeyi şekillendirebilmesi yetersiz kalmaktadır (93).

Celay (Vita, Bad Säckingen, Almanya)

Porselen bloktan kopya freze tekniği ile tam seramiklerin kor kısmını elde etmeyi sağlar. Özel bir kompozit materyalinden hazırlanan ön model direkt olarak dış üzerinden veya ana modelden hazırlanır (94). 80 mikrometre hassasiyetle taranan bu ön modele göre seramik bloklar şekillendirilir (67). Bilgisayar yardımı ile taranan modelin dublikatı, frezeleme makinesine bağlanan porselen blokların, uygun frezlerle şekillendirilmesi ile elde edilir (94). Hazırlanan alt yapının dayanıklılığını arttırmak için poröz yapıdaki seramiğe lantan oksit cam infiltrasyonu yapılır ve fırınlanır. Bu işlemten önce alt yapıyı kırılmalara karşı korumak gerekir (67,95).

Cerec sistemde kullanılan Vita Mark II Celay sistemde de kullanılabilir. Alternatif olarak InCeram Alumina veya InCeram Spinell de Celay sistemde kullanılabilir (67).

Procera AllZircon (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç)

Yoğun olarak sinterlenmiş alüminyum oksit yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM metodudur (63). Avantajı, yüksek oranda saf alüminyum içermesi nedeniyle cam infiltre kor materyallerine göre daha dayanıklı ve translüent olmasıdır (56,62). Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin bireysel olarak çalıştığı laboratuvarında bulunurken; CAM üniteleri, biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunmaktadır. Bu nedenle laboratuvarında modeller tarayıcı (Procera Scanner) ile tarandıktan sonra, taranan görüntü e-mail yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik'e yollanır (96–98). Alt yapılar, bu iki merkez laboratuvardan birinde hazırlanır. Data transferi internet aracılığı ile yapılmaktadır. Şekillendirilen alt yapı çok yüksek sıcaklıklarda (>1550°C) sinterlenmekte, (96–98) daha sonra uygun bir termal genleşmeye sahip alüminus seramik ile kaplanmaktadır (99).

Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya)

Bu sistemde, bilgisayar destekli dizayn yapılmaz. Alt yapı, geleneksel mum modelaj tekniği ile hazırlanır. Mum modelaj, gümüş tozlarıyla kaplandıktan sonra Cercon Brain ünitesindeki lazer tarayıcı ile taranır (100).

Elde edilen bilgiler freze ünitesine aktarılır ve 'Cercon base' adı verilen bloklardan alt yapı frezelenir. Sinterleme işlemi tamamlanan alt yapılar, sistemin kendisine uygun üst yapı porseleni (Cercon Ceram Kiss) ile kaplanır ve restorasyonun son şekli verilir (33). Son zamanlarda daha büyük blokların da üretilmesiyle birlikte sistem, 6 üyeli restorasyonların yapılabilmesine olanak tanımıştır (101,102).

DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwill, İsviçre)

Alt yapının oluşturulması CAD/CAM ile gerçekleşir. Sistem ‘tam otomatik lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı’ (Preciscan), ‘Dentform yazılım’ (DCS) ve ‘frezeleme makinası’ (Precimill) olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır (103). Alt yapı, tam sinterlenmiş prefabrike Y-TZP zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenir. Bu sistemde büzülme olmadığı için çok iyi bir marjinal kenar uyumunun olduğu iddia edilirken; bloklarda frezeleme sırasında mikro çatlakların olabileceği bildirilmektedir (101,104).

Zeno Tec (Wieland, Pforzheim, Almanya)

Sistem, üç boyutlu lazer tarayıcı, sinterleme fırını, freze makinesi ve vakum içermektedir. Ölçü alındıktan sonra hazırlanan modeller, lazer tarayıcı ile taranır. CAM ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar, normal boyutlarından ortalama %20 daha büyük hazırlanır. Alt yapı, 12 saatlik sinterleme işleminden sonra gerçek boyut ve sertliğe ulaşır (105).

Everest (Kavo, Biberach, Almanya)

Kavo firması tarafından üretilen, anterior ve posterior bölgelerde uygulanabilecek kuron ve köprü protezlerinin alt yapısının hazırlanması için kullanılan bir CAD/CAM sistemdir. Temel olarak; tarayıcı ünite (Everest scan), aşındırıcı ünite (Everest engine) ve sinterleme fırınından (Everest therm) oluşmaktadır. Sistem, hem sinterlenmemiş (Kavo Everest ZS-Blank) hem de tam sinterlenmiş zirkonya bloklar (Kavo Everest ZS-Blank) ile kullanılabilir (93,106).

Zirkonzahn (Steger, Ahrntal, İtalya)

Hem CAD/CAM hem de Manuel Destekli Tasarım / Manuel Destekli Üretim (MAD/MAM) yöntemiyle üretim yapılabilen bu sistemin; MAD/MAM yönteminde, altyapı ışıkla polimerize olan kompozitle dizayn edilir. CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak altyapının modeli optik olarak Optical Scanner S 600’de taranır, bilgisayar yazılımıyla altyapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan altyapı frezelenerek hazırlanır.

ZirkonZahn, maliyetinin düşük olması sebebiyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Altyapı tasarlanırken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmediğinden andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde, diğer sistemlere göre daha rahat restorasyon hazırlanabilir (93,107).

Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya)

Bu sistem tarayıcı, bilgisayar yazılımı, frezeleme ünitesi ve sinterleme fırınına içeren ünitelerden oluşan, CAD/CAM teknolojisini kullanan bir sistemdir (102). 2003 yılında kullanıma sunulan Lava sisteminde, sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanılır ve bu durum blokların işlenmesini kolaylaştırır (49).

Laboratuvarda model elde edildikten sonra optik tarayıcı ile model taranır. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon ekranda dizayn edilir. Bu bilgiler Lava Form frezeleme makinesine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve sinterleme fırınında, 1500°C'de 11 saat sinterlenir. Alt yapı 7 farklı renkle renklendirilebilir. Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer porseleni (Lava Ceram) ile kaplanır. Lava sistemi mekanik ve optik özellikleri nedeni ile, hem ön hem de arka bölgeye yapılacak restorasyonlarda kullanılabilir (108).

2.6. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Zirkonya seramiklerin kullanımının giderek artmasının nedeni yüksek mekanik özellikleridir. %2-3 oranda Y_2O_3 içeren geleneksel zirkonyum opak bir madde olduğu için altyapı olarak kullanılmaktadır. Zirkonyum altyapı üzerine feldspatik seramikler fırınlanmaktadır ancak bu iki tabaka arasında oluşan ısıl streslerden dolayı, tabakalar arasında ayrılma ya da kırılmalar oluşabilmektedir (3,9,10). Bu iki katmanlı sistemlerde, üstyapı porselenlerinde oluşan ayrılma ve kırılmalar translusensileri arttırılmış monolitik zirkonya restorasyonların geliştirilmesine sebep olmuştur (109,110).

Monolitik zirkonya, mekanik dayanıcının yüksek olması, materyal kalınlığının azaltılabilmesi, estetik sonuçların kabul edilebilir olması, üretim süresinin kısaltılmış olması ve maliyetin azaltılmış olması nedeniyle gün geçtikçe popülerlik kazanan bir

materyaldir (12–15). İlk başlarda %3 Y_2O_3 içermekte olsa da, yeterli estetik özellikleri taşımadıkları için yerlerini %4-5 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonyalara bırakmaktadırlar (20).

2.6.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarının Avantajları

Monolitik zirkonya restorasyonların avantajları aşağıdaki şekilde özetlenebilir (111–114):

- 1) Feldspatik porselenlerle kaplanarak üretilen sistemlere göre daha az diş preparasyona ihtiyacı vardır ve bu sayede diş dokusunun korunması sağlanır.
- 2) CAD/CAM üretim teknikleri kullanıldığı için üretim basamakları azaltılmış ve teknik hassasiyeti yüksek laboratuvar aşamaları minimuma indirilmiştir.
- 3) Monolitik zirkonya restorasyonların biyouyumlulukları yüksektir.
- 4) Yüksek kırılma direncine sahip oldukları için interokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda kullanılabilirler.
- 5) Diş hekimliğinde kullanılan diğer seramiklerden daha yüksek mekanik dayanıklılığa sahiptirler.

2.6.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonlarının Dezavantajları

Monolitik zirkonya restorasyonların dezavantajları aşağıdaki şekilde özetlenebilir (115,116):

- 1) Geleneksel seramik restorasyonlara göre CAD/CAM üretim teknikleri, zirkonya blokları ve frezleri kullanıldığı için maliyetleri daha yüksektir.
- 2) Geleneksel porselenlere göre ağız içinde uyumlanmaları daha zor ve zaman alıcıdır.
- 3) Tamir edilebilme özellikleri yoktur.
- 4) Translusensi özellikleri geliştirilse bile doğal diş görünümünü taklit etmede cam seramik porselenler kadar başarılı değildiler.

2.6.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Fiziksel Özellikleri

Kırılma Dayanımı-Bükülme Direnci-Elastik Modül

Kok ve ark. (117) Lava Plus (3M ESPE) materyali kullanılarak yapılan monolitik zirkonya kronların veneerlenmiş lityum disilikat kronlardan daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduklarını bildirdi. Monolitik seramik sistemlerinin kullanıldığı diğer bir in-vito çalışmada kırılma dayanımları incelendi. Çalışma sonucunda monolitik zirkonya seramik grubunun aksiyel yükleme altında kırılma dayanımının monolitik feldspatik ve monolitik lityum disilikat seramiklerden daha yüksek olduğu bulundu (118). Sun ve ark. (119), farklı kalınlıklarda üretilen monolitik zirkonya seramiklerin yük taşıma kapasitesini incelemek için kırılma yük testi uyguladı. 1,5 mm kalınlığındaki örneklerde kırılma yükü 4109 N olarak bulundu. Bu sonuç monolitik zirkonya örneklerin, monolitik lityum disilikat (1863 N), metal seramik (2284N) ve veneerlenmiş zirkonya (2308 N) örneklerin hepsinden daha yüksek değerlerde kırılma dayanımına sahip olduğunu gösterdi. Aynı çalışmada monolitik zirkonya örneklerin kalınlık azalmasına bağlı olarak kırılma dayanımlarında da azalma olduğu belirtildi. Zhang ve ark. (120) yaptıkları çalışmada monolitik zirkonya seramikleri cam infiltre edilmiş zirkonya, lityum disilikat ve veneer porselenelere göre daha üstün kırılma ve bükülme direncine sahip olduklarını tespit ettiler. Diğer bir çalışmada monolitik zirkonya restorasyonların bükülme direncinin, elastik modülünün lityum disilikat ve kompozit rezinlere göre daha yüksek olduğu bulundu (117).

Sertlik

Monolitik zirkonya seramiklerin sert yapısının karşıt dişte aşınmaya neden olabileceği endişesi çeşitli araştırmalarda incelenmiş olsa da, seramik materyalinin antagonist dişi aşındırma potansiyelinin sadece sertliğine bağlı olmadığı yüzey özelliklerinin (pürüzlülük, glaze ve polisaj işlemleri) de önemli olduğu gösterildi (121–123).

Antagonist Dişte Yüzey Aşındırması

Bu konuda yapılan çalışmalarda; Lohbauer ve ark. (124) 2 yıllık klinik takip sonucunda monolitik zirkonya (LAVA Plus 3M ESPE) restorasyonların doğal mine ile hemen hemen aynı miktarda aşınmaya neden olduklarını gösterdiler. Diğer bir çalışmada, polisaj uygulanmış monolitik zirkonya restorasyonların mine üzerinde aşındırıcı etkisinin olmadığı, glaze uygulanan monolitik zirkonya restorasyonlarının ise aşındırma etkisinin anlamlı derecede daha yüksek olduğu rapor edildi (121).

2.6.4. Monolitik Zirkonyum Restorasyonların Endikasyonları (125)

1. Uzun gövdeli sabit protezler.
2. Tüm ark sabit protezler.
3. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalar.
4. Post kor restorasyonlar
5. İnley ve onley kuronlar.
6. İmplant üstü kuronlar.

2.7. Aşındırma

Aşındırma işlemi, model üzerinde teknisyen tarafından seramiklerin şekillendirilmesinde ve klinikte hekim tarafından uyumlandırma yapmak için sıklıkla kullanılmaktadır (126). Yapılan çalışmalara göre aşındırma işlemi; yüzeyde pürüzlülük değişikliği, plastik deformasyon, 30-40 mikron derinliğinde çatlakların ve artık streslerin oluşmasına ve bunların sonucunda %80 üzerinde direnç azalmasına sebep olur (127). Aşındırmanın zirkonya seramikler üzerindeki etkisi iki şekildedir:

Yüzeyde sıkıştırıcı kuvvetlerin oluşması: Zirkonya yüzeyine aşındırma sırasında uygulanan kuvvet ile oluşan baskı stresleri zirkonya içinde faz dönüşümüne neden olmaktadır. Dönüşüm sertleşmesi mekanizması, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü nedeniyle meydana gelen hacim artışı, zirkonya yüzeyinde daha fazla baskı kuvvetleri oluşmasını sağlar. Bu nedenle, zirkonyanın dayanımı artar (78,79,128).

Yüzeyde çatlak oluşması: Yüzeyde mikro ve derin çatlaklar frezle aşındırma sırasında meydana gelir. Aşındırma işleminin neticesinde ortaya çıkan ısı ve yüzeyde

oluşan çatlaklar, zirkonya yapısı içerisinde yüksek stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltmaktadır (78,129–131).

Aşındırma işleminden sonra bazı parametreler zirkonyanın mekanik özelliklerini etkiler. Aşındırma işleminin parametrelerini optimale yaklaştırmak dayanıklılık üzerinde maksimum etki oluşturur (78,132). Zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların uzunluğunu ve derinliğini; aşındırmanın yönü, miktarı ve aşındırma işlemi yapılan frezin gren büyüklüğü etkilemektedir. Aşındırma işlemine bağlı olarak oluşan yüksek ısı, t-m faz dönüşümünü aktive edecek seviyeye ulaşırsa zirkonya yüzeyindeki baskı tabakasının zayıflamasına neden olarak direncini azaltır. Aşındırma işlemi sırasında uygulanan kuvvet ve hız arttıkça zirkonyanın dayanıklılığı azalmaktadır. Ayrıca aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin şekli ve gren boyutları mekanik özellikleri etkilemektedir.

2.8 Zirkonya Restorasyonlarda Bağlantıyı Arttırmak için Uygulanan Yüzey İşlemleri

Malzemenin bağlanma gücü, tam seramik restorasyonların uzun vadeli başarısı için kritiktir. Adezyon, sağlam bir bağlanma dayanımı sağlamak için gerekli temel faktörlerden biridir (133). Sağlam bir bağlantının esası porselen, doğal diş ve siman arasındaki güçlü bir adeziv bağlantı sağlanmasıdır. Restorasyonun retansiyonu, dayanıklılığı ve marjinlerin sızdırmazlığı gibi etkenlere bağlı olan uzun dönem klinik başarısını arttıran kritik aşamalardan biri simantasyon prosedürleridir (133–135).

Tam seramik sistemleri kullanan hekimlerin, restorasyonun simantasyonunda başarılı olabilmesi için seramiğin yapısını, kullanılacak simanın özelliklerini ve uygulama prosedürlerini iyi bilmesinin yanı sıra materyale uygulanacak yüzey işlemlerinin özelliklerine de hakim olması gerekmektedir. Çünkü restorasyonun materyaline göre uygulanacak yüzey işlemleri değişkenlik göstermektedir (135). Materyale uygulanan çeşitli yüzey işlemleriyle, bağlantı yüzeyinin temas alanı artırılarak ıslanılabilirlik özelliği ve yüzey enerjisi de arttırılabilir (136,137). Bu sayede siman, materyalin yüzeyindeki mikro porözitelere akarak mikro-mekanik bağlantının artması sağlanmış olur (138). Tüm bu amaçla güçlü bir bağlantı

sağlayabilmek adına seramiğin bağlantı yüzeyine mekanik, kimyasal veya iki yöntemin kombinasyonu olan yüzey işlemleri uygulanmaktadır (139).

2.8.1 Mekanik Yüzey İşlemleri

2.8.1.1. Alüminyum Oksit Partikülleri ile Kuşlama

Kuşlama, seramik yüzey üzerindeki kalıntıları gidererek ve pürüzlü bir yüzey oluşturarak mikromekanik bağlanmaya yardımcı olur. Yapılan çalışmalarda, 3 bar basınç altında 50 µm alüminyum oksit partikülleri kullanılarak kuşlama uygulaması önerilmektedir (140).

Kuşlama işlemi yüzeyde plastik deformasyona sebep olarak yüzeyin pürüzlülüğü artırarak yüzey alanının artmasına sebep olur. Bu sayede, yüzeyin ıslanabilirliği ve enerjisi de artmış olur (141,142). Ayrıca Kosmac ve ark. (78) zirkonya esaslı seramiklere Al₂O₃ ile kuşlama uygulandığında, yüzeyde baskı gerilimleri oluşturarak dayanıklılığın artırılmasında etkili olduğunu fakat t-m dönüşümünü de tetiklediğini bildirdiler. Yapılan bir çalışmada ise kuşlamanın partikül büyüklüğünün t-m faz dönüşümünü tetiklediği ve partikül boyutu arttıkça monoklinik faza dönüşümün arttığı bulundu (17).

2.8.1.2. Asit ile Pürüzlendirme

Asit ile pürüzlendirme işlemi, silika esaslı seramiklerin adeziv simantasyonunun başarısını arttırmaktadır. Cam matrisin pürüzlendirilmesini sağlayan asit uygulaması reçine siman ile seramik yüzeyi arasındaki mikromekanik bağlantıyı arttırmaktadır (100). Ancak zirkonya kristallerinin homojen, yoğun yapısı ve cam matris yokluğundan dolayı, tam seramik sistemler için önerilen HF ile pürüzlendirme ve pürüzlendirilen yüzeye silan uygulaması, zirkonya seramiklerde kullanılamamaktadır (143–145). Ancak son yıllarda yapılan bir çalışmada, HF konsantrasyonu ve uygulama süresi artırılarak zirkonya materyalinin simanla olan bağlantı dayancının artacağı savunulmuştur (19).

2.8.1.3. Lazerle Pürüzlendirme

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte zirkonyanın simantasyonunuda bağlantıyı arttırmak amacıyla uygulanan yüzey işlemleri arasına lazerle pürüzlendirme işlemi de yerini almaya başlamıştır (137,146). Lazerle pürüzlendirme işleminin ana etkisi ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümüyle ortaya çıkmaktadır. Materyal ve lazer arasındaki en önemli etkileşim lazer enerjisinin absorbe edilmesidir. Er:YAG lazerler, partikülleri uzaklaştırma işlemini ablasyon adı verilen mikropatlamlar ve buharlaşmalar sonucunda yapar.

Er:YAG lazerlerin çalışma prensibi; doku içerisindeki su moleküllerince lazer enerjisinin emilerek, ani bir ısınmanın sonucunda buharlaşmaların meydana gelmesi biçimindedir (147). Bunun sonucunda meydana gelen kraterle ve porlar mikromekanik retansiyonu geliştirir (148). Mine ve dentin pürüzlendirmesi için en sık kullanılan dental lazer, Er:YAG lazerdir (149). Ancak bunların tam seramiklerin yüzeyini simantasyon prosedürü için pürüzlendirme etkinlikleri belirsizdir (148). Lazerle pürüzlendirme bağlanma dayanımını kumlama işlemi kadar arttırmamaktadır (148,150).

2.8.1.4. Döner Aletlerle Pürüzlendirme

Elmas frezler, taş möletler ve karbon separeler restorasyon yüzeylerinde retantif alanlar oluşturmak için kullanılmaktadır. Zirkonya yüzeyinin elmas frezlerle pürüzlendirmesi rezin siman bağlantısını güçlendirir (151). Düşük devirde ve su soğutması altında stres azaltılarak yapılan pürüzlendirme işlemi, t-m dönüşümünü arttırabilmektedir, yüzeydeki baskı kuvvetlerini arttırabilmekte ve kritik çatlak boyutunu düşürebilmektedir (2,152). Kalın grenli frezlerle pürüzlendirme ise zirkonyanın yüzeyindeki stresi arttırarak derin yüzey çatlaklarının oluşmasına ve restorasyonun dayanımının azalmasına sebep olabilmektedir (2,79).

2.8.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri

2.8.2.1. Silan Bağlayıcı Ajanların Uygulanması

Diş hekimliğinde silanlar olarak adlandırılan organo-silanlar, silisyum (Si) atomu ya da atomları içeren ve çift yönlü reaktivite gösteren bileşiklerdir (153–155).

Silan bağlayıcı ajanlar, çift işlevli ve Si atomları içeren organik yapılardır. Fonksiyonel olan organik kısmı organik matriksle reaksiyona girerken, alkali grupları inorganik maddelerle reaksiyona girer (153).

Diş hekimliğinde kullanılan silanlar, genellikle endodontik post tedavilerinde ve restoratif uygulamalarda seramiğin (veya silika içeren seramiklerde) adeziv rezin siman ile bağlantısını sağlamak için uygulanmaktadır. Ayrıca silanların düşük viskoziteli rezin simanlarla beraber kullanımında, mikromekanik retansiyonu da güçlendirdiği düşünülmektedir (155).

Son zamanlarda zirkonyum oksit esaslı seramiklerin simantasyonu sağlamak için kullanılan diğer bir yöntem de fosfat monomeri (MDP: metakriloksidekil dihidrojen fosfat) içeren ajanların (siman veya silan) uygulanmasıdır. Zirkonyum oksit materyaline kumlama işlemi sonrasında uygulanan MDP içerikli siman veya bondlar bağlantı dayancını arttırmaktadır (156,157).

2.8.2.2 Tribokimyasal Silika Kaplama Yöntemleri

Özel aletlerin kullanıldığı tribokimyasal silika kaplama yöntemi farklı sistemlerin aracılığı ile gerçekleştirilmektedir. İşlemin esası porselen yüzeylerinin camsı karaktere sahip ince bir silikat tabakasıyla kaplanmasına dayanır (158). Kullanılan silika kumlama işlemi esnasında uygulanan kum çarpmanın oluşturduğu etkiyle; yüzeyde 15 µm derinliğe kadar gömülür. Materyalin yüzeyi silika ile modifiye edilmiş olur böylece silan ile kimyasal bağ kuracak bir özelliğe sahip olur (159). Bu yöntem için en sık kullanılan iki sistem CoJet (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleridir (160). CoJet, metal-seramik ve tam seramik restorasyonlarda oluşan kırıkların kompozit rezin ile direkt tamiri gibi klinik prosedürler için, Rocatec ise laboratuvar kullanımı için tasarlanmıştır (161).

2.8.2.3. Selektif İnfiltrasyon ile Pürüzlendirme

Selektif infiltrasyon (SIE) tekniği, pürüzsüz olan zirkonya yüzeyinde ısı indüksiyonuyla grenler arası boşluklar oluşturarak bu boşluklara cam infiltrasyon edilmesiyle boşlukların yeniden doldurulması esasına dayanmaktadır (4,22). Bu

işlemden sonra cam tabakaya HF uygulanarak pürüzlendirilme işlemi yapılır. Bu sayede üç boyutlu inter-granüler porözite oluşturularak rezin siman ile nano mekanik kilitlemeyi sağlar (224). SIE tekniğinde kuşlama sonrasında gözlemlenen, zirkonya yüzeyindeki stres konsantrasyon alanları, çatlak oluşumu ve yayılımı gibi olumsuz etkileri ortaya çıkmamaktadır (194,195).

2.10. Zirkonya Seramiklerde Simantasyon

Diş hekimliğinde restorasyon materyali olarak kullanılan seramiklerin bağlanma dayanımında tercih edilen siman materyali büyük ölçüde etkilidir. Zirkonya seramiklerin sahip olduğu yüksek bükülme direnci ve yüksek kırılma dayanıklılığı gibi özellikleri geleneksel simanlarla simante edilebilmesine olanak sağlasa da kron boyu kısa ve retansiyon problemi olan vakalarda adeziv simantasyon işlemine ihtiyaç duyulmasına sebep olmaktadır (162). Ayrıca adeziv simantasyon sayesinde tutuculuğun artmasının yanı sıra marjinal bütünlük sağlanarak mikrosızıntı azalmakta ve sekonder çürük oluşma riski önlenerek daha uzun dönemde daha başarılı restorasyonların yapımına olanak sağlanmaktadır (160).

Zirkonyanın yüzey sertliği restorasyon ve siman arasındaki bağlantıyı güçlendirmek için uygun yüzey hazırlanmasını zorlaştırmaktadır. Bu yüzden zirkonyum restorasyonların adeziv rezinlerle bağlantı dayanımı cam seramik restorasyonlardan düşüktür. Zirkonya materyalinin adeziv rezin simanla bağlanma dayanımını arttırmak için ilave yüzey işlemleri uygulanması gerekmektedir (141,163).

2.10.1. Simanların Sınıflandırılması

Doğal diş ve restorasyon arasındaki bağlantının uzun dönem başarılı olması, mikrosızıntının önlenmesi ve restorasyonun altındaki dişin gelen kuvvetler karşısında kırık ihtimalinin azaltılması için simanlar büyük önem taşımaktadır (163,164).

20. yy'ın başlarında çinko fosfat, çinko oksit-ojenol ve silikat simanlar ile diş hekimliğinde simanların kullanımına başlandı. Daha sonra ortaya çıkan mikro sızıntı ve retansiyon problemleri; daha iyi ıslatma özelliği olan, mine ve dentine daha fazla bağlanabilen yeni materyallerin üretilmesine ihtiyaç duyulmasına sebep oldu. Bu

ihtiyaç doğrultusunda, önce çinko polikarboksilat, daha sonra cam iyonomer simanlar geliştirildi (165).

1950'lerin başlarında metil metakrilatlar geliştirilmiş olsa da yüksek toksisite özellikleri nedeniyle rutin kullanıma giremediler. Ancak son 15 yılda gelişen değişik tekniklerle polimerize olabilen Bisfenol-A glisidil dimetakrilat (BIS-GMA) ve dimetakrilat monomer içerikli simanlar üretildi (165).

Günümüzde daimi simantasyon amacıyla 5 farklı siman kullanılmaktadır (8,73).

- 1) Çinko Fosfat Simanlar
- 2) Çinko Polikarboksilat Simanlar
- 3) Cam İyonomer Simanlar
- 4) Hibrid Cam İyonomer Simanlar
 - a) Reçine Modifiye Cam İyonomer Simanlar
 - b) Poliasit Modifiye Cam İyonomer Simanlar
- 5) Reçine Simanlar

2.10.1.1. Çinko Fosfat Siman

Diş hekimliğinde tarihinde en eski siman olduğu için uzun süreli takip sonuçları sayesinde klinik başarısı olduğu kanıtlanan bir simandır. Tozunda simana beyaz rengini veren %2-10 oranında magnezyum oksit ve %90 oranında çinko oksit ve bulunmaktadır. Likidinde, %45-60 fosforik asit, %30-35 su, alüminyum fosfat ve çinko fosfat bulunur. Pozitif çinko iyonları ve negatif fosfat grupları arasında meydana gelen reaksiyon ile sertleşme gerçekleşir ve bu reaksiyonun sonucunda kırılğan bir siman oluşur. Yüksek dayanıklılığa ve düşük gerilme direncine sahip çinko fosfat siman diş dokusuna mekanik olarak bağlanır. Plastik deformasyona uğramadan kırılırlar ve sudaki çözünürlüğü çok fazladır (166).

2.10.1.2. Çinko Polikarboksilat Simanlar

Çinko polikarboksilat siman; çinko fosfat siman likitinin poliakrilik asitle yer değiştirmesi sonucu simanların gerilme dayanıklılığını arttırmak ve diş dokusuyla adezyonu sağlamak amacıyla 1968 yılında Dennis Smith tarafından üretildi.

Hidrofilik özelliği sayesinde dentin yüzeyini ıslatabilir. Kalsiyumla etkileşime giren serbest karboksilik asit grupları sayesinde diş yüzeyiyle iyi bir kimyasal bağlanma oluşturur (38,41,100). Ancak adeziv özelliği olduğu halde çinko fosfat simanların olumsuz bir özelliği olan mikrosızıntı polikarboksilat simanlarda da gözlenmektedir (39).

Tozunun içeriği; %90 çinko oksit ve %10 magnezyum oksittir. Likidinin içeriğinde ise %35-45 suda çözünmüş poliakrilik asit bulunmaktadır. Poliasitin kurutulup dondurularak siman tozuna ilave edildiği su ile sertleşen çeşitleri bulunmaktadır (166). Poliakrilik asit zayıf asit ve büyük molekül özelliği sayesinde fosforik asit gibi dentin tübüllerine difüzyonu fazla değildir ve bu nedenle postoperatif hassasiyet gözlenmez. Plastik deformasyona uğrar ve suda çözünürlüğü fazladır (167).

2.10.1.3. Cam İyonomer Simanlar

Mine ve dentine bağlanması kimyasaldır. Üstün fiziksel ve mekanik özelliklerinin yanı sıra flor salınımı yapması ile klinikte kullanımı yaygındır. Tozu içeriği; kalsiyum floro alüminosilikat cam partiküllerinden oluşur. Alümina, silika, metal oksitleri ve metal fosfatların 1100°C'den yüksek ısılarda eritilmesiyle cam yapısı elde edilir. Likidinin içeriği poliakrilik asidin sulu solüsyonudur. Likidinde bulunan tartarik asit sayesinde en uzun sertleşme zamanına sahip simandır (166).

Erken dönemde nem hassasiyeti gözlenen simanın suyla temasını kesmek amacıyla su geçirmeyen jelin marjinal bölgeye sürülmesi önerilir. Fakat bu uygulamayı subgingival marjinlerde kullanmak mümkün değildir. Simanın neme karşı gösterdiği hassasiyeti azaltmak amacıyla su ile sertleşen tipleri üretilmiştir. Dişe yakın özellikte ısıl genişleme katsayısı ve ısı iletkenlik sergilemektedir. Antikoryojenik etkisi vardır. Sertleşme reaksiyonunun devamı niteliğindeki silika ağ yapısı, erken dönemde nem ile teması olmadığı sürece oluşur ve buna bağlı olarak baskı dayanıklılığı bir seneye kadar yaklaşık 200 MPa kadar ulaşır (168,169).

2.10.2.4. Hibrid Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanlar ile rezin simanların farklı oranlarda karıştırılarak, bu iki sınıf simanın avantajlarını bir araya getirirken dezavantajlarını elimine etmek için geliştirilmiş simanlara hibrit simanlar denir (170).

2.10.2.4.1. Reçine Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel cam iyonomer simanlara belirli oranlarda hidroksietilmetakrilat (HEMA) veya BIS-GMA gibi reçineler ilave edilerek düşük mekanik direnç ve neme karşı hassasiyet gibi dezavantajlarının giderebilmek için reçine modifiye cam iyonomer simanlar geliştirildi (100,170,171).

Geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha uzun çalışma zamanlarının ve daha kısa sertleşme zamanlarının olması, daha az hassasiyete sebep olmaları, daha yüksek mekanik dirençlerinin olması ve suda çözünürlüklerinin daha az olması gibi özellikleri reçine modifiye cam iyonomer simanların en önemli tercih edilme nedenleridir (172).

Yapılarında bulunan yüksek hidrofilik özellikteki HEMA'nın yüksek miktarda su emilimine neden olması reçine modifiye cam iyonomerlerin en önemli dezavantajıdır. Bu olumsuz özelliği sebebiyle su emilimine bağlı ortaya çıkan genişleme sonucu kırıklar oluşabilir (173).

2.10.2.4.2. Poliasit Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Diş hekimliğinde cam iyonomer simanlar ile kompozit reçine esaslı simanların artan fizikokimyasal dayanıklılığı ve flor salınımı gibi avantajlarını birleştirmek için üretilen ve 1990'lardan beri poliasitle modifiye kompozit reçineler olarak kullanılan simanlardır (38). Kompozit kelimesinden 'kompo', iyonomer kelimesinden 'mer' bölümleri alınarak 'kompomer' adı verilmiştir (174,175).

Geleneksel cam iyonomer simanlara göre suda çözünürlüğü daha azdır ve flor salınımı nedeniyle çürük önleyici özellikleri bulunmaktadır. Oklüzal kuvvetlere dirençlidirler (36,176). Kompozit reçinelere benzer kimyasal yapıları olsa da düşük bükülme ve aşınma direnci gösterirler, ayrıca neme karşı hassastırlar (36,177).

2.10.2.5. Reçine Simanlar

Reçine simanlar polimerizasyon mekanizmalarına ve adeziv sistemlerine göre sınıflandırılırlar.

Polimerizasyon mekanizmalarına göre (178);

- 1) Işıkla polimerize olanlar (light-cure)
- 2) Kimyasal yolla polimerize olanlar (self-cure)
- 3) Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olanlar (dual-cure).

Adeziv sistemlerine göre (143);

- 1) Total-etch simanlar
- 2) Self-etch simanlar
- 3) Self-adeziv simanlar olmak üzere üç gruba ayrılırlar.

Self-adeziv rezin simanlara literatürde "all in one" veya "universal" rezin simanlar adı verilir (144).

2.10.2.5.1. Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Rezin Simanlar

Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar (light-cure)

Reçine simanlar ışıkla aktive olabilen foto-başlatıcıları (kamforokinon) sayesinde ışıkla polimerize olabilmektedir. Bu çeşit simanlarda ışığın tüm bölgelere ulaşması ve foto-başlatıcıları uyarabilmesi en önemli olaydır (179).

Işıkla polimerize olan rezin simanların kullanımı kalınlığı 1,5 mm'yi geçmeyen cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonlar için uygundur. Renk stabilitelelerinin iyi olması ve yeterli çalışma süresi bu grup simanların avantajlarıdır (48,180).

Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar (self-cure)

Kimyasal reaksiyon sonucu polimerize olan simanlara "self-cure" adı verilir. Bu simanların kullanım alanları endodontik postlar, metal restorasyonlar ve kalın seramik restorasyonlar gibi ışıkla polimerizasyonun güç olduğu alanlardır (179,181).

Hem Işık Hem De Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar (dual-cure)

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin simanların özelliklerini beraber taşıyan bu simanlara "dual-cure" adı da verilir. Seramiğin çok kalın olduğu restorasyonlarda veya ışığın geçmesine izin vermeyecek kadar yoğun opak tabakanın olduğu durumlarda bu rezin simanların kullanımı uygundur. Bazı çalışmalarda dual-cure rezin simanların yüksek polimerizasyon düzeyine ulaşabilmesi için hala ışıkla sertleştirilmesi gerektiği bildirilmektedir (179,182).

2.10.2.5.2. Adeziv Sistemlerine Göre Rezin Simanlar

Total-Etch Rezin Simanlar

Total-etch sisteminde %30-40 fosforik asit mine ve dentin yüzeyine uygulanarak smear tabakasını ortadan kaldırmak ve dentin tübüllerini açmak amaçlanmaktadır. Pürüzlendirme işleminin ardından, yüzeye primer ve adeziv uygulanarak rezin simanın dişe bağlanması sağlanır. Bu grup reçine simanlar ve adezivler light-cure ya da dual-cure olabilirler (183).

Self-Etch Rezin Simanlar

Self-etch sisteminde; diş yüzeyine öncelikle self-etch özellikli bir primer sürülür ve ardından siman uygulanır. Self-etch sistemlerin bağlanma değerleri, total-etch siman sistemlerindeki kadar yüksektir (183).

Self-Adeziv Rezin Simanlar

Son yıllarda geliştirilen self-adeziv rezin simanlar, simantasyondaki güçlük ve zaman kaybının önlenmek amacıyla geliştirildiler. Self-adeziv simanlarda uygulama prosedürlerinin sadeleştirilip standardize edilmesi amaçlanmaktadır (184,185).

Mikro abrazyon; asitleme, primer ve bond uygulaması gibi ek işlemlere ihtiyaç olmadan mine, dentin ve porselen yüzeyine yeterli değerde bağlanabilen bu simanlara universal adeziv simanlar adı da verilmektedir (181,186). Bu sayede tek ve basit bir işlemle simantasyon gerçekleştirilir.

Self-adeziv rezin simanlar metakrilat monomerleri (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA gibi) ile demineralizasyona ve dentine bağlanmaya olanak veren karboksilik asit veya fosforik asit grubuna içeren monomer olmak üzere iki kompenetten oluşmaktadır (183). Genellikle dual-cure olarak kullanılırlar fakat otopolimerizan (self-cure) olanları da mevcuttur (187).

2.11. Yapay Yaşlandırma

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller yemek, içmek, nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonların etkisiyle ısı ve ph değişimlerinin sıkça gözlendiği ağız ortamı ile etkileşim halindedir (188,189). Herhangi bir termal uyarana maruz kalan restoratif materyallerde büzülme ve genişleme gibi olaylar gerçekleşmesi nedeniyle boşluk ve mikro sızıntılar gözlenir (190). İn-vivo koşullarda termal etkilerin bu materyallerde ortaya çıkardığı değişimlerin incelenmesi zor ve zaman alıcı olduğu için laboratuvar şartlarında bazı yöntemler kullanılır. Bu yöntemler; termal döngü, suda bekletme, buharlı otoklav, mekanik yükleme gibi yapay yaşlandırma metotlarıdır (22,191).

2.11.1. Termal Döngü

Termal döngü yönteminde, örnekler bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya daldırılır. Bu işleme “devir”, bu işlem sırasında geçen toplam süreye “devir süresi” denir. Termal döngü yapılacak süreye göre devir sayıları 500 ile 50.000 aralığında

değişmektedir (192). Sıcaklık değişimi 5-55°C arasında döngüler olacak şekilde su banyoları içerisinde 10.000 termal döngü, yaklaşık olarak 1 yıllık intraoral değişime karşılık gelmektedir (189).

2.11.2. Suda Bekletme

En sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemi örneklerin suda bekletilmesidir (193). Bu yöntemde örnekler belli bir süre boyunca, yapay tükürük veya distile su içerisinde bekletilerek yapay olarak yaşlandırılmaktadır. Bu süre birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun süre olabilmektedir (194).

2.11.3. Otoklavda Yaşlandırma

Basınç, sıcaklık ve maruz kalma süresi gibi yaşlanma ortamı oluşturan faktörler zirkonyada monoklinik fazın gelişme oranını etkilemektedir (195). Y-TZP'nin yaşlanma davranışını gözlemlemek ve bu gözlem süresini kısaltmak için basınç altında hızlandırılmış yaşlandırma işlemi gereklidir (196). İn-vivo olarak 3-4 yıla denk gelen 1 saat otoklav yaşlanması 5 saatlik hızlandırılmış yapay yaşlandırma ile 15 yıldan uzun bir süreye tekabül etmektedir (197,198). ISO 13356'ya göre, 5 saat boyunca 134°C ve 2 bar basınç altında hızlandırılmış yapay yaşlandırma tavsiye edilir (195). Ayrıca yine ISO 13356'ya göre bir zirkonyanın biyomedikal uygulamalarda kullanılabilmesi için, monoklinik faz içeriğinin 134°C ve 2 bar basınç altında 5 saatlik yaşlandırma prosedürünün ardından %25'ten az olması gerekmektedir (196).

2.11.4. Mekanik Yükleme

İn-vitro çalışmalarda, çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu yorgunluğun yansıtılması amacıyla kullanılmaktadır. Mekanik yükleme siklusu 100.000 kez uygulandığında ortalama 1-2 senelik in-vivo fonksiyona karşılık gelmektedir (199).

2.12. Seramik Yüzeylerinin Topografik İncelenmesi

2.12.1. Profilometre Analizi

Profilometre, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için kullanılır. Örnek yüzeyinde elmas tarayıcı bir uç gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü sonuçları dijital olarak hesaplanarak kaydedilir (200). Yüzeylerin bu cihazla incelenmesinde birden çok parametre seçilir. Bu parametrelerden sıklıkla kullanılanlar: Ra, Rz, Rpm ve Rpm\Rz oranıdır. Ra parametresi; bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü, Rz parametresi; yüzeydeki, art arda gelen beş parçada en yüksek sivri uçların (pik) ortalamalarını, Rpm parametresi; yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade eder (201). Rpm\Rz oranı yüzey profilini değerlendirmek açısından önemli bilgiler verir. Eğer bu oran 0,5'in üzerindeyse yüzey keskin sırt profili içeriyor demektir. Oranın değeri 0,5'in altında olursa da yuvarlak profiller içeriyor anlamına gelir (202).

2.12.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM), sıvı veya katı maddelerin yüzey analizi yapmak için kullanılan bir yüzey analiz yöntemidir. Görüntüleme mekanizması sayesinde boyama, dehidrasyon, film kaplama ve vakum ortamına ihtiyaç yoktur (203). AFM'nin en önemli özelliği, yüzey analizi yaparken materyalin iletken olması özelliğini aramamasıdır (204). AFM'nin çalışma prensibi; obje yüzeyinden tarayıcı uca kütle çekimi ile bir kuvvet uygulandığı ve bu uygulanan kuvvetin ucu taşıyan desteğin eğilmesine neden olduğu anlaşılmaktadır. Destekteki eğim ölçülerek obje yüzeyiyle tarayıcı uç arasında meydana gelen etkileşimli kuvveti saptamak da olasıdır (205,206). AFM'nin önemli bir avantajı; büyük bir çözünme ve üç boyutlu bir görüntü elde edilmesidir. Bu sayede profilometre ve görsel değerlendirmeye oranla detayları daha fazla gösterir (207,208).

2.12.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Yüzey işlemi ve ısıl işlemlerin seramik yüzeylerine uygulandıktan sonra yaygın olarak kullanılan SEM analizi; ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliği gösterir. Çalışma prensibi; yüksek enerjili elektronların küçük bir

alana odaklanarak yüzeyin taranmasıdır. Analiz yapılacak numunenin yüzeyi, primer bir elektron demetiyle taranır. Numunenin yüzeyinin herhangi bir noktasından yayılan sekonder elektronların özel dedektörler tarafından saptanır. Böylece yüzeyin yapısı, topografisi ve bileşenleri ile hakkında bilgiler elde edilebilir. Bölgenin parlak görüntüsü; algılayıcıya ulaşan elektron miktarının arttığını, karanlık görüntüsü; azaldığını gösterir (78,209). Yüksek çözünürlükte ve detaylı bir şekilde yüzey detaylarının incelenmesine imkan verir (210).

SEM; hücrel morfolojilerin ayırt edilerek aynı zamanda substratlara adezyonun direkt olarak incelenmesinde kullanılmaktadır. Fakat örneklerin fiksasyonu ve örneklerin yüzeyinde elektron birikmesini önlemek amacıyla iletken bir madde ile (altın, karbon, altın-paladyum, platin gibi) kaplanarak hazırlanması gereklidir. Bu sebeple in vitro incelemeler de kullanılabilir (211).

2.13. X-Işını Kırınımı Analizi (XRD)

XRD materyallerin kimyasal ve kristalografik yapısı inceleyerek bu konu hakkında detaylı bilgi edinmeyi sağlayan, materyalde herhangi bir tahribat yaratmayan, çok yönlü bir tekniktir. Atom dizileri hakkında bilgi verirken aynı zamanda atomların yerleşimleri konusunda da bilgi verir (212). XRD; zirkonyanın dönüşüm kinetiğini, tahribatsız ve kantitatif değerlendiren geleneksel bir yöntemdir. Genellikle örnek yüzeyinin bir kısmını değerlendirir çünkü kullanılan X ışını birkaç mm genişliğindedir (198). X ışınları (yüksek enerjili ve dalga boyları düşük), kristal yapıları örnek üstüne gönderildiğinde materyalin atom veya iyonlarındaki elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlere dağıtılırlar (213). Çarpma açısına göre dağıtılan radyasyonun yoğunluğu değişmektedir. Dalgaların birbirleriyle uyumlu bir şekilde birleşmesine “kırınım” adı verilir (214). İncelenen numunedeki kırınımın en fazla olduğu açılar difraktometre ile tespit edilerek kristal yapının boyutunun ve geometrisinin anlaşılmasını sağlar. Monokromatik X radyasyonu ince taneciklerden oluşan polikristalin materyaller için en çok kullanılan difraksiyon tekniğidir (213).

Y-TZP polikristalin yapıda bir materyaldir. Zirkonya materyallerinin önemli bir özelliği ise kristal yapıda meydana gelen faz dönüşümleridir. XRD yöntemi, zirkonya esaslı materyallere uygulanan yüzey işlemleri ve yapay yaşlandırma

sonrasında yapılarında meydana gelen faz dönüşümlerini incelemekte kullanılabilir. Zirkonyum dioksitin difraksiyon grafiğinde tetragonal fazın tepe (pik) noktası, yüzey işlemlerinden önce ve sonra farklı seviyelerde görülebilir (215).

Bragg kanununa göre; örnek üzerine gönderilen, bilinen dalga boyuna sahip X-ışınları materyaldeki düzlemler tarafından farklı açılarda kırınımına uğratılır. Bu yöntem ile elde edilen paternler her bir faz için kendine özgü olup, malzeme içerisinde gözlenen fazların belirlenmesini sağlar. Bragg Yasası denklemi aşağıdaki gibidir (212).

$$2d (\sin\theta) = \lambda$$

d = Kristal düzlemleri arasındaki mesafe

θ = Saçılan elektron demeti ile kristal düzlemleri arasındaki açı

λ = X ışını dalga boyu

2.14. Tam Seramiklerin Bağlanma Dayanımını Saptamada Kullanılan Mekanik Testler

Tam seramiklerin rezinlerle bağlanma dayanımını değerlendirmek için makro makaslama, mikro makaslama, makro tensile ve mikro tensile bağlanma testleri gibi çeşitli test metodları önerilmektedir (216).

2.14.1. Makro Tensile Bağlanma Dayanımı Testi

Tensile bağlanma dayanımı testlerinde, bağlantı örneğe 90° bir açı ile kuvvet uygulanması ile test edilir. Bu yöntemde örnek hazırlığı esnasında bağlantı yüzeyinde mikroçatlak oluşma ihtimali vardır (217). Çekme testlerinin adeziv simanların değerlendirilmesinde önemi oldukça büyüktür (218).

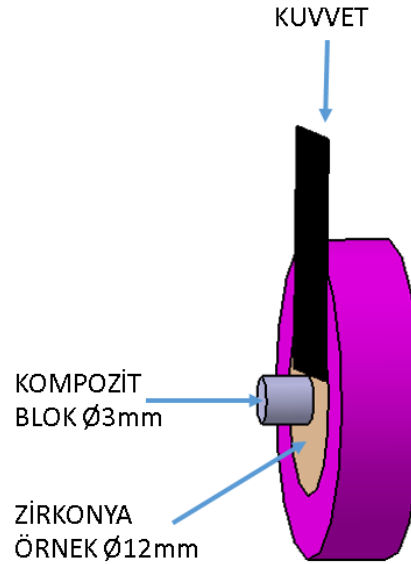
2.14.2. Mikro Tensile Bağlanma Dayanımı Testi

Mikrotensile bağlanma dayanımı testi, bir örneğin küçük parçalara ayrılarak, yüzey alanı 1 mm² olan mikrobarların oluşturulduğu ve örneklerin iki ucundan

yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1 mm/dk hızla çekilerek bağlantı dayanımının incelendiği in vitro test yöntemidir (219). Mikrotensile bağlanma testinde, örneklerin yaklaşık 1 mm² bağlantı yüzeyine sahip olması, yükleme sırasında bağlantı yüzeyindeki streslerin daha homojen dağılmasını sağlamaktadır (220)

2.14.3. Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Basit bir yöntem olması, çabuk ve tekrarlanabilir olması gibi özellikleri sebebiyle iki farklı materyalin bağlanma dayanımını inceleyen çalışmalarda en yaygın kullanılan in-vitro test metodudur. Örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma oluşana kadar, 0,5 mm/dk hızla makaslama kuvvetinin uygulanır (221) (Şekil 2.3). Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde bağlanma yüzeylerinde oluşan stresler homojen olmayabilir (222). Bu durum yanlış veya beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyal hakkında hatalı sonuç elde edilmesine neden olmaktadır (221). Bu olumsuzluğuna rağmen makaslama bağlanma dayanımı testinin literatürlerde en fazla tercih edilen bağlanma testi olduğu rapor edilmiştir (223,224).



Şekil 2.3. Makaslama bağlanma testinin şematik gösterimi.

Kırılma anındaki maksimum yük Newton (N) cinsinden kaydedilecektir. Birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, kırılma anındaki maksimum yük (N) değerleri yüzey alanına bölünerek MPa cinsinden makaslama bağlantı dayancı hesaplanmaktadır. Bu hesaplama için aşağıda verilen formül kullanılmaktadır.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = \pi \times r^2$$

2.15. Tam Seramiklerin Eğilme Dayanımını Saptamada Kullanılan Mekanik Testler

Dental materyaller oral ortamdaki kuvvetler karşında yeterli dayanıklılık ve mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Materyalin kırılması sırasında görülen en yüksek stres değeri dayanıklılık olarak tanımlanır. Dayanıklılık, kırılma yapıdaki dental materyaller için başarıyı belirleyen en önemli mekanik özelliklerden biridir (225,226).

Dental seramiklerin mekanik özelliklerini belirlemek için eğilme dayanım testlerinin yapılması önemlidir. Bunun sebebi, seramikler yapılarındaki çatlağın etrafında oluşan gerilim stresleri karşısında deformasyona meyilli olmalarıdır. Dental seramikler, gerilim altında baskı streslerine göre daha dayanıksızdır (227). Eğilme dayanımı fazla olan materyaller restorasyonun kullanımı esnasında kırılmaya karşı daha az dirençlidirler (228).

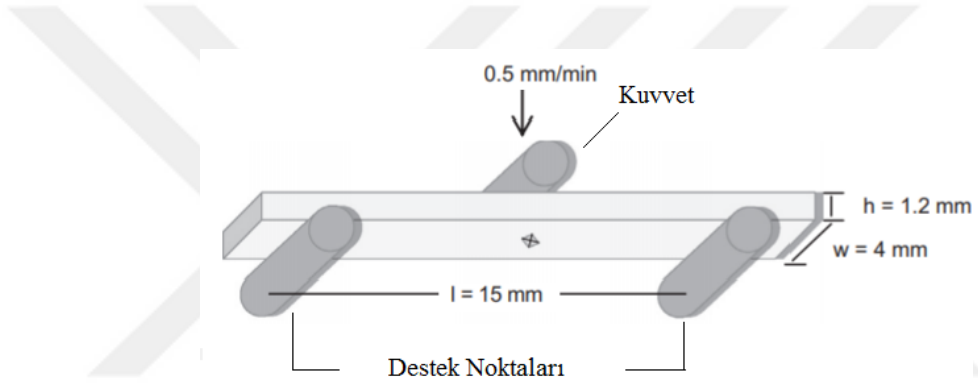
Seramik materyallerin direncini değerlendirmek için kullanılan tek eksenli ve iki eksenli eğme testleri mevcuttur. Oral kavitede kullanılan materyaller fonksiyon esnasında çok yönlü aksiyal yüklere maruz kalmaktadırlar. Bu nedenle materyal dayanımı daha etkin bir şekilde ölçüp değerlendirebilmek için iki eksenli eğme testleriyle mümkün olmaktadır (226,229).

2.14.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Eğme Testleri

Üç nokta eğme testinde, dikdörtgen şeklinde hazırlanan örnek iki silindirik şekilde destek üzerine yerleştirilerek desteklenmekte ve örneğin orta noktasından

yük uygulanmaktadır. Dört nokta eğme testinde ise; örnek aynı şekilde iki silindirik desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta vardır ve her bir nokta destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzaklıkta konumlandırılmalıdır (230) (Şekil 2.4.).

Tek eksenli eğme testi, örneklerin kenarlarındaki çatlaklara ve hazırlanırken yüzeyinde meydana gelen vertikal çatlaklara hassastır bu yüzden elde edilen sonuçlar materyalin gerçek dayanım değerlerinden daha düşüktür (225,231). Buna ek olarak, tek eksenli eğme testi için hazırlanan örneklerin boyutları dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (232). Böylelikle iki eksenli eğme testleri, tek eksenli eğme testine göre daha avantajlı olmaktadır (227,231).



Şekil 2. 4. 3 nokta eğme testinin şematik gösterimi (233).

2.14.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Eğme Testler

İki eksenli (Biaksiyal) eğme testi için numuneler disk şeklinde hazırlanır ve kuvvet merkezi noktadan uygulanır. Ayrıca kuvvet uygulanmayan yüzey kenar noktalarından simetrik olacak şekilde bir karşı kuvvet oluşturulur ve merkezi yükleme alanında maksimum stres ortaya çıkar. Bu sayede numunenin kenarındaki kusurlardan kaynaklanan başarısızlıklar daha az gözlemlenir.

Biaksiyel eğme testlerinde farklı yöntemler vardır:

- 1) Çember üzerine çember (ring on ring)
- 2) Çember üzerine top (ball on ring)
- 3) Üç top üzerine piston (piston on three balls) (234–236)

2.14.2.1. Çember üzerine çember (ring on ring)

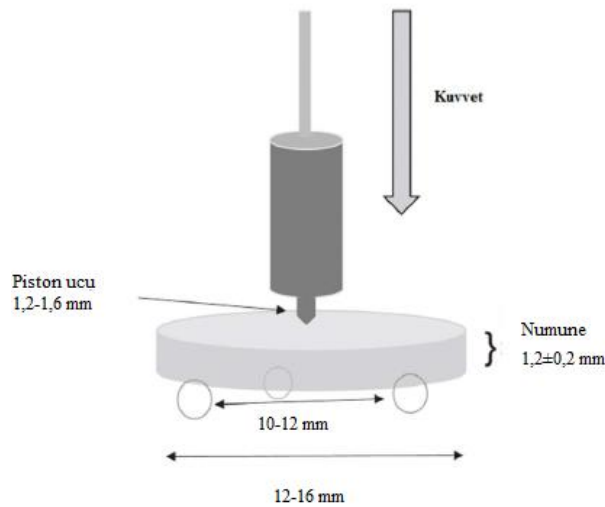
Disk Şeklindeki numuneler merkezleri eŐ olacak Şekilde daha küçük çapta bir halkayla desteklenir. Bu test, genellikle cam dayanıklılığını ölçmek için kullanılır (237).

2.14.2.2. Çember üzerine top (ball on ring)

Numuneler halkalarla desteklenir ve merkezinden bir küre ile yüklenir. Tabakalama porseleni ve iki tabakalı disklerin, seramik kor materyalinin biaksiyal eğilme dayanımının ölçülmesi için kullanılır. Numuneyi destekleyen küreler üzerinde eşit dağılabak Şekilde kuvvet uygulanır bu sebeple disk Şeklindeki numuneler mutlaka düz yüzeyde sahip olmalıdır (237).

2.14.2.3.  top üzerine piston (piston on three balls)

Test düzeneğinde, $3,2\pm 0,5$ mm çapındaki 3 adet elik top aralarında 120^0 aı olarak 10-12 mm çapında bir çember etrafında yerleştirilmektedir. Hazırlanmış rneğin kalınlığı ise $1,2\pm 0,2$ mm ve çapı 12-16 mm olmalıdır ve örnek, bu elik bilyelerin üzerine çember ile eŐ merkezli olacak biçimde konumlandırılmalıdır. ISO'nun 6872 nolu standardına göre makine pistonunun hızı $1\pm 0,5$ mm/dk olacak Şekilde apı 1,2-1,6 mm olan, düz yüzeyli bir piston ile örneğin merkezine kuvvet uygulanır (238) (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Üç top üzerinde piston yöntemi Şematik görünümü (14).

Her bir örneğe uygulanan kuvvet sonucunda kırılmanın gözlemlendiği yük değeri kaydedilir ve aşağıdaki denklem kullanılarak MPa cinsinden değeri bulunur.

$$\sigma = -0.2387 \cdot \frac{p(X-Y)}{b^2}$$

σ kırık alanındaki maksimum gerilme kuvvetinin MPa cinsinden değerini, p kırılmaya neden olan yükün N cinsinden değerini, b kırık merkezindeki kalınlığın mm cinsinden değerini ifade etmektedir. X ve Y olarak hesaplanan sabitler ise;

$$X = (1+\nu) \ln \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2 + \left[\frac{(1-\nu)}{2} \right] \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2$$

$$Y = (1 + \nu) \left[1 + \ln \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2 \right] + (1 - \nu) \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2$$

ν ; Poisson oranı (0,25),

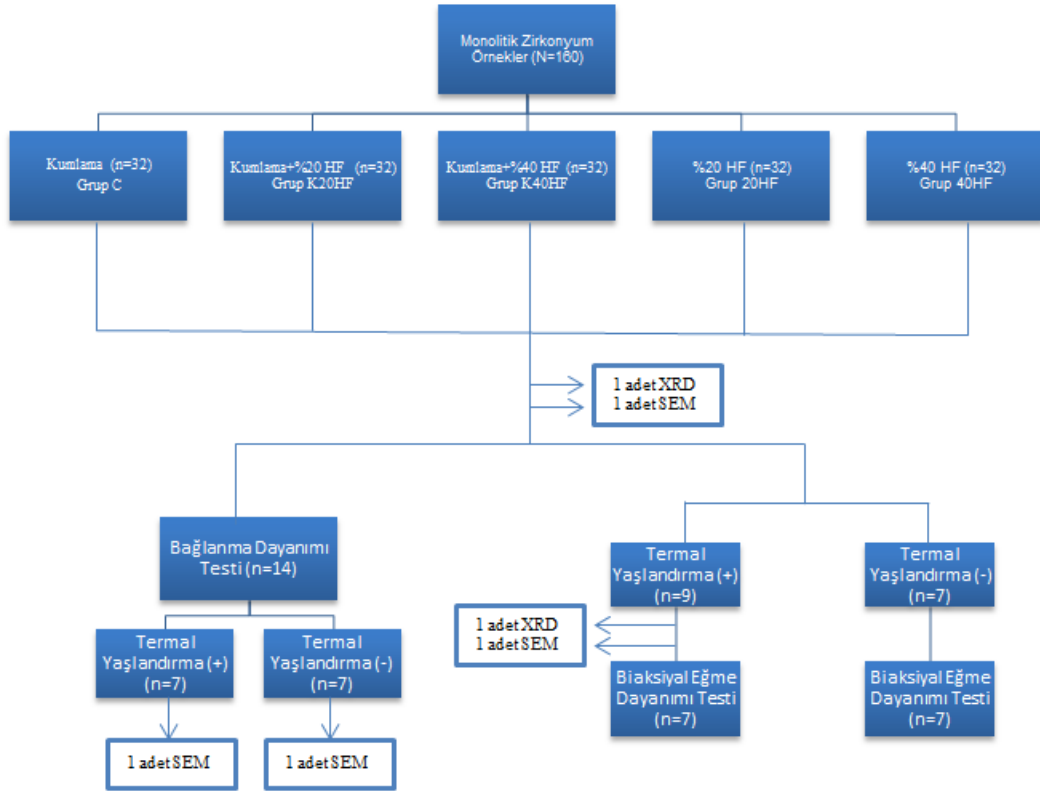
r_1 ; destek dairenin yarıçapı,

r_2 kuvvet alanının yarıçapı,

r_3 ise örneğin yarıçapı.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

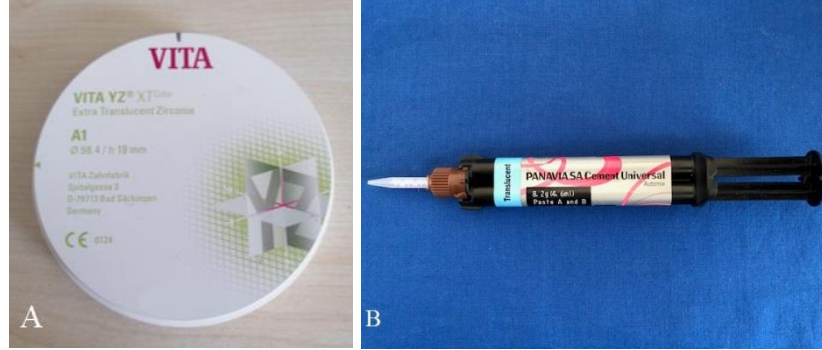
Bu çalışma Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2020.06.06.1438 no'lu proje kapsamında desteklendi. Lee ve Lee'nin (19) çalışması referans alınarak G*Power (version 3.1.9.2, Düsseldorf, Almanya) analizi ile her bir grupta 7 örnek olduğunda tip I hata düzeyinin 0,05; gücünün %90 olduğu hesaplandı. İncelenen makaslama bağlantı dayanımı ve biaksiyel eğme dayanımı için yaşlandırma yapılan ve yapılmayan 7'şer adet örnek hazırlandı. Her bir grup için 4 adet ilave örnek SEM ve XRD analizleri için üretildi. Böylelikle bu tez çalışması için toplamda 160 adet örnek hazırlandı. Çalışma grupları, örnek sayıları ve çalışmanın akış şeması Şekil 3.1.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Çalışma grupları, örnek sayıları ve çalışmanın akış şeması

Bu çalışmada VITA YZ XT^{COLOR} (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) 5Y-TZP seramik blok kullanıldı. Makaslama bağlantı testi için self-adeziv siman (Panavia SA Cement Universal Automix, Kuraray Noritake Dental Inc.,

Okayama, Japonya) kullanıldı (Şekil 3.2. A., B.). Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları, Lot numaraları ve içerikleri Tablo 3.1.'de verilmektedir.



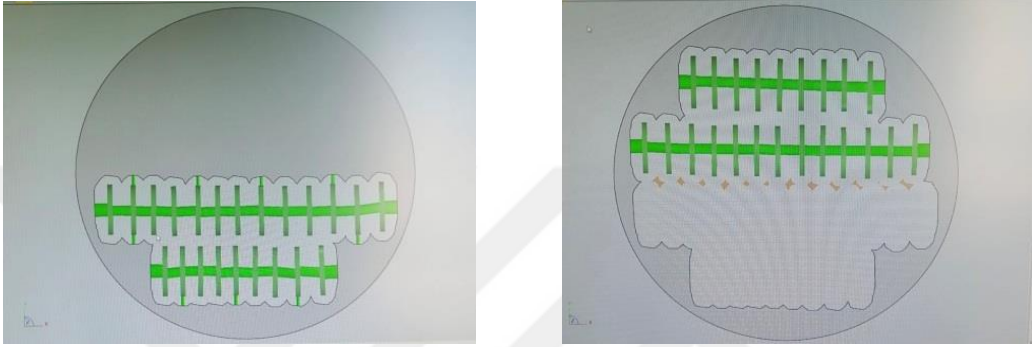
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan A) monolitik zirkonya blok ve B) self-adeziv rezin siman.

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firmaları, Lot numaraları ve içerikleri.

Materyal	Materyal Tipi	Üretici Firma	Lot Numarası	İçerik
VITA YZ XT	Monolitik Zirkonya	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	74890 74740	ZrO ₂ %86-91, Y ₂ O ₃ %8-10, HfO ₂ %1-3, Al ₂ O ₃ %0-1, renklendirici %0-1
Merck %40 HF	Hidroflorik Asit	Merck KGaA, Darmstadt, Almanya	B1732338 933	Hidroflorik asit, Su
Filtek Z250	Kompozit Resin	3M ESPE, St. Paul, ABD	NC01360	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, zirkonya, silika
Panavia SA Cement Universal Automix	Self-Adeziv Resin Siman	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya	BB0011	A Pasta: MDP, Bis-GMA, TEGDMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, dikamforokinon, benzoil peroksid, aktivatör, silanlanmış baryum cam doldurucu, silanlanmış kolloidal silika B Pasta: Bis-GMA, hidrofobik aromatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat, hızlandırıcı, pigmentler, işlenmiş yüzey için sodyum florür, silanlanmış baryum cam doldurucu, silanlanmış kolloidal silika

3.1. Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada toplamda 160 adet disk şeklinde monolitik zirkonya örnek; standardizasyonu sağlamak amacıyla CAD/CAM sisteminin yazılım programında (Yenadent CAM 5.1; Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) %20 oranındaki sinterizasyon büzülmesini kompanse etmek amacıyla büyütülmüş boyutlarda (15x1,5 mm) tasarlandı (Şekil 3.3.).



Şekil 3.3. Örneklerin bilgisayar yazılımında tasarlanması.

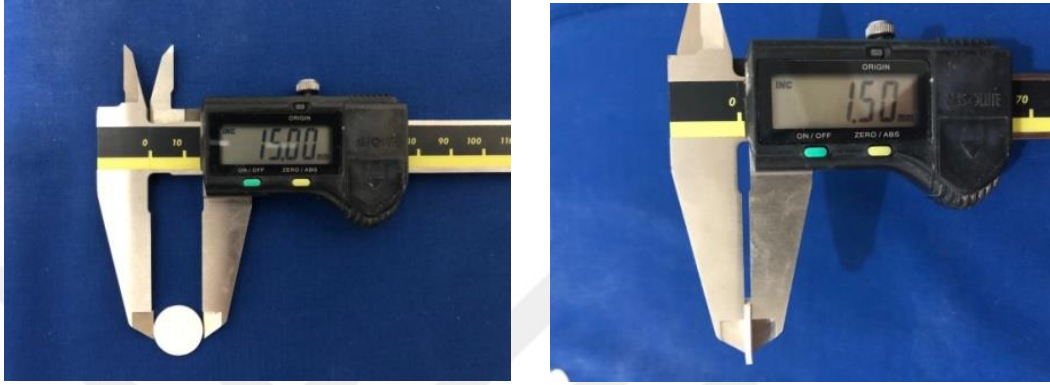
Veriler bilgisayar destekli üretim sisteminin freze ünitesine (Yenamak D40, Yenadent Ltd. İstanbul, Türkiye) aktarıldı. Örnek çapına uygun olarak seçilen 18 mm kalınlığında, 98 mm çapındaki disk şeklindeki presinterize 5Y-TZP seramik blok (VITA YZ XT, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) freze ünitesine yerleştirilerek örnekler şekillendirildi (Şekil 3.4.).



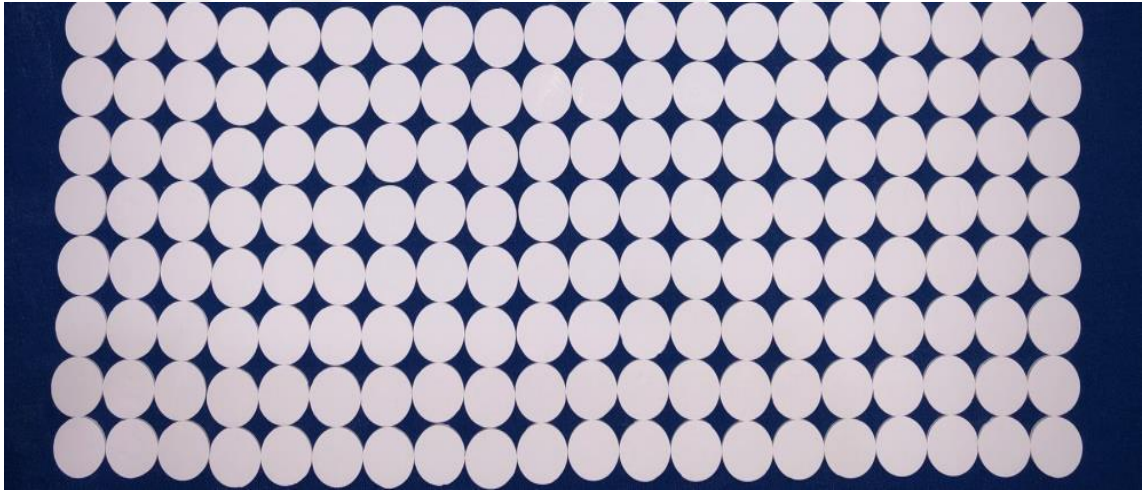
Şekil 3.4. Monolitik zirkonya blokların frezelenmesi.

Bağlantı yerlerinden kesilerek elde edilen örnekler sinterleme işlemi öncesinde pürüzsüz standart yüzeyler oluşturmak amacıyla sırasıyla 600, 1000 ve

1200 grit silikon karbid (SiC) aşındırma kâğıtları (English Abrasives&Chemicals Ltd, Stafford, ABD) ile kuru koşullarda zımparalandı. Zımparalanan örneklerin boyutları dijital kumpas (Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Japonya) ile ölçülerek kontrol edildi (Şekil 3.5.). Elde edilen örneklerin görüntüsü Şekil 3.6.'da görülmektedir.



Şekil 3.5. Zımparalanan sinterlenmemiş örneklerin boyutu.



Şekil 3.6. Zımpara işlemi sonrası elde edilen örnekler.

3.2. Test Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan monolitik zirkonya örnekler randomize olarak her bir grupta 32 örnek olacak şekilde 5 eşit gruba ayrıldı (Şekil 3.1.).

3.3. Sinterleme İşlemlerinin Uygulanması

Monolitik zirkonya örnekler 1450°C'de (2 saat bekletme süresi, 4°C/dk ısınma ve soğutma hızı) toplamda yaklaşık 8 saat sürede üretici talimatlarına göre sinterlendi. Final yoğunluğu ve final boyutu %20 büzülmeye uğrayarak ISO 6872 standardına uygun olan 12 mm çap ve 1,2 mm kalınlık değerlerine ulaştırıldı (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Sinterleme sonrası örneklerin boyutu.

3.4. Kuşlama Prosedürlerinin Uygulanması

Elde edilen 160 örneğin 96 tanesine kuşlama prosedürü uygulandı. Kuşlama işlemi sırasında manipülasyon kolaylığı ve standardizasyonu sağlayabilmek için örnekler hazırlanmış olan silikon indeks (Elite HD Zhermack, Badia Polesine, İtalya) içerisine yerleştirildi (Şekil 3.8.). Örneklere, 50 µm Al₂O₃ kumu (Korox 50, Bego, Bremen, Almanya) ile 3 bar basınç altında 20 mm uzaklıktan dairesel hareketler uygulanarak 15 saniye süreyle tek bir araştırmacı tarafından kuşlama işlemi uygulandı. İşlem sonrası kuşlanmış örnekler yüzeydeki artıkların temizlenebilmesi için distile su içerisinde ultrasonik cihaz (Cleanex 2801, Everest Elektromekanik, İstanbul, Türkiye) ile 10 dakika temizlendi.



Şekil 3.8. Kumlama için hazırlanan silikon indekse yerleştirilen örnek.

3.5. Örnekler HF ile Pürüzlendirme Prosedürünün Uygulanması

Kontrol grubu haricindeki tüm örnekler ayrıldığı gruba göre içinde %40 veya %20 konsantrasyonda HF (Merck KGaA, Darmstadt, Almanya) solüsyonu bulunan plastik kutuda bekletildi (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Örnekler plastik kutu içerisinde HF uygulanması.

HF uygulanmış örnekler daha sonra distile su içerisinde ultrasonik cihaz (WiseClean WUC-D10H, Daihan Scientific Co, Ltd., Seul, Kore) ile 10 dakika temizlendi (Şekil 3.10.) Yüzey işlemleri uygulamaları bittikten sonra her gruptan 1 örnek XRD, 1 örnek SEM görüntüleme yönteminde kullanılmak üzere toplamda 10 örnek ayrıldı.

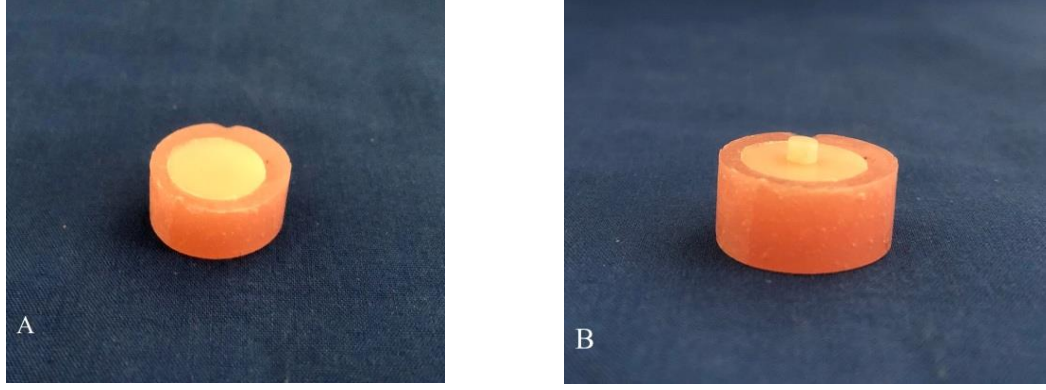


Şekil 3.10. Örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi.

3.6. Monolitik Zirkonya-Rezin Siman-Kompozit Bloğunun oluşturulması

3 mm çapında 3 mm yüksekliğinde polietilen tüp kullanılarak, ışıkla sertleşen rezinden (Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul, ABD) kompozit bloklar oluşturuldu ve 1000 mW/cm^2 ışık şiddetinde, 20 saniye süre ile ışın uygulanarak LED cihazı (Woodpecker LED.F, Guilin Woodpecker Medical Instrument Co. Ltd., Çin) ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Kalan 150 örneğin 70 tanesi (her bir grup için 7'şer adet örnek) polimetil metakrilat (PMMA) blok içerisine gömüldü. Akrilik rezin blokların boyutlarının aynı olması için polietilen silindir kalıplar kullanıldı. Deney örneğinin polietilen kalıp tabanına sabitlenmesi sonrasında toz formundaki akrilik polimer (Imicryl, Konya, Türkiye) üretici firmanın talimatları doğrultusunda likidi ile karıştırılarak, akışkan kıvamda iken kalıbın içine dolduruldu. Sertleşen akrilik rezin kalıptan çıkarıldı (Şekil 3.11.A.).

Daha sonra kompozit bloklar, yüzey işlemi görmüş monolitik zirkonya yüzeyine üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılan rezin siman (Panavia SA Cement Universal Automix, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japonya) ile parmak basıncını taklit eden yaklaşık 500 g vertikal kuvvetle yerleştirilerek simante edildi (239). Taşan rezin siman artıkları temizlendikten sonra 10 saniye süre ile ışın uygulanarak LED cihazı (Woodpecker LED.F, Guilin Woodpecker Medical Instrument Co. Ltd., Çin) ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirildi. Böylece makaslama bağlanma dayanımı testi (SBSt) için 70 adet monolitik zirkonya-rezin siman-kompozit blok örnekler hazırlandı (Şekil 3.11.B.).



Şekil 3.11. A) Örneklerin akrilik içerisine gömülmesi, B) Monolitik zirkonya-rezin siman-kompozit blok.

Hazırlanan monolitik zirkonya-rezin siman-kompozit blokların yarısı 24 saat distile suda bekletildi. Diğer yarısına 5000 devir 5°C ile 55°C arasında termal yaşlandırma işlemi uygulandı (Şekil 3.12.)



Şekil 3.12. Örnekler termal siklus uygulanması.

3.7. Örnekler Bağlanma Dayanımı Testi Uygulanması

70 adet monolitik zirkonya-rezin siman-kompozit blok örnek, evrensel bir test makinesine (Shimatsu Corporation, Kyoto, Japonya) yerleştirilerek 0,5 mm/dk'lık bir çapraz hızda SBSt gerçekleştirildi. Yük, kompozit blok ile zirkonya numunesi arasındaki arayüze, kompozit blok yerinden çıkıncaya kadar uygulandı (Şekil 3.13.).



Şekil 3.13. Örneklere makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanması.

Maksimum yük otomatik olarak N cinsinden kaydedildi. N cinsinden elde edilen maksimum yük değeri yüzey alanına bölünerek MPa cinsinden makaslama bağlanma dayanımı (SBS) değeri hesaplandı.

$$\text{Makaslama bağlantı dayanımı (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

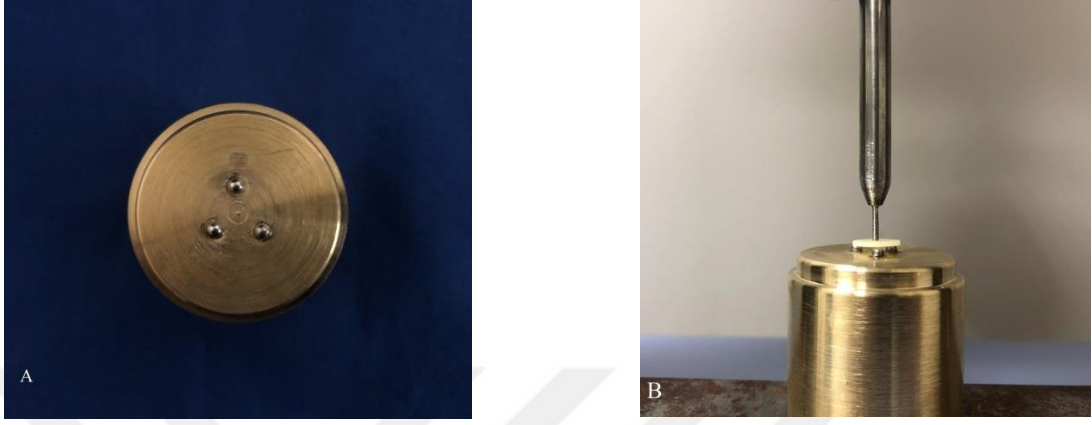
$$\text{Alan} = \pi \times r^2$$

3.8. Örneklere Biaksiyel Bükme Dayanımı Testi (BFSt) Uygulanması

Geriye kalan 80 adet disk şeklindeki monolitik zirkonya örneğin 35 tanesi 24 saat distile suda bekletildi, 45 tanesine ise 134⁰C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 2 saat süre ile buharlı otoklavda yapay yaşlandırma işlemi uygulandı. Yapay yaşlandırma uygulanan örneklerden her gruptan 1 adet örnek XRD, 1 adet örnek SEM analizleri için kullanılmak üzere toplamda 10 örnek ayrıldı.

Yapay yaşlandırma uygulanmış ve uygulanmamış kalan 70 adet monolitik zirkonya örneklere BFSt uygulandı. Bunun için örnekleri desteklemek adına 3 adet 3,2 mm çapında paslanmaz çelik top, 10 mm çapında bir dairenin üzerine yerleştirildi. Toplar, dairenin merkezine göre 120 derece açı ile konumlandırıldı (Şekil 3.145.A.). Disk şekilli örnekler, merkezleri piston ile aynı eksen üzerinde ve işlem görmüş yüzeyleri aşağıya bakacak şekilde topların üzerine yerleştirildi (Şekil 3.14.B.). İşlem sırasında örnek yüzeylerine universal test cihazına (Shimatsu

Corporation, Kyoto, Japonya) bağlanmış 1,6 mm çapındaki silindir şeklinde basma ucu ile ISO 6872 dental seramik standartlarına uygun olarak örnek merkezlerinden; örnekler kırılana kadar 0,5 mm/dk hız ile yükleme yapıldı.



Şekil 3.14. A) Biaksial eğme test düzeneği; B) Örneğin kırma cihazına yerleştirilmesi.

Her bir örneğe uygulanan kuvvet sonucunda kırılmanın gözleendiği yük değeri kaydedildi ve aşağıdaki denklem kullanılarak MPa cinsinden biaksial eğme dayanımı (BFS) değeri hesaplandı.

$$\sigma = -0.2387 \cdot \frac{p(X-Y)}{b^2}$$

σ kırık alanındaki maksimum gerilme kuvvetinin MPa cinsinden değeri, p kırılmaya neden olan yükün N cinsinden değeri, b kırık merkezindeki kalınlığın mm cinsinden değeri ifade etmektedir. X ve Y olarak hesaplanan sabitler ise;

$$X = (1 + \nu) \ln \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2 + \left[\frac{(1 - \nu)}{2} \right] \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2$$

$$Y = (1 + \nu) \left[1 + \ln \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2 \right] + (1 - \nu) \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2$$

şeklinde hesaplandı.

v ; Poisson oranı (0,25),

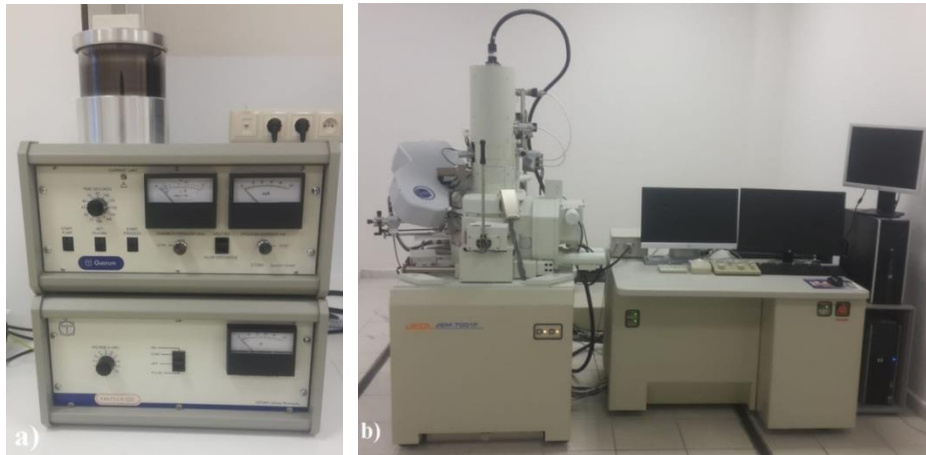
r_1 ; destek dairenin yarıçapı,

r_2 kuvvet alanının yarıçapı,

r_3 ise örneğin yarıçapı.

3.9. SEM Analizi

SEM analizi kullanılarak yüzey topografisini görüntülemek amacı ile yüzey işlemi görmüş her gruptan 1'er örnek, termal yaşlandırma uygulanmış disk şeklindeki örneklerden 1'er örnek rastgele seçildi. Ayrıca SBSt sonrası her bir grup için yaşlandırma uygulanmış ve uygulanmamış 1'er adet örnek kırılma sonrası kırık tipinin analizi için rastgele olarak seçildi. Toplamda 20 adet örnek altın kaplama cihazı (Quorum SC 7620 Sputter Coater, East Sussex, İngiltere) kullanılarak altın ile kaplandı (Şekil 3.15.A.). Yüzey işlemi uygulanan yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış monolitik zirkonya örneklerin SEM (JEOL JSM 7001F SEM, Peabody, MA, USA) görüntüleri 2500X büyütme altında elde edildi (Şekil 3.15.B.). SBSt sonrası hata tipinin belirlenmesi amacıyla SEM analizi yapılan örnekler ise 15X büyütme altında incelendi. SEM analizi ile farklı incelenen gruplar için yüzey işlemleri ve termal yaşlandırmanın yüzey topografisinde meydana getirdiği değişiklikler ve SBSt testi sonrası kırık tipleri incelendi.



Şekil 3.15. A) Altın kaplama cihazı; B) Taramalı elektron mikroskobu.

3.10. XRD Analizi

Termal yaşlanma ve farklı yüzey işlemlerinin faz transformasyonuna etkisinin tespitinde XRD (Rigaku Corp., Tokyo, Japonya) kullanıldı (Şekil 3.16.). X- ışını difraksiyon analizi için yüzey işlemleri sonrasında her gruptan yaşlandırma yapılmış ve yapılmamış 1'er örnek olmak üzere toplamda 10 adet örnek rastgele seçildi. Farklı yüzey işlemleri ve termal yaşlandırmanın monoklinik faz yoğunluğu üzerindeki etkisi incelendi. Spektrumlar 2θ 'de $20-40^\circ$ aralığında, 1 sn'lik adım aralığında ve 0.03° adım boyutunda toplandı.



Şekil 3.16. XRD cihazı.

- 1) Monoklinik fazın göreceli miktarı (X_m) Garvie ve Nicholson Metodolojisi kullanılarak hesaplandı (40):

$$X_m = \frac{lm(111) + lm(-111)}{lm(111) + lm(-111) + lt(101)}$$

I: Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

m(111): Monoklinik faza ait (111) kristal geometrisi gösteren düzlem

m(-111): Monoklinik faza ait (-111) kristal geometrisi gösteren düzlem

t(101): Tetragonal faza ait (101) kristal geometrisi gösteren düzlem

- 2) Monoklinik hacim içeriği (V_m) Toraya & Yoshimura Metodolojisi kullanılarak hesaplandı (41):

$$V_m = \frac{1,311 * X_m}{1 + 0,311 * X_m}$$

3.11. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızda yürütölen denemelerde elde edilen veriler SPSS istatistik programı kullanılarak analiz edilmiş olup, normal dağılım durumları Kolmogorov-Smirnow testi ile değeriendirildi. Veriler normal dağıldığı için 2 yönlü varyans analizi (ANOVA) testi yapılırken, gruplar arası farklılıklar Tukey HSD testi ile değeriendirildi. 0,05'den küçük ya da eşit P değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Bulguları

2-yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre yaşlandırma işlemleri ve yaşlandırma ile yüzey işleminin etkileşiminin SBS değerleri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı bulundu ($P>0,05$). Uygulanan yüzey işleminin SBS değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu görüldü ($P=0,003$). Makaslama bağlanma dayanımı verilerine uygulanan 2-Yönlü ANOVA testinin sonuçları Tablo 4.1.'de görülmektedir.

Tablo 4.1. Makaslama bağlanma dayanımı verilerine uygulanan 2-Yönlü ANOVA testinin sonuçları

Kaynak	KT	SD	KO	F	P
Düzeltilmiş Model	313,338	9	34,815	3,028	,005*
Kesim noktası	6193,825	1	6193,825	538,767	,000*
Yaşlandırma	34,42	1	34,42	2,99	0,089
Yüzey İşlemi	211,36	4	52,84	4,6	0,003*
Yüzey İşlemi* Yaşlandırma	67,56	4	16,89	1,47	0,223
Hata	689,777	60	11,496		
Toplam	7196,940	70			
Düzeltilmiş Toplam	1003,115	69			

KO: Kareler Ortalaması; KT: Kareler Toplamı; SD: Serbestlik derecesi; * $P<0,05$

İncelenen yüzey işlemleri için yaşlandırma öncesinde ve sonrasında elde edilen ortalama (SD) SBS değerleri (sırasıyla SBS_1 ve SBS_2) Tablo 4.2.'de sunulmaktadır. SBS_1 değerleri incelendiğinde en yüksek bağlantı dayanımının kumlama (Grup C) işlemi için elde edildiği görülmektedir. Grup K20HF, grup K40HF ve grup 20HF için Grup C'ye benzer SBS_1 değerleri elde edildi ($P>0,05$). İncelenen yüzey işlemleri arasında en düşük SBS_1 değeri ise grup 40HF için elde edildi ($P<0,05$) (Tablo 4.2.). İncelenen monolitik zirkonya materyali için yaşlandırma öncesi ve sonrası SBS değerleri tüm gruplar için artış göstermiş olsa da, istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($P>0,05$). Yaşlandırma sonrası elde

edilen SBS değerleri (SBS₂) incelendiğinde yzzey işlemleri arasında anlamlı farklılık bulunmadığı görüldü ($P>0,05$).

Tablo 4.2. İncelenen yzzey işlemleri için yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama (standart sapma [SD]) SBS₁ ve SBS₂ değerleri (MPa).

Yzzey İşlemi	SBS ₁	SBS ₂
Grup C	10,99 (2,65) ^{a,A}	12,57 (5,51) ^{a,A}
Grup K20HF	8,30 (1,40) ^{a,A}	11,75 (5,66) ^{a,A}
Grup K40HF	10,39 (2,06) ^{a,A}	8,23 (2,34) ^{a,A}
Grup 20HF	8,92 (2,74) ^{a,A}	10,11 (1,84) ^{a,A}
Grup 40HF	4,93 (0,89) ^{b,A}	7,87 (4,70) ^{a,A}

^{a,b} Üst simge harfler, aynı sütunda gruplar arasında istatistiksel farklılığı; ^{A,B} aynı satırda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir. Aynı harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($P>0,05$).

4.2. Biaksiyal Eğme Dayanımı Bulguları

2-yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre yaşlandırma işlemi ve uygulanan yzzey işleminin BFS değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu görüldü ($P\leq 0,005$). Yaşlandırma ile yzzey işleminin etkileşiminin BFS değerleri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı bulundu ($P>0,05$). Biaksiyal eğme dayanımı verilerine uygulanan 2-Yönlü ANOVA testinin sonuçları Tablo 4.3.'te görülmektedir

Tablo 4.3. Biaksiyal eğme dayanımı verilerine uygulanan 2-Yönlü ANOVA testinin sonuçları.

Kaynak	KT	SD	KO	F	P
Düzeltilmiş Model	330163,41 ^a	9	36684,823	45,97	0,000*
Kesim noktası	9173647,44	1	9173647,44	11494,95	0,000*
Yaşlandırma	301339,44	4	75334,86	94,40	0,000*
Yüzey İşlemi	25402,53	1	25402,53	31,83	0,000*
Yüzey İşlemi* Yaşlandırma	3421,44	4	855,36	1,07	0,378
Hata	47883,53	60	798,06		
Toplam	9551694,37	70			
Düzeltilmiş Toplam	378046,94	69			

KO: Kareler Ortalaması; KT: Kareler Toplamı; SD: Serbestlik derecesi; * $P<0,05$

İncelenen yüzey işlemleri için yaşlandırma öncesinde ve sonrasında elde edilen ortalama (SD) BFS değerleri (sırasıyla BFS₁ ve BFS₂) Tablo 4.4.'te sunulmaktadır. HF uygulanan gruplar için kumlama uygulanan gruplardan daha fazla BFS₁ değerleri elde edildi ($P<0,05$). BFS₁ değerleri incelendiğinde en yüksek biaksiyal eğme dayanımının Grup 40HF için elde edildiği görülürken ($P<0,05$), Grup 20HF için Grup 40HF'ye benzer BFS₁ değerleri elde edildi ($P>0,05$). İncelenen yüzey işlemleri arasında en düşük BFS₁ değeri ise grup K40HF için elde edildi ($P<0,05$) (Tablo 4.4.).

İncelenen monolitik zirkonya materyali için BFS₁ve BFS₂ değerleri Grup C ve Grup K20HF için istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermiş olsa da ($P<0,05$), Grup K40HF, Grup 20HF ve Grup 40HF için istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($P>0,05$). Yaşlandırma sonrası elde edilen BFS değerleri (BFS₂) incelendiğinde yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü ($P<0,05$). BFS₂ değerlerinden en yüksek biaksiyal eğme dayanımının grup 40HF için elde edildiği görülmektedir ($P<0,05$). Grup 20HF için Grup 40HF'ye

benzer BFS₂ değerleri elde edildi ($P>0,05$). İncelenen yüzey işlemleri arasında en düşük BFS₂ değeri ise Grup K40HF için elde edildi ($P<0,05$) (Tablo 4.4.).

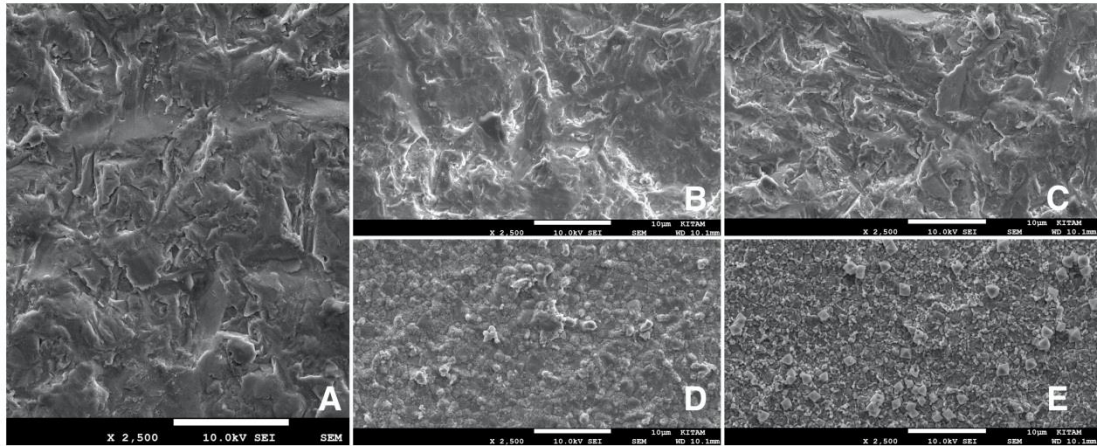
Tablo 4.4. İncelenen yüzey işlemleri için yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama (SD) BFS₁ ve BFS₂ değerleri (MPa).

Yüzey İşlemi	BFS ₁	BFS ₂
Grup C	303,74 (11,43) ^{a,A}	368,66 (23,57) ^{a,B}
Grup K20HF	293,84 (28,09) ^{a,A}	323,04 (13,28) ^{a,c,B}
Grup K40HF	273,44 (27,56) ^{a,A}	299,05 (26,61) ^{b,c,A}
Grup 20HF	410,59 (32,73) ^{b,A}	448,00 (41,38) ^{d,A}
Grup 40HF	433,20 (28,28) ^{b,A}	466,55 (35,75) ^{d,A}

^{a,b,c,d} Üst simge harfler, aynı sütunda gruplar arasında istatistiksel farklılığı; ^{A,B} aynı satırda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir. Aynı harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($P>0,05$)

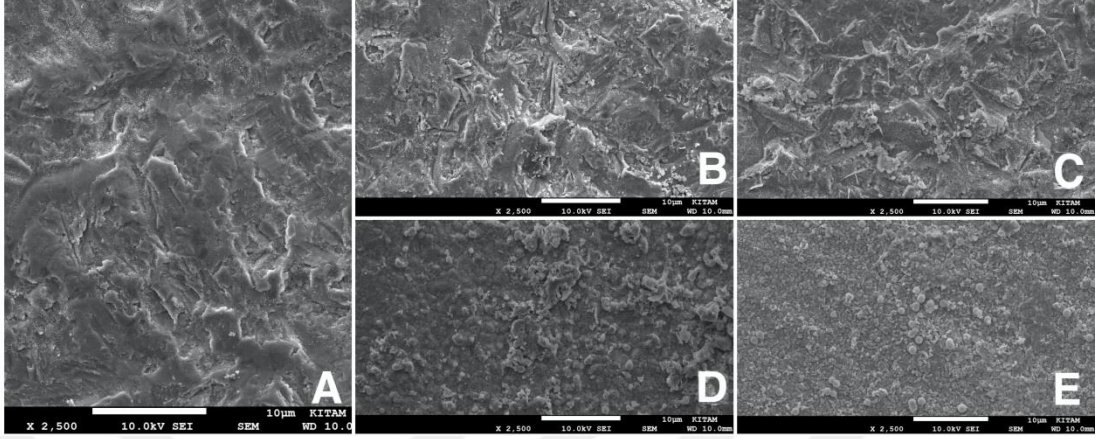
4.3. SEM Analizi Bulguları

SEM analizi sonucunda yaşlandırma uygulanmamış grupların 2500X büyütmede elde edilen görüntüler Şekil 4.1.'de görülmektedir.



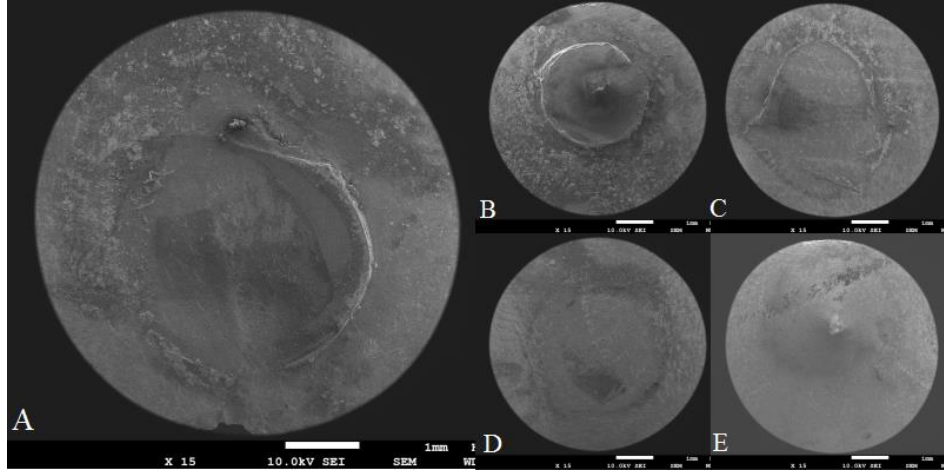
Şekil 4.1. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmamış birer adet örnekten 2500X büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

SEM analizi sonucunda yaşlandırma uygulanmış grupların 2500X büyütmede elde edilen görüntüler Şekil 4.2.'de görülmektedir.



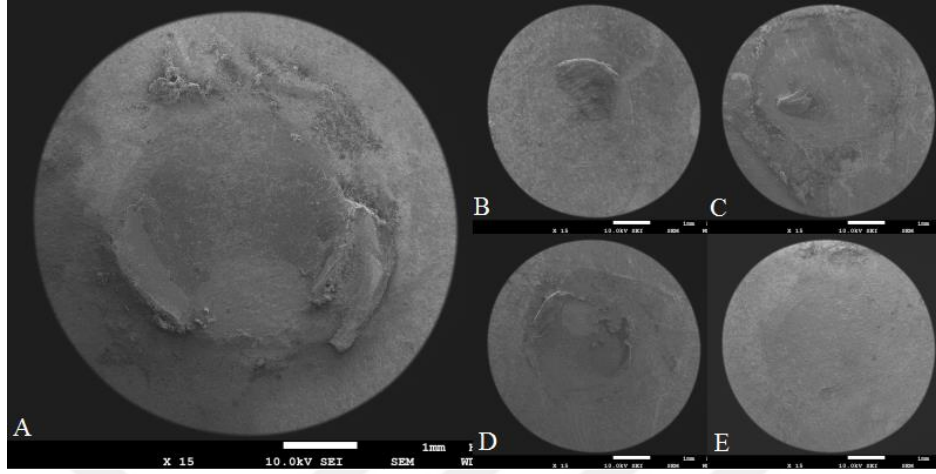
Şekil 4.2. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmış birer adet örnekten 2500X büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

Yaşlandırma uygulanmayan, SBSt yapılmış örneklerin SEM analizi ile 15X büyütmede elde edilen görüntüleri Şekil 4.3.'te görülmektedir.



Şekil 4.3. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmamış birer adet örnekten SBSt sonrası 15X büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

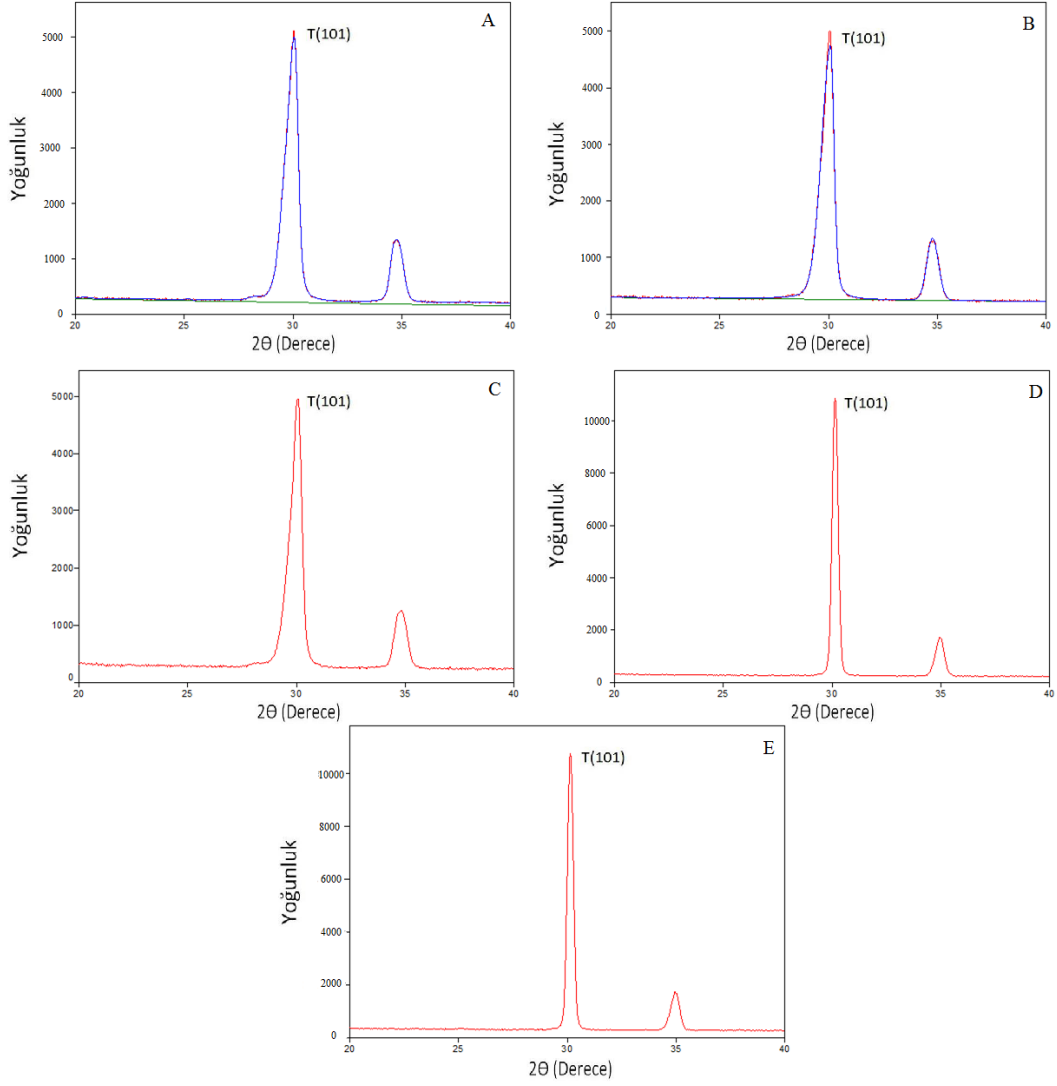
Yaşlandırma sonrası SBSt yapılmış örneklerin SEM analizi ile 15X büyütmede elde edilen görüntüleri Şekil 4.4.'te görülmektedir.



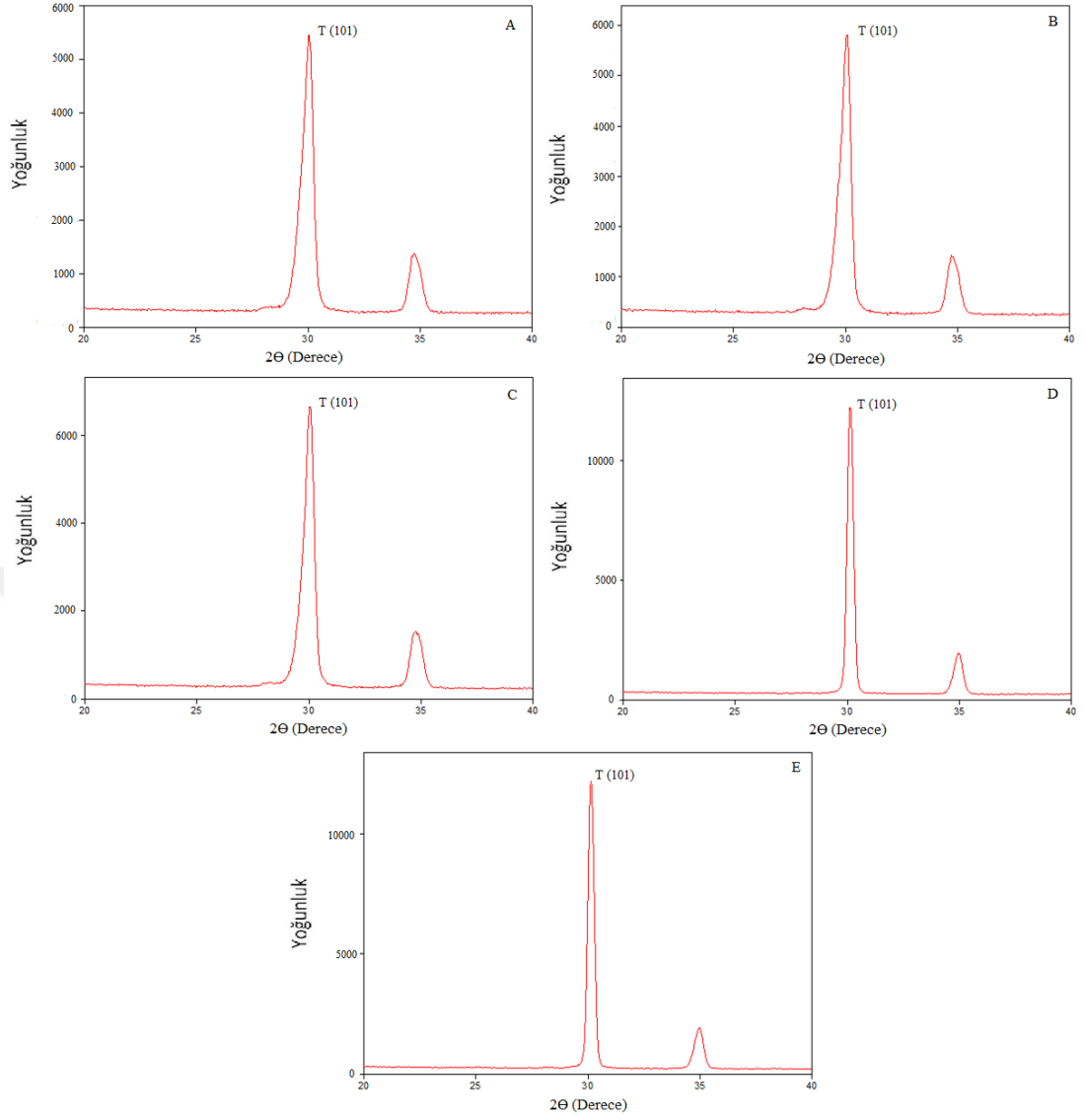
Şekil 4.4. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmış birer adet örnekten SBSt sonrası 15X büyütmede elde edilen SEM görüntüleri.

4.4. Faz Dönüşümü Bulguları

Yaşlandırılmamış ve yaşlandırılmış örneklerin XRD analizleri sonucunda elde edilen grafikler sırasıyla Şekil 4.5. ve Şekil 4.6.'da gösterilmiştir. Çalışmadaki hiçbir grupta monoklinik faza rastlanmamıştır. Sadece HF uygulanan gruplarda tetragonal faz oranı kumlama uygulanan gruplardan daha yüksektir.



Şekil 4.5. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmamış birer örneğin XRD grafiği



Şekil 4.6. A) Grup C'ye; B) Grup K20HF'ye; C) Grup K40HF'ye; D) Grup 20HF'ye; E) Grup 40HF'ye ait yaşlandırma yapılmış birer örneğin XRD grafiği

5. TARTIŞMA

Monolitik zirkonya, mekanik dayancının yüksek olması, materyal kalınlığının azaltılabilmesi, estetik sonuçların kabul edilebilir olması, üretim süresinin kısaltılmış olması ve maliyetin azaltılmış olması nedeniyle gün geçtikçe popülerlik kazanan bir materyaldir (12–15). Monolitik zirkonyalar başlarda %3 Y_2O_3 içermekte olsa da, yeterli estetik özellikleri taşımadıkları için yerlerini %4-5 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonyalara bırakılmaktadırlar (20). Monolitik zirkonya materyalinin simanlarla olan bağlantısını arttırmak için materyale simantasyon öncesinde kumlama, lazer uygulama, asitle pürüzlendirme gibi mekanik yüzey işlemleri uygulanabilir (156,242). En sık kullanılan yüzey işlemi kumlama (242,243). Kumlama işleminin monolitik zirkonya materyalinin siman bağlantısına (244,245), mekanik dayancına (15,81) etkisini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır. Bir çalışmada altyapı zirkonya materyali için yüzey işlemi olarak HF ile pürüzlendirme yapılmasının kumlamadan daha düşük t-m faz dönüşümüne neden olduğu rapor edilmektedir (19). HF ile pürüzlendirmenin zirkonya materyalinin yüzey pürüzlülüğü (19,246,247), simanla bağlantısı (19,246,248), eğilme dayanımı (27) gibi özelliklerine etkilerini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır. Geleneksel zirkonya materyali için t-m faz değişimini azaltan (19) ve daha yüksek siman bağlantısı sağlayan (19,246) HF ile pürüzlendirme işleminin güncel üçüncü nesil monolitik zirkonyalar için mekanik özellikleri, t-m faz değişimini ve siman bağlantısını nasıl etkilediği bilinmemektedir. Yapay yaşlandırma işlemi zirkonyanın dayancını (21,249,250), siman bağlantısını (21,249) ve ışık geçirgenliğini (250) etkilemektedir. Bu bilgiler ışığında bu çalışmada güncel bir materyal olan 5Y-TZP ekstra translüsent monolitik zirkonya materyali için kumlamaya alternatif olarak HF kullanılmasının siman bağlantısı, dayanç ve t-m faz değişimine etkileri incelendi.

Dental restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için restorasyonun mekanik dayanıklılığı ve restorasyon ile siman arasındaki adezyon önemlidir (151,251). Siman bağlantısı kimyasal yolla veya mikromekanik kilitleme yoluyla sağlamaktadır (252). Zirkonyum materyalinin bağlanma dayanımını arttırmak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanması gerekmektedir. Zirkonyanın yüzey sertliği

restorasyon ve siman arasındaki bağlantıyı güçlendirmek için uygun yüzey hazırlanmasını zorlaştırmaktadır. Bu yüzden zirkonyum restorasyonların bağlantı dayanımı cam seramik restorasyonlardan düşüktür (141,163). Zirkonyaya uygulanan yüzey işlemleri materyalin kristal yapı içeriğinde, mekanik özelliklerinde ve yüzey morfolojisinde değişikliklere yol açmaktadır (150). Her ne kadar Y_2O_3 ilavesi ile t-m dönüşümü engellenmeye çalışılsa da, yaşlandırma ya da yüzey işlemlerinin faz dönüşümünü arttırdığını (247,253) ya da etkilemediğini (254,255) savunan çalışmalar bulunmaktadır. Lee ve Lee altyapı zirkonyanın resin simanla bağlanma özelliklerine yüzey işlemlerinin etkilerini inceledikleri çalışmalarında 1 veya 2 saat %20-30-40 HF uyguladıkları gruplar için kumlama uygulanan gruptan daha az t-m faz dönüşümü oluştuğunu rapor ettiler (19). Bununla beraber, ilgili çalışmada incelenen altyapı zirkonya materyali güncel 5Y-TZP monolitik zirkonya materyallerinden kimyasal içerik ve mekanik davranış olarak farklılık göstermektedir. Bu tez çalışmasında da %9 Y_2O_3 içeren güncel ekstratranslüsent zirkonya materyaline uygulanan kumlama ve alternatif farklı konsantrasyonlarda HF uygulanmasının ve yaşlandırmanın faz dönüşümüne etkisi incelendi.

Zirkonyumun bağlantı dayanımını arttırmak için birçok mekanik yöntem vardır. Al_2O_3 ile kumlama, asit ile pürüzlendirme, döner aletlerle pürüzlendirme (256) ve lazerle pürüzlendirme (257) mekanik bağlantıyı arttırmak için uygulanan yüzey işlemleridir. Al_2O_3 partikülleri ile kumlama tekniği uzun dönemde resin ile zirkonya arasında mikromekanik bir bağlantı kurulabilmesi için uygun yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesini sağlamak amacıyla sıklıkla kullanılmakta olan bir yüzey işlemdir (157,258,259). Hallmann ve ark. (252), kumlama işlemini inceledikleri çalışmalarında kumlamanın zirkonya yüzeyini temizlediğini, yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini değiştirdiğini savundular. Kulunk ve ark. (260) ise sinterlemeden sonra zirkonya yüzeyine 110 μm 'lik Al_2O_3 partikülleri uygulandığında, zirkonya yüzeyinde SBS'ye olumlu etkisi olan mikro düzensizlikler oluştuğunu bildirmişlerdir. Bir diğer çalışmada, düşük basınçta ve 50 μm boyutundaki partiküller ile kumlama önerildi (261). Benzer şekilde Tsuo ve ark. (262), sinterlenmiş zirkonya yüzeyi için 50 μm 'lik Al_2O_3 partikülleri ile kumlama önerdiler. Chintapalli ve ark. (263), 4 bardan düşük basınç altında ve 110 μm 'lik Al_2O_3 ile yapılan kumlama işleminin, aşındırmanın

oluşturduğu hasara karşı gelen kompresif rezidüel stresler sayesinde biaksiyal dayanımı güçlendirdiği ve bu sayede güvenilirliği arttırdığını belirtti. Bu tez çalışmasında da, literatürle uyumlu olarak 50 µm Al₂O₃ kumu kullanılarak, 3 bar basınç altında kumlama yapıldı.

Bir çalışmada kumlamada kullanılan Al₂O₃ tozlarının partikül boyutu arttıkça zirkonyum materyalinin yorulma dayancınının azaldığı kaydedildi (18). Kumlamanın zirkonya materyalinin mekanik dayancı üzerinde oluşturduğu olumsuz etkiler, alternatif yüzey işlemlerinin incelenmesine sebep oldu. Elmasla pürüzlendirme alternatif bir yüzey işlemi olarak düşünülmüş olsa da (136,151,264), zirkonyaya uygulanan bu işlem materyalin yüzeyinde daha çok stres oluşmasına ve t-m faz dönüşümüne sebep olarak eğilme dayanımını azaltmaktadır (265). Yakın dönemde teknolojinin gelişmesiyle dental lazerler de bir diğer alternatif yüzey işlemi olarak çeşitli çalışmalarda incelendi (266–270). Zirkonya yüzeyinde dental lazerlerin oluşturduğu değişiklikleri inceleyen çalışmalarda Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin zirkonya yüzeyinde meydana getirdiği pürüzlülüğün makaslama bağlanma dayancını anlamlı derecede arttırdığını ancak aynı zamanda mikro çatlaklar oluşturduğunu ve yüksek oranda t-m faz dönüşümüne yol açtığı (268), ayrıca pitler ve erimiş zirkonya alanlarının yüzeyde gözlendiğini belirttiler (269). Lazer ile pürüzlendirme ve elmas frezle pürüzlendirme yüzey işlemleri yüksek t-m faz dönüşümüne neden olma özelliklerinden dolayı bu çalışmada incelenmedi.

HF, daha düşük sıcaklıkta uygulanmaktadır bu nedenle LTD'ye neden olmamakta, kumlama ve frezle aşındırmaya göre daha az stres oluşturmaktadır (271,272). Lee ve Lee (19) yaptıkları çalışmada, t-m faz dönüşümünü azaltması açısından HF kullanımının kumlamaya göre avantaj sağladığını bildirdi. Ancak ilgili çalışmada incelenen zirkonya altyapı olarak kullanılan %3 Y₂O₃ içeren zirkonya materyali idi. Bu çalışmada kullanılan zirkonya materyali %9-11 Y₂O₃ içermektedir. Ayrıca bu iki materyalin Al₂O₃ içerikleri de farklılık göstermektedir.

Smielak ve Klimek (273), 15 dakikalık %40 HF uygulamasının altyapı olarak kullanılan zirkonyanın pürüzlülüğü önemli ölçüde artırdığını, 15 dakikalık %5 ve %9,5 HF uygulamasının yüzeyi pürüzlendirmediğini bildirdi. Lee ve Lee (19) farklı HF konsantrasyonları ile yaptıkları çalışmada %20 HF ile %40 HF uygulanan

grupların SBS değerleri arasında anlamlı fark oluşturduğunu gözlemledi. Aynı çalışmada ilk nesil zirkonya örneklerine 1 saat ve 2 saat %40 HF uygulandı. SBSt'nin sonucunda bağlanma değerleri arasında fark bildirilmedi. Bir çalışmada (27) ilk nesil zirkonya örneklerine %40 HF uygulanarak termal yaşlandırmanın eğilme dayancına etkisi değerlendirildi. İlgili çalışmanın sonucunda asitleme süresi 1 saati geçmediğinde materyalin faz dönüşümü ve mekanik özelliklerinde önemli bir değişim olmadığı bulundu. Bu sebeple tez çalışmasında HF uygulama süresi 1 saat, uygulanan asitin konsantrasyonları %20 ve %40 olarak belirlendi.

Literatürde farklı yüzey işlemlerinin zirkonya yüzeyindeki etkisinin topografik olarak incelenmesinde SEM analizi yapılmaktadır (19,246,247,274–276). Bu çalışmada da farklı yüzey işlemi uygulanan monolitik zirkonya örneklerin yüzey özellikleri termal yaşlandırma öncesi ve sonrası 2500X büyütmede SEM görüntüleri alınarak incelendi.

Yapay yaşlandırma yöntemi olarak termal döngü (24,258), buharlı otoklav (25,198), mekanik yükleme (26,114), suda bekletme (277,278) kullanılmaktadır. Mekanik yükleme ile yaşlandırma için kullanılan çigneme simülatörlerinin yatay ve dikey hareketleri yapabilme kapasiteleri olmasına rağmen çigneme döngülerini tam yansıtamamaları önemli dezavantajlarıdır (279). Termal döngü ve suda bekletme, siman bağlantısı için hazırlanan numuneleri yapay olarak yaşlandırmak için kullanılan popüler yöntemlerdir (280,281). Suda bekletme etkili bir yöntem olmasında rağmen termal döngü, hidrolitik etkiyi ve ısıl gerilmeleri birleştirir ve bu sayede bağlanan ara yüzün doğal yaşlanma sürecini simüle edebilir. Sıcaklık değişimi 5-55°C arasında döngüler olacak şekilde su banyoları içerisinde 10.000 termal döngü, yaklaşık olarak 1 yıllık intraoral değişime karşılık gelmektedir (189). Özcan ve Bernasconi ise bağlanma dayanımı incelenen çalışmalarda en azından 5.000 döngü kullanılması gerekliliğini belirtmiştir (216). Blatz ve ark. özellikle yüksek dirençli seramiklerin rezin materyaller ile bağlanma dayanımını uygulanan termal döngü uygulanmasının anlamlı derecede azalttığını, bu sebeple *in vitro* çalışmalarda klinik sonuçları taklit etmek adına kullanılmasının önemli olduğunu belirtmektedir (156). Bu çalışmada, rezin siman-zirkonya örnekleri için yaşlandırma işlemi, ISO 10477'ye göre 5000 devir termal döngü kullanılarak uygulandı (280).

Böylece makaslama bağlanma dayanımı testi yapılacak örneklere 6 aylık bir klinik kullanımı simüle eden yapay yaşlandırma uygulandı. Yüksek sıcaklıklardaki buharlı otoklavda yaşlandırma işlemi, zirkonyanın su ve ısı varlığında hızlandırılmış yaşlandırmasını değerlendirilebilmesi için yapılır (282). Bu sayede buharlı otoklav işlemleri düşük ısı bozulmasının hızlandırılmış testi için iyi bir yöntem olarak kabul edilir (282). Bu çalışmada monolitik zirkonya materyalin faz dönüşümüne ve mekanik dayancına yapay yaşlandırmanın etkisini değerlendirmek için buharlı otoklavda yaşlandırma işlemi kullanıldı. Zirkonyanın otoklavda yaşlandırılması işlemi için 1 saat boyunca 134⁰C ve 2 bar basınç altında olduğunda oral ortamdaki 37⁰C'de 3-4 yıllık yaşlanmasına karşılık gelmektedir (253). Dental protezlerin ağızda kalma süresinin yapılan farklı çalışmalarda 4,65 yıl ile 10,5 yıl arasında olduğu bildirildi (283–286). Bu sebeple bu çalışmada, klinik koşullarda kullanımı yaklaşık 6-8 seneye denk gelen 2 saat 134⁰C ve 2 bar basınç altında buharlı otoklavla yaşlandırma işlemi tercih edildi.

Zirkonyanın kristal yapısındaki değişiklikleri incelemek için XRD analizi sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (83,198). Bu tez çalışmasında yüzey işlemleri uygulandıktan sonra ve yapay yaşlandırmadan sonra monoklinik faz içeriği XRD analizi yöntemi kullanılarak ölçüldü.

Zirkonyada yeterli bağlanma dayanımını elde etmek için yüzey işlemlerine ek olarak siman seçiminin de önemi büyüktür. Zirkonya esaslı restorasyonların simantasyonunda geleneksel yapıştırma simanları yeterli olmasına rağmen adeziv siman kullanımı retansiyon ve kenar uyumunu olumlu etkileme avantajına sahiptir (151,157,287). Yapılan çalışmalarda self-adeziv rezin simanlar (286–288) ve MDP içeren yapıştırma simanları (156,162,251,291,292) zirkonya esaslı restorasyonların simantasyonlarında kullanılmak için önerilmiştir. MDP monomer içerikli rezin simanın içerisinde bulunan metakrilat grubu simanın rezin matriksine fosfat ester grubu ise zirkonyaya bağlanmaktadır (293). Self- adeziv rezin simanlarda ise simanın rezin matriksinin içinde bulunan metakrilatlarının porselen yüzeyi ile etkileşip adezyon mekanizmasına kolaylık sağladığı belirtildi (292,294). Ayrıca MDP içerikli rezin simanlarda adezyonun yüksek olduğu ve yapay yaşlandırmadan sonra yüksek bağlanma dayancı gösterdiği bildirildi (295–297). Opak yapıya sahip zirkonya esaslı

restorasyonların simantasyon işlemi için kimyasal polimerize olan veya dual-cure rezin simanlar tercih edilmelidir. Dual-cure rezin simanlar hem ışıqla hem de kimyasal yolla polimerize olduklarından her iki sistemin de avantajlarına sahiptir (298). Bu çalışmada simanantasyon için dual-cure özellikte, MDP içeren self-adeziv rezin siman kullanıldı.

In-vitro çalışmalarda ISO 11405'de bağlanma dayancının ölçülmesinde çekme ve makaslama testlerinin kullanılması önerilmektedir (299). Çalışmalarda materyalle siman arasındaki bağlanma dayancının değerlendirilmesinde makro makaslama (157,222,300,301), mikro makaslama (302–304), makro çekme (304) veya mikro çekme (304,305) test metotları kullanılmaktadır. Bu metotlar, bağlanma ara yüzüne kuvvet uygulanarak ara yüzde kopma oluşmasını sağlamak esasına dayanmaktadır. Mikro çekme testinin uygulanabilmesi için çubuk hazırlama işleminin çok zaman alması, seramik örneklerin kesilmesi esnasında ortaya çıkan titreşim ve sıcaklık artışının bağlanma ara yüzüne zarar vermesi ve hazırlanan çubukların ara yüzden ayrılıp atabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (306). Mikro makaslama yönteminde ise bağlanma alanının standartlaştırılması açısından numunenin hazırlanması çok kritik ve zaman alıcıdır (304). Basit bir yöntem olması, çabuk ve tekrarlanabilir olması gibi özellikleri sebebiyle zirkonya-rezin bağlantısını inceleyen çalışmalarda en yaygın kullanılan yöntem makro makaslama testidir (216). Yakın zamanda yapılan çalışmalarda makaslama testinin yüksek dirençli seramikler ile rezin simanlar arasındaki bağlantının değerlendirilmesinde uygun bir yöntem olduğu belirtildi (306,307). Bu çalışmada monolitik zirkonya ile siman arasındaki bağlantı dayancının değerlendirilmesinde makro makaslama testi kullanıldı.

Bu tez çalışmasında 2-yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre yüzey işlemi SBS değerlerini anlamlı olarak etkilerken ($P < 0,05$), yaşlandırma işlemi etkilemedi ($P > 0,05$). Ayrıca yaşlandırma ile yüzey işleminin etkileşiminin SBS değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi bulunmadı ($P > 0,05$). Böylelikle çalışmanın “güncel monolitik zirkonya materyaline farklı yüzey işlemlerinin uygulanmasının erken ve geç dönem simanla bağlantısına etkisi yoktur” şeklinde kurulan birinci sıfır hipotezi kısmi olarak reddedildi.

Bu tez çalışmasında Grup C için SBS_1 değeri $10,99 \pm 2,65$ MPa olarak elde edildi. Şanal ve Kılınç (277), çalışmalarında güncel monolitik zirkonya materyaline bu tez çalışmasındakine benzer sinterleme prosedürü uyguladıkları grupta, MDP içerikli simanla kumlama uygulanmış zirkonya arasındaki SBS_1 değerinin $17,18 \pm 5,44$ MPa olduğunu bildirdiler. Çalışmadakine benzer içeriğe sahip monolitik zirkonya ve MDP içerikli siman kullanılan başka bir çalışmada, kumlama işlemi için SBS_1 değeri $14,50 \pm 1,29$ MPa olarak bildirildi (308). Bu tez çalışmasında Grup C için elde edilen SBS_1 değeri Yang ve ark. (308) tarafından rapor edilen verilere benzerlik göstermektedir. Salem ve ark (309), çalışmaların %5 Y_2O_3 içeriğe sahip monolitik zirkonyanın, üç farklı MDP içerikli simanla kumlama uygulanmış zirkonya yüzeyi arasındaki SBS_1 değerlerinin $7,43 \pm 1,06$ MPa, $11,91 \pm 0,84$ MPa ve $16,47 \pm 1,5$ MPa olduğunu bildirdi. Önceki çalışmalarda elde edilen bulgular değişkenlik göstermektedir. Çalışmada kullanılan zirkonyanın ve simanın içeriğinin farklı olmasından dolayı tam olarak kıyaslama yapmak mümkün olmasa da bu tez çalışmasında Grup C için elde edilen SBS_1 değerleri yukarıda bahsi geçen çalışmalarda rapor edilen en yüksek ve en düşük SBS değerlerinin ortasındadır.

Tez çalışmasında Grup K20HF ve Grup K40HF için SBS_1 değerleri sırasıyla $8,30 \pm 1,40$ MPa ve $10,39 \pm 2,06$ MPa olarak kaydedildi. Lee ve Lee (19), çalışmalarında sinterlemeden önce kumlama, sinterlemeden sonra %20 HF uyguladıkları geleneksel zirkonya materyalinin MDP içerikli simanla olan SBS_1 değerinin $4,46 \pm 0,84$ MPa, %40 HF uygulanan grupta ise zirkonya ile siman arasındaki SBS_1 değerinin $7,71 \pm 0,64$ MPa olduğunu bildirdiler. Bu tez çalışmasında elde edilen değerler Lee ve Lee (19)'nin elde ettiği değerlerden bir miktar yüksek olsa da bu farkın kullanılan monolitik zirkonya içeriğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Lee ve ark. (246) çalışmamızdan farklı olarak altyapı zirkonyumu ve Bis-GMA içerikli siman kullanarak yaptıkları çalışmalarında kumlama uygulamadan %20 HF uyguladıkları grubun SBS_1 değerini $25,2 \pm 3,00$ MPa olarak kaydettiler. Bu çalışmada Grup 20HF için kaydedilen SBS_1 değeri $8,92 \pm 2,74$ MPa'dır. Kim ve ark. (248) ise tez çalışmasındaki materyale benzer içeriğe sahip zirkonyanın yüzeyine %40 HF ardından primer uygulayarak MDP içerikli resin siman ile arasındaki SBS_1 değerinin 20 MPa olduğunu bildirdiler. Tez çalışmasındaki Grup 40HF için SBS_1 değeri $4,93 \pm 0,89$ MPa olarak elde edildi. Ayrıca Kim ve ark.

(246) çalışmalarında %40 HF uygulamasının SBS₁'i arttırdığını rapor ettiler. Bu tez çalışmasının bulguları sonucunda ise, %40 HF uygulaması SBS₁ değerlerini anlamlı olarak azalttı (P<0,05). Tez çalışmasında %40 HF ve %20 HF için elde edilen değerler, Kim ve ark. (248)'ın çalışmalarındaki değerlerden düşüktür. Bu tez ile Kim ve ark. (248)'nın çalışmasının sonuçları arasındaki farkın, kullanılan yüksek viskoziteli rezin simanın monolitik zirkonya materyalinin yüzeyinde oluşan mikro boşluklara düşük viskoziteli primer kadar etkin nüfuz edememesinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir (310,311). Bu tez çalışmasında farklı siman tiplerinin bağlanma dayanımına etkisinin karşılaştırılmamış olması çalışma için bir sınırlamadır.

Bu çalışmada Grup C için kaydedilen SBS₂ değeri 12,57±5,51 MPa'dır. Şanal ve Kılınç (277), çalışmalarında güncel monolitik zirkonya materyaline bu tez çalışmasındakine benzer sinterleme prosedürü uyguladıkları grupta MDP içerikli simanla kumlama uygulanmış zirkonya arasındaki SBS₂ değerlerinin 2.88±0.65 MPa olduğunu bildirdiler. Şanal ve Kılınç (277), yaşlandırma yöntemi olarak 20 yıla denk gelen bir suda bekletme uygulanmışken tez çalışmasında 6 aya denk gelen bir termal döngü uygulanmıştır. İki çalışma arasındaki farkın yaşlandırma prosedürleri arasındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca bu tez çalışmasındakine benzer zirkonya materyali ve MDP içerikli siman kullanılan bir çalışmada, kumlama işlemi için elde edilen SBS₂ değeri 13.34±1.13 MPa olarak bildirildi (308) ve elde edilen sonuç mevcut tez çalışması ile benzerlik göstermektedir.

Bu tez çalışmasında Grup K20HF ve Grup K40HF için SBS₂ değerleri sırasıyla 11,75±5,66 MPa ve 8,23±2,34 MPa olarak kaydedildi. Lee ve Lee (19), çalışmalarında sinterlemeden önce kumlama, sinterlemeden sonra %20 HF uyguladıkları geleneksel zirkonya materyalinin MDP içerikli simanla olan SBS₂ değerinin 1,59±0,21 MPa olduğunu rapor ettiler. İki çalışmada farklı içeriklere sahip zirkonyalar kullanıldığı için HF'in etkisi değişebilmektedir. Ayrıca tercih edilen siman tiplerinin içerikleri de aynı değildir. Bu sebeplerle SBS₂ değerlerinin farklılık gösterdiği düşünülmektedir. Ayrıca Lee ve Lee (19) çalışmalarında %40 HF uygulanan grupta ise zirkonya ile siman arasındaki SBS₂ değerinin 5,08±1,57 MPa

olduğunu bildirdiler. Bu bulgu tez çalışmasında %40 HF için elde edilen ve $7,87 \pm 4,70$ MPa olarak hesaplanan SBS₂ değeri ile benzerlik göstermektedir.

Lee ve Lee (19)'nin çalışmalarında sinterlemeden önce kumlama yapılan örneklere 1 saat süreyle %40 HF uygulaması ile deney grupları arasında en yüksek SBS₂ değerleri (5.08 ± 1.57) elde edildi. Bu tez çalışmasında en yüksek SBS₂ değerleri Grup C için hesaplandı ($P > 0,05$). SBS₂ değerleri incelendiğinde yüzey işlemleri arasında anlamlı farklılık bulunmadığı görüldü ($P > 0,05$). Bu çalışmada incelenen monolitik zirkonya materyali için yaşlandırma öncesi ve sonrası SBS değerleri tüm gruplar için artış göstermiştir ($P > 0,05$). MDP monomer içeren rezin simanların zirkonyayla olan bağlanma dayanımı kısa dönem yaşlandırma koşulları sonrasında değerlendirilen çalışmalar bulunmaktadır (290,294,312–314). Yaşlandırma sonrasında Senyilmaz ve ark. (288) ile D'Amario ve ark. (312) MDP içeren simanın zirkonya seramiklere olan bağlanma dayanım değerlerinin düştüğünü, Piwowarczyk ve ark. (294) arttığını ve Özcan ve ark. (312) ise bu değerlerin 0'a kadar indiğini belirttiler. Bu çalışmanın sonuçları zirkonya ile rezin siman arasındaki SBS değerlerinin yaşlandırma sonrası artış gösterdiğini savunan Piwowarczyk ve ark. (294) ile uyumluluk göstermektedir.

Piwowarczyk ve ark (294), yaptıkları çalışmada zirkonya yüzeyine 100 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işlemi uygulayarak kısa dönem yaşlandırma uyguladılar. Yaşlandırma öncesi elde ettikleri zirkonya- rezin siman arası SBS değeri 9,7 MPa iken yaşlandırmadan sonra 12,7 MPa'ya yükseldi. Bu tez çalışmasında kumlama işlemi için zirkonya-rezin siman arasında hesaplanan SBS₁ ve SBS₂ değerleri sırasıyla $10,99 \pm 2,65$ MPa ve $12,57 \pm 5,51$ MPa'dır. Piwowarczyk ve ark (294) tarafından rapor edilen değerlerle benzerlik göstermektedir.

Seramik gibi kırılğan yapıya sahip malzemelerin dayanımını değerlendirmek için, eğme dayanımı testi genellikle anlamlı ve güvenilir bir metot olarak kabul edilir (315). Materyalin eğilme dayanımı, 3 nokta (218,316) ve 4 nokta (317,318) eğilme dayanımı testleri ya da biaksiyal eğilme dayanımı testiyle ölçülebilir. 3 nokta ve 4 nokta gibi tek eksenli eğme testleri, örneklerin kenarlarındaki çatlaklara ve hazırlanırken yüzeyinde meydana gelen vertikal çatlaklara hassastır bu sebeple elde edilen sonuçlar materyalin gerçek dayanım değerlerinden daha düşüktür (319,320).

Biaksiyal eğme testleri kırılğan özelliğe sahip materyallerle çalışmak için daha güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Biaksiyal eğme dayanımı testinde kenar başarısızlıkları elimine edilebilir çünkü maksimum gerilim stresleri santral yükleme alanında oluşmaktadır (235). Bu çalışmada kırılğan özelliğe sahip olan monolitik zirkonya materyali incelendiği için biaksiyal eğme dayanımı testi tercih edildi.

Zirkonyanın faz dönüşümünü ve mekanik özelliklerini inceleyen bir çalışmada biaksiyal eğme dayanımı testi kullanıldı (25). Zucuni ve ark. (321) ile Mota ve ark. (25)'nin yaptığı çalışmalarda örneklerin yüzey işlemi görmüş yüzeyleri destekleyici 3 topa bakacak şekilde aşağıda yönlü konumlandırıldı. Bunun sebebinin işlem görmüş yüzeylerin gerilim tarafları olduğundan kaynaklandığını bildirildi (321). Bu tez çalışmasında tüm bu literatür bilgileri ışığında ve ISO 6872 standartlarına bağlı olarak, zirkonya örneklerin işlem görmüş yüzeyleri destekleyici 3 topa bakacak biçimde konumlandırıldı.

Zirkonya materyalinin metastabil faz yapısı sebebiyle, yapılan yüzey işlemlerinin etkisi sonucunda yüzeyde stres oluşturan işlemler t-m faz dönüşümüne neden olabilmektedir (229,322,323). Yüzey işlemlerinin zirkonyanın dayancı üzerine etkisi, yapılan işlemlerin şiddetine ve miktarına, kullanılan partiküllerin gren boyutuna, uygulanan kuvvete, kullanılan soğutma yöntemine ve lokal olarak ortaya çıkan sıcaklık artışına bağlıdır (132,150,324). Bu çalışmada yüzey işlemlerinin ve yapay yaşlandırmanın mekanik dayanca etkilerinin değerlendirilebilmesi için yüzey işlemleri sonrasında ve gruplara yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra biaksiyel eğme testi uygulandı.

2-yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre yaşlandırma işlemi ve uygulanan yüzey işleminin BFS değerlerini anlamlı olarak etkilediği görüldü ($P \leq 0,005$). Yaşlandırma ile yüzey işleminin etkileşiminin ise BFS değerleri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı bulundu ($P > 0,05$). Bu nedenle, bu çalışmanın “güncel monolitik zirkonya materyaline farklı yüzey işlemlerinin uygulanmasının erken ve geç dönem biaksiyal eğme dayanımına etkisi yoktur.” şeklinde kurulan ikinci sıfır hipotezimiz reddedildi.

Flamant ve Anglada (27), yaptıkları çalışmada altyapı olarak kullanılan ve %3 Y₂O₃ içeren %40 HF'nin 30, 60, 120 dk kadar uygulanmasının, materyalin yüzey bütünlüğüne, eğilme mukavemetine ve hidrotermal bozulmaya karşı direncine etkilerini inceledi. Tüm asitlenmiş gruplar, sadece cila işlemi yapılmış kontrol grubundan önemli ölçüde daha düşük bir mukavemet sergiledi. Flamant ve Anglada (27) %40 HF'in 1 saat uygulandığı grupta BFS₁ değerinin 1000 MPa olduğu bildirirken bu tez çalışmasında 1 saat %40 HF uygulanan grup için BFS₁ değeri 433,20±28,28 MPa olarak elde edildi. Altyapı olarak kullanılan ilk nesil zirkonyanın monolitik zirkonyadan daha yüksek dayanca sahip olduğu bilinmektedir (325). Bu tez çalışmasının sonuçları ile Flamant ve Anglada'nın çalışmasının sonuçları arasındaki farklılığın ilgili çalışmada değerlendirilen materyalin altyapı zirkonyası iken tez çalışmasında incelenen materyalin ise monolitik zirkonya olmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Stawarczyk ve ark. (326)'nın yeni nesil monolitik zirkonyaların 4 nokta eğilme dayanım testi kullanarak inceledikleri çalışmalarında materyalin kırılma dayanımının 611-784 MPa arasında olduğunu belirttiler. İlgili çalışmada kullanılan analiz yöntemi 4 nokta bükme testi olup, çalışmamızda kullanılan biaksiyal bükme testinin sonuçları ile tam olarak kıyaslanamamaktadır. Şen ve ark. (327) ise 3Y-TZP ve 5Y-TZP materyallerini farklı derecelerde sinterleme derecelerine tabi tutarak, tüm grupların biaksiyal eğme dayanımı testi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında 5Y-TZP için 908±83 MPa kırılma dayanımı rapor ettiler. Şen ve ark. (327) çalışmalarında monolitik zirkonyum örnekler kumlama ya da başka herhangi bir yüzey işlemi yapmamışlardır. Bu tez çalışmasında ise örnekler kumlama ve HF uygulanması işlemlerine tabi tutulmuşlardır. Şen ve ark. (327) tarafından rapor edilen biaksiyal bükme testinin sonuçlarının bu tez çalışmasındaki sonuçlardan daha yüksek olmasının ilgili çalışmada yüzey işlemi yapılmamış olmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Vila-Nova ve ark. (325) , bu tez çalışmasında değerlendirdiğimiz üçüncü nesil monolitik zirkonya materyaline benzer bir materyal olan Prettau Anterior için 3 nokta eğme testiyle elde ettikleri değeri 528 MPa bildirdiler. Kullanılan test yöntemleri farklı olduğu için iki çalışma arasında tam olarak kıyaslama yapılamasa da elde edilen dayanç değerlerinin benzer olduğu görülmektedir.

Bu çalışmada elde edilen bulgular sonucunda HF uygulanan gruplar için kumlama uygulanan gruplardan daha fazla BFS₁ değerleri elde edildi ($P<0,05$). BFS₁ değerleri incelendiğinde en yüksek biaksiyal eğme dayanımının Grup 40HF için elde edildiği görülürken ($P<0,05$), Grup 20HF için Grup 40HF'ye benzer BFS₁ değerleri elde edildi ($P>0,05$). İncelenen yüzey işlemleri arasında en düşük BFS₁ değeri ise grup K40HF için elde edildi ($P<0,05$). Kumlama uygulanan gruplar, sadece HF uygulanan gruplarla kıyaslandığında önemli derecede daha düşük eğilme dayanımı değerleri gösterdi. Bu durumun Al₂O₃ ile kumlamanın, zirkonyanın yüzeyinde oluşturduğu derin yüzey çatlaklarının ve çiziklerin stres odakları oluşturmasına bağlı olarak materyalinin yorulma dayanımının azaltılmasına (2,78,152); kumlamaya ek olarak HF uygulanmasının kumlamanın oluşturduğu çatlaklara asidin nüfuz ederek zirkonyanın iç yapısına daha fazla etki etmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Flamant ve Anglada (27) altyapı zirkonyasını inceledikleri çalışmalarında 1 saat %40 HF uygulanan grupların BFS₂ değerini 1100 MPa olduğunu ve yaşlandırmanın eğilme mukavemetini etkilemediğini bildirdiler. Bu tez çalışmasında 1 saat %40 HF uygulanan grupta BFS₂ değerinin $466,55\pm35,75$ MPa olduğu kaydedildi. BFS₂ değerleri incelendiğinde en yüksek biaksiyal eğme dayanımının grup 40HF için elde edildiği görülmektedir ($P<0,05$). Tez çalışmasının bulgularına göre Grup C için elde edilen BFS₂ değeri $368,66\pm23,57$ MPa idi. Munoz ve ark. (255) bu tez çalışmasında değerlendirdiğimiz üçüncü nesil monolitik zirkonya materyali ile benzer içeriğe sahip Prettau Anterior'a hidrotermal yaşlandırma ve mekanik yaşlandırma uyguladılar ve BFS₂ değerlerini hidrotermal yaşlandırma için $721,8\pm208,7$ MPa, mekanik yaşlandırma için $552,3\pm89,2$ MPa olduğunu bildirdiler. Bu tez çalışmasında yapay yaşlandırmadan önce örneklerin yüzeyine kumlama ve HF gibi işlemler uygulandığı için tam olarak kıyaslama yapılamasa da mekanik yaşlandırma uygulanan grup ile Grup C için elde edilen BFS₂ değerleri benzerdir.

Mota ve ark. (298) otoklav yaşlandırması ve yorulma testlerinden sonra zirkonyanın faz dönüşümü ve mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında 24 saat otoklav yaşlandırmasından sonra bile, zirkonya tipinden bağımsız olarak biaksiyal eğilme dayanımının istatistiksel olarak önemli ölçüde arttığını rapor ettiler. Ayrıca Flamant ve Anglada (27)'nin yaptıkları çalışmada HF uygulanmış

gruplarda termal döngüden sonra eğilme dayanımının sabit kaldığı veya arttığı gözlemlendi. Eğilme dayanımının artması iki sebebe bağlandı. Birincisi HF uygulanmış örneklerin yaşlanması, kırılmadan sorumlu kritik kusurlarda bir değişikliğe neden olabileceği; ikincisi ise yaşlanmanın, asitlenmiş örneklerin yüzeyindeki stres dağılımında bir değişikliğe neden olabileceğidir. Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular sonucunda incelenen monolitik zirkonya materyali için BFS₁ ve BFS₂ değerleri Grup C ve Grup K20HF için istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermiş olsa da ($P < 0,05$), Grup K40HF, Grup 20HF ve Grup 40HF için olan artış istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P > 0,05$). Yukarıda bahsedilen iki çalışma ile uyumlu olarak bu çalışmada otoklav yaşlandırmasının BFS değerlerini arttırdığını gösterdi.

Sato ve Shimada, zirkonya içeriğinin %6 Y₂O₃'e çıkartılmasının sonucunda yapının içindeki tetragonal faz, daha stabil kübik faza dönüştüğünden yapıda monoklinik faz tespit edemediklerini rapor etmişlerdir (328). Benzer şekilde, Pereira ve ark. (254) çeşitli zirkonya materyallerine 134°C de 20 saat otoklav ile yaşlandırma uygulamadan önce ve sonra mikroyapısını ve dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında; yapay yaşlandırmadan sonra üçüncü nesil zirkonya materyalinin mekanik dayanıklılığında herhangi bir değişiklik kaydetmemekle birlikte yapıda sadece tetragonal ve kübik faz bulunduğunu, monolitik fazın gözlenmediği bildirildiler. Munoz ve ark. (255) 134°C'de 8 saatlik yapay yaşlandırma sonrasında üçüncü nesil zirkonya materyalleri için monoklinik faz saptamadıklarını bildirdiler. Bu tez çalışmasında rapor edilen XRD analizi sonuçları yukarıda bahsi geçen çalışmalarla uyumlu olup tüm gruplar için t-m faz dönüşümü görülmedi. HF uygulanan gruplarda tetragonal faz miktarı kumlama uygulanan gruplardan yüksekti. Kübik faz materyalin daha yüksek translüsensi özelliği göstermesi ile ilişkilidir (20). Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre incelenen yüzey işleme grupları arasında tetragonal ve kübik fazların dağılımları açısından farklılık bulunmaktadır. Bununla beraber bu tez çalışmasında yüzey işlemlerinin optik özelliklere etkisi incelenmemiştir. Bu durum çalışmamız için bir sınırlamadır. Bu konunun ileriki çalışmalarda incelenmesi gerektiği düşünülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir;

- 1) Tüm gruplar içerisinde, en yüksek SBS₁ ve SBS₂ değerleri Grup C için, en düşük SBS₁ ve SBS₂ değerleri Grup 40 HF için elde edildi.
- 2) Tüm yüzey işlemleri için SBS₁ ve SBS₂ değerleri arasında fark bulunmadı.
- 3) SBS₂ değerleri açısından gruplar arasında fark bulunmadı.
- 4) HF uygulanan gruplar için (Grup 20HF, Grup 40HF) elde edilen BFS₁ ve BFS₂ değerleri kumlama uygulanan gruplardan (Grup C, Grup K20HF, Grup K40HF) anlamlı olarak yüksek bulundu.
- 5) Yapay yaşlandırma, tüm gruplar için BFS₂ değerlerinin artmasına sebep oldu.
- 6) Erken ve geç dönemde, uygulanan yüzey işlemleri sonucunda hiçbir grupta monoklinik faza rastlanmadı.

Kısa dönem yaşlandırma sonucunda kumlama, %20 HF ve %40 HF için SBS değerleri arasında fark bulunamadı. Buna ek olarak kumlama materyalin dayancını HF uygulanmasına göre daha fazla azaltmaktadır. Kumlama işlemine alternatif olarak %20 HF ve %40 HF kullanımı önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. **Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub J.** Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent*, **2009** Winter; 4(4): 348-380.
2. **Ardlin BI.** 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*, **2002**; 18(8): 590-595.
3. **Denry I, Kelly JR.** State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, **2008**; 24(3): 299-307.
4. **Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT.** Ceramic steel? *Nature*, **1975**; 258(5537): 703-704.
5. **Piconi C, Maccauro G.** Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **1999**; 20(1): 1-25.
6. **Robert Kelly J.** Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, **2004**; 48(2): 513-530.
7. **Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P.** Biomechanical Compatibility and Design of Ceramic Implants for Orthopedic Surgery. *Ann N Y Acad Sci*, **1988**; 523(1): 234-256.
8. **Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN.** Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, **1989**; 23(1): 45-61.
9. **Christensen GJ.** Porcelain-fused-to-metal versus zirconia-based ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, **2009**; 140(8): 1036-1039.
10. **Tholey MJ, Swain MV, Thiel N.** Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dent Mater*, **2011**; 27(11): 1102-1110.
11. **Zhang Y, Lawn BR.** Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*, **2018**; 97(2): 140-147.
12. **Denry I, Kelly JR.** Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, **2014**; 93(12): 1235-1242.
13. **Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M.** Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater*, **2014**; 30(12): e419-e424.
14. **Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV.** The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dent Mater J*, **2015**; 34(5): 605-610.

15. **Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L.** Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*, **2017**; 118(2): 216–220.
16. **Aksoy İ, Seda V, Özkan Y.** Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*, **2012**; 6: 124-131
17. **Kelch M, Schulz J, Edelhoff D, Sener B, Stawarczyk B.** Impact of different pretreatments and aging procedures on the flexural strength and phase structure of zirconia ceramics. *Dent Mater*, **2019**; 35(10), 1439-1449.
18. **Cadore-Rodrigues AC, Prochnow C, Rippe MP, de Oliveira JS, Jahn SL, Foletto EL, et al.** Air-abrasion using new silica-alumina powders containing different silica concentrations: effect on the microstructural characteristics and fatigue behavior of a Y-TZP ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*, **2019**; 98: 11–19.
19. **Lee J-H, Lee C-H.** Effect of the Surface Treatment Method Using Airborne-Particle Abrasion and Hydrofluoric Acid on the Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia. *Dent J*, **2017**; 5(3): 23.
20. **Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y.** New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater*, **2019**; 35(5), 797-806.
21. **Elsayed A, Meyer G, Wille S, Kern M.** Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence Int (Berl)*, **2019**; 50(5): 344-348
22. **McInnes PM, Dickinson GL.** The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*, **1992**; 8(3): 181–184.
23. **Wille S, Zumstrull P, Kaidas V, Jessen LK, Kern M.** Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: phase transformation and flexural strength. *J Mech Behav Biomed Mater*, **2018**; 77: 171–175.
24. **Shahin R, Kern M.** Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging. *Dent Mater*, **2010**; 26(9): 922–928.
25. **Mota YA, Cotes C, Carvalho RF, Machado JPB, Leite FPP, Souza ROA, et al.** Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, **2017**; 105(7): 1972–1977.
26. **Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al.** Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, **2002**; 18(3): 269–275.

27. **Flamant Q, Anglada M.** Hydrofluoric acid etching of dental zirconia. Part 2: effect on flexural strength and ageing behavior. *J Eur Ceram Soc*, **2016**; 36(1): 135–145.
28. **Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B KE.** Tam Porselen Sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*, **2005**; 22(1): 41–48.
29. **Ubassy G.** Shape and Color: The Key to Successful Ceramic Restorations. Quintessence Pub Co; **1993**.
30. **Coşkun A, Yaluğ S.** Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhur. Dent J*, **2002**; 5(2): 97–102.
31. **Jones DW.** Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, **1985**; 29(4), 621-644.
32. **Rosenblum MA, Schulman A.** A Review of All-Ceramic Restorations. *J Am Dent Assoc*, **1997**; 128: 297–307.
33. **Anusavice KJ.** Mechanical Properties of Dental Materials. In: Phillip's Science of Dental Materials, 11. Baskı. St. Louis, Mo. : Saunders, **2003**.
34. **Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD.** Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996; 75(1), 18-32.
35. **Crispin BJ.** Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Tokyo: Quintessence Pub. Co, **1994**: 71-123.
36. **McLean JW.** The Science and Art of Dental Ceramics. 2. Baskı. Chicago: Quint. Pub. Co. Inc, **1980**; 45–48.
37. **Johnston JF, Phillips RW DR.** Modern practice in crown and bridge prosthodontics. WB Saunders Company, 3. Baskı. Philadelphia: WB Saunders Co, **1971**: 234-248.
38. **Craig RG.** Restorative Dental Materials. 10. Baskı. St.Louis: Mosby Inc; **1997**; 172–202.
39. **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE Aksu L.** Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara: AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; **1993**; 17: 183–223.
40. **O'Brein WJ.** Dental Materials and Their Selection. 3. Baskı. Chicago: Quintessence Pub Co; **2002**; 180–182.
41. **O'Brein WJ.** Dental Materials and Their Selection. 2. Baskı. Chigaco: Quint. Pub. Co. Inc, **1997**; 150–151.
42. **Naylor WP, Kessler JC KA.** Introduction to Metal Ceramic Technology. Chicago: Quint. Pub. Co. Inc; **1992**; 83-113.
43. **McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI.** The Science and Art of Dental Ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use. *Quintessence Publishing Company*, **1979**; 79-82.

44. **Akın E.** Diş Hekimliğinde Porselen, 3. Baskı, İstanbul: G.Ü Basım Evi ve Film Merkezi; **1990**; 7-10, 232-234.
45. **Mehl A, Hickel R.** Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, **1999**; 2(1): 9–35.
46. **Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B.** A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent*, **2004**; 6(1): 65–76.
47. **Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD.** Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, **1994**; 7(2): 149–154.
48. **Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G.** Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*, **2000**; 28(3): 163–177.
49. **Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ.** Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, **2007**; 98(5): 389–404.
50. **Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF.** Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*, **1995**; 74: 145–150.
51. **Seghi RR, Sorensen JA.** Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, **1995**; 8(3): 239–246.
52. **Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA.** Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent*, **2002**; 88: 4–9.
53. **Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA.** Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, **2002**; 88: 10–15.
54. **Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P.** Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, **1992**; 5(1): 9–16.
55. **Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ.** Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, **2000** Sep; 28(7): 529–535.
56. **Wassell RW, Walls AWG, Steele JG.** Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J*, **2002** Feb; 192(4):199-202, 205-211.
57. **Hondrum SO.** A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, **1992**; 67(6): 859–865.
58. **Wall JG, Cipra DL.** Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am*, **1992**; 36(3): 765–782.

59. **Gökçe SH.** In-Ceram Core (kor) Destekli Porselen Kronlarda Core Tasarımının Dayanıklılığa Etkisi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilim Enstitüsü, Ankara, Türkiye. **1999.**
60. **Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ.** Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont*, **1996**;9(1):30-37.
61. **Attia A, Kern M.** Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, **2004**; 92(6): 551–556.
62. **Van Noort R.** Introduction to Dental Materials. In: Dental Ceramics. 2. baskı. St Louis: Mosby Yearbook; **2002.**
63. **Zaimoğlu A; Can G.** Porselen-metal kronlar. 1. Baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; **2004**; 111–133.
64. **Stappert CFJ, Att W, Gerds T, Strub JR.** Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*, **2006**; 137(4): 514–522.
65. **Giordano RA.** Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, **1996**; 17(8): 779–782, 784-786.
66. **Kurbad A, Reichel K.** Multicolored ceramic blocks as an esthetic solution for anterior restorations. *Int J Comput Dent*, **2006** ;9(1): 69-82.
67. **Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP.** Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, **2000**; 13(5): 420-424.
68. **Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, Cockerill JJ.** Contemporary Fixed Prosthodontics. St. Louis. Mosby, Inc; **2001**; 380–416.
69. **Giordano RA 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R.** Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, **1995**; 73(5): 408-411.
70. **Yavuzılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E.** Tam Porselen Sistemleri I., *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2005**; 22: 41–48.
71. **Odman P, Andersson B.** Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, **2001**; 14(6): 504–509.
72. **Ottl P, Piwowarczyk A, Lauer HC, Hegenbarth EA.** The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **2000**; 20(2): 151–161.
73. **Wagner WC, Chu TM.** Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, **1996**; 76(2): 140–144.

74. **Van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C.** The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, **2001**; 85(3): 261–270.
75. **Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M.** Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, **2000**; 84(5): 506–513.
76. **Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK.** Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **2012**; 5: 132–411.
77. **Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, et al.** Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, **1998**; 19(16): 1489–1494.
78. **Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L.** The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, **1999**; 15(6): 426–433.
79. **Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH.** CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, **2004**; 20(7): 655–662.
80. **Bona A Della, Pecho OE, Alessandretti R.** Zirconia as a dental biomaterial. *Materials (Basel)*, **2015**; 8(8): 4978–4991.
81. **Sato T, Shimada M.** Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc*, **1985**; 68(6): 356.
82. **Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Sōmiya S.** Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. In: *Hydrothermal Reactions for Materials Science and Engineering*. Springer, **1989**; 396–398.
83. **Chevalier J, Gremillard L, Deville S.** Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res*, **2007**; 37: 1–32.
84. **McLaren EA, White SN, of Dentistry S.** Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent*, **2000**; 83(2): 216–222.
85. **Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolomé JF, Requena J, Moya JS, et al.** Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc*, **2003**; 23(15): 2975–2982.
86. **Swab JJ.** Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci*, **1991**; 26(24): 6706–6714.
87. **Deville S, Chevalier J, Gremillard L.** Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, **2006**; 27(10): 2186–2192.

88. **Mörmann WH, Bindl A.** The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int*, **1996**; 27(12): 821–828.
89. **Mörmann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I.** "Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro." Schweizerische Monatsschrift für Zahnmedizin = Rev Mens suisse d'odonto-stomatologie = Riv Mens Svizz di Odontol e Stomatol, **1985** Dec; 95(12): 1118–1129.
90. **Mörmann WH, Bindl A.** All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, **2002**; 46(2): 405–426.
91. **Touati B, Miara P, Nathanson D.** Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations. *Taylor & Francis*, **1999**; 139(11), 1541-1543.
92. **Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Roberson TM.** The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: A four-year study. *J Am Dent Assoc*, **1996**; 127(8): 1171–1181.
93. **Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E.** Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss*, **2007**; 3: 34–38.
94. **Eidenbenz S, Lehner CR, Schärer P.** Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*, **1994**; 7(2): 134–142.
95. **Koutayas SO, Kern M.** All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int (Berl)*, **1999**; 30(6): 383-392.
96. **Hager B, Odén A, Andersson B, Andersson L.** Procera AllCeram laminates: a clinical report. *J Prosthet Dent*, **2001**; 85(3): 231–2.
97. **Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH.** Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, **2000**; 84(4): 419–24.
98. **May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR.** Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, **1998**; 80(4): 394–404.
99. **Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR.** Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int (Berl)*, **1998**; 29(5): 285-296
100. **Anusavice K, Phillips R.** Science of Dental Materials, 11. Baskı. St. Louis, MO.: Saunders, **2003**.
101. **Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP.** Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, **2001**; 4(4): 243–262.
102. **Raigrodski AJ.** Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, **2004**; 48(2): 531–544.

103. **Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G.** The clinical performance of adhesives. *J Dent*, **1998**; 26(1), 1-20.
104. **Giordano 2nd RA.** CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc*, **2002**; 51(1): 12.
105. **Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş.** Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe üniversitesi diş hekim fakültesi Derg*, **2008**; 32(2): **58–72**.
106. **Abt E.** Computer-aided design/computer-aided manufacturing crown survival rates. *Evid Based Dent*, **2010**; 11(1): 25–26.
107. **Ghazy MH, Abo Madina MM, Aboushelib MN.** Influence of fabrication techniques and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental prostheses. *J Adhes Dent*, **2012**; 14(2): 161.
108. **Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P.** Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, **2005**; 113(2): 174–179.
109. **Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, et al.** Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J*, **2015**; 34(6): 910–917.
110. **Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Ha S-R.** Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*, **2016**; 115(6): 773–779.
111. **Reich S.** Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *Int J Comput Dent*, **2015**; 18(2): 131–146.
112. **Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al.** Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand*, **2015**; 73(8): 602–608.
113. **Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P.** Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand*, **2014**; 72(2): 145–153.
114. **Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M.** In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*, **2012**; 28(4): 449–456.
115. **Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA.** A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent*, **2016**; 116(2): 257–263.
116. **Ilie N, Stawarczyk B.** Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J Dent*, **2014**; 42(6): 684–690.

117. **de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ.** Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*, **2015**; 114(1): 59–66.
118. **Zesewitz TF, Knauber AW, Nothdurft FP.** Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont*, **2014**; 27(3): 264–266.
119. **Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al.** Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, **2014**; 35: 93–101.
120. **Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR.** Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*, **2013**; 29(12): 1201–1208.
121. **Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO.** The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent*, **2013**; 109(1): 22–29.
122. **Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M.** Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int (Berl)*, **2013**; 44(5): 393-405
123. **Amer R, Kürklü D, Kateeb E, Seghi RR.** Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *J Prosthet Dent*, **2014**; 112(5): 1151–1155.
124. **Lohbauer U, Reich S.** Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig*, **2017**; 21(4): 1165–1172.
125. **Moscovitch M.** Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **2015**; 35(3): 315-323.
126. **Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V.** Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, **2004**; 20(5): 449–456.
127. **Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN.** Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent*, **2011**; 106(3): 145–152.
128. **Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain M V.** Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, **2005**; 33(1): 9–18.
129. **Albakry M, Guazzato M, Swain MV.** Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*, **2004**; 32(2): 91–99.
130. **Denry IL, Holloway JA.** Effect of crystallization heat treatment on the microstructure and biaxial strength of fluorrichterite glass-ceramics. *J Biomed*

Mater Res Part B Appl Biomater An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater, **2007**; 80(2): 454–459.

131. **Juy A, Anglada M.** Surface phase transformation during grinding of Y-TZP. *J Am Ceram Soc*, **2007**; 90(8): 2618–2621.
132. **Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, et al.** Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*, **2002**; 81(7): 487–491.
133. **Wong ACH, Tian T, Tsoi JKH, Burrow MF, Matinlinna JP.** Aspects of adhesion tests on resin–glass ceramic bonding. *Dent Mater*, **2017**; 33(9): 1045–1055.
134. **Awad MM, Alqahtani H, Al-Mudahi A, Murayshed MS, Alrahlah A, Bhandi SH.** Adhesive bonding to computer-aided design/computer-aided manufacturing esthetic dental materials: an overview. *J Contemp Dent Pract*, **2017**; 18(7): 622–626.
135. **Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A.** Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc*, **2011**; 142: 20–24.
136. **Dutra DAM, Pereira GKR, Kantorski KZ, Exterkate RAM, Kleverlaan CJ, Valandro LF, et al.** Grinding with diamond burs and hydrothermal aging of a Y-TZP material: effect on the material surface characteristics and bacterial adhesion. *Oper Dent*, **2017**; 42(6): 669–678.
137. **de Mello CC, Bitencourt SB, dos Santos DM, Pesqueira AA, Pellizzer EP, Goiato MC.** The effect of surface treatment on shear bond strength between Y-TZP and veneer ceramic: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont*, **2018**; 27(7): 624–635.
138. **Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV.** Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. **2014**; 102(2): 395–413.
139. **Külünk Ş, Külünk T, Kavut I, Saraç D, Kunt GE.** Fracture strength of surface treated zirconia based multilayer CAD/CAM ceramic crowns. *Turkiye Klin Dishekim Bilim Derg*, **2017**; 23(3): 174–183.
140. **Wood DJ, Bubb NL, Millar BJ, Dunne SM.** Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etch-resistant dental ceramics. *J Prosthet Dent*, **1997**; 78(3): 275–280.
141. **Özcan M, Vallittu PK.** Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*, 2003; 19(8), 725–731
142. **Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM.** In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent*, **2006**; 95(4): 302–310.

143. **Özcan M, DüNDAR M, Erhan Çömlekoğlu M.** Adhesion concepts in dentistry: Tooth and material aspects. *Journal of Adhesion Science and Technology*, **2012**; 26(24), 2661-2681.
144. **Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K.** Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent*, **2003**; 5(2): 153-162.
145. **Xible AA, De Jesus TAVAREZ RR, De Araujo CDRP, Bonachela WC.** Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, **2006**; 95(3): 224-229.
146. **Khan AA, Al Kheraif AA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD.** Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to zirconia: a review. *J Adhes Dent*, **2017**; 19(1): 7–19.
147. **Van As G.** Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin*, **2004**; 48(4): 1017–1059.
148. **Gokce B, Özpınar B, DüNDAR M, Cömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA.** Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*, **2007**; 32(2): 173–178.
149. **Trajtenberg CP, Pereira PN, Powers JM.** Resin bond strength and micromorphology of human teeth prepared with an Erbium: YAG laser. *Am J Dent*, **2004**; 17(5): 331.
150. **Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain M V.** Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*, **2005**; 33(1), 9-18.
151. **Dérاند P, Dérاند T.** Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, **2000**; 13(2): 131-135.
152. **Kosmač T, Oblak Č, Jevnikar P, Funduk N, Marion L.** Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater*, **2000**; 53(4): 304–13.
153. **Matinlinna JP, Lassila LVJ, Vallittu PK.** The effect of a novel silane blend system on resin bond strength to silica-coated Ti substrate. *J Dent*, **2006**; 34(7): 436–43.
154. **Yoshida K, Yamashita M, Atsuta M.** Zirconate coupling agent for bonding resin luting cement to pure zirconium. *Am J Dent*, **2004**; 17(4): 249–52.
155. **Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M.** Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater*, **2006**; 77(1): 28–33.

156. **Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B.** In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, **2004**; 91(4): 356–362.
157. **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): 430–436.
158. **Laufer BZ, Nicholls JI, Townsend JD.** SiO_x-C coating: a composite-to-metal bonding mechanism. *J Prosthet Dent*, **1988**; 60(3): 320–327.
159. **Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF.** Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*, **2006**; 22(3): 283–290.
160. **Uludamar A, Akalin B, Ozkan YK.** Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhur Dent J*, **2011**; 14(2): 140–153.
161. **Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP.** The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent*, **2005**; 93(3): 253–259.
162. **Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ.** Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent*, **2007**; 98(5): 379–388.
163. **Blatz MB, Sadan A, Kern M.** Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, **2003**; 89(3), 268-274.
164. **Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT.** Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*, **2003**; 90(1): 18–23.
165. **O'Brien WJ.** Dental materials and their selection. **2002**.
166. **Ladha K, Verma M.** Conventional and contemporary luting cements: an overview. *J Indian Prosthodont Soc*, **2010**; 10(2): 79–88.
167. **Kurata S, Umemoto K.** Effect of aluminoborate whiskers on mechanical properties of polycarboxylate cements. *Dent Mater J*, **2008**; 27(4): 561–564.
168. **Yamazaki A, Hibino Y, Honda M, Nagasawa Y, Hasegawa Y, Omatsu J, et al.** Effect of water on shear strength of glass ionomer cements for luting. *Dent Mater J*, **2007**; 26(5): 708–712.
169. **Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK.** Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*, **2011**; 2011(2): 150–162.

170. **Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J.** Contemporary Fixed Prosthodontics. 4. Baskı. Chicago: St Louis Mosby. **2006**; 223.
171. **Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J.** Craig's Restorative dental materials. 14. Baskı St. Louis, Missouri: Elsevier. **2019**; 9.
172. **Wilson AD.** Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont*, **1990**; 3(5): 425-429.
173. **Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR.** Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, **1999**; 81(2): 135–141.
174. **Azillah MA, Anstice HM, Pearson GJ.** Long-term flexural strength of three direct aesthetic restorative materials. *J Dent*, **1998**; 26(2): 177–182.
175. **McLean JW.** The science and art of dental ceramics. *Oper Dent*, **1991**; 16(4):1-49.
176. **García-Godoy F.** Resin-based composites and compomers in primary molars. *Dent Clin North Am*, **2000**; 44(3): 541–570.
177. **Ruse ND.** What is a "compomer"? *J Can Dent Assoc*, **1999**; 65(9): 500–504.
178. **Barghi N.** Enhancing the esthetics of porcelain veneers with luting resin. *Contemp Esthet*, **1998**; 1–10.
179. **Simon JF, Darnell LA.** Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995)*, **2012**; 33(1): 28–30.
180. **Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T.** Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater*, **2009**; 25(9): 1104–1108.
181. **Stamatacos C, Simon JF.** Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995)*, **2013**; 34(1): 42.
182. **Pegoraro TA, da Silva NRFA, Carvalho RM.** Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am*, **2007**; 51(2): 453–471.
183. **Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT.** Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*, **2011**; 38(4): 295–314.
184. **Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M.** Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent*, **2006**; 8(5): 327-335.

185. **Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T.** Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dent Mater J*, **2007**; 26(6): 906–914.
186. **Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G.** Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater*, **2004**; 20(2): 191–197.
187. **Belli R, Pelka M, Petschelt A, Lohbauer U.** In vitro wear gap formation of self-adhesive resin cements: a CLSM evaluation. *J Dent*, **2009**; 37(12): 984–993.
188. **Geis-Gerstorfer J.** In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent*, **1994**; 22(4): 247–251.
189. **Gale MS, Darvell BW.** Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, **1999**; 27(2): 89–99.
190. **Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL.** Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*, **1996**; 12(5–6): 290–294.
191. **Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al.** Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci*, **2007**; 115(5): 417–424.
192. **Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H.** In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*, **2000**; 79(6): 1385–1391.
193. **Ohno H, Araki Y, Endo K, Yamane Y, Kawashima I.** Evaluation of water durability at adhesion interfaces by peeling test of resin film. *Dent Mater J*, **1996**; 15(2): 183–192.
194. **De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al.** Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, **2003**; 82(2): 136–140.
195. **Harada K, Shinya A, Gomi H, Hatano Y, Shinya A, Raigrodski AJ.** Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *J Prosthet Dent*, **2016**; 115(2): 215–223.
196. **Ramesh S, Lee KYS, Tan CY.** A review on the hydrothermal ageing behaviour of Y-TZP ceramics. *Ceram Int*, **2018**; 44(17): 20620–20634.
197. **Roy ME, Whiteside LA, Katerberg BJ, Steiger JA.** Phase transformation, roughness, and microhardness of artificially aged yttria-and magnesia-stabilized zirconia femoral heads. *J Biomed Mater Res Part A An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater*, **2007**; 83(4): 1096–1102.

198. **Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G.** 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 An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater*, **2005**; 72(2): 239–245.
199. **Atay MT, Ahmet BSO, Özel GS.** Ağız Ortamının Simülasyonu Açısından Termal ve Loading Siklusun Önemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*, **2016**; 26(4): 88-93
200. **Jefferies SR.** The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, **1998**; 42(4): 613–627.
201. **Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF.** Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, **1995**; 22(6): 421–427.
202. **Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M.** Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*, **2003**; 16(1): 74-77.
203. **Sanches RP, Otani C, Damião AJ, Miyakawa W.** AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron*, **2009**; 40(4): 502–506.
204. **Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH.** Roughness parameters. *J Mater Process Technol*, **2002**; 123(1): 133–145.
205. **Alaçakir A, Tan E, Aladli F, Pervan O, Güven O.** Investigation of morphological effects of gamma irradiation on secondary coating surface of optical fibers by atomic force microscopy. *Radiat Phys Chem*, **1995**; 46(4–6): 1295–1298.
206. **Mironov VL.** Fundamentals of scanning probe microscopy. *Nizhniy Novgorod*, **2004**; 5.
207. **Demirel F, Yüksel G, Muhtarogulları M, Çekiç C.** Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Periodont Restor Dent*, **2005**; 25(3): 277-281.
208. **Tholt B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M.** Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*, **2006**; 31(4): 442–449.
209. **Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S.** Surface damages of zirconia by Nd: YAG dental laser irradiation. *Dent Mater J*, **2010**; 29(5): 536–541.
210. **Jeffree CE, Read ND.** Ambient-and low-temperature scanning electron microscopy. *Electron Microscop plant cells*, **1991**; 313: 413.
211. **Reimer L.** Electron scattering and diffusion. In: *Scanning Electron Microscopy*. Springer, **1998**; 57–134.

212. **Pittayachawan P.** Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics. *UCL (University College London)*, **2009**.
213. **Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH.** Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *J Am Ceram Soc*, **1989**; 72(10): 1960–1966.
214. **Buerger MJ.** X-Ray Crystallography. 4. Baskı. New York: John Wiley & Sons Inc.; **1958**.
215. **Kao HC, Ho FY, Yang CC, Wei WJ.** Surface machining of fine-grain Y-TZP. *J Eur Ceram Soc*, **2000**; 20(14–15): 2447–2455.
216. **Özcan M, Bernasconi M.** Adhesion to Zirconia Used for Dental Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent*, **2015**; 17(1): 7-26.
217. **Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ.** The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*, **1998**; 14(3): 212–221.
218. **White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA.** Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent*, **2005**; 94(2): 125–131.
219. **El Zohairy AA, De Gee AJ, De Jager N, Van Ruijven LJ, Feilzer AJ.** The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res*, **2004**; 83(5): 420–424.
220. **Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al.** Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, **1994**; 10(4): 236–240.
221. **Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H.** A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, **2010**; 104(4): 247–257.
222. **Della Bona A, Van Noort R.** Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*, **1995**; 74(9): 1591–1596.
223. **Shimoe S, Tanoue N, Yanagida H, Atsuta M, Koizumi H, Matsumura H.** Comparative strength of metal–ceramic and metal–composite bonds after extended thermocycling. *J Oral Rehabil*, **2004**; 31(7): 689–694.
224. **Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR.** Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater*, **2008**; 24(11): 1556–1567.
225. **Albakry M, Guazzato M, Swain MV.** Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, **2003**; 89(4): 374–380.

226. **Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tıraş T.** Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater*, **2011**; 27(8): 786–795.
227. **Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J.** Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, **2002**; 15(4): 339-346
228. **Sunnegårdh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JW V.** Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *Acta Odontol Scand*, **2003**; 61(2): 87–92.
229. **Karakoca S, Yilmaz H.** Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater An Off J Soc Biomater Japanese Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater*, **2009**; 91(2): 930–937.
230. **Craig RG.** Biocompatibility of dental materials. *Restor Dent Mater*, **2002**.
231. **Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y.** Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*, **1999**; 12(1): 28-37.
232. **Kelly JR.** Perspectives on strength. *Dent Mater*, **1995**; 11(2): 103–10.
233. **Coldea A, Swain M V, Thiel N.** In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater*, **2013**; 26: 34–42.
234. **Williams HA.** The science and art of dental ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use. Mosby: Quintessence Publishing Co, **1980**; 1: 233.
235. **Zeng K, Odén A, Rowcliffe D.** Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, **1996**; 9(5): 434-439.
236. **Hammad IA, Talic YF.** Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *J Prosthet Dent*, **1996**; 75(6): 602–608.
237. **Fett, T., Rizzi, G., Ernst, E., Müller, R., & Oberacker, R.** A 3-balls-on-3-balls strength test for ceramic disks. *Journal of the European Ceramic Society*, **2007**; 27(1): 1-12.
238. **ISO 6872.** Dentistry-Ceramic Materials. International Organization for Standardization. Geneva, Switzerland; **2008**.
239. **Kim M-J, Kim YK, Kim K-H, Kwon T-Y.** Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: surface chemical aspects. *J Dent*, **2011**; 39(11): 795–803.

240. **Garvie RC, Nicholson PS**, Phase analysis in zirconia systems, *Journal of the American Ceramic Society*, **1972**; 55(6): 303–305.
241. **Toraya H, Yoshimura MSS**, Calibration curve for quantitative analysis of the monoclinic tetragonal ZrO₂ system by X-rays diffraction, *Journal of the American Ceramic Society*, **1984**; 67 (6): c119–c121,
242. **Zandparsa R, Talua NA, Finkelman MD, Schaus SE**. An in vitro comparison of shear bond strength of zirconia to enamel using different surface treatments. *J Prosthodont*, **2014**; 23(2): 117–123.
243. **Taniş MÇ, Akay C, Karakiş D**. Resin cementation of zirconia ceramics with different bonding agents. *Biotechnol Biotechnol Equip*, **2015**; 29(2): 363–367.
244. **Colombo M, Gallo S, Padovan S, Chiesa M, Poggio C, Scribante A**. Influence of Different Surface Pretreatments on Shear Bond Strength of an Adhesive Resin Cement to Various Zirconia Ceramics. *Mater (Basel, Switzerland)*, **2020**; 13(3): 652.
245. **Moon J-E, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S, Ha S-R**. Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceram Int*, **2016**; 42(1): 1552–1562.
246. **Lee MH, Son JS, Kim KH, Kwon TY**. Improved resin-zirconia bonding by room temperature hydrofluoric acid etching. *Materials (Basel)*, **2015**; 8(3): 850–866.
247. **Flamant Q, Marro FG, Rovira JJR, Anglada M**. Hydrofluoric acid etching of dental zirconia. Part 1: etching mechanism and surface characterization. *J Eur Ceram So*, **2016**; 36(1): 121–134.
248. **Kim H-E, Lim M-J, Yu M-K, Lee K-W**. Changes in Bond Strength and Topography for Y-TZP Etched with Hydrofluoric Acid Depending on Concentration and Temperature Conditions. *Medicina (Kaunas)*, **2020**; 56(11): 568.
249. **Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Tam PL, Johansson CB**. Chemical Bonding to Novel Translucent Zirconias: A Mechanical and Molecular Investigation. *J Adhes Dent*, **2019**; 21(2): 107–116.
250. **Lümkemann N, Stawarczyk B**. Impact of hydrothermal aging on the light transmittance and flexural strength of colored yttria-stabilized zirconia materials of different formulations. *J Prosthet Dent*, **2020**: [10.1016/j.prosdent.2020.01.016](https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.016).
251. **Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A**. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int (Berl)*, **2007**; 38(9): 745-753.

252. **Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hämmerle CHF.** Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment. *J Dent*, **2012**; 40(9): 723–735.
253. **Chevalier J, Cales B, Drouin JM.** Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc*, **1999**; 82(8): 2150–2154.
254. **Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF.** Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*, **2018**; 85: 57–65.
255. **Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL.** The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *J Dent*, **2017**; 63, 94-102
256. **Derand T, Molin M, Kvam K.** Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*, **2005**; 21(12): 1158–1162.
257. **Usumez A, Inan O, Aykent F.** Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*, **2004**; 71(1): 196-200.
258. **Kern M, Barloi A, Yang B.** Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*, **2009**; 88(9): 817–822.
259. **Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, et al.** Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent*, **2011**; 20(2): 84–92.
260. **Kulunk Ş, Kulunk T, Ural Ç, Kurt M, Baba S.** Effect of air abrasion particles on the bond strength of adhesive resin cement to zirconia core. *Acta Odontol Scand*, **2011**; 69(2): 88–94.
261. **Kern M.** Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater*, **2015**; 31(1): 8–14.
262. **Tsuo Y, Yoshida K, Atsuta M.** Effects of alumina-blasting and adhesive primers on bonding between resin luting agent and zirconia ceramics. *Dent Mater J*, **2006**; 25(4): 669–674.
263. **Chintapalli RK, Rodriguez AM, Marro FG, Anglada M.** Effect of sandblasting and residual stress on strength of zirconia for restorative dentistry applications. *J Mech Behav Biomed Mater*, **2014**; 29: 126–137.
264. **Addison O, Cao X, Sunnar P, Fleming GJP.** Machining variability impacts on the strength of a ‘chair-side’CAD–CAM ceramic. *Dent Mater*, **2012**; 28(8): 880–887.

265. **Lundberg K, Wu L, Papia E.** The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: a systematic review. *Acta Biomater Odontol Scand*, **2017**; 3(1): 8–20.
266. **Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F.** Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg*, **2010**; 28(6): 801–808.
267. **Spohr AM, Borges GA, Júnior LHB, Mota EG, Oshima HMS.** Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg*, **2008**; 26(3): 203–208.
268. **Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T.** Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci*, **2013**; 28(1): 259–266.
269. **Stübinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R.** Effect of Er:YAG, CO(2) and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers Surg Med*, **2008**; 40(3): 223–228.
270. **Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H.** Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod its Const Soc Am Board Orthod*, **2005**; 128(5): 630–637.
271. **Xie H, Chen C, Dai W, Chen G, Zhang F.** In vitro short-term bonding performance of zirconia treated with hot acid etching and primer conditioning etching and primer conditioning. *Dent Mater J*, **2013**; 32(6): 928–938.
272. **Moon J, Kim S, Lee J, Ha S, Choi Y.** The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater*, **2011**; 27(7): 651–663.
273. **Smielak B, Klimek L.** Effect of hydrofluoric acid concentration and etching duration on select surface roughness parameters for zirconia. *J Prosthet Dent*, **2015**; 113(6): 596–602.
274. **Bona A Della, Borba M, Benetti P, Cecchetti D.** Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Braz Oral Res*, **2007**; 21(1): 10–15.
275. **Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ.** Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont Implant Esthet Reconstr Dent*, **2010**; 19(5): 340–346.
276. **Xie H, Cheng Y, Chen Y, Qian M, Xia Y, Chen C.** Improvement in the Bonding of Y-TZP by Room-temperature Ultrasonic HF Etching. *J Adhes Dent*, **2017**; 19(5): 425–433.

277. **Sanal FA, Kilinc H.** Do different sintering conditions influence bond strength between the resin cements and a currently used esthetic zirconia? *J Adhes Sci Technol*, **2020**; 34(16): 1809–1822.
278. **Heikkinen TT, Matinlinna JP, Vallittu PK, Lassila LVJ.** Long term water storage deteriorates bonding of composite resin to alumina and zirconia short communication. *Open Dent J*, **2013**; 7: 123–125.
279. **Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M.** In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, **2009**; 25(4): 494–499.
280. **Lung CYK, Kukk E, Matinlinna JP.** Shear bond strength between resin and zirconia with two different silane blends. *Acta Odontol Scand*, **2012**; 70(5): 405–413.
281. **Heikkinen TT, Lassila LVJ, Matinlinna JP, Vallittu PK.** Thermocycling effects on resin bond to silicized and silanized zirconia. *J Adhes Sci Technol*, **2009**; 23(7–8): 1043–1051.
282. **Standardization IO for.** Dentistry-polymer-based crown and bridge materials. Global Engineering Documents; **1992**.
283. **Kandemir S.** Başarısız sabit protezlerin (köprülerin) söküm nedenleri ile işlev sürelerinin araştırılması. *Ege Diş Hek Fak Derg*, **1992**;13.
284. **Şermet B, Değer S, İşsever H.** Sabit protetik restorasyonların ağızda kalma sürelerinin ve söküm nedenlerinin araştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*, **1997**; 14(1–2): 79–86.
285. **Walton JN, Gardner FM, Agar JR.** A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent*, **1986**; 56(4): 416–421.
286. **Valderhaug J.** A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol Scand*, **1991**; 49(1): 35–40.
287. **Burke FJ, Fleming GJP, Nathanson D, Marquis PM.** Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent*, **2002**; 4(1): 7–22.
288. **Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Vallittu PK.** Bonding of resin composite luting cements to zirconium oxide by two air-particle abrasion methods. *Oper Dent*, **2006**; 31(2): 248–255.
289. **Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R.** Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater*, **2009**; 25(3): 392–399.
290. **Senyilmaz DP, Palin WM, Shortall ACC, Burke FJT.** The effect of surface preparation and luting agent on bond strength to a zirconium-based ceramic. *Oper Dent*, **2007**; 32(6): 623–630.

291. **Kern M, Wegner SM.** Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, **1998**; 14(1): 64–71.
292. **Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CHF.** Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, **2006**; 22(2): 195–200.
293. **Wegner SM, Kern M.** Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent*, **2000**; 2(2): 139-147.
294. **Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA.** The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, **2005**; 30(3): 382–388.
295. **Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM.** Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent*, **2009**; 34(3): 280–287.
296. **Subaşı MG, İnan Ö.** Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to zirconia. *Lasers Med Sci.* **2014**; 29(1): 19–27.
297. **Gargari M, Gloria F, Napoli E, Pujia AM.** Zirconia: cementation of prosthetic restorations. Literature review. *Oral Implantol (Rome)*, **2010**; 3(4): 25.
298. **Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DCN.** Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent*, **1991**; 66(2): 187–192.
299. **ISO TS. 11405:** Dent Mater Adheres to tooth Structure. **2003**.
300. **DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z.** Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*, **1995**; 11(2): 126–131.
301. **Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH.** Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, **1997**; 76(6): 1298–1307.
302. **Ranjbar Omidi B, Karimi Yeganeh P, Oveisi S, Farahmandpour N, Nouri F.** Comparison of Micro-Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia With Different Surface Treatments Using Universal Adhesive and Zirconia Primer. *J Lasers Med Sci*, **2018**; 9(3): 200–206.
303. **Mahrous A, Radwan MM, Kamel SM.** Micro-Shear Bond Strength of Novel MDP Calcium-Fluoride-Releasing Self-Adhesive Resin Cement After Thermocycling. *Int J Periodont Restor Dent*, **2020**; 40(3): 445–455.
304. **Otani A, Amaral M, May LG, Cesar PF, Valandro LF.** A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dent Mater*, **2015**; 31(6): 648–656.
305. **Betamar N, Cardew G, Van Noort R.** Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent*, **2007**; 9(2): 159-168.

306. **Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA.** Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J*, **2008**; 27(6): 849–855.
307. **May LG, Passos SP, Capelli DB, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF.** Effect of silica coating combined to a MDP-based primer on the resin bond to Y-TZP ceramic. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, **2010**; 95(1): 69–74.
308. **Yang L, Chen B, Xie H, Chen Y, Chen Y, Chen C.** Durability of resin bonding to zirconia using products containing 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate. *J Adhes Dent*, **2018**; 20(4): 279–287.
309. **Salem RST, Ozkurt-Kayahan Z, Kazazoglu E.** In vitro evaluation of shear bond strength of three primer/resin cement systems to monolithic zirconia. *Int J Prosthodont*, **2019**; 32(6): 519–525.
310. **Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J.** Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J*, **2014**; 33(1): 79–85.
311. **Cho JH, Kim SJ, Shim JS, Lee K-W.** Effect of zirconia surface treatment using nitric acid-hydrofluoric acid on the shear bond strengths of resin cements. *J Adv Prosthodont*, **2017**; 9(2): 77–84.
312. **Özcan M, Kerkdijk S, Valandro LF.** Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clin Oral Investig*, **2008**; 12(3): 279–82.
313. **Özcan M, Nijhuis H, Valandro LF.** Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*, **2008**; 27(1): 99–104.
314. **D'Amario M, Campidoglio M, Morresi AL, Luciani L, Marchetti E, Baldi M.** Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics. *J Oral Sci*, **2010**; 52(3): 425–430.
315. **Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC.** The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*, **2007**; 23(8): 1018–1029.
316. **Fonseca RG, de Oliveira Abi-Rached F, Reis JM dos SN, Rambaldi E, Baldissara P.** Effect of particle size on the flexural strength and phase transformation of an airborne-particle abraded yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. *J Prosthet Dent*, **2013**; 110(6): 510–514.
317. **Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF.** Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*, **2008**; 36(5): 316–321.

318. **Zadeh PN, Lümckemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B.** Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent*, **2018**; 120(6): 948–954.
319. **Bhamra G, Palin WM, Fleming GJP.** The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material. *J Dent*, **2002**; 30(4): 153–160.
320. **Yilmaz H, Aydin C, Gul BE.** Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, **2007**; 98(2): 120–128.
321. **Zucuni CP, Guilardi LF, Fraga S, May LG, Pereira GKR, Valandro LF.** CAD/CAM machining Vs pre-sintering in-lab fabrication techniques of Y-TZP ceramic specimens: Effects on their mechanical fatigue behavior. *J Mech Behav Biomed Mater*, **2017**; 71: 201–208.
322. **Kosmač T, Oblak Č, Marion L.** The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram Soc*, **2008**; 28(5): 1085–1090.
323. **Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S.** Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J*, **2008**; 27(3): 408–414.
324. **Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR.** Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, **2009**; 4(2): 130-151.
325. **Vila-Nova TEL, de Carvalho IHG, Moura DMD, Batista AUD, Zhang Y, Paskocimas CA, et al.** Effect of finishing/polishing techniques and low temperature degradation on the surface topography, phase transformation and flexural strength of ultra-translucent ZrO₂ ceramic. *Dent Mater*, **2020**; 36(4): 126-139.
326. **Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T.** 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*, **2016**; 59: 128–138.
327. **Sen N, Sermet IB, Cinar S.** Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*, **2018**; 119(2): 308-401.
328. **Sato T, Shimada M.** Crystalline Phase Change in Ytria-Partially-Stabilized Zirconia by Low-Temperature Annealing. *J Am Ceram Soc*, **1984**; 67(10): C–212.